

T.C
DİCLE ÜNİVERSİTESİ
TIP FAKÜLTESİ
RADYODİAGNOSTİK ANABİLİM DALI

SEREBRAL SİNÜS VEN TROMBOZLARINDA 64 KESİTLİ
ÇKBT İLE YAPILAN SEREBRAL BT VENOGRAFİNİN
TANISAL DEĞERİ

UZMANLIK TEZİ
Dr. Rojbin CEYLAN TEKİN

TEZ YÖNETİCİSİ
Doç. Dr. Yaşar BÜKTE

DİYARBAKIR - 2010

TEŞEKKÜR

Uzmanlık eğitimim süresince yetişmemde büyük katkıları olan Anabilim Dalı Başkanımız Saygıdeğer hocam Prof. Dr. Aşur Uyar'a, değerli hocalarım Sayın Prof. Dr. Aslan Bilici'ye, çalışmanın planlanması, yürütülmesi ve yazım aşamalarında yardımlarını esirgemeyen, tezimi hazırlamamda katkısı olan Doç. Dr. Yaşar Bükte'ye en içten şükranlarımı sunarım.

Bu çalışmam ve uzmanlık eğitimim boyunca yardımlarını ve desteğini esirgemeyen değerli eşim Recep Tekin'e, şu ana kadar bana destek veren, hiç bir fedakârlıktan kaçınmayan aileme, asistanlık eğitimim boyunca her türlü destek ve katkılarından dolayı asistan arkadaşlarıma, klinik hemşire ve çalışanlarına teşekkürlerimi sunarım.

İÇİNDEKİLER

1. GİRİŞ VE AMAÇ	1
2. GENEL BİLGİLER	2
2.1 SEREBRAL VENÖZ HİSTOLOJİ.....	2
2.2 SEREBRAL VENÖZ ANATOMİ.....	3
2.3 PATOLOJİ VE KLİNİK.....	13
2.4 SEREBRAL SİNÜS VEN TROMBOZUNDA RADYOLOJİK TANI YÖNTEMLERİ.....	18
3. GEREÇ VE YÖNTEM	44
4. BULGULAR.....	47
5. OLGU ÖRNEKLERİ.....	51
6. TARTIŞMA.....	57
KAYNAKLAR	65

TABLO VE ŞEKİL LİSTESİ

Tablo 1. Serebral ven trombozlarında etyoloji

Tablo 2. 64 dedektör multislice serebral venografi çekim protokolü

Tablo 3. Serebral sinüs ven trombozu saptanan olguların sosyodemografik ve ÇKBTA verileri

Şekil 1. Beynin ana venleri

Şekil 2. Sinüslerin şematik görünümü

Şekil 3. Yüzeyel ve derin serebral ven ve sinusler

Şekil 4. Nöroradyolojik sinüs-ven anatomisi

Şekil 5. Tek kesitli BT ve çok kesitli BT'nin sematik gösterimi

Şekil 6. Değişik firmaların ürettiği dedektörlerin şematik görünümleri

KISALTMALAR

BT :	Bilgisayarlı tomografi
MRG :	Manyetik rezonans görüntüleme
DSA :	Digital subtraction anjiografi
IV DSA :	İntravenöz DSA
IA DSA :	İntraarteriyel DSA
SVT :	Sinüs ven trombozu
BTA :	Bilgisayarlı tomografi anjiografi
MRA :	Manyetik rezonans anjiografi
ÇKBT :	Çok kesitli bilgisayarlı tomografi
MDBT :	Multi dedektör bilgisayarlı tomografi
DAS :	Data Acquisition system (Veri Elde Etme Düzeni)
MIP :	Maximum intensity projection
MPR :	Multiplanar reformat
CPR :	Curved multiplanar reformatlar
VRT :	Volume rendering teknik
SSD :	Shaded surface display
STS-MIP :	Sliding-thin-slab maximum intensity projection MIP
3D :	Üç boyutlu
2D :	İki boyutlu
TOF :	Time-of-flight
FLAIR :	Fluid attenuation inversion recovery

ÖZET

Serebral sinüs ven trombozu beynin arteriyel tıkalıcı hastalıklarına oranla daha nadir görülen bir durumdur. Bu konuda yapılmış epidemiyolojik çalışmalar olmadığından insidansı konusunda yeterli bilgi yoktur. Serebral ven trombozu, ilk tanımlandığı dönemlerde ölümcül ve nadir bir hastalık olarak bilinirken, günümüzdeki tanı araçları sayesinde hafif veya ağır seyredebilen çok çeşitli klinik tablolarla karşımıza çıkabilir ve sanıldığından daha sık görülür. Konvansiyonel serebral anjiyografi, BT, dijital subtraksiyon anjiyografi, MR görüntüleme ve MR venografi tanıya yardımcı olan görüntüleme modaliteleridir.

Biz çalışmamızda kliniğimize sinüs ven trombozu yada başka bir serebral patoloji ön tanısıyla gönderilen hastaların çok kesitli bilgisayarlı tomografi ile yapılan BT venografi (ÇKBTA venografi) ile elde edilen serebral sinüs ven trombozu bulgularını saptamayı amaçladık. Çalışmamızda 14 kadın, 9 erkek toplam 23 hasta sinüs ven trombozu bulguları açısından değerlendirildi.

ÇKBTA ile serebral venöz sistemde saptanan morfolojik değişiklikler, trombüs, rekanalizasyon, parankimal anormallikler, perfüzyon değişiklikleri, derin ven tıkanıklıkları, izole kortikal venöz tromboz gibi olası patolojilerdi. Çalışmaya aldığımız 23 hastada toplam 50 sinüste tromboz saptanırken, yirmiüç olgunun 17'sinde (%73.9) birden fazla sinüste tromboz saptandı. Beyinde en sık olarak etkilenen venöz yapı %32'lik oranla sigmoid sinüs idi. Beş hastada juguler vende de tromboz izlendi. Serebral venöz yapılarıdaki etkilenme ile birlikte parankim tutulumları da göz önüne alındığında, sinüs trombozu saptanan olguların 10'unda (%43.4) SVT'na parankimal değişiklikler eşlik ediyordu.

Sonuç olarak, ÇKBTA intrakraniyal venöz dolaşımın detaylı görüntülerini sürekli olarak yüksek kalitede sunan hızlı ve faydalı bir metottur. Dural sinüs trombozu şüphesi olan, acil tedavi gerektirebilecek akut ve klinik tablosu ağır olan hastalar için BT venografiyi, sağladığı hızlı ve güvenilir tanı özelliğinden dolayı tercih edilmesini öneriyoruz.

Anahtar sözcükler: Çok kesitli bilgisayarlı tomografi anjiyografi, sinüs ven trombozu.

SUMMARY

Cerebral venous thrombosis (CVT) is less seen than occlusive diseases of the cranium. There is not enough epidemiologic studies about it, therefore we don't have enough objective knowledge about it. CVT was known as a mortal and rare disease initially, but today we know that it is seen more than expected with wide clinical entities such as simple disease to mortal one. Imaging techniques of CVT are; conventional cerebral angiography, computed tomography (CT), digital subtracted angiography, magnetic resonance imaging and magnetic resonance venography.

The aim of the study was to evaluate the CVT findings with multidetector computed tomography venography (MDCTV) in the referred patients with CVT or other cranial pathologic differential diagnosis. The study contained 14 female and 9 male patients (totally 23 patients).

Venous sinus morphologic abnormalities showed in MDCTV were; thrombosis, recanalization, parenchymal abnormalities, perfusion changes, deep venous thrombosis, and isolated cortical venous thrombosis. Venous sinus thrombosis was seen in 50 sinuses in 23 patients. 17 patients (73.9%) had sinus thrombosis more than one sinus. Sigmoid sinus was the most affected cranial sinus with 32%. Jugular venous thrombosis was diagnosed in 5 patients. Parenchymal abnormalities were seen in 10 patients (43.4%) with venous sinus thrombosis.

As conclusion, MDCTV provides detailed imaging with high quality in the intracranial venous circulation. Because of this we advised to use MDCTV in the patients with suspected dural sinus thrombosis, needing of emergency treatment.

Key Words: Multidetector Computed Tomography Venography , Sinus Venous Thrombosis.

1. GİRİŞ VE AMAÇ

Serebral sinüs ven trombozu (SVT) beynin arteriyel tıkalıcı hastalıklarına oranla daha nadir görülen bir durumdur. Bu konuda yapılmış epidemiyolojik çalışmalar olmadığından insidansı konusunda yeterli bilgi yoktur. Çoğu insidans bilgisi otopsi çalışmalarına dayanır ve 12500 otopside serebrovasküler hastalıklara bağlı ölümlerin %0.1'inden %9'una kadar değişen oranlar bildirilmiştir. Serebral ven trombozu, ilk tanımlandığı dönemlerde ölümcül ve nadir bir hastalık olarak bilinirken, günümüzdeki tanı araçları sayesinde hafif veya ağır seyredebilen çok çeşitli klinik tablolarla karşımıza çıkabilir ve sanıldığından daha sık görülür. Manyetik rezonans görüntüleme, manyetik rezonans anjiyografi ve bilgisayarlı tomografiyle anjiyografi gibi noninvazif ve yüksek duyarlılığı olan tanı yöntemlerinin yaygın kullanımı SVT konusundaki bilgilerimizi değiştirmiştir. Bu nedenle yakın zamanlı serilerde ölüm oranları %8-14 arasında değişirken, bu nedene bağlı ölüm oranı eski serilerde %30-50'dir. Daha sonra göreceğimiz gibi gebelik ve oral kontraseptif kullanımı ile ilişkisi nedeniyle kadınlarda daha sık rastlanan bir durum olduğu öne sürülmektedir (1-4).

Serebral ven trombozundan şüphelenildiğinde BT acil koşullarda başvuru olan ilk tanı yöntemidir. Bu incelemede saptanabilecek bulgular direkt ve indirekt olarak ikiye ayrılabilir. Direkt bulgular tutulan kortikal ven veya dural sinüste trombüs varlığına işaret eden bulgulardır. Bunlar içinde en sık karşılaşılan kontrastsız kranyal BT'de dural sinüs veya serebral venin spontan hiperdens görüntüsü ve SSS'nin arka bölümü tutulduğunda kontrastlı BT incelemesinde sinüsün içinde trombüse işaret eden "delta" bulgusudur. Olguların %30'a kadarında ise BT normaldir (1,3,4).

Bu çalışmada kliniğimize sinüs ven trombozu yada başka bir serebral patoloji ön tanısıyla gönderilen hastaların çok kesitli bilgisayarlı tomografi ile yapılan BT venografi (ÇKBT venografi) ile elde edilen serebral sinüs ven trombozu bulgularının saptanması amaçlandı.

2. GENEL BİLGİLER

2.1 SEREBRAL VENÖZ HİSTOLOJİ

Dört mm'lik embriyoda dorsal aortadan orta ve ön beyine uzanan anjioblast zinciri meydana gelir. Bir müddet sonra arka beynin ventromedial kenarında bilateral longitudinal kanal oluşarak kranialde primer baş pleksusu kaudalde kardinal venle bağlantı kurar. Daha sonra kranial bölgedeki primer baş pleksusu yüzeysel ve derin bölümlere ayrılır. Yüzeysel bölümün dural lokalizasyonda bulunan yapılar dural kanal veya sinüsü oluştururlar. Diğer yüzeysel venler anterior, orta ve posterior dural pleksus haline dönerler. Ön ve arka beyni drene eden anterior pleksus semilunar ganglionun önünde primer baş venine dökülür. Orta pleksus serebelluma gider ve akustiko fasial kompleksi oluşturur. Ondört mm'lik dönemde beyni drene eden 5 büyük venden büyüyen hemisferin kompresyonu ile bir veya iki tanesi kalır. Bunlarda süperior orbital vene dökülür. Boyunda inter segmental venler birleşerek vertebral ven oluşur. Ön ve orta dural pleksus orta hata ilerleyip süperior ve inferior sagital sinüsü oluşturur. Optik kapsül büyüyerek primer baş ven pleksusunu laterale iter ve ilerde sigmoid sinüs olacak şekilde değişikliğe uğrar. Primer baş veni ve orta dural pleksus süperior petrozal sinüsü oluşturmaya başlar. Anterior ve orta dural pleksus arasındaki anastomotik kanal büyür. Ventralde faringeal ven linguafasial ven olur ve maksillar venle anastomoz yapar.

Primer baş veni 3 bölüme ayrılır.

- a.) Anterior bölüm (trigeminal bölüm) : Kavernöz sinüs olur.
- b.) Orta bölüm: Optik kapsül lateralini drene eder. Süperior orbital ven olur.
- c.) Servikal bölüm: Vena jugulare internaya döner.

Transfers sinüs ön ve orta dural pleksusun gövdesinden gelişir. Posterior dural pleksus oksipital sinüsü oluşturur. 20-24 mm'lik dönemde falx serebrinin alt bölümünde internal serebral, straight sinüs ve diensefalonda internal serebral ven teşekkül eder. Jugulosefalik venin dallarından eksternal jugular ven gelişir. 40 mm'lik dönemde venöz sistem erişkindeki halini alır. Septal ve thalamostriat veni gelişir birleşerek internal serebral venin gelişmesini sağlar bu da straight sinüse dökülür. Rosenthalin bazal veni telensefalon, diensefalon ve mesensefalonun yan dallarından gelişir. Mesensefalik ven serebellumun primer drenaj kanalı haline gelir (5).

2.2 SEREBRAL VENÖZ ANATOMİ

Beynin venöz dolaşımı, venöz kanın serebral venlerden dural venöz sinüslere, oradan da internal juguler Venler aracılığıyla kraniyum dışına drene olmasıyla sağlanır. Venöz dolaşım; dural venöz sinüsler ve drenaj venlerinden oluşur.

DRENAJ VENLERİ

Serebral venler derin venler, yüzeysel venler ve arka çukur venleri olarak üçe ayrılır. Derin serebral venler beynin santral bölgelerini, yâni bazal ganglionlar, kapsüla interna ve diensefalonu drene ederler. Yüzeysel serebral venler ise korteks, beyin sapından ve serebellumdan venöz kanı alırlar. Serebral venöz sistem boyunca, hem komşu venler hem de derin ve yüzeysel drenaj sistemleri arasında yaygın anastomozlar vardır (6).

I- VENA CEREBRİ

Beynin venleri (vena cerebri) v.jugularis interna'nın dallarıdır. Bu venlerde kapakçık bulunmaz ve duvarlarında da kas lifleri bulunmadığı için oldukça incedirler. Bu venler araknoidmater ensefali'yi ve duramater ensefali'nin iç yaprağını delerek dura sinuslarına açılırlar. Bu venler **vv.cerebri** ve **vv.cerebelli** olmak üzere iki grupta toplanabilir. Beynin venleri vv.superficiales cerebri ve vv.profunda cerebri olmak üzere iki gruba ayrılır. Yüzeysel olanları beynin dış yüzünü drene eder ve dura sinuslarına açılır. Derin olanları ise beynin derin bölümlerini drene eder ve v.magna cerebri'ye (büyük galen veni) açılırlar (7).

1- Vv. Superficiales Cerebri: Vv. superior cerebri, Vv. media superficiales cerebri ve vv. inferiores cerebri olmak üzere üç gruba ayrılır.

a) Vv. Superios Cerebri: 7 ila 12 adet olup beyin hemisferlerinin dış, üst ve iç yüzeylerini drene ederler. Bunların büyük bir kısmı oluklar içinde, küçük bir kısımda gyruslar üzerinde bulunur. Bu venler bulundukları bölgelere göre vv.prefrontale, vv.frontale, vv.parietale ve vv.occipitale olarak isimlendirilirler. Öndeki venler dik açı ile sinus sagittalis superior'a açılır. Daha kalın olan arkadakiler ise oblik olarak seyrederek ve venöz kanın akış yönünde sinus sagittalis superior'a oblik olarak açılırlar.

b) Vv. Media Superficiales Cerebri (Sylvius'un Yüzeysel Venleri): Beyin hemisferlerinin dış yüzünden başlar ve sulcus lateralis'de ilerleyerek sinus cavernosus veya sinus sphenoparietalis'e açılır. V. anastomotica superior (Trolard

veni) vasıtasıyla sinus sagittalis superior'la, v.anastomotica inferior (Labbe veni) aracılığı ile de sinus transversus'la bağlantı kurar.

c-) Vv. *Inferior cerebri*: Beyin hemisferlerinin alt yüzlerini drene eden ince venlerdir. Frontal lobun alt yüzündeki venler vv. superior cerebri'ye, bunlarda sinus sagittalis superior'a açılırlar. Temporal lobun alt yüzündekiler vv.media superficiale cerebri ve v.basalis'le anastomoz yaparlar. Ayrıca sinus cavernosus, sinus sphenoparietalis ve sinus petrosus superior ile de bağlantı kurarlar. V.uncialis bu venlere açılır.

2- Vv. *Profunda cerebri*: V.magna cerebri, vv interna cerebri, v.thalamostriata, v.choroidea ve v.basalis olmak üzere dalları vardır.

a) V. *Magna Cerebri (Galen'in Büyük Veni)*: Her iki v.cerebri interna'nın birleşmesiyle oluşur. Orta hatta bulunan bu kısa ven kütüğü, splenium corporis callosi'nin etrafında dönerek sinus sagittalis inferior'un sinus rectus ile birleştiği yere açılır.

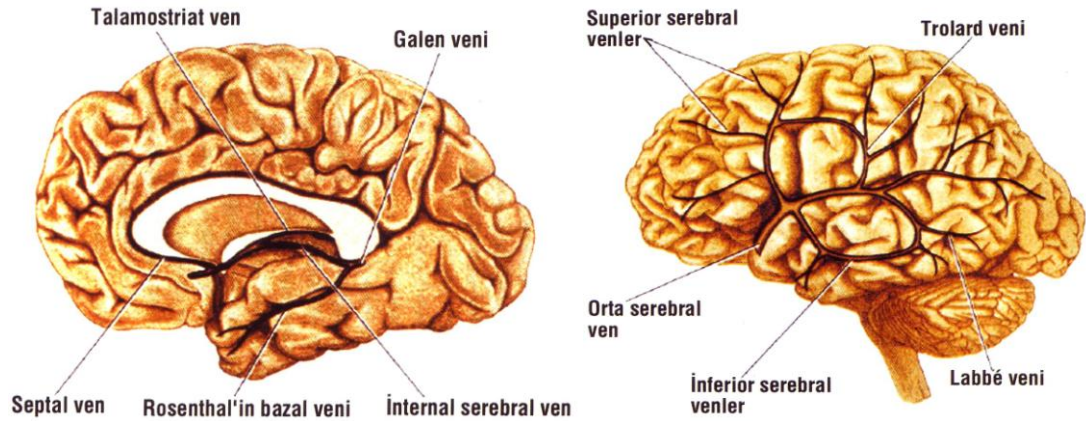
b) Vv. *Cerebri interna (Galen veni)*: Sağlı sollu iki adet olan bu ven, beynin derin yapılarını drene eder. Ön tarafa doğru uzanan v.thalamostriata superior (v.terminalis) ile v.choroidea superior, for. interventriculare yakınında birleşerek v.cerebri interna'yı (Galen veni) oluşturur. Her iki tarafın v. cerebri interna'sı da geri dönerek birbirine paralel bir şekilde, tela choroidea ventriculi tertii içinde splenium corporis callosi'nin altına doğru arkaya uzanır. Burada her iki tarafın venleri birleşerek v. Manga cerebri'yi (Galenin büyük veni) oluştururlar. Birleşmeden hemen önce kendi tarafındaki v. basalis'i alırlar.

c) Vv. *Thalamostriata*: Thalamostriata superior (v.terminalis) ve v.thalamostriata inferior olmak üzere iki tanedir. V.thalamostriata superior, thalamus ve corpus striatum (nuc.caudatus + nuc. lentiformis) arasında oluşan olukta uzanır. Oluğu oluşturan her iki yapıdan çok sayıda dallar alır ve columna fornicis'lerin arkasında for. interventriculare yakınında v.choroidea ile birleşerek v.cerebri interna'yı oluştururlar. V. thalamostriata inferior, talamus ve corpus striatum'un venlerinden oluşur. Substantia perforata anterior'a doğru uzanarak v. basalis veya v.media profunda cerebri'ye (sylvius'un derin veni) açılır.

d) V.*Choroidea*: Plexus choroideus boyunca uzanır, hippocampus, fornix ve corpus callosum'dan dallar alır.

e) **V.basalis:** A.cerebri anterior ile birlikte seyreden v.anterior cerebri'ye ait ince bir dal, v.media profunda cerebri ve v.striata'nın (corpus striatum'u drene eder ve substantia perforata anterior'dan çıkar) substantia perforata anterior'da birleşmesiyle oluşur. Pedunculus cerebri etrafında dolanarak arkaya doğru uzanır ve v.cerebri interna'ya açılır. Fossa interpeduncularis, 4.karıncığın cornu inferius'u, gyrus hippocampi (gyrus parahippocampalis) ve mesencephalon'u drene eder.

Rosenthalin Bazal Veni: Hemisferlerin ventral yüzünde şekillenir. Frontal horn altındaki supstantia perfora anteriorda oluşur. Anterior serebral ven, derin orta serebral ven, inferior striat venlerle başlar mezensefalon ve temporal lop arasındaki ambient sistern damarlarını drene etmek üzere arkaya gider pedinküle ulaşır. Guadrigeminal sistern içinde internal serebral venler birleştikten sonra galen venine dökülür. Galen veni spleniumun altından geçerek tentorial apeksteki straight (rektus) sinüse dökülür. Bazal ven nadiren direk straight sinüse dökülür. Bazal ven diğer dalları interpedinküler ven, inferior horn veni ve lateral mezensefalik vendir (6,7).



Şekil 1. Beynin ana venleri

3. Arka çukur venler: Anatomik olarak çok değişkenlik gösterir. Serebellumun venöz kanını drene eden venler süperior, anterior ve posterior grup olarak üçe ayrılabilirler. Süperior grup Galen venine, anterior grup süperior petrozal sinüse, posterior grup da sinüs rektus ve lateral sinüslere direne olur.

II- VENA SEREBELLUM

Serebellum'un yüzeyinde vv. Superior cerebelli ve vv. inferior cerebelli olmak üzere iki grup şeklinde bulunurlar. V.superior cerebelli'ler ya vermis'in üst bölümü üzerinde öne ve medial tarafa doğru uzanarak sinus rectus veya v.cerebri interna'ya açılır, ya da laterale doğru uzanarak sinus transversus ve sinus petrosus süperior'a açılırlar. V.inferior cerebelli'ler ise daha kalın venler olup sinus transversus, sinus petrosus süperior ve sinus occipitalis'e açılırlar (6).

III- DURAL VENÖZ SİNÜSLER (Sinus dura matris)

Dural venöz sinüsler dura materin oluşturduğu, duranın yoğun bağ dokusu doğası nedeniyle periferik venlerin elastisitesinden yoksun ve valvleri olmayan kanallardır.(Burt 1993). Duramater ensefalinin iki yaprağı arasında bulunan bu sinüslere baş –boyun bölgesinin ve kafa kemiklerinin venöz kanı ve BOS boşalır. Duramater sinüsleri en sonda v.jugularis internada toplanır. Kapak bulunmaz ve kas lifi yoktur. Bunların da lümenleri, venlerin iç yüzünü döşeyen endotel ile kaplıdır. Sinus sagittalis superior, sinus sagittalis inferior, sinus rectus, sinus occipitalis tek, diğer sinüsler çifttir. Dura sinusları bulundukları yerlere göre arka- üst ve ön-alt olmak üzere iki gruba ayrılırlar(6,7).

1- Arka- üst grup

- a) Sinus sagittalis süperior
- b) Sinus sagittalis inferior
- c) Sinus rectus
- d) Sinus transversus
- e) Sinus sigmoideus
- f) Sinus occipitalis
- g) Confluens sinum

a) *Sinus Sagittalis Süperior:* Falx cerebri'nin kalvuryama yapışan üst konveks kenarında bulunur. Crista galli yakınında başlar ve bu bölgede, for. Caecum açık olduğu zaman burun boşluğundan gelen bir ven ile anastomoz yapar. Arkaya doğru uzanan sinus sagittalis süperior os frontale, os pariatele'ler ve os occipitale'de ki sulcus sinus sagittalis superior içinde eminentia cruciformis'e kadar uzanır. Protuberentia occipitalis interna yakınında, çoğunlukla, sağ tarafa olmak üzere, yan tarafa yön değiştirir ve sinus transversus olarak uzanır. Kesiti üçgen şeklinde olan

sinus sagittalis superior, arkaya doğru gittikçe kalınlaşır. İç yüzünde v. superior cerebri'lerin açıldığı delikler bulunur. Bu deliklerde fibröz plikalar ve çok sayıda fibröz bantlar (chorda willis) bulunur. Sinus sagittalis süperior'un hemen yan taraflarında ve dura mater içinde her bir tarafta üç adet lacuna laterale bulunur. Bunlarında açıldıkları küçük delikler, sinus sagittalis süperior'un içinde görülür. Bu venöz yapılardan frontal bölgedeki en küçükleri, parietal bölgedeki en büyükleri ve oksipital bölgedeki de orta büyüklükte olanıdır. Beyin hemisferlerinin dış yüzünden gelen venlerin çoğu bu lakünalara açılır. Lakünaların içinde birçok fibröz bant ile araknoid granülasyon (pacchioni korpüskülleri) denilen çıkıntılar bulunur. Sinus sagittalis süperior'a vv. Superior cerebri, vv. diploica, v.emissaria parietales ve dura mater'den gelen venler açılır. Sinus sagittalis süperior, burun venleri, kafa derisi venleri ve vv. diploica ile anastomoz yapar.

b) Sinus Sagittalis Inferior: Falx serebri'nin serbest alt kenarının arka yarısı veya arka 2/3'ünde bulunur. Kesiti yuvarlak olan sinus sagittalis inferior, arkaya doğru gittikçe kalınlaşır ve sinus rectus'a açılır. Bu sinusa falx serebri'den gelen birçok ven ile bazen de beyin hemisferlerinin iç yüzünden gelen birkaç ven açılabilir.

c) Sinus Rectus: Falx serebri ile tentorium serebelli'nin birleştiği kenar boyunca arkaya ve aşağı doğru uzanır. Kesiti üçgen olan sinus rectus, arkaya doğru gittikçe kalınlaşır ve sinus sagittalis superior'un devamı olmayan tarafın (genellikle sol tarafın), sinus transvers'unun başlangıç kısmına açılır. Sinus rectus, başlangıç kısmında v.magna cerebri (Galen veni) ile vv. superior cerebelli'yi alır. İçerisinde transvers yönde uzanan az sayıda fibröz bantlar bulunur.

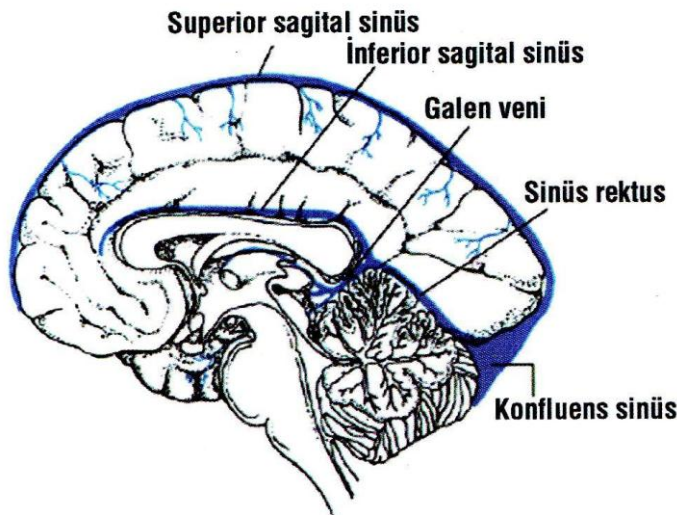
d) Sinus Transversus: Protuberantia occipitalis interna'dan başlayan ve sulcus sinus transversus içinde laterale doğru uzanan kalın bir sinustur. Genellikle sağ taraftaki sinus sagittalis süperior'un, sol taraftakide sinus rectus'un bir devamı şeklindedir. Her bir sinus önce laterale, daha sonra laterale ve öne doğru uzanarak pyramis'in arka-dış kısmına gelir. Bu seyri esnasında tentorium serebelli'nin arka kenarı'nın iki yaprağı ile kemik arasında bulunur. Tentorium serebelli'den sonra sinus sigmoideus olarak aşağı ve mediale doğru uzanır. Sinus transversus, konveksitesi yukarı doğru hafif bir kıvrım gösterir. Kesiti üçgen şeklindedir ve genellikle sinus sagittalis süperior'un devamı şeklinde olan sağ taraf daha kalındır. Pyramis'in tabanı yakınında buraya sinus petrosus süperior açılır. Ayrıca bir kısım

v.inferior cerebelli, v.inferior cerebri ile v. diploisea'yı alır. Sinus petrosquamosus bulunduğu zaman sinus transversus'a açılır.

e) Sinus Sigmoides: Sinus transversus, tentorium serebelli'yi terk ettikten sonra sinus sigmoideus adını alır. Os temporale'nin pars mastoidea'sındaki sulcus sinus sigmoidei'nin aşağı ve iç tarafa uzanarak for. jugulare'ye gelir. Bu deliğin arka kısmında v.jugularis interna ile birleşir. Sinus sigmoideus'un üst kısmı, ince bir kemik lamelle cellula mastoidea'dan ayrılmıştır. V.emissaria condylaris ve v.emissaria mastoidea aracılığı ile perikraniumun venleri ile anastomoz yapar.

f) Sinus Occipitalis: Dura sinuslerinin en küçüğü olup falx serebelli'nin os occipitale'ye tutunan arka kenarı boyunca uzanır. Genellikle çift olan sinus occipitalis, bazen de tektir. Bir çok küçük venin for. magnum yakınında birleşmesiyle oluşur. Bu venlerden birisi sinus transversus'un son kısmı ile birleşir. Arkada confluens sinuum ile, önde de plexus venosus vertebralis internus posterior ile anastomoz yapar.

g) Confluens Sinuum: Sinus sagittalis superior'un sonlanma yerindeki bir genişleme olup, genellikle protuberentia occipitalis interna'nın sağ tarafında bulunur ve sağ sinus transversus olarak devam eder. Sinus occipitalis ve karşı tarafın sinus transversus'u ile bağlantı kurar. Bunun içindeki kan akımı genellikle sağ taraf sinus transversus'una doğrudur.



Şekil 2: Sinüslerin şematik görünümü

2- Ön-alt grup sinusları

- a) Sinus cavernosus
- b) Sinus intercavernosi
- c) Sinus petrosus superior
- d) Sinus petrosus inferior
- e) Plexus basillaris

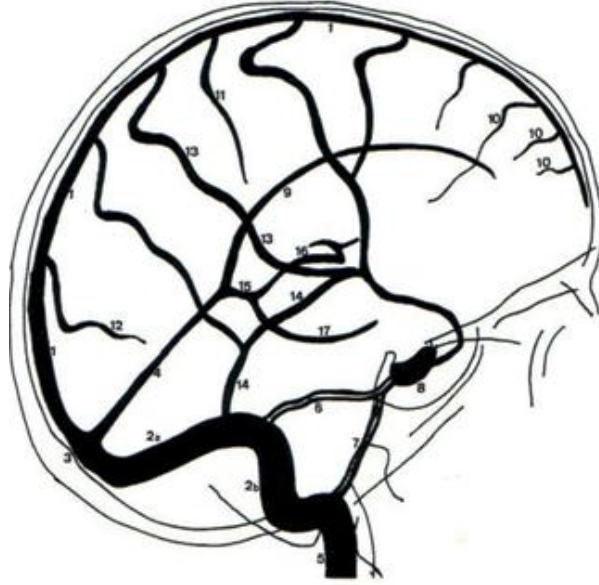
a) **Sinus Cavernosus:** Yaklaşık 2 cm boyunda, 1 cm eninde olan sinus cavernosus, os sphenoidale'nin yan taraflarında bulunur. Corpus cavernosum penis'in yapısına benzemesi nedeniyle, sinus cavernosus denilmiştir. Düzensiz bir şekilde olan sinus cavernosus, os sphenoidale'nin yan tarafı ile fossa cranii media'nın medial duvarını oluşturan dura mater arasında yer alır. Önde fissura orbitalis superior'dan, arkada pyramis'in tepesine kadar uzanır. Sinus cavernosus'un lateral duvarında ve fibröz bir kılıf içinde yukarıdan aşağıya doğru n.oculomotorius, n.trochlearis, n.opthalmicus ve n.maxillaris bulunur. Bu yapılar bazen 1–2 mm sinus içerisine doğru girebilirler. Bazı kaynaklar en altta bulunan n. maxillaris'in sinus cavernosus'un dışında olduğunu kabul ederler. Sempatik sinir ağı ile çevrili olan a.carotis comminis sinus cavernosus'un içinden geçer. Bunun hemen alt-dış kısmında n. abducens bulunur. Sinus cavernosus'a v.opthalmica superior, v.opthalmica inferior, beyin venlerinin bir kısmı ve sinus sphenoparietalis açılır. Sinus petrosus superior aracılığı ile sinus transversus'la bağlantı kurar. For.vesalius, for.ovale ve for. lacerum'dan geçen venler aracılığı ile plexus pterygoideus'la bağlantı kurar. V.opthalmica superior aracılığı ile de v.angularis ve v.facialis ile anastomoz yapar. Sinus intercavernosus'lar, her iki tarafın sinus cavernosus'larını birbirine bağlar. Sinus cavernosus'lar, sinus petrosus inferior'lar aracılığı ile v. jugularis interna'ya açılırlar. V.opthalmica superior, orbita'nın iç duvarının ön kısmında v. nasofrontalis olarak başlar. V.angularis ile anastomoz yapan bu ven, orbita'nın üst duvarında arkaya doğru uzanırken, a.opthalmica'nın dallarına eşlik eden venleri alır. M.rectus lateralis'in iki başı arasından ve fissura orbitalis superior'un medial kısmından geçerek sinus cavernosus'a açılır. v.opthalmica inferior, orbita'nın medial ve alt duvarının ön kısmındaki bir ven pleksusundan başlar. M.rectus inferior, m.obliquus inferior, saccus lacrimalis ve göz kapaklarından ince dallar alır. Orbitanın alt duvarında arkaya doğru uzanırken iki dala ayrılır.

Bunlardan biri fissura orbitalis inferior'dan geçerek plexus pterygoideus'a açılır. Diğeri fissura orbitalis superior'dan geçerek kafa boşluğuna girer ve sinus cavernosus'a açılır. Bazen v.opthalmica superior ile birleşerek birlikte açılırlar (6,7).

b) Sinus Intercavernosi: sinus cavernosus'un ön ve arka kısımlarını transvers yönde birbirine bağlayan bir çift sinustur. Öndeki hipofizin ön kısmından, arkadaki de arka kısmından geçerek, sinus cavernosus'larla birlikte hipofiz etrafında venöz bir halka oluştururlar. Genellikle öndeki daha kalındır ve bazen sinus transversus'un ön ucuna açılır. Bu sinusa vv. cerebellares, vv.cerebri inferiores ve cavitas tympanica'nın venleri açılır.

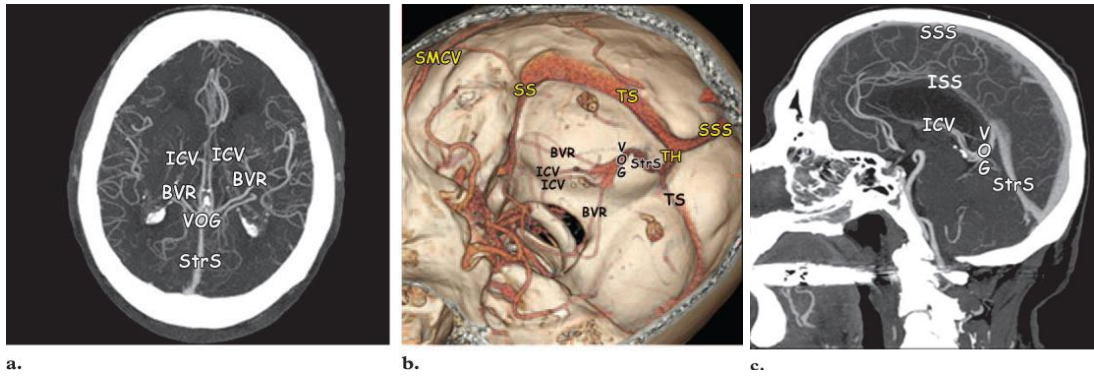
c) Sinus Petrosus Inferior: Os occipitale'nin pars basilaris'i ile pyramis'in müştereken oluşturduğu sulcus sinus petrosi inferioris içinde bulunur. Sinus cavernosus'un arka-alt kısmından başlar ve for. jugulare'nin ön bölümünden geçerek, v.jugularis interna'ya açılır. Ayrıca bulbus, pons ve cerebellum'un alt yüzünden dallar alır. Sinus petrosus inferior, a.pharyngea ascendens ile birlikte for. jugulare'nin iç ve ön kısmında bulunur. Sinus sigmoideus, a.occipitalis'in meningeal dalı ile birlikte arka-dış kısmında bulunur. Bu iki sinus arasında ise n.glossopharyngeus, n.vagus ve n.accessorius yer alır. Bu üç siniri, fibröz doku birbirinden ayırır. Sinus petrosus inferior, for. jugulare'deki sinirlerin lateral kısmında v.jugularis interna'ya açılır.

d) Plexus Basilaris: Os occipitale'nin pars basilaris'inin üzerindeki dura mater'in iki yaprağı arasında bulunan bir çok küçük venin yapmış olduğu venöz bir ağdır. Bu ağ, sinus petrosus inferior'ları birbirine bağlar ve plexus venosus vertebralis internus anterior ile bağlantı kurar.



1, süperior sagital sinus; 2, lateral sinus (**a**, transvers bölümü; **b**, sigmoid bölümü); 3, torcular herophili; 4, sinüs rektus; 5, internal juguler ven; 6, süperior petrozal sinus; 7, inferior petrozal sinus; 8, kavernöz sinus; 9, inferior sagital sinus; 10, frontal venler; 11, parietal ven; 12, oksipital ven; 13, Trolard veni; 14, Labbe veni; 15, Galen veni; 16, internal serebral ven; 17; bazal ven.

Şekil 3: Yüzeyel ve derin serebral ven ve sinusler



(**a, b**) Axial MIP CT image (**a**) and 3D volume-rendered image from CT venography (oblique anterosuperior view) (**b**) show the internal cerebral veins (ICV), basal veins of Rosenthal (BVR), vein of Galen (VOG), and straight sinus (StrS). On the volume-rendered image, note the asymmetric appearance of the torcular herophili (TH), which is formed by the union of the superior sagittal sinus (SSS), straight sinus, and transverse sinuses (TS). The volume-rendered image also shows the sigmoid sinus (SS) and superficial middle cerebral vein (SMCV).

Şekil 4: Nöroradyolojik sinüs-ven anatomi

IV- VENA DİPLOİCA

Yassı kafa kemiklerinin iki laminası arasında bulunurlar. Geniş olan bu venler, yer yer cep şeklinde genişlemeler gösterir. Bunların duvarları, elastik doku üzerini örten bir endotelden ibarettir, bu nedenle de incedirler. Genç yaşlarda yassı kafa kemikleri birbirine kaynaşmayıp ayrı kemikler şeklindedir. Bu nedenle her bir kemiğin venleri de ayrı gruplar şeklindedir. Ancak kafa kemiklerinin birbirleriyle kaynaşması sonucu bu venler de birbirleriyle bağlantı kurarlar ve kalınlıkları da artar. Vena diploica'lar perikraniumun venleri, meningeal venler ve duramater sinusları ile bağlantı kurarlar. Diploik venler bulundukları yerlere göre v. diploica frontalis, v.diploica temporalis anterior, v.diploica temporalis posterior ve v. diploica occipitalis olarak isimlendirilirler. V.diploica frontalis v.supraorbitalis ve sinus sagittalis superior ile anastomoz yapar. V.diploica temporalis anterior başlıca os frontale içinde bulunur, sinus sphenoparietalis ve v.temporalis profundus'un sphenoid kemiğin büyük kanadındaki bir delikten geçen bir dalı ile bağlantı kurar. V.diploica temporalis posterior os temporale içinde bulunur ve parietel kemiğin arka-alt kısmındaki bir delikten veya for. mastoideum'dan geçen bir ven aracılığı ile sinus transversus'a açılır. V. diploica occipitalis, dört diploik venin en büyük olanıdır ve os occipitale içinde bulunur. Bu diploik ven, ya dış tarafta v.occipitalis'e, ya da içeride sinus transversus veya confluens sinuum'a açılır(6,7).

V- VENA EMİSSARIA

Kafa kemiklerindeki çeşitli deliklerden geçerek kafa içindeki venleri dışındaki venlere bağlar. Bunlardan bazıları her zaman, bazıları da bazen bulunur. İsim verilenleri şunlardır.

- 1- V. Emissaria Mastoidea
- 2- V. Emissaria Parietalis
- 3- V. Emissaria Condylaris
- 4- V. Emissaria Occipitalis
- 5- Plexus Venosus Canalis Hypoglossi
- 6- Plexus Venosus Foraminis Ovalis
- 7- Plexus Venosus Caroticus Internus
- 8- Sinus occipitalis.
- 9- Sinus petrosquamosus

2.3 PATOLOJİ VE KLİNİK

PATOLOJİ

Serebral venöz sistem içinde trombüs gelişimine neden olan süreçler vücudun diğer periferik venöz sistemi için geçerli olan nedenlerden farklı değildir. Venöz staz, edinsel veya kalıtsal trombofili, ven veya venöz sinüslerin duvarını ilgilendiren inflamatuvar veya infeksiyöz süreçler tromboza yol açan en önemli nedenlerdir. Trombüsün görünümü periferik venlerde olduğu gibi taze iken eritrosit ve fibrinden zengin, trombositten fakir kırmızı trombüstür. Trombüs yaşlandıkça fibröz dokudan zengin organize trombüs haline dönüşür, rekanalizasyon gelişebilir. Herhangi bir dural sinus tek başına tromboze olabileceği gibi, aynı anda birden çok sinus tıkanabilir. En sık tutulan sinus SSS'tir. Kortikal ven trombozları genellikle sinus trombozlarına eşlik ederse de kortikal venler nadiren tek başlarına tıkanabilirler. Serebral ven trombozu sonucunda ortaya çıkan patoloji izole bir kafa içi basınç artışı sendromu ile sınırlı kalabilir veya beyin parankiminin de etkilenmesi ile daha ciddi değişiklikler ortaya çıkabilir. Serebral ven trombozu beyin parankiminde tutulan venöz sisteme bağlı olarak korteks ve subkortikal ak madde veya derin hemisferik yapılarda venöz infarkta yol açar. Venöz infarkt çoğunlukla hemorajik karakterdedir (9,10).

İNSİDANS

Bu konuda yapılmış epidemiyolojik çalışmalar olmadığından serebral ven trombozlarının toplumdaki insidensi konusunda yeterli bilgi yoktur. Arteriyel tıkalı hastalıklara bağlı gelişen iskemik inme oranla çok daha nadir görülür. Geniş inme data bankalarının sonuçlarına bakıldığında serebral ven trombozunun inmeli hastaların ancak %1-2'sinden sorumlu tutulabildiği görülmektedir. Her yaşta görülebilmeye rağmen genellikle gençlerde sık görülür. Erkek/kadın oranı geniş hasta serilerinde 1'e yaklaşırken, 20-35 yaş arasında net olarak kadınlarda daha sık görülmektedir. Bunun nedeni etyolojide değinileceği gibi gebelik ve oral kontraseptif kullanımının kadınlarda serebral ven trombozu riskini oldukça arttırmasıdır (8,9).

ETYOLOJİ

Serebral ven trombozlarının etyolojileri çok çeşitlidir (**Tablo 1**). Pratik olarak periferik ven trombozuna yol açan nedenlere kranial bölgedeki lokal nedenleri (travma, sinuslara komşu anatomik yapılarda infeksiyon ve tümoral nedenler) eklemek gerekir. Genel olarak günümüzde yaygın antibiyotik kullanımına bağlı olarak otitis media, mastoiditis gibi infeksiyöz nedenlere bağlı septik serebral ven trombozlarının sıklığının azaldığı ve buna bağlı olarak aseptik trombozlarının göreceli oranının arttığı söylenebilir. **Tablo 1**'de gösterilen nedenler içinde post-partum dönem ve oral kontraseptif kullanımı serebral ven trombozlarının reproduktif çağıdaki genç kadınlarda saptanan en yaygın nedenleridir. Post partum dönemde gelişen serebral ven trombozları olguların neredeyse yarısından fazlasında post-partum 3-4. günlerde herhangi başka bir tetikleyici neden olmaksızın ortaya çıkar. Bu durumda çoğunlukla SSS tutulur. Gelişmiş ülkelerde sıklığının her 3000 doğumda bir olduğu bildirilmekte, ancak gelişmekte olan ülkelerde bu sıklığın 10 katına ulaşabildiği belirtilmektedir. Oral kontraseptifler tek neden olarak karşımıza çıkabilse de birkaç nedenden biri de olabilir. Son yıllarda toplumda en sık rastlanan kalıtsal trombofili nedeni olan faktör V Leiden mutasyonu taşıyıcısı olan kadınlarda oral kontraseptiflerin periferik ven trombozları gibi serebral ven trombozu riskini de arttırdıkları gösterilmiştir. Genç kadınlarda anılan durumlar dışında sistemik hastalıklar (hematolojik hastalıklar, kansere bağlı gelişen paraneoplastik durumlar, Behçet hastalığı ve sistemik lupus eritematozus gibi sistemik inflamatuvar hastalıklar) serebral ven trombozlarının en sık nedenleridir. Nadir de olsa nedeni belli olmayan serebral ven trombozlu hastalarda kalıtsal trombofililer (faktör V Leiden mutasyonu, protrombin II gen mutasyonu, protein C, S ve antitrombin III gibi doğal antikoagülan faktörlerin eksikliği) sistematik olarak araştırılmalıdır. İleri etyolojik araştırmalara rağmen olguların %25-30'unda belirli bir etyoloji saptanamayacağı ve bu olguların uzun dönem izlenmesi gerektiği akılda tutulmalıdır (8-10).

Tablo 1. Serebral ven trombozlarında etyoloji

<i>Septik trombozlar</i>
• Lokal -Travma -İntrakranyal infeksiyonlar -Dural sinoslara komşu yapıların infeksiyonları: otitis media, mastoiditis, sinusitis, orbito fasyal, diş veya saçlı derinin infeksiyonları • Diğer sistemik infeksiyonlar
<i>Aseptik trombozlar</i>
• Lokal -Travma -Nöroşirürjikal girişimler -Tümörler (özellikle meningiomalar) -Vasküler malformasyon (dural fistüller) • Genel -Gebelik, post-partum dönem -Sistemik inflamatuvar hastalıklar (özellikle Behçet hastalığı, SLE, inflamatuvar barsak hastalıkları vs) -Hematolojik hastalıklar (miyeloproliferatif hastalıklar, lösemi, lenfoma, paroksizmal nokturnal hemoglobinüri, demir eksikliği anemisi, orak hücreli anemi) -Paraneoplastik (viseral kanserler seyrinde) -Kalıtsal veya edinsel trombofililer (faktör V Leiden mutasyonu, protrombin II gen mutasyonu, protein C,S ve antitrombin III gibi doğal antikoagülan faktörlerin eksikliği, dissemine intravasküler koagülasyon vs) -Primer antifosfolipid antikor sendromu -İlaçlar (özellikle oral kontraseptifler, L-asparaginase ile kemoterapi vs) -Diğer: konjenital kardiyopatiler, sağ ventrikül yetmezliği, ileri dehidratasyon (özellikle çocuklarda), nefrotik sendrom vs • İdiyopatik

KLİNİK

Serebral ven trombozlarında klinik semptomatoloji çok zengin olarak karşımıza çıkar. Klinik bulgular inmeli hastalardakine benzer şekilde akut gelişebileceği gibi (olguların yaklaşık dörtte biri), subakut ve kronik bir gidiş gösterebilir. Kafa içi basınç artışına işaret eden baş ağrısı, bulantı, kusma ve papilla ödemi, beyin parenkiminin hastalık sürecine katıldığını gösteren fokal veya jeneralize epileptik nöbetler ve fokal nörolojik defisitler en sık karşılaşılan klinik semptom ve bulgulardır. Bu semptom ve bulgular değişik kombinasyonlarda bir araya gelerek sıklıkla rastlanılan klinik sendromları oluştururlar. Bu sendromlar izole kafa içi basınç artışı sendromu, baş ağrısı ile beraber fokal nörolojik defisit veya epileptik nöbet ve baş ağrısı ile beraber hızlıca kötüleşen bilinç bozukluğu olarak özetlenebilir. Ancak bu sendromlar zaman içinde sabit kalmayabilir ve diğer bir sendroma doğru gelişim gösterebilir. Örneğin baş ağrısı, bulantı, kusma ile karakterize subakut izole kafa içi basıncı artışı sendromu ile başlayan klinik tabloya zaman içinde epileptik nöbetler ve/veya fokal nörolojik defisit bulguları eklenebilir. Pratik olarak akılda tutulması gereken, eğer hastalık süreci yalnızca sinüs trombozu ile sınırlıysa klinik tabloya değişik derecelerde kafa içi basınç artışı semptom ve bulgularının hakim olduğu, serebral venlerin de hastalık sürecine katıldığı durumlarda bu semptom ve bulgulara fokal nörolojik olayların (epileptik nöbet, nörolojik defisit) eklendiğidir (8).

Serebral ven trombozu olan hastalarda dural sinuslar nadiren tek başına daha sıklıkla da multipl olarak tutulur. En sık izole veya beraber SSS ve lateral sinus tutulumu görülür. Yukarıda belirtilen klinik sendromlar dışında dural sinüs tutulumları içinde kavernöz sinüs trombozunun klinik gösterisi drene ettiği orbital yapılar nedeniyle çok spesifiktir ve kolaylıkla tanınabilir. Günümüzde genellikle sinüziti izleyerek akut olarak ortaya çıkan kemozis, ptozis ve ağrılı bir oftalmopleji ile karakterizedir. Derin venlerin tutulumu klasik olarak ve çoğunlukla en ağır formunda akut veya subakut gelişen bir koma ve deserebrasyon tablosu ile karşımıza çıkmaktadır. Ancak son yıllarda hafif konfüzyon, davranış ve hareket bozuklukları ve fokal nörolojik defisitlerle başvuran hastalarda da derin venöz tutulum görülen olgular bildirilmiştir (10).

PROGNOZ

Serebral ven trombozlarının önemli bir bölümü selim seyirlidir. Zengin anastomoz ve kollateral dolaşımın varlığı bu selim seyirden sorumlu tutulabilir. Yaş, erkek cinsiyet, başlangıçta komanın varlığı, epileptik nöbetler, fokal bulguların olması veya bu bulguların kötüleşmesi, mental durum değişikliği, arka çukur lezyonu, derin ven sisteminin tutulması, etyolojide kanser olması ve özellikle septik trombozlar, gerek vital gerekse de fonksiyonel prognozu kötüleştiren faktörlerdir. Tanı sırasında izole intrakranyal hipertansiyon olması da iyi prognostik faktör olarak bildirilmiştir. Seyrek olmayarak derin komadaki veya ağır hemiplejili hastaların sekelsiz, dramatik düzeldikleri görülür. Buna karşılık, tromboz sinüsten venlere yayılırsa yalnızca başağrısıyla başvuran bir hastanın ağır hemiplejiye ilerleyerek aniden kötüleştiği de görülebilir. Ayrıca klinik düzelmenin venin rekanalizasyonundan çok önce başladığı ve rekanalizasyon olmadan da gerçekleştiği bilinmektedir (7).

TEDAVİ

Serebral ven trombozlarının tedavisi etyolojiye yönelik, semptomatik ve antitrombotik tedavi olarak üç ayaklıdır. Semptomatik tedaviler içinde epileptik nöbetler varlığında antiepileptik tedavi, artmış kafa içi basıncını düşürmeye yönelik kortikosteroid, asetazolamid ve gerektiğinde boşaltıcı lomber ponksiyon uygulaması, infeksiyon odağı varlığında antibiyotik tedaviler sayılabilir. Antitrombotik tedavi tartışmalıdır. Selim seyirli, özellikle izole kafa içi basıncı artışı ile giden durumlarda veya hemorajik venöz infarktlı olgularda uygulanmaması gerektiğini öne sürenler olsa da, klasik yaklaşım hemorajik venöz infarkt varlığında bile etkin dozda heparin veya düşük molekül ağırlıklı heparinlerle tedaviye başlamak, altta yatan bir kalıtsal trombofili olmadıkça tedaviye 3-6 ay boyunca oral antikoagülan tedaviyle (varfarin) devam etmektir. Tromboz saptandıktan sonra eğer yapılabiliriyorsa etyolojik tedavi venöz trombozun tekrarlama riskini düşürecektir. Etiyolojik faktörlerin tam olarak kontrol edilemediği durumlarda veya nedeni belirlenemeyen serebral ven trombozlu olgularda daha uzun süreli bir antikoagülan tedavinin yararlılığı konusunda herhangi bir veri yoktur (10).

2.4 SEREBRAL SİNÜS VEN TROMBOZUNDA RADYOLOJİK TANI YÖNTEMLERİ

I- BİLGİSAYARLI TOMOGRAFİ (BT)

Bilgisayarlı Tomografi Tarihçesi

Bilgisayarlı tomografi (BT) cihazları teknolojik gelişmelere paralel olarak büyük bir evrim geçirmiş ve halen bu süreç devam etmektedir. **Birinci nesil cihazlarda;** tek dedektör kullanılıyorken tüp bir derece dönüyor, veri işleniyor ve tekrar bir derece dönüş yapıyordu. Bu işlem tüp ve dedektör 180 derece dönene kadar tekrarlanıyordu. Bu 180 derecelik tek bir dönüşün tamamlanması yaklaşık 4,5 dakika almaktaydı. **İkinci nesil BT cihazlarında;** yelpaze şeklinde bir ışın ve birden fazla sayıda dedektör sistemi bulunmaktadır. Daha hızlı tarama zamanı elde etmenin yanı sıra aynı anatominin birden fazla dedektörce izlenmesi sayesinde ayrıntıda artış sağlanmıştır. **Üçüncü nesil BT cihazlarında;** kolime edilmiş yelpaze şeklindeki X-ışını demetinin karşısında ışın demetini gören çok sayıda dedektör kullanılmaktadır. **Dördüncü nesil cihazlarda;** gantri boşluğunu 360 derece çevreleyen çok sayıda dedektör kullanılmaktadır. Bu cihazlarda dedektörler sabittir ve hasta çevresinde sadece X-ışını tüpü döner. Bu dedektörler iki tip olarak tanımlanmıştır; rotating ring dedektörler ve spiral slip ring dedektörler. Rotating ring dedektörlerde tüp dedektör halkasının dışındadır. Tüp döndükçe dedektörler önünde hareket etmiş olur. Spiral (helikal) ring sistemler 4. nesil geometrisinde kullanılmakla birlikte 3. nesil sistemlerde de görülebilmektedir. Bu sistemde kablo sınırlaması olmaması nedeni ile tüp hareketi sürekli. **Beşinci nesil cihazlarda;** tüp ve dedektör hareketi ortadan kaldırılmıştır. Gantri çok büyük bir X-ışını tüpü haline getirilmiştir. Elektron-beam tomografi olarak adlandırılan bu sistem bir süre devreye girdikten sonra çok kesitli bilgisayarlı tomografi (ÇKBT) geliştirilmiştir (12,13).

Bilgisayarlı Tomografi Temel Fizik Prensipleri

BT aygıtında tarayıcı, bilgisayar ve görüntüleme ünitesi olmak üzere 3 bölüm vardır. Tarayıcı hasta masası ve gantriden oluşur. Gantri içerisinde tüp ve dedektör sistemi bulunur. Masa gantri boşluğu içerisine girip çıkabilir. Her kesit alma işleminden sonra masa bir miktar hareket ettirilir. Bu şekilde hastanın incelenen bölgesinden ardışık kesitler alınabilir. BT'nin kesit alma esasına dayanan bir görüntüleme yöntemi olduğu için istediğimiz kesit kalınlığına eşit kalınlıkta bir

x-ışın demeti yeterli olacaktır. Bu nedenlerle tüpten çıkan x-ışınları kolime edilerek yelpaze şeklinde bir demet haline getirilir. Işın demetinin kalınlığı operatör tarafından belirlenir. Hasta vücudundan geçirilen bu X-ışını demeti diğer uçta x-ışınlarına hassas bir dedektör zincirine ulaşır. Dedektörlere ulaşan x-ışınları hasta vücudundan geçerken vücudun değişik dokularında değişen oranlarda zayıflamaya uğrar. Dedektörlerde saptanan bu zayıflama miktarı bilgisayarlarla değerlendirilir. Birçok matematiksel işlem içeren oldukça karmaşık bir süreç sonucu, x-ışınlarının taradığı alanın her bir noktasının X-ışını zayıflatma değeri hesaplanır. Bu değerlerin saptanmasından sonra görüntüyü oluşturmak oldukça basit bir işlemdir (3). Bilgisayar ünitesinde tarayıcı sistemden gelen bilgiler, birçok matematiksel işlem ve algoritmalarla değerlendirilip işlenir. Daha sonra bu işlemlerden elde edilen sonuçlar, tarama alanını temsil edecek, sayılardan oluşmuş bir haritaya dönüştürülür. Bu işleme rekonstrüksiyon adı verilir. Harita cihaz üreticilerinin belirledikleri sayıda eleman içerir ve haritanın eleman sayısı örneğin 520X520 gibi ifade edilir. Bu ifade bize haritada alt alta sıralanan 520 çizgi, her bir çizgide 520 eleman olduğunu gösterir. Tarama sonucu elde edilen bilgiler, işte bu eleman sayısı kadar değeri hesaplamak amacı ile kullanılır. Yapılan birçok matematiksel işlemden sonra artık bilgisayarın belleğinde organizmanın belli bir kesidine ait harita eleman sayısı kadar değer vardır. Bu elemanlardan herhangi birinin sahip olduğu değer, o elemanın organizmada temsil ettiği odağın x-ışınlarını zayıflatma gücüne eşittir. Organizmadaki bu odağın, kesit düzlemine paralel x-birim uzunluğunda ve y-birim genişliğinde iki boyutu vardır. Bunun yanısıra X-ışını demet kalınlığına eşit derinlik boyutu da olacaktır. Bu durumda, noktasal odağımızı hacim boyutunda ele almamız gerekmektedir. Bu hacme voksel (voxel) adı verilir ve hacim elemanı anlamına gelen ingilizce (volume element) sözcüklerinin kısaltmasından oluşur (12). Görüntüleme biriminde harita elemanlarının herbirine sahip oldukları rakamsal değerlere bakılarak gri skaladan bir renk kodu verilir. Haritamız bilgisayar ekranında, harita elemanlarının tek tek gri tonlarda renklendirilmelerinden sonra, siyahtan beyaza dek değişen noktacıklar içeren bir resime dönüştürülür. Bilgisayar ekranında gördüğümüz resim, aslında renkle kodlanmış harita elemanlarından meydana gelen birçok noktacıktan oluşmaktadır. İşte resmin en küçük elemanı olan bu noktacıklara piksel, resimdeki piksel sayısını belirten, noktacıkların ve çizgilerin birleşiminden oluşan

örgüye de matriks (256X256 - 520X520 gibi) adını veriyoruz. Piksel (pixel) ingilizcede resim elemanı (picture element) anlamına gelen sözcüklerin kısaltılmasından oluşmuştur. BT' de her bir vokselde hesaplanan X-ışını zayıflatma değerini standart bir değer ile belirtmek amacıyla Hounsfield skalası olarak adlandırılan bir referans sistemi kullanılmaktadır. Hounsfield skalasında X- ışını atenuasyon değerleri -1000 ve 1000 arasında 2000 birim içerisinde sınıflandırılmıştır. Bu skalaya göre suyun atenuasyon değeri sıfır, kemik gibi çok yoğun oluşumlar için bu değer 1000, hava için -1000 olarak kabul edilmiştir. Yağ dışındaki yumuşak dokular 30–100 arasında atenuasyon değerine sahipken, yağ dokusu BT'de -60 ile -200 arasında değerler alır. Bilgisayar ekranında izlediğimiz görüntü aslında renkle kodlanmış bir harita olduğuna göre, bu haritanın renklendirme kriterlerini değiştirerek görüntü üzerinde değişiklikler yapabiliriz. Bu pencereleme (windowing) dediğimiz bir işlemle kolayca yapılabilir. İnsan gözü 20 adet gri tonu ayırt edebilir. Pencerelemeden amaç, siyahtan beyaza dek değişen bir spektrumda yaklaşık 20 tonu ayırt edebilen bir insan gözünün Hounsfield skalasındaki -1000, +1000 aralığında istediği oluşumları seçmesini sağlamaktır. Sistem X-ışını zayıflatma (attenüasyon) değeri en yüksek piksellere beyaz rengi atar, azalan değerleri giderek daha koyu gri tonlarla renklendirir ve en düşük değerleri siyaha boyar. Elimizdeki gri tonlarla tüm skalayı boyamak istersek 2000 Hounsfield Unit'lik (HU) bir spektrumda her bir 100 ünite için bir gri ton kullanılacak demektir. Bu da hemen hemen tümü 30–100 HU aralığına düşen yumuşak dokuların birbirinden ayırt edilememesinde yol açacaktır. Bu nedenle, gri renk skalasının oluşumların birbirinden ayırt edilmesini kolaylaştıracak şekilde kullanılması gerekmektedir (12,13). Pencereleme işleminde birisi pencere genişliği 'window width' diğeri de pencere seviyesi 'window level' olmak üzere ayarlanabilen iki parametre vardır. Pencere genişliği görmek istediğimiz oluşumların HU değerlerini içine alıp ilgilenmediklerimizi dışarıda bırakacak şekilde seçilen bir Hounsfield skalası bandıdır. Bu durumda sadece seçtiğimiz bant içerisinde kalan HU değerleri gri bir renk tonu alırken bandın dışında kalan HU değerleri ya beyaz ya da siyah renk ile boyanırlar. Pencere seviyesi ise seçtiğimiz pencere genişliğinin orta noktasıdır. Örnekeleyecek olursak -50, +150 arasındaki oluşumları iyi göstermek istersek, bu durumda pencere genişliğinin 200 HÜ, pencere seviyesinin ise orta noktası olan +50 HÜ olması gereklidir. Görüldüğü gibi parametrelerin bu

şekilde seçilmesiyle her bir 10 ünite için ayrı bir gri ton kullanılacağından, X-ışını birbirinden farklı zayıflatan doku ve oluşumların (-50 ve + 150 arındaki) farklı bir renk değeri ile temsil edilme şansları artacaktır. Diğer taraftan 50 HÜ altında kalan değerlerin tümü siyah, +150 HÜ üzerindeki tüm değerler ise beyaz görülecektir. Yukarıdaki örnekten de anlaşılacağı gibi pencere seviyesi ve genişliği, farklı organ ve oluşumları incelemek için oldukça yararlı bir işlev görmektedir. Bu ayarların istenilen organ ve oluşumların en iyi görüntülenebilecekleri şekilde seçilmeleri halinde, inceleme optimal yapılacaktır. Seçilen ayarlamalarda bazı oluşumların tam siyah ya da tam beyaz renklerle gösterilmesi nedeniyle izlenememeleri söz konusu olabilecektir. Pencerelemenin en güzel örneği, akciğer parakim incelemesi yapılırken mediastinal oluşumların ayrıntılarının kaybolması, ya da tam tersine mediastinal oluşumlar için ayarlanmış bir pencere değerlerinde, akciğer parankim ayrıntılarının izlenememesidir (12).

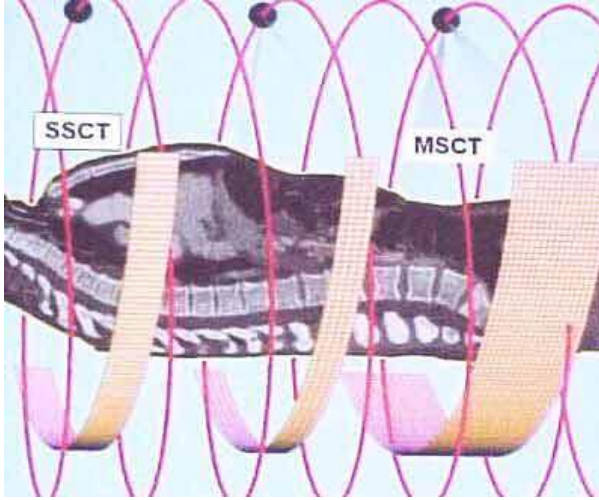
II- ÇOK KESİTLİ BİLGİSAYARLI TOMOGRAFİ (ÇKBT)

Kısa tarihçe

Vasküler görüntülemede altın standard olarak kabul edilen konvansiyonel anjiyografinin invaziv bir yöntem olması ve bilinen komplikasyonları nedeniyle Bilgisayarlı Tomografi Anjiyografi (BTA) alternatif bir yöntem olarak karşımıza çıkmaktadır. Spiral bilgisayarlı tomografinin ve en son olarak da çok kesitli BT'nin geliştirilmesi sonrasında en önemli gelişmeler BTA alanında olmuştur. İnce kesit arteriyel imajlardan birkaç türde üç boyutlu rekonstrüksiyon tekniği kullanılarak klasik anjiyografi imajlarına denk kalitede anjiyografik görüntüler oluşturmak mümkün hale gelmiştir. Oldukça yeni bir volümetrik görüntüleme tekniği olan ve konvansiyonel spiral BT ile başlayan BTA, günümüzde multidedektör teknolojisinin gelişmesi ile çoğu olguda konvansiyonel anjiyografinin yerini almaya başlamıştır (13).

Bilgisayarlı tomografi kullanımında yeni bir dönemin kapılarını açan bir gelişme olan BT'nin bugünkü durumuna ulaşması BT teknolojisinde bazı öncü gelişmelerle gerçekleşmiştir. Helikal taramanın geliştirildiği 1989 yılından sonra takibeden çalışmalarla 1991 yılında 1 mm'nin altında kesit alabilen cihazlar üretilmiştir. Aynı yıl bugünkü ÇKBT teknolojisine öncüsü ikiz dedektörlü helikal BT de geliştirilmiştir. 1993'te gerçek zamanlı BT'nin kullanıma sokulmasıyla BT

floroskopi altında biyopsi işlemlerinin yapılabilmesi, damar yapıları ya da organlar içindeki kontrastlanmanın monitörizasyonu (otomatik bolus yakalama programları) olanaklı hale gelmiştir. Gantry rotasyon zamanlarının 1 sn'nin altına inmesi 1995'te mümkün olmuş, 1998'de bu süre şu an hala geçerli minimum süre olan 0.5 sn'ye indirilmiştir. 1998 yılından itibaren de ilk multidedektör BT sistemleri kullanılmaya başlamıştır (13).



Şekil 5: Tek kesitli BT ve çok kesitli BT'nin sematik gösterimi

FİZİK ÖZELLİKLER

Gantry Rotasyon Süresi

Bir saniyenin altında sürede tarama yapabilmeyi başaran ilk BT tarayıcıları BT cihazları olmuştur. Kısa zaman içinde helikal cihazlarda da rotasyon süreleri 1 sn'nin altına indirilmiştir. Bugün itibarıyla ulaşılabilmiş en kısa süre 0.42 sn'dir. Gantry rotasyon süresinin bu denli kısalması hareket artefaktlarını belirgin olarak azalttığı gibi aynı süre içinde daha geniş anatomik bölgelerin taranabilmesi olanağı sağlamış ve longitudinal (z-ekseni) çözünürlüğü de artırmıştır. Tarama zamanının 1 sn'nin altına indirilmesi için gantry çiziminde (design), gantry motorunda, veri ileti düzeninde (data acquisition system-DAS) ve X-ışını tüpünde bazı değişikliklerin yapılması gerekmiştir. Tarama zamanı, 1 sn'den 0.5 sn'ye indiğinde gantryi etkileyen merkezkaç kuvvetinde 4 kat artış oluşmaktadır. Gantrynin bu kuvvet artışını karşılamak üzere yeniden biçimlendirilmesi gerekmektedir. Yine, tarama zamanı kısaltıkça birim zamanında ölçülen veri miktarı artmaktadır. Bu miktardaki verinin

iletimi düşük voltajlı slip-ring yönteminden farklı, daha yüksek hacimli ve hızlı veri iletim sistemlerine ihtiyaç doğurmuştur. Tarama zamanının kısalması tüpe uygulanan merkezkaç kuvvetini arttırdığı gibi tüpün ürettiği X-ışını miktarının artmasını ve dolayısıyla tüpün soğutma yeteneğinin iyileştirilmesini de gerektirmiştir (14).

İnce Kesit Kalınlıkları

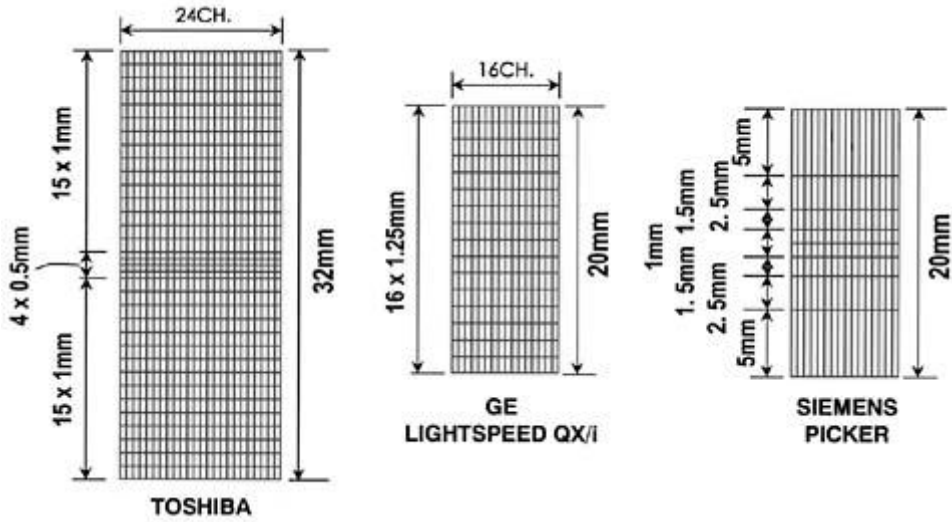
ÇKBT cihazları, bu alışılmamış hızları sayesinde, konvansiyonel helikal cihazlardan farklı olarak, klasik kesit taramasından çok, bir anlamda "hacim taraması" yapmaktadır. Yüksek kalitede hacim bilgisi için longitudinal düzlemdeki (Z-eksenindeki) çözünürlüğün yeterli olması gerekmektedir. Z eksen çözünürlüğünü belirleyen başlıca etken kesit kalınlığıdır. Dedektör teknolojisindeki iyileştirmelerle minimum kesit kalınlığı giderek düşürülmektedir. Böylece ulaşılan anizotropik voksel geometrisi sayesinde multiplanar reformasyonlar ve üç boyutlu görüntüleme optimal görsel keskinlikle yapılabilmektedir (13,15).

Multislice Dedektör

Multislice BT teknolojisinin temel taşı, dedektör yapısıdır. Konvansiyonel helikal BT cihazlarında dedektör tek sıra halinde dizilmiş dedektör elemanlarından oluşan tek boyutlu bir yapıdır. Multidedektör BT cihazlarında ise dedektör, çok sayıda dedektör sırasından oluşan iki boyutlu bir matriks yapısındadır. Örneğin Toshiba Aquillon'da ortada 0.5 mm kalınlığında dedektör elemanları içeren 4 adet sıra bu dörtlünün her iki tarafında da 1 mm kalınlığında dedektör elemanları içeren 15'er adet sıra bulunur. Yani ortadaki dörtlü 0.5 mm kalınlığında, diğerleri 1 mm kalınlığında olmak üzere toplam 32 dedektör sırası vardır. Bu şekilde farklı kalınlıkta dedektör elemanları içeren asimetrik dedektör dizilimlerinin yanı sıra bazı sistemlerde dedektör matriksi simetrik yapıdadır. Örneğin General Electric firmasınınca üretilmiş Light Speed Plus'ta hepsi 1 mm kalınlıkta dedektör elemanları içeren 16 dedektör sırası bulunur. Bu dedektör sıralarının farklı kombinasyonlarının seçilmesiyle değişik kesit kalınlıklarında multislice incelemeler yapılmaktadır. Örneğin Toshiba Aquillon'da 0.5x4, 1x4, 2x4, 3x4, 4x4, 5x4 ve 8x4 şeklinde tarama modları mevcuttur. Sistemin minimum kesit kalınlığını belirleyen unsur, en küçük dedektör elemanının Z eksenindeki genişliğidir. Bu değer bazı sistemlerde 0.5 mm, bazı sistemlerde 0.625 mm'dir (13-15).

DAS (Data Acquisition system: Veri Elde Etme Düzeni)

Dedektör sıralarından veya bunların kombinasyonlarından alınan kesit bilgileri daha sonra DAS'lara aktarılmaktadır. Örneğin 16 segmentli bir sistemde 16 dedektör kanalı / kanal kombinasyonundan alınan veriler 16 adet DAS aracılığıyla işlenmekte, yani DAS'lara gelen analog veriler dijital verilere dönüştürülmektedir. DAS sayısının artması elektronik devre gereksinimini de arttırmaktadır. Fazla miktardaki elektronik devrenin yer ihtiyacı bunların yüksek yoğunlukta monte edilmesiyle çözümlenmiştir (13,16).



Şekil 6: Değişik firmaların ürettiği dedektörlerin şematik görünümü

GÖRÜNTÜ REKONSTRÜKSİYONU

Çok noktalı rekonstrüksiyon algoritması ve optimal veri örneklemesi:

Dedektör sisteminden başka, ÇKBT cihazlarında, konvansiyonel helikal cihazlardan farklı görüntü rekonstrüksiyon algoritmaları kullanılmaktadır. ÇKBT cihazlarında dedektör iki boyutlu olduğundan tüpten çıkan X ışını huzmesi de iki boyutludur, yani koni şeklindedir. Konvansiyonel rekonstrüksiyon yöntemlerinin kullanılması durumunda, koni içinde belli bir açıyla dedektör elemanlarına gelen X-ışınları artefaktlara yol açabilir. Bu artefaktların giderilebilmesi için, ÇKBT cihazlarında, konvansiyonel helikal cihazlarda kullanılan 180 derece lineer interpolasyon algoritması değil, çok noktalı (multipoint) interpolasyon ile görüntüler rekonstrükte edilmektedir. Bu şekilde konvansiyonel helikal tekniğe göre daha

yüksek kalitede görüntü kalitesi elde edilebilmektedir. Multipoint rekonstrüksiyon algoritmasında verilerin örneklenmesi de optimize edilmiştir. Optimize edilmiş örnekleme adı verilen bu yöntemin amacı longitudinal yönde veri örnekleme miktarını arttırmak, yani daha fazla ölçüm bilgisi elde etmek ve böylece sinyal/gürültü oranını arttırmaktır. Dört segmentli bir cihazda helikal pitch 4 olduğunda helikslerin direkt verileri ile tamamlayıcı veriler çakışmaktadır. Bu nedenle tamamlayıcı verilerin görüntü kalitesine bir katkısı olamamaktadır. Dolayısıyla böyle bir sistemde helikal pitch faktörü 3.5, 4.5 gibi kesirli sayılardan seçilmektedir. Böylece ortaya paradoksal bir sonuç çıkmaktadır. Konvansiyonel helikal BT cihazlarında pitch faktörü arttıkça S/G oranı azalırken, 4 segmentli multislice bir cihazda 4.5 pitch faktörü daha verimli veri örnekleme sağladığından 4 pitch faktörüne oranla S/G oranı bakımından daha kaliteli bir görüntü elde edilmesini sağlayabilmektedir. Konvansiyonel yöntemle göre daha fazla ölçüm verisi kullanılmasına olanak veren optimal örnekleme yöntemi sayesinde ÇKBT cihazlarında aynı dozun kullanılması durumunda S/G oranı konvansiyonel BT cihazlarına göre %20 nispetinde artmaktadır (13,16).

Z filtre rekonstrüksiyonu:

ÇKBT'de görüntü rekonstrüksiyonunda çok noktalı interpolasyon algoritması dışında Z filtre rekonstrüksiyon algoritması adı verilen bir teknik de kullanılmaktadır. Z filtre rekonstrüksiyonunda uygun Z kernelleri seçilerek, tek bir helikal veri kümesinden farklı kesit kalınlıklarında çok sayıda görüntü serisi oluşturulabilmektedir. Buradaki ilke standart veya akciğer kernelleri ile yapılan görüntü rekonstrüksiyonuna benzemektedir. Nasıl bu kernellerde düzlem içi (in-plane) frekans yanıtı değiştirilerek standart veya akciğer algoritmasında görüntüler oluşturuluyorsa, Z kernelleriyle de kabaca benzer bir biçimde Z eksenindeki frekans yanıtı değiştirilmekte ve bu şekilde farklı kesit kalınlıklarında görüntüler oluşturulabilmektedir (17).

ÇKBT'DEKİ YENİLİKLERİN TARAMA PARAMETRELERİNE ETKİSİ

Tarama Hızında Artış:

ÇKBT sistemlerinde hızın artması esas olarak iki nedene bağlıdır: Gantry rotasyon süresinin kısılması (0.5 sn'ye inmesi) ve pitch faktörünün artması. Bu iki etki birleştirildiğinde, örneğin 4 segmentli bir cihaz konvansiyonel helikal cihaza

göre 8 kat, 8 segmentli bir cihaz 16 kat hızlı tarama yapabilmektedir. Burada bilinmesi gereken bir nokta daha vardır. Tarama hızındaki bu 8 ya da 16 kat artış her kesit kalınlığı için geçerli değildir. Firmaların ürettiği değişik dedektörlerin yapısına bağlı olarak her sistem farklı tarama modu seçenekler sunmaktaysa da genel olarak şu ifade edilebilir: Düşük kesit kalınlıklarında maksimum hız (yani 4 ya da 8 segment tarama) mümkün olmakta, ancak kesit kalınlığı arttıkça bu şans azalmaktadır. ÇKBT cihazlarının kullanıma girmesiyle pitch kavramı iki farklı şekilde tanımlanır olmuştur. Pitch 360 derece rotasyon süresince olan masa hareket miktarının tek kesit kalınlığına oranı olarak hesaplanabileceği gibi, 360 derece rotasyon süresince olan masa hareket miktarının toplam ışın demeti genişliğine oranı şeklinde de hesaplanabilir (13,17). İkinci yöntemde, örneğin 3 ve 6 gibi pitch değerleri kullanılmaktadır. Bu sistemlerde pitch'in 3 olarak kullanıldığı tarama modları yüksek kalite, pitch'in 6 olarak kullanıldığı tarama modları hızlı olarak tanımlanmaktadır. Uzaysal çözünürlüğün önemli olduğu klinik durumlarda 3 pitch'in, yüksek hacimlerin kısa zamanda taranmasının gerekli olduğu durumlarda 6 pitch'in kullanılması önerilmektedir. Bazı üreticiler konvansiyonel helikal cihazlarda kullanılan pitch kavramıyla örtüşmesi amacıyla pitch'i yukarıda belirtilen ikinci formülle, yani rotasyon süresince olan masa hareketini toplam ışın demeti genişliğine bölerek hesaplamakta ve beam pitch olarak adlandırmaktadırlar. Bu şekilde örneğin 4 segmentli bir cihazda ikinci yöntemin 3 olarak verdiği pitch değeri birinci yöntemde 0.75'dir. Her iki hesaplama yönteminde de varılan sonuç aynı olmakla birlikte hesaplama yöntemlerinin ne olduğunun bilinmesi karşılaştırmalar açısından yararlı olacaktır (13). Tarama hızının konvansiyonel helikal cihazlara göre sisteme göre 8 ya da 16 kata varan miktarlarda artması daha geniş hacimlerin daha kısa sürelerde taranması olanağını getirmiştir. Buna bağlı avantajlar şöyle sıralanabilir:

1. İncelemelerin daha kısa sürelerde (nefes tutma süresinde) bitirilmesi solunum denetimsizliğinden kaynaklanan artefaktları gidermiştir. Örneğin 30 cm genişliğindeki toraks incelemesi konvansiyonel helikal bir cihazda 30 sn sürerken multislice cihazlarda daha ince kesit kalınlıkları ile 5-9 sn arasında tamamlanabilmektedir.

2. Hızlı tarama yeteneği travma hastalarının incelenmesinde vazgeçilmez bir avantajdır. Bu hastalarda çok kısa sürelerde tüm vücut taraması yapılabilmektedir.

3. Çocuk yaş grubunda ve kooperasyon sağlayamayan hastalarda MSBT son derece hızlı bir biçimde incelemenin tamamlanabilmesini sağlamaktadır.

4. Multidedektör teknolojisinin gelişmesi BT anjiyografi uygulamalarında çığır açmıştır. Pulmoner emboli hastalarında önceleri mümkün olmayan subsegmental düzeydeki embolilerin değerlendirilmesi MSBT cihazlarıyla mümkün olabilecektir. Aort diseksiyonu, aort anevrizması, ekstremiteler arterlerinin aterosklerotik lezyonları, renal arter patolojileri, mezenter iskemisi, pankreas, biliyer ağaç, karaciğer ve böbrek neoplazmlarında arteriyel/venöz tutulumun araştırılması, karaciğer transplantasyonlarında hepatik arteriyel, portal ve hepatik venöz anatomisinin preoperatif değerlendirilmesi gibi birçok uygulama multislice cihazlarla daha yüksek longitudinal rezolüsyonla yapılabilmekte, longitudinal çözünürlüğün artmasıyla daha kaliteli 3 boyutlu uygulamalar mümkün olmaktadır. Yüksek tarama hızının ince kesit kalınlıklarıyla birleştirilmesi sayesinde Willis poligonu damar yapıları BT anjiyografi ile değerlendirilebilir hale gelmiştir(19).

5. Multidedektör BT sistemleri çok fazlı kontrastlı çalışmalara olanak sağlamaktadır. Örneğin karaciğerde üstüste iki kere arteriyel faz taraması yapılabilmektedir. Bu şekilde siroz hastalarında daha çok sayıda erken evre karaciğer kanseri yakalandığını gösteren çalışmalar mevcuttur.

6. Tarama hızının artması özellikle BT anjiyografi uygulamalarında kontrast madde dozundan tasarruf edilmesine imkan vermektedir. Örneğin pulmoner arter BT anjiyografide daha önceleri 140 -160 cc arasında değişen doz gereksinimi yeni cihazlarla 100 cc'nin altına indirilmiştir. Bir ÇKBT cihazını gantry rotasyon süresi aynı ama tek segmentli yani konvansiyonel helikal bir cihazla karşılaştıran bir çalışmada 4 segmentli cihazda helikal pitch'i 3 seçerek 3 kat daha hızlı elde olunan görüntülerin tanısallık kalitesinin pitch'in 1 seçildiği tek segmentli cihazla karşılaştırılabilir düzeyde olduğu bulunmuştur. Daha açık ifade edecek olursak, 4 segmentli cihaz konvansiyonel helikal cihaza göre 3 kat daha hızlı tarama yapmakta ve bu artmış hıza karşın tanısallık kalite açısından benzer görüntüler oluşturmaktadır. Helikal BT'de (section sensitivity profile –SSP- ve görüntü artefaktları anlamında) görüntü kalitesi pitch 1.5-2'nin üzerine çıktığında dikkate değer biçimde bozulmaktadır. Pitch arttıkça görüntü kalitesindeki bozulma MSBT cihazlarında da geçerlidir.

Dört segmentli bir cihazla yapılan çalışmada 1.25, 2.5 ve 5 mm nominal kesit kalınlıklarında pitch 6 olarak kullanıldığında SSP'nin belirgin olarak uzadığı, bir başka ifadeyle gerçek kesit kalınlığının nominal kesit kalınlığına göre belirgin olarak genişlediği görülmüştür. Pitch 6 olduğunda gerçek kesit kalınlığı kolimasyonun 1.27 katına çıkmaktadır. Bu nedenle bu sistemde 3.75 mm nominal kesit kalınlığı ile 6 pitch kullanılmamaktadır, çünkü pitch 6 olduğunda gerçek kesit kalınlığı 3.75 mm'nin 1.27 katına, yani 4.76 mm'ye çıkmaktadır. Bu değer 5 mm'ye çok yakın olduğundan (ve sistemde 5 mm nominal kesit kalınlığı zaten bulunduğu) kullanılması gereksizdir (17).

Aynı çalışmada 4 segmentli cihazda gürültü oranı 3 pitch'te 0.82-0.92 arasında, pitch 6 olduğunda 1.02-1.15 arasında bulunmuştur. 180 derece lineer rekonstrüksiyon algoritması kullanan konvansiyonel helikal cihazlarda ise gürültü oranı pitch ne olursa olsun 1.15'tir. Buradan çıkan sonuç şudur: MSBT'de gürültü oranı genel olarak daha düşüktür ve bu durum özellikle düşük pitch değerlerinde daha belirgindir. Multislice sistemlerde gürültünün düşük olması 3 pitch'te oluşan tarama süperpozisyonu (scan overlap) ve z filtre rekonstrüksiyonu tekniğine dayanmaktadır (13,15,17).

Gantri Rotasyon Süresinde Kısılma :

Günümüzde ÇKBT cihazlarında gantri rotasyon süreleri 0.5-0.8 sn arasındadır. 0.5 sn'lik rotasyon süresi yarım rekonstrüksiyon tekniği de kullanıldığında 250 ms'n'e inen temporal çözünürlük sağlamaktadır (16).

Kesit Kalınlığında Azalma:

ÇKBT teknolojisindeki gelişim minimum kesit kalınlığında azalmayla paralel seyretmiştir. Günümüzde ÇKBT cihazlarında minimum kesit kalınlığı 0.5-0.62 mm arasında değişmektedir. Daha ince kesit kalınlıkları uzaysal çözünürlüğü arttırmakta ve kısmi hacim etkisini azaltmaktadır. Multislice dedektörler sayesinde bu denli ince kesit kalınlıkları ile birçok anatomik bölge taranabilmekte, elde olunan izotropik görüntülerle yüksek kalitede reformat, multiprojeeksiyon, volüm reformat ve 3 boyutlu rekonstrüksiyonlar yapılabilmektedir (16).

X Işınından Yararlanma Faktöründe (X-Ray Utilization Factor) Artış:

ÇKBT sistemlerinde X ışını daha ekonomik olarak kullanılmaktadır; bir başka ifadeyle bu sistemlerin X ışını istifade faktörü konvansiyonel helikal cihazlara

göre daha yüksektir. Bunun nedeni şöyle açıklanabilir: MDBT'de X-ışını demetinin longitudinal yöndeki toplam kalınlığı konvansiyonel helikal cihazlara göre daha fazladır. Böylece konvansiyonel helikal cihazlarda kullanılmayan, bir anlamda ziyan edilen X-ışınları multislice sistemlerde veri eldesi amacıyla kullanılmaktadır. X-ışını istifade faktöründeki bu artış tüp yüklenmesini azaltmakta, helikal taramanın tüp soğuması için bekleme süresi olmaksızın daha uzun süreler devam edebilmesine olanak tanımaktadır (13).

X ışını tüpü ömründe artış: X-ışını yararlanma faktörünün artması nedeniyle tüp ömrü de belirgin olarak uzamaktadır (13,16).

KLİNİK UYGULAMA

Tanımlanan fizik gelişmeler ve artan performans sayesinde daha fazla hacim daha kısa sürede daha yüksek uzaysal çözünürlükte daha az kontrast madde kullanılarak taranabilmektedir (17). BTA'da esas olay vasküler yapıyı dansite olarak çevre yumuşak dokulardan ayırt etmek ve üç boyutlu görüntü oluşturabilecek yüksek atenuasyon değerlerine ulaşmaktır. Vasküler anatominin detaylı görüntülenebilmesi için 1-1.25 mm kalınlıkta kesitler alınır ve üç boyutlu inceleme için bu imajlar %50-60 overlap yapılarak rekonstrükte edilir. Multidedektör BT'de inceleme parametrelerine uygun değişiklikler yapılarak temel olarak yüksek hızlı ve yüksek çözünürlüklü olmak üzere iki çeşit tarama protokolü tanımlanmıştır (17,18). Kolimasyon 4x2-2.5 mm, masa hızı 12-16 mm/dönüş olarak ayarlanıp büyük hacimler kısa zamanda taranabilir. Bunun yanında kolimasyon 4x1-1.25 mm, masa hızı 6-8 mm/dönüş şeklinde ayarlanıp yüksek uzaysal çözünürlük sağlanabilir. Yüksek hızlı protokolün avantajı büyük hacimlerin kısa zamanda taranabilmesi, kontrast madde kullanımının azaltılmasıdır. Yüksek uzaysal çözünürlükteki protokolün avantajı ise çok ince vasküler yapıların bile görüntülenebilmesidir ancak bu protokolde inceleme zamanı uzamakta, kontrast madde miktarı artmaktadır (17).

Kontrast maddenin 3-6 ml/sn hızında verilmesi önerilmektedir (13,17). Kontrast madde verilmesinden sonra intravenöz bağlantı hattının periferel venlerin yıkanması için 40-70 ml serum fizyolojik solüsyonu kullanılmalıdır. Bu sayede kontrast madde konsantrasyonunun platosu 8 sn kadar uzatılabilmektedir (13,16-17).

BTA'da en önemli noktalardan biri de kontrast maddenin vasküler yapılar içindeki en yüksek konsantrasyonu sırasında taramanın gerçekleştirilmesidir. Kontrast maddenin incelenecek vasküler yapılarda en üst konsantrasyona ulaşması hastanın kardiyovasküler durumuna bağlı olarak değişiklikler göstermektedir. BTA'da, özellikle multidedektör cihazlarda inceleme süresinin çok kısa olması nedeniyle uygun gecikme zamanı ayarlanması çok önemlidir (13,19,20). Gecikme zamanı, hastanın yaşı, kardiyovasküler durumu göz önünde tutularak tahmini olarak belirlenebilir (13). Bu yöntemin avantajı kolay uygulanabilir olmasıdır. Ancak bu yöntem her zaman iyi sonuçlar vermemektedir. Diğer bir yöntem inceleme öncesi 10-15 ml kadar bir kontrast maddenin verilmesi ve birbiri ardına BT kesitleri alınarak dolaşım zamanının ölçülmesine dayanan test-bolus yöntemidir (30). Test-bolus yönteminin dezavantajları hem toplam inceleme süresinin uzaması hem de kullanılan kontrast madde miktarının artmasıdır. Bu yöntemlerin dışında, multidedektör cihazların gelişmesi ile sıkça kullanılmaya başlanan, bolus yakalama yöntemi gibi kontrast maddenin varışını otomatik olarak saptayan ve taramayı buna göre başlatan sistemler vardır (13,17-20).

BTA 'da üç boyutlu görüntüleme teknikleri:

Tüm olgularda aksiyel plandaki kaynak görüntülerin tamamının değerlendirilmesi mutlaka gereklidir. Özellikle üç boyutlu imajlarda saptanan patolojilerin aksiyel imajlar üzerinden konfirme edilmesi tanın güvenilirliğini artırmak için gereklidir. BTA oluşturmakta kullanılan üç boyutlu postprocessing modaliteleri MPR (multiplanar reformat), MIP (maksimum intensity projection), SSD (shaded surface display) ve VRT (volume rendering thecnique)'dir (30). SSD'de belli bir dansite değeri eşik değeri (threshold) olarak seçilir ve bu değere sahip kontrast madde sütunu yüzey olarak görüntülenir. Bu teknik ile küçük çaplı damarların görüntülenmesinde problemler olabilir, yalancı stenoz ve oklüzyon gibi durumlar ortaya çıkabilir. Yani seçilecek eşik değere göre görüntü değişir. Bu yöntem en az kullanılan yöntemdir (13). MIP tekniğinde, o anda inceleme alanındaki en yüksek piksel baz alınarak diğer tüm pikseller yüksek değer üzerinden değerlendirilir. Anjiyografiye en çok benzeyen görüntüler bu teknikle oluşturulur. Damar duvarındaki kalsifikasyonu lümendeki kontrast maddeden en iyi ayıran teknik budur. Bu teknikte süperpoze olan anatomik yapılar kesilerek uzaklaştırılabilir

(13,17). MPR ile aksiyel kesitlerden sagittal, koronal, oblik ve kavisli (curved) planlarda imajlar yapılır. Kesit kalınlığı ne kadar ince ise MPR'nin rezolüsyonu o kadar yüksek olur (13). VRT popüler olan üç boyutlu diğer bir görüntüleme modalitesidir. Bu yöntemde vasküler yapılar ve çevre dokular semitransparan halde izlenir. Bu yöntemde değişik dansite değerlerine sahip yapılara farklı renk kodları verilerek birbirlerinden farklı dokular farklı renklerde görüntülenir. Bu imajların yüksek tanı değeri yanı sıra klinisyenlerin de dikkatini cezbeden bir yanı vardır. Konvansiyonel spiral BTA'nın sınırlı bir segmenti değerlendirebilmesi nedeniyle sınırlılıkları vardır (13,20). Multidedektör BTA ile arkus aortadan intrakranyal dallara kadar olan bölüm kolaylıkla görüntülenebilir (17). Bunun en büyük avantajı yaygın aterosklerotik hastalığı olan hastalarda iki veya daha fazla seviyedeki stenozun tek bir çalışmada gösterilebilmesidir. Multidedektör BTA plak morfolojisinin de değerlendirilmesine olanak sağlamaktadır. Dansitesi 50 HU'nun altındaki plaklar fibrofatty plaklara, dansitesi 50 HU ile 150 HU arasında değişen plaklar fibröz plaklara, dansitesi 150 HU'nun üstündeki plaklar kalsifiye plaklara karşılık gelir. Ayrıca, emboli oluşumunda risk faktörü olan ülsere plaklar saptanabilir. Curved multiplanar reformatlar (CPR) özellikle kemik segmentlerin değerlendirilmesinde etkili olacaktır (13-20).

ÇOK KESİTLİ BT ANJİYOGRAFI ÇEKİM PARAMETRELERİ:

A- Kontrast madde enjeksiyonu ile ilgili parametreler: BTA'de en önemli noktalardan biri de kontrast maddenin vasküler yapılar içindeki en yüksek konsantrasyonu sırasında taramanın gerçekleştirilmesidir. Kontrast maddenin incelenecek vasküler yapılarda en üst konsantrasyona ulaşması hastanın kardiyovasküler durumuna bağlı olarak değişiklikler göstermektedir (21).

BTA'da, özellikle ÇKBT cihazları kullanıldığında inceleme süresinin çok kısa olması nedeniyle uygun gecikme zamanının ayarlanması çok önemlidir (19,21). Gecikme zamanının belirlenmesinde en sık olarak kullanılan yöntem hastanın yaşı, kardiyovasküler durumu gözönünde tutularak tahmini bir gecikme zamanının verilmesidir. Bu yöntemin en önemli avantajı kolay uygulanabilir olmasıdır. Ancak bu yöntem her zaman iyi sonuçlar vermemektedir. Diğer sık kullanılan bir yöntem inceleme öncesi 10–15 ml kadar bir kontrast maddenin verilmesi ve birbiri ardına BT kesitleri alarak dolaşım zamanının ölçülmesine dayanan test-bolus yöntemidir

(21,22). Testbolus yönteminin dezavantajları hem toplam inceleme süresinin uzaması hem de kullanılan kontrast madde miktarının artmasıdır. Bu yöntemlerin dışında kontrast maddenin varışını otomatik veya yarı-otomatik olarak saptayan ve taramayı buna göre başlatan sistemler de vardır (21). Bunlardan en önemlisi multidedektör BT sistemlerin yazılımında mevcut olan "bolus tracking" otomatik tetikleme yöntemidir. Otomatik tetikleme yöntemi ile BTA' de, örneğin çıkan aortaya ROI yerleştirilir ve görüntüleme, kontrast madde önceden belirlenen eşik HU değerine ulaştığında başlar. Yarı otomatik tetikleme yönteminde (manuel sure start) vasküler yapılar içinde kontrast madde görüldüğü anda tarama manuel olarak başlatılır (21,23). Çalışmalarda arter lümeninin değerlendirilmesine ve arter duvarındaki potansiyel lezyonları belirlemeye imkân verecek uygun kontrastlanmanın 40 gram iyodun 1 gram/sn hızda verilmesiyle elde edildiği gösterilmiştir. Onaltı dedektörlü BT cihazları ile çekim boyunca homojen vasküler kontrastlanma elde etmek için 20–40 sn içerisinde, dual-head power enjektör kullanarak 18 ya da 20 gauge iğne ile antekübital venden 80–120 ml non-iyonik kontrast madde, 3–5 ml/sn hızda verilmelidir (24). Farklı non-iyonik kontrast maddeler arasında hemodinamik parametreler açısından anlamlı bir farklılık olmamakla birlikte osmolalite ile ilişkili olarak iletim ve kontraktilite anormallikleri gibi kardiyovasküler etkileri vardır (24). ÇKBT koroner anjiyografi incelemelerinde su ana kadar sabit gecikme ve test bolus teknikleri incelenmişti. Cademartiri ve arkadaşlarının test bolus ve bolus tracking tekniklerini karşılaştırdıkları bir çalışmada bolus-tracking grubunda çekim ve kontrast madde arasında daha iyi zamanlama elde edildiği, yine daha homojen ve sabit kontrastlanma ile pulmoner damarlar ve sağ kalpte daha az kontrastlanmanın sağlandığı ifade edilmektedir. Yine bu grupta test bolus grubuna göre kullanılan kontrast madde miktarının %20 daha az olduğu ve koroner arterlerde yüksek kontrastlanmaya yol açtığı belirtilerek görüntüleme gecikme süresinin, bolus tracking grubunda test bolus grubundan 6 saniye daha sonra olduğu rapor edilmiştir.

B- Multidedektör tarama ile ilgili parametreler: ÇKBT'de inceleme parametrelerinde uygun değişiklikler yapılarak temel olarak yüksek hızlı veya yüksek çözünürlüklü olmak üzere iki çeşit tarama protokolü tanımlanmıştır (19). Kolimasyon 4x2–2,5 mm, masa hızı 12–16 mm/dönüş olarak ayarlanıp büyük hacimler kısa zamanda taranabilir. Bunun yanında kolimasyon 4x1–1,25 mm, masa

hızı 6–8 mm/dönüş şeklinde düşürölüp yüksek uzaysal çözünörlük sağlanabilir. Ayrıca bazı firmaların cihazlarında kolimasyon 0,5 mm düzeyine kadar düşürölerek çok yüksek uzaysal çözünörlükte görüntüler elde edilebilmesi sağlanmıştır. Yüksek hızlı protokolün avantajı; büyük hacimlerin örneğın tüm aortanın çok kısa zamanda taranabilmesidir. Bu protokolde kontrast madde kullanımını da büyük ölçüde azaltılabilir (40–75 ml). Çünkü kontrast maddenin damarlar içinde bulunduğı kısa süre içerisinde inceleme tamamlanabilmektedir. Yüksek uzaysal çözünörlükteki protokolün avantajı ise çok ince vasküler yapıların incelenebilmesidir, genellikle Willis poligonunun görüntülenmesinde 16 kullanılır. Ancak bu protokolde inceleme zamanı uzamakta ve daha yüksek dozda kontrast madde (100–150 ml) kullanılmaktadır (19).

Rekonstrüksiyon ve Reformasyonların Olusturulması: Tüm olgularda aksiyel plandaki kaynak görüntülerin tamamının değeriendirilmesi mutlaka gereklidir. Bununla birlikte özel bilgisayar yazılımları ile ‘multiplanar reformasyon (MPR)’, ‘Surface shaded display (SSD)’, ‘maximum intensity projection (MIP)’ veya ‘volume rendering tekniğı (VRT)’ yöntemleri ile iki veya üç boyutlu, değışik planlarda görüntüler oluşturulabilir (19,21). Bu görüntüler aksiyel plandaki görüntülerin incelenmesinde gözden kaçan ayrıntıların saptanmasında yardımcı olabilir. Ayrıca klinisyenler patolojinin kafada daha kolay canlandırılması nedeniyle bu görüntüleri tercih etmektedir.

A- Multiplanar reformasyon (MPR): MPR’da damarlar, koronal, sagittal ya da bu iki plana göre değışik açılardaki planlarda, kesitsel olarak gösterilir. Reformat planının dışındaki damar ve yapılar vizüalize edilmez.

B- Maximum Intensity Projection (MIP): MIP yönteminde incelenen volüme giren en parlak vokseller seçilerek görüntü oluşturulur. MIP’te belirli volüm içerisinde farklı lokalizasyondaki voksellerden tek bir düzlemde iki boyutlu görüntüler elde edilir. Ancak derinlik bilgisi kaybolur ve anevrizmaların komşu yapılarla ilişkisi üç boyutlu ortamda net değeriendirilemez. Bununla birlikte eşik değeriilerine bağımlı olmaması ve görüntülerin kolay oluşturulması gibi avantajları olup çalışma istasyonunda ince kesitlerle farklı planlarda interaktif olarak değeriendirildiğinde anevrizmaların araştırılmasında oldukça yararlıdır. Damar

duvarındaki kalsifikasyonu lümendeki kontrast maddeden en iyi ayıran tekniktir (25,26).

C- Surface shaded display (SSD): SSD yönteminde eşik değerleri seçilerek belirli atenüasyona (Hounsfield Units) sahip voksellerden bilgi elde edilir. Elde edilen hacim bilgisi yüzey bilgisine çevrilerek objelerin üç boyutlu yüzey görüntüleri oluşturulur. Bu yöntem en az kullanılan yöntemdir. Küçük çaplı damarların görüntülenmesinde yalancı stenoz ve oklüzyon gibi durumlar ortaya çıkabilir. Yani eşik değere göre görüntü değişir.(27).

D- Volume rendering tekniği (VRT): En son geliştirilen teknik olan VRT'de ham verilerdeki tüm bilgiler kullanılır. VRT en iyi şekilde SSD ile kıyaslanarak anlaşılabilir. SSD seçilen eşik aralığında objeye ait tüm BT sayılarının maksimum opasiteye sahip olup aralığın dışında kalan BT sayılarının 0 opasite ile ifade edildiği ve imaja katıldığı bir süreçtir. BT aralığı içindeki tüm vokseller maksimum opasiteye sahip olduğundan SSD de sadece obje yüzeyi resmedilir. VRT'nde ise opasite değerleri sürekli olup % 0 - %100 arasında değişebilir. Bu yöntemde değişik dansite değerlerine sahip yapılara farklı renk kodları verilerek birbirlerinden farklı dokular farklı renklerde görüntülenebilir. BT anjiyografide renk kodlu VRT ile damar lümenini ve kalsifikasyonları farklı renklerde kodlayarak kalsifiye plakların lokalize edilmesini kolaylaştırır. Renk kodlama ayrıca arteriyel-venöz damarların ve farklı kontrast tutan organların ayrımını sağlar. Oluşturulan üç boyutlu görüntüler sayesinde vasküler yapıların birbiri ile ilişkisi daha iyi değerlendirilir. Suboptimal opasite ayarları imaj artefaktlarına sebep olabilse de VRT, SSD'e kıyasla yalancı-stenoz veya yalancı-okklüzyonlara daha az hassastır. VRT'nin bilgi kaybına sebep olmadığı çünkü tüm data volümünün projekte edildiği açıklanmıştır. Bununla birlikte VRT data volümdeki tüm bilgiyi göstermez fakat tüm 3D çevirim teknikleri gibi taranan objenin BT attenuasyonu ve izlemciye göre pozisyonuna göre seçici olarak kısmen gösterimini yapar (28). Hem 3D volüm çevirim (örneğin MIP, VRT) hem de 3D yüzey çevirim (SSD), VOI (ilgilenilen volüm) yi tanımlayan ve onu 3D imajda temsil edilmemesi gereken yapılardan ayırdeden bir işleme (segmentasyon) ihtiyaç duyar. Çevirimde hangi yapıların katılacağı veya dışlanacağını kontrol amacıyla data kümesinin manipulasyon işlemine tabi tutulmasına kurgulama (editing) denir. Pozitif editing 3D imajda kalmasını istediğimiz, negatif editing ise uzaklaştırmak

istedigimiz yapıları işaretleme işlemidir. 2D editing kesit kesit uygulanırken 3D kurgulama bir bütün olarak data kümesine uygulanır. Segmentasyon için optimum eşik değeri, bir yapıyı gerçek-tam büyüklüğünde belirleyen değerdir. Teorik olarak bu değer objenin BT sayısı ile çevresindeki yapıların BT sayısının orta noktasıdır. Segmentasyona uğratılacak volümü tanımlamak için bir eşik değer yada BT sayıları aralığı kullanılır bu işleme threshold tekniği denir.

Thresholdu azaltmak: Threshold azaltıldığında daha çok voksel gösterilen objeye iştirak edeceğinden obje çap-volumü artar. Bu durum parsiyel volüm etkisini kompanse edip daha küçük objelerin daha gerçekçi tanımlanmasını sağlayabilir.

Thresholdu arttırmak: Threshold arttırıldığında daha az sayıda voksel obje gösterimine gireceğinden objenin görülen çap-hacmi azalır. Bu, uçan pikseller ve düşük attenuasyonlu yapıların süperimpozisyonunu elimine edebilir ama yalancı darlık görünümü gibi artefaktları arttırır (28).

ÇKBT 'NİN AVANTAJLARI

En önemli avantajı tarama hızındaki artıştır. Tarama hızındaki artış gantry rotasyon süresinin kısılmasına ve pitch faktörünün artışına bağlıdır. 4 kanallı ÇKBT cihazı konvansiyonel spiral BT cihazına göre 4–8 kat hızlı tarama yapabilmektedir. Bu düzeyde artan tarama zamanı daha geniş hacimlerin daha kısa sürede incelenmesine neden olmaktadır. Buna bağlı olarak rutin incelemelerin süresi kısalmıştır. Toraks ya da abdomen incelemeleri tek bir nefes tutulması süresinde tamamlanabilmektedir (5-9 sn). Nefes tutamamaktan kaynaklanan artefaktlar bertaraf edilmiştir. Travmalı hastalarda artmış tarama hızı daha da önem kazanmaktadır. Bu hastalarda tüm vücut taraması yapılabilmektedir. Çocuk yaş grubunda veya koperasyon kurulamayan, uyumsuz hastalarda inceleme minimum artefaktla tamamlanabilmektedir. Tarama hızında artış BTA incelemelerinde kullanılan total kontrast madde miktarında azalmaya yol açmıştır. Bu incelemelerde uygulanan artmış enjeksiyon hızı ve iyot konsantrasyonu yüksek kontrast madde kullanımı, vücuda giren total iyot miktarını arttırabilir. Tarama hızında artış ile birlikte geniş hacimlerin taranabilmesi özellikle BTA incelemelerinde çığır açmıştır. BTA ile aorta ile birlikte alt ekstremité arterleri, torakoabdominal aorta, arkus aortadan intraserebral sirkulasyona kadar olan karotid arterler kesintisiz olarak incelenebilmektedir. Aynı zamanda aort anevrizma ve diseksiyonları, ekstremité

arterlerinde stenozlar, renal arter patolojileri, mezenter iskemiler, karaciger transplantasyonları öncesinde hepatik arteriyel, hepatik ve portal venöz anatomisinin değerlendirilmesi mümkündür. Özellikle subaraknoid kanaması olan hastalarda anevrizma lokalizasyonunun gösterilmesi veya serebrovasküler olay geçiren hastalarda tıkalı damarın saptanması hasta BT masasında iken yapılarak zaman kazanılabilir. ince kesit alınabilmesi, isteğe bağlı görüntü planının değiştirilmesine, multiplanar reformasyona ve üç boyutlu görüntülerin optimal görüntü kalitesiyle elde edilmesine olanak sağlar. Parankimal organlarda küçük lezyonların hipo-hipervasküler karakterinin belirlenmesinde, multiformat reformasyonlarla cerrahi planlamada, organ koruyucu cerrahi uygulamalarında kullanılabilir. Artmış tarama hızının solunum ve barsak hareketlerinden kaynaklanan artefakları bertaraf etmesiyle birlikte yüksek uzaysal rezolusyonla geniş volümlerin taranabilmesi sanal endoskopi uygulamalarının temelini oluşturur. ÇKBT teknolojisi koroner arterlerde stenoz varlığının belirlenmesinde, plakların görüntülenmesi, myokardiyal perfüzyonun değerlendirilmesinde noninvaziv bir yöntem olarak umut vericidir. Akut inmeli hastalarda rutin BT incelemelerinde patolojinin belirlenemediği ilk 6 saatlik dönemde ÇKBT teknolojisi software desteği ile serebral kan akımı, serebral kan volümü ve ortalama geçiş zamanı değerlendirilerek beyin perfüzyonunun değerlendirilmesi olanaklı hale gelmiştir (12).

ÇKBT 'NİN DEZAVANTAJLARI

Özellikle near-isotropik görüntüleme tercih edildiğinde elde edilen veri miktarında ileri derecede artış olmaktadır. 4x1 kolimasyonda yaklaşık 60 cm uzunlukta toraks abdomen incelemelerinde kesitlerin üst üste binmesine bağlı olarak 500-800 arasında değişen görüntüler oluşmaktadır. Aynı kolimasyonda bir akciğer incelemesinde mediasten ve parankim için farklı değerlerin kullanılması benzer sayıda görüntünün elde edilmesine neden olmaktadır. Aorta ve periferik arterlerin BTA incelemesinde 1000 ve üzerinde görüntü elde edilmektedir. Bu verileri yorumlamak ve saklamak bir sorundur. Elde edilen görüntüleri değerlendirmede çalışma istasyonlarında transvers rekonstrüksiyon yapmak gereklidir. 3 boyutlu görüntüleme alternatif bir yoldur ve bu sistem için zorunluluk halindedir. Üç boyutlu görüntülemede multiplanar reformasyon (MPR), maksimum intensity projection (MIP), shaded surface display (SSD) ve volume rendering teknikleri (VRT)

kullanılmaktadır. Görüntülerde gürültü (noise) kesit kalınlığı azaldıkça artmaktadır. Bu sebepten dolayı gürültüyü azaltmak için rekonstrükte aksiyel ya da MPR kalın kesitlerin oluşturulması önemlidir. Çok ince kolimasyonlarda cihazın geometrik etkinliği bozulmaktadır. Bu etki 1.25 ve daha düşük kolimasyonlarda izlenirken daha kalın kolimasyonlarda izlenmez. Bu etki X-ışın kolimasyonuna ve uygulanan görüntü interpolasyon algoritmasına bağlıdır. Hasta dozunda artış, sadece yüksek kalitede ince kesit görüntü elde edilmek istendiğinde karşımıza çıkan önemli bir sorundur (12).

Artefaktlar:

Genellikle dental implantlardan kaynaklanır. Ancak sadece altın görüntüyü ve CPR oluşturulmasını engelleyecek ciddi artefaktlara yol açacaktır. Yutkunma, hareket artefaktlarına neden olacağından hasta önceden uyarılmalıdır. Vasküler konturda düzensizlik, ondüle görünüm şeklinde karşımıza çıkacaktır. Düzgün ortalanmamış CPR'ler stenozları taklit edebilir. Bu nedenle aksiyel kesitlerin de değerlendirilmesi önemlidir. Kalsifikasyonlar, "blooming" artefaktlarına neden olabilir. Pencere ayarlarını değiştirerek gerçek ve psödostenoz ayırımı yapılabilir.

Multidedektör cihazların kullanıma girmesiyle BTA'da oldukça yüksek sensitivite ve spesifite değerleri bildirilmektedir (13). Konvansiyonel BTA'da bilinen çeşitli sınırlamalar, örneğin kafa tabanında ve kavernoöz sinüs bölgesindeki damarların kemik artefaktları nedeniyle zor değerlendirilmesi veya yoğun kalsifikasyon içeren plakların yöntemin doğruluğunu azaltması gibi sınırlamalar multidedektör teknolojisinin sağladığı yüksek çözünürlük sayesinde aşılmıştır. Plak morfolojisinin de değerlendirilebilmesi BTA'nın önemli avantajlarındanır. Dezavantajları, kontrast allerjisi ve renal yetmezliği olan hastalarda uygulanamaması ve iyonize radyasyon kullanımıdır (13,17).

Multidedektör BTA, operatör bağımlı olmayan, objektif, hızlı uygulanabilir bir teknik oluşu, sinüs trombozu tanısında yüksek sensitivite ve spesifisite değerleri sayesinde oldukça popüler bir yöntem haline gelmiştir.

III- DİJİTAL SUBTRAKSİYON ANJİOGRAFİ (DSA)

DSA, digital floroskopi kullanılarak verilerin dijitalize edildiği, görüntülerin elde edildikten sonra rekonstrüksiyona tabi tutulabildiği, imajların substraksiyon işlemi sonucunda sadece incelenecek bölgedeki damarların kontrastlı görüntüsünden ibaret olduğu anjiyografi yöntemidir.

DSA’de Temel Prensipler

Kanın ve içinden aktığı damarsal yapıların yoğunlukları, çevre yumuşak doku yoğunluklarından çok farklı olmadığı için X-ışınlarını absorbe etme özellikleri de farklı değildir. Bu nedenle direkt grafi ile damarların görüntülenmesi olanaksızdır. Anjiyografide amaç; incelenmesi istenen damara direkt ponksiyon ya da kateter yardımıyla yüksek yoğunluklu kontrast madde verilerek grafilerde görünür hale getirmektir. Kontrast maddenin damardan geçişi sırasında seri grafilere alınır. Elde edilen bu grafilere damarlar ile çevre yapılar (kemik ve yumuşak dokular) birlikte görüntülediğinden süperpozisyonlar nedeniyle grafilere değerlendirilmesi zor olmaktadır. Bu zorluk 1980’li yılların başında kullanıma girmesinden bu yana, hem teknolojisi hem de uygulama alanı çarpıcı bir şekilde gelişme gösteren DSA ile ortadan kalkmıştır (20,29). DSA, dijital floroskopi sistemi kullanılarak verilerin dijitalize edildiği, görüntülerin bir kez elde edildikten sonra rekonstrüksiyona tabi tutulabildiği, imajların substraksiyon işlemi sonucunda sadece incelenecek bölgedeki damarın kontrastlı görüntüsünden ibaret olduğu zaman, kullanılan film ve kontrast madde açısından maksimum tasarrufun sağlandığı anjiyografi yöntemidir (20). Sistemin ana parçası olan X-ışını tüpü, çok kısa zaman aralıklı ve seri incelemelere olanak tanıyacak potansiyele sahiptir. DSA cihazlarında kullanılan tüpler monoplan ve biplan incelemeye olanak tanıyacak şekilde dizayn edilmiş, çekimi yapılacak obje çevresinde, geniş bir dönüş yapabilecek kapasitede tasarlanmış, bunun için C veya G kollu bir aparata monte edilmistir. Biplan tüp donanımlı cihazlar, aynı kontrast enjeksiyonu esnasında, birbirine dik iki düzlemden seri imajlar alabilmekte, alınan bu imajlardan özel bir soft-ware yardımıyla üç boyutlu görüntüler oluşturulabilmektedir. DSA, bir "sayısal çıkartma anjiyografisi" olup elde edilen görüntü, "sayısal bilgi" şeklindedir. Bilgisayarların, analog görüntüleri sayısal (dijital) hale çevirme ve hafızalarında saklama özelliklerinden faydalanarak matematiksel bir desen haline getirilen görüntüler üzerinde, büyütme (zoom),

uzunluk ölçümü, görüntülerin birbiri ile toplanarak bir bütün olarak gösterilmesi, "pixel shift", istenilen görüntüyü mask seçme (remasking) ve damar kenarlarını netleştirme gibi çeşitli uygulamalar yapılabilir (20,29). Substraksiyon, kelime anlamı olarak çıkarmak demektir. İncelenecek bölgede, görüntülenecek damar dışında, basta kemik olmak üzere tüm süperpozisyonları ortadan kaldırmak için uygulanan çıkarma yöntemidir Çıkarma, fotografik ve elektronik olmak üzere 2 teknikle gerçekleştirilmektedir.

Fotografik Çıkarma: Teknik 5 aşamada gerçekleştirilir. Birinci basamakta incelenen bölgenin direkt röntgenogramı çekilir. Daha sonra çekilmiş bu radyogram fotoğraf tekniği ile pozitif röntgenograma çevrilir. Üçüncü aşamada vasküler yapı içine kontrast madde verilerek incelenen bölgenin tekrar bir röntgenogramı çekilir. Dördüncü basamakta ise kontrastlı olarak çekilen röntgenogram ile ikinci basamakta pozitif dönüştürülmüş röntgenogram üst üste gelecek şekilde yerleştirilerek tekrar bir film çekilir. Bu işlem sonucunda üzerinde sadece damarın kontrastlı görüntüsünün bulunduğu, aynı anatomik yapıların, negatif-pozitif fotoğraf tekniği ile birbirinin imajını sildiği bir grafi elde edilmiş olur.

Elektronik Çıkarma: Görüntülerin analog olarak değil, dijitalize edildikten sonra birbirinden çıkarıldığı tekniktir. Geçici, enerji ve hibrit substraksiyon başlıkları altında toplanmaktadır. Geçici (temporal) substraksiyon, enerji substraksiyon yöntemine göre tek kV kullanımı ile gerçekleştirilmesi, normal X-ışını demeti filtrasyonunun yeterli olması yönleri ile farklılık gösterir. Temporal substraksiyon, hareket artefaktlarının görüntülere olumsuz etkisi ve imaj sayısının sınırlılığı açısından dezavantajlar içermesi yanında basit aritmetik görüntü substraksiyon teknikleri ile çalışabilmesi ve kemiksel oluşumların tümüyle substrakte edilebilmesine imkan sağlaması bakımlarından da avantajlar taşır. En yaygın kullanılan geçici elektronik çıkarma tekniği, Mask-Mod ve time interval difference adları altında başlıca iki şekilde uygulanmaktadır.

A- Mask Mod: Bu yöntemde damar içine kontrast madde verilmeden önce, incelenen bölgenin görüntüsü elde edilerek bilgisayara kaydedilir. Buna mask görüntü de denir. Daha sonra, incelenen damar içine belirli bir hızda kontrast madde gönderilirken ilgili bölgenin çok kısa zaman aralıklarında (1/2 sn gibi) imajları alınarak bilgisayarda toplanır. Daha sonra yine bilgisayar aracılığı ile arka

arkaya toplanan görüntülerden her biri (frame) ilk olarak kaydedilen mask görüntüden çıkarılır. Böylece imajlarda sadece, içi değişik derecelerde kontrast ile dolu damar görüntüleri kalır. Her bir imaj yaklaşık 33 milisaniye X-ışını pulsu ile gerçekleştirilmektedir. Mask imajdaki görüntü, diğer görüntülerle üst üste getirilerek çıkarma işlemi uygulanmakta ve bu suretle görüntüde istenmeyen dokular ve yapılar birbirinden kolaylıkla çıkarılabilmektedir. Ancak, mask imajdan sonra elde edilmeye başlanan imajlar sırasında hasta hareketinden kaynaklanan artefaktlar oluşabilmektedir. Bu artefaktlara hatalı kayıt yani misregistration artefaktları adı verilmektedir. Bu artefaktlar, görüntülerde aynı yapıların birbirleri üzerine çakışmamasına ve istenilen çıkarmanın gerçekleştirilememesine, dolayısı ile misregistration'a neden olacaktırlar. Geçici çıkarma metodunun mask mod tekniginde daha sık karşılaşılan bu problem, mask görüntünün, damar içine kontrast madde verilimi bittikten sonra tekrarı ile asılmaya çalışılmaktadır.

B- Time interval difference: Kontrast madde verilmesi esnasındaki çok kısa bir zaman aralığında, çok sayıda imajın elde olunmasına imkân veren bir tekniktir. Kısa bir sürede elde edilen çok sayıda imajların her bir frame'i ayrı bir hafıza adresine kaydedilir. Kaydedilen imajlar tek tek veya 2-4'lü gruplar şeklinde bir önceki imajlardan çıkarılarak görüntüler oluşturulur. Bu yöntem hareket artefaktlarının önüne geçmek için özellikle kalp gibi hareketli oluşumların ve kardiyak damarların görüntülenmesinde kullanılmaktadır (30).

Anjiyografide Teknik

Anjiyografide kontrast madde, arter ya da vene, direkt perkütan iğne enjeksiyonu, perkütan yerleştirilen kateter veya cerrahi teknik yoluyla verilebilir. Erişkin ya da koopere olabilen hastalarda, tüm anjiyografik işlemler, lokal anestezi altında yapılabilir. DSA'de temel teknik kontrast madde verilmeden ve verildikten sonra görüntüler almak ve pre-kontrast görüntüleri post-kontrast görüntülerden çıkarmaktır. Bu sebeple hasta çekim sırasında kesinlikle hareket etmemelidir. Hasta tamamen koopere olsa da intestinal peristaltizm, vasküler ya da kardiyak pulsasyonlar gibi bir dizi biyolojik hareketler imaj kalitesini düşürebilmektedir.

DSA, intravenöz (IV DSA) ve intraarteriyel (IA DSA) olmak üzere iki şekilde yapılabilir. Uygun yöntemin seçiminde klinisyenin kararı değil, anjiyografiyi yapacak olan radyoloğun yol gösterici önerileri dikkate alınmalıdır.

IV DSA, periferik ya da santral olarak enjekte edilen kontrast maddenin pulmoner dolaşım sonrası sol ventrikülden çıkışı ve periferik dağılışının dijital bir görüntü sistemi ile seri olarak algılanması esasına dayanır. Periferik enjeksiyon, antekübital venden branül ile girilerek yapılan enjeksiyondur. Antekübital veya femoral venden kateter konularak sağ atriüma girilerek yapılan enjeksiyona ise santral enjeksiyon adı verilir. IV DSA'nın çok emniyetli bir yöntem olması (emboli riski ve diğer komplikasyon oranı düşüktür), kolay ve poliklinik hastalarına uygulanabilir olması, IA DSA'ya göre ucuz olması gibi avantajlarının yanı sıra; kullanılan kontrast maddenin periferik alanlara ulaşmaya kadar yaklaşık 10-20 kez dilüe olması nedeniyle fazla kontrast madde kullanılması (kardiyak ve renal patolojisi olanlarda kullanılamaz), non-selektif inceleme olması (inceleme bölgesindeki arterlerin dolması ile süperpozisyon oluşur), allerji oranı yüksekliği, inceleme sonrası anjina ve konjestif kalp yetmezliklerinin görülebilmesi, %20 yanılma payının olması, görüntülerdeki uzaysal çözünürlüğün azlığı ve görüntülerin hareket ve solunum artefaktlarından fazlasıyla etkilenmesi gibi sınırlamaları da mevcuttur (29).

IA DSA' da artere giriş yeri olarak femoral veya aksiller arter seçilerek, Seldinger tekniği ile kateter yerleştirilip istenilen arter bölgesine ulaşılır, buradan non-selektif enjeksiyon yapılarak tüm çevre damarlar görüntülenebildiği gibi, uygun kateterler kullanılarak istenilen damarın içine girilerek selektif inceleme de yapılabilir. IA DSA'da konvansiyonel anjiyografiye oranla daha az (yaklaşık 1/4 oranından daha az) ve dilüe bir kontrast madde kullanılır, ayrıca kateter incelenmek istenen bölgeye yerleştirildiği için "delay time"a (gecikme) gerek yoktur. Kontrast madde enjeksiyonu ile birlikte seri çekim başlayabilir. DSA'da görüntüler anında incelenebildiği için kısa sürede işlem tamamlanır. Kateterin ince olması ve kısa süre kalması ile hasta daha az travmatize olur. İşlem sonrası 4 saat kadar gözlem altında kalan hasta, herhangi bir sorun yoksa evine gönderilebilir. IA DSA, yaşlı ve kooperasyonu bozuk hastalarda uygulanabilir; kardiyak, pulmoner ve renal patolojiler uygulamaya engel teşkil etmez; damar patolojisi şüphesi fazla olan

özellikle TIA öyküsü ve anormal nörolojik bulgusu olan, anjiyografi sonucunda cerrahiye verilme olasılığı yüksek olgularda endikedir. IA DSA; IV DSA'nın tüm avantajlarına sahiptir; enjeksiyon ve çekim süresinin kısalığı hareket ve solunum artefaktlarını önler; allerjik reaksiyonlar daha azdır; ince kateterler kullanılabilir; kontrast madde çok az ve dilüe edilerek kullanılır; gerektiğinde selektif çalışma olanağı vardır; görüntü kalitesi mükemmel olup yanılma payı çok azdır. Sınırlamaları arasında; ve arteriyel invaziv mutlaka doktor tarafından uygulanması gereken bir inceleme olması ve stroke ve arteriyel komplikasyon olasılığı sayılabilir. (20,29,30).

Anjiyografi için ideal kontrast madde, damarı tamamen opasifiye eden, ancak toksik ya da fizyolojik değişikliğe yol açmayan kontrast maddedir. En son jenerasyon kontrast maddeler iyonik ve noniyonik olarak sınıflandırılmaktadır. Bunlardan noniyonik olanlar, düşük osmolariteleri nedeniyle daha güvenlidir. Verilecek kontrast maddenin miktarı ve enjeksiyonun hızı ise incelenecek bölgeye göre değişmektedir. Genel kural olarak, enjekte edilecek kontrast madde dozu, damardaki akım hızı ile orantılıdır. Örneğin, arkus aorta vücuttaki en yüksek akım hızına sahip damar olup, 40 mL kontrast madde, 20 mL/sn hızla verilebilir. İnternal karotid arter ve vertebral arterlere 8–10 mL kontrast madde 4–5 mL/sn hızla verilebilirken (31) koroner anjiyografide sağ ve sol koroner sisteme sırasıyla 5–8 ml kontrast madde 3–4 ml/sn hızla verilmektedir (29,30).

Anjiyografinin Komplikasyonları

İyotlu kontrast maddelere karşı intolerans, ciddi koagülasyon problemleri ve böbrek yetmezliği anjiyografi için kabul edilen kontraendikasyonların başında gelmektedir (31). Genel olarak komplikasyonlar şu şekilde özetlenebilir:

Genel Komplikasyonlar:

A- Kontrast madde reaksiyonları:

Hafif: Esneme, hafif ürtiker, bulantı, kusma, üşüme, yanma hissi, taşikardi veya bradikardi, enjeksiyon yerinde ağrı. İyileşme hızlıdır. Tedavi gerektirmez.

Orta: Yaygın ürtiker, bronkospazm, laringospazm, anjionörotik ödem, orta derecede hipertansiyon. Acil tedavi gerektirir. Tedaviye cevap hızlıdır.

Şiddetli: Refrakter bronkolaringospazm, anafilaksi, şok, şiddetli hipotansiyon ile kardiyopulmoner kollaps, pulmoner ödem. Fatal olabilir.

B- Emboli: Pıhtı, hava veya kolesterol embolisi

C- Septisemi

D- Vagal inhibisyon: Hipotansiyon gelişir(32).

E- Myokard infarktüsü (%0,05)

F- Ritm bozuklukları (%0,38)

G-Nörolojik olay(%0,07)(96)

Lokal Komplikasyonlar:

A- Giriş yerinde:

1. Hemoraji ve hematoma,
2. Oklüzyon,
3. Psödoanevrizma,
4. Arteriyovenöz fistül,
5. Perivasküler veya subintimal kontrast madde enjeksiyonu,
6. Lokal tromboz,
7. Vazospazm,
8. Lokal enfeksiyon

B- Hedef organda hasar:

1. Fazla kontrast madde ve pıhtı embolisine bağlı,

C- Kateter ucunda düğümlenme (32).

3. GEREÇ VE YÖNTEM

Ocak 2008 - Ocak 2010 tarihleri arasında Dicle Üniversitesi Tıp Fakültesi Radyoloji servisinde klinik olarak sinüs ven trombozu şüphesi olan 104 olgu, Çok kesitli bilgisayarlı tomografi serebral anjiyografi (ÇKBTA) yapılarak çalışma kapsamında incelendi. Bu olgulardan sinüs ven trombozu pozitif saptanan 23 hasta prospektif değerlendirme için çalışmaya dâhil edildi. Görüntü yorumlama standart PACS çalışma alanında gerçekleştirilmiştir. Okuma sıraları rastgele yapılmış ve standart bir değerlendirme formu kullanılmıştır. Olguların demografik özellikleri ve serebral ven trombozuna (SVT) yol açabilecek premorbid durumlar tespit edildi. Tüm hastalardaki başvuru yakınmaları, ayrıntılı nörolojik ve sistemik muayene bulguları ve klinik seyirle ilgili bilgiler kaydedildi.

Sinüs trombozu saptanan toplam 23 olgunun 14' ü (%60.9) kadın, 9'u (%39.1) erkekti. Yaşları 17 ile 81 arasında değişen olguların yaş ortalaması 35 ± 13.3 idi.

Olguların klinik yakınmaları ve semptomları arasında baş ağrısı, papil ödem, fokal nörolojik defisit, fokal ve jeneralize nöbetler, izole kafa içi basınç artışı ve şuur bozukluğu mevcuttu. Olguların tümüne nörolojik muayenenin yapılmış olması kriter alındı. Çalışma kapsamında, klinik semptomlar ile sinüs trombozu şüphesi olan hastalar BT venografi ile incelendi. Hasta hareketi veya teknik başarısızlıktan dolayı uygun olan hastalardan hiçbiri ya da herhangi bir BT venogramı çalışmadan çıkarılmadı. BT venografisi için hiçbir hastada sedasyon gerekmedi.

Serebral ÇKBTA Çekim Protokolü

Hastalar gantriye supin pozisyonunda yatırıldı. Antekübital venden 18–20 gauge plastik branül ile damar yolu açıldı. Çekimden hemen önce damar yolunun açıklığı 20 ml serum fizyolojik gönderilerek kontrol edildi.

ÇKBTA incelemeleri, 64 dedektörlü BT (Multislice brilliance 5684 PC best, Philips Medikal Systems, Cleveland, Ohio) helikal cihazı ile gerçekleştirildi. Arkus aortadan başlayarak tüm serebral vasküler yapılar görüntülenecek şekilde kaudokranial yönde tarandı. Çalışmada 80 ml non-iyonik kontrast madde (Ultravist 350mg/100ml, İopamiro 350mg/100ml, Telebrix 350mg/100ml, İomeron 350mg/100ml) 4–5 ml/sn hızla bolus tarzında ve ardından 40 ml serum fizyolojik 4–5 ml/sn hızla otomatik enjektör yardımı ile verildi. Çekimler, Kontrast madde

verilmesinden 10–12 sn gecikme zamanı verilerek, X- ışını tüpünde 120–135 kV ve 300 mAs, 0.9 pitch, 220 mm FOV, care dose efektif mAS'ı 120'e dek düşecek şekilde, 64 x 0.62 mm kollimasyon, 0,75 sn rotasyon zamanı, 12 mm feed rotasyon mesafesi kullanılarak başlatıldı. Serebral venografi çekim protokolü tablo 2'de sunulmuştur.

Tablo 2: 64 multislice serebral venografi çekim protokolü

Yön	Kraniokaudal
Dedektör dizini (mm)	64x0.62
Kesit kalınlığı (mm)	1
İnterval (mm)	0,5
Threshold	120
Pitch (Beam Pitch)	1.078
Gantri rotasyon süresi (sn)	0.75
Masa hızı (mm)	27
Kernel	H40
Window	600/100
kVp	120
mA	250
FOV (cm)	35
Kontrast madde (ml-400 mgI/ml)	80
Enjeksiyon hızı (ml/sn)	4
Süre (sn)	12
Gecikme zamanı	5.5 otomatik tetikleme fonksiyonu ile
Sagittal MIP (mm)	Width 3-6, Increment 2-4
Koronal MIP (mm)	Width 3-6, Increment 2-4
Axial MIP (mm)	Width 3-6, Increment 2-4

Değerlendirmede MIP algoritması üç boyutlu görüntüleri göstermek için kullandığımız yöntemlerden biri idi. Bu algoritma, ekrandaki her piksele bir yoğunluk verir, bu da piksel kanalıyla dikey bir hat boyunca üç boyutlu modelde tüm intensitelerin maksimum seviyede olduğu anlamına gelmektedir. Kesik düzlemler ve hedeflenen MIP görüntüleri çakışma olmadan spesifik damarları göstermek için gerektiğinde kullanıldı. Ek olarak, model sanal olarak sayısız görüntü sağlayan bir cine halkası içinde döndürülebilmesi ile gerektiğinde cine halkası değerlendirilmede kullanıldı.

ÇKBT venografi ile serebral venöz sistemde saptanan morfolojik değişiklikler, trombüs, rekanalizasyon, parankimal anormallikler, perfüzyon değişiklikleri, derin ven tıkanıkları, izole kortikal venöz tromboz gibi olası patolojiler açısından inceledik. Serebral ven trombozunda direkt bulgular arasında spontan olarak kortikal venlerin ve sinüslerin hiperdens görünümünü ifade eden “kord bulgusu” ve ilk ay boyunca kontrast enjeksiyonu ile görünür hâle gelen “boş delta bulgusu” ile trombüs tanısı kondu. Ek olarak diğer bir direkt bulgu özellikle sinüs trombozunda spontan olarak karşılaşılan “delta bulgusu” araştırıldı. Bütün bunların yanında ÇKBT incelemede ödem ve hemoraji gibi parankimal patolojiler açısından incelendi. Öncelikle klinik açıdan önemli olabileceğine inanılan değişiklikler belirtildi. Değerlendirmeler iki radyolog tarafından yapıldı ve elde edilen bulgular standartize edilmiş formlara kaydedildi.

4. BULGULAR

Ocak 2008 - Ocak 2010 tarihleri arasında kliniğimize SVT ön tanısı ile başvuran ve klinik şüphesi olan 104 olgunun 23'de ÇKBT'de sinüs ven trombozu pozitif saptandı. Bu hastaların 14'ü kadın (%60.9), 9'u erkek (%39.1) idi. Yaş ortalaması 35 ± 13.3 idi.

En sık yakınma 20 hastada (%87) görülen baş ağrısı idi. Diğer sık görülen semptom ve bulgular 4 hastada (%17.3) çeşitli düzeylerde şuur bozuklukları ve 2 hastada (%8.7) çift görme var idi. 8 hastada (%34.7) baş ağrısına bulantı ve kusma, 5 hastada (%21.7) ekstremitelerde kuvvet kaybı eşlik ediyordu. 5 hastada (%21.7) jeneralize tonik klonik tipte epileptik nöbet ve 1 hastada (%4.3) bulanık görme tespit edildi. 4 hastada papilödem (%17.3), 1 hastada vertigo (%4.3), 2 hastada (%8.6) kraniyal sinir tutulumu ve 4 hastada (%17.3) bilinç bozukluğu idi. 1 hastada (%4.3) rinore mevcuttu.

Sinüs trombozu saptanan beş hastada (%21.7) etyolojik neden saptanamadı. Üç hastada otit, bir hastada kronik sinüzit, bir hastada orbital selülit, bir hastada şiddetli dizanteri ve bir hastada osteomyelit SVT'den sorumlu olabilecek enfektif prosesler olarak karşımıza çıktı. Bir hasta otit sonrası gelişen menenjit tablosuda mevcuttu. Bir hastada, SVT meme kanseri sonrası almış olduğu kemoterapi ile ilişkilendirildi. Üç hastada SVT postpartum dönemde, bir hastada gebeliğin son trimesterinde, bir hastada da oral kontraseptif ve steroid kullanımı sırasında ortaya çıkmıştı. Hiperkoagülabilitate yaratan durumlardan bir hastada Faktör V leiden mutasyonu ve bir hastada anti kardiyolipin antikör varlığı saptandı. Bir hastada 25 gün önce yapılan vasküler operasyonu öyküsü mevcuttu. SVT saptanan hastalardan biri hayatını kaybetti.

Tablo 3: Serebral sinüs ven trombozu saptanan olguların sosyodemografik ve ÇKBTA verileri

Olgu	C	Yaş	Yakınma	Bulgu	Tutulan sinüsler	Parankim değişikliği	Etyoloji	Ölüm
1	E	50	Baş ağrısı, Sağda güç kaybı	Sağ hemiparezi, Babinski (+),	Sol transvers Sol sigmoid	Kronik iskemi	?	-
2	K	43	Baş ağrısı, Solda güç kaybı	Sol hemiparezi	Superior sagittal, Sağ sigmoid, Sol transvers, Sinüs konfluens, Sol juguler ven,	Enfarkt	Meme CA Kemoterapi	-
3	E	50	Baş ağrısı, Rinore,	Rinore	Her iki transvers sinüs,	Pnömocefali, Sfeonid sinüste kemik defekti	Kronik sinüzit	-
4	E	47	Baş ağrısı, Nöbet, Sağ elde güç kaybı	Sağ hemiparezi,	Superior sagittal, Sağ sigmoid, Juguler ven,	Hemorajik enfarkt	Faktör V Leiden (+)	-
5	K	26	Baş ağrısı, Bulantı-kusma, Bilinç kaybı,	Somnolans,	Superior sagittal, Sağ sigmoid, Bilateral transvers, Sinüs konfluens Sağ juguler ven	Hemorajik enfarkt	Postpartum, Kr. otit	-
6	E	38	Baş ağrısı, Bulantı-kusma, Bulanık görme	Papil ödem	Superior sagittal, Sağ sigmoid, Sağ transvers,	-	AKA (+)	-
7	E	24	Baş ağrısı,	Babinski (+),	Superior sagittal, Sağ sigmoid, Sağ transvers, Sağ juguler ven	-	?	-
8	E	43	Baş ağrısı,	Sağ gözde şişlik	Sağ sigmoid,	-	Göz enfeksiyonu	-
9	K	27	Baş ağrısı, Baş dönmesi, Bulantı-kusma, Çift görme, Bulanık görme,	Papil ödem, Görmede düşüş, Sağa diplopi, Lateral bakış kısıtlı	Sağ sigmoid,	-	Enfeksiyon (dizanteri)	-
10	E	65	Nöbet, Bulantı	Yok	Superior sagittal, Sağ sigmoid, Sağ transvers,	İskemi	?	-
11	K	37	Sağda güç kaybı, Çift görme,	Sağ hemiparezi, Sağa diplopi,	Superior sagittal, Sağ sigmoid, Sağ transvers,	Subakut hematom, Ödem,	Oral kontraseptif, Steroid kullanımı	-
12	K	39	Baş ağrısı, Bilinç kaybı,	Stupor, Papil ödem	Superior sagittal, İnferior sagittal, Sağ sigmoid, Sağ transvers, Rektus,	Venöz enfarkt	?	+
13	K	30	Baş ağrısı, Nöbet,	Babinski (+),	Superior sagittal, Sağ transvers, Sağ sigmoid,	-	Postpartum	-
14	E	27	Nöbet,	Yok	Superior sagittal, Sol sigmoid,	Hemorajik enfarkt, Ödem	Enfeksiyon	-

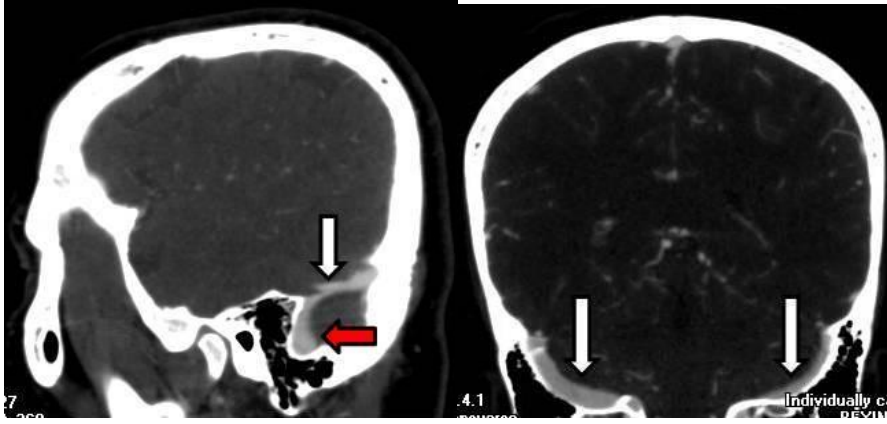
15	K	35	Baş ağrısı, Bulantı-kusma,	Yok	Sağ sigmoid, Sağ internal juguler ven	-	Kr. Otit	-
16	K	18	Baş ağrısı, Bulantı-kusma, Nöbet, Bilinç kaybı,	Somnolans, Ense sertliği	Sol transvers Sol sigmoid	Venöz iskemi	Postpartum	-
17	K	18	Baş ağrısı, Bulantı-kusma, Bilinç kaybı,	Somnolans, Ense sertliği	Sol transvers	-	Menenjit, Kr. Otit	-
18	K	37	Baş ağrısı,	Yok	Sağ transvers,	-	Geçirilmiş cerrrahi operasyon	-
19	E	40	Baş ağrısı, Bulantı-kusma, Güç kaybı	Tetraparezi	Superior sagittal, Sağ sigmoid,	-	?	-
20	K	27	Baş ağrısı,	Yok	Sağ transvers, Sağ sigmoid, Sağ juguler ven	Hemorajik enfarkt,	?	-
21	E	11	Baş ağrısı, Bulantı-kusma,	Yok	Sağ sigmoid,	-	Kr. Otit	-
22	K	57	Baş ağrısı,	Yok	Sol transvers Sol sigmoid, Sol juguler ven,	-	Hiperlipidemi	-
23	K	27	Baş ağrısı, Bulantı-kusma, Nöbet, Bilinç kaybı,	Somnolans,	Superior sagittal	Akut hematoma, Ödem	Postpartum	-

Yirmiüç hastada toplam elli sinüsün etkilendiği saptandı. Çoğu vakada (%73.9) birden fazla sinüs etkilenmişti. Beyinde en sık olarak etkilenen venöz yapının %32'lik bir oranla sigmoid sinüs olduğu, sigmoid sinüs trombozlarının %81.3'ü sağ sigmoid, %18.7'si sol sigmoid sinüste idi. Daha az sıklıkla da transvers sinüs %28, superior sagittal sinüs %22, sinüs konfluens %4, inferior sagittal sinüs %2 ve sinüs rektusun %2 oranında etkilendiği görüldü. Beş hastada juguler vende de tromboz izlendi. Yirmiüç olgunun 17'sinde (%73.9) birden fazla sinüste tromboz saptandı. Üç olguda izole sigmoid sinüs, iki olguda transvers sinüs ve bir olguda da sadece superior sagittal sinüste tromboz saptandı.

Serebral venöz yapılarıdaki etkilenme ile birlikte parankim tutulumlarında göz önüne alındığında, sinüs trombozu saptanan olguların 10'unda (%43.4) SVT'na parankimal değişiklikler eşlik ediyordu. Sekiz olguda SVT'na iskemi veya enfarkt eşlik etmekteydi. İki hastada ödem saptanırken, ödeme bir hastada subakut hematoma ve bir hastada da hemorajik enfarkt eşlik etmekteydi. Bir hastada pnömosefali saptanırken bu hastada aynı zamanda sfenoid sinüste kemik defekti mevcuttu. SVT daha sıklıkla beynin sağ bölgesinde görülmekle beraber, kas gücü kaybı gelişen hastaların büyük çoğunluğunda SVT'a enfarkt veya iskemide eşlik etmekteydi.

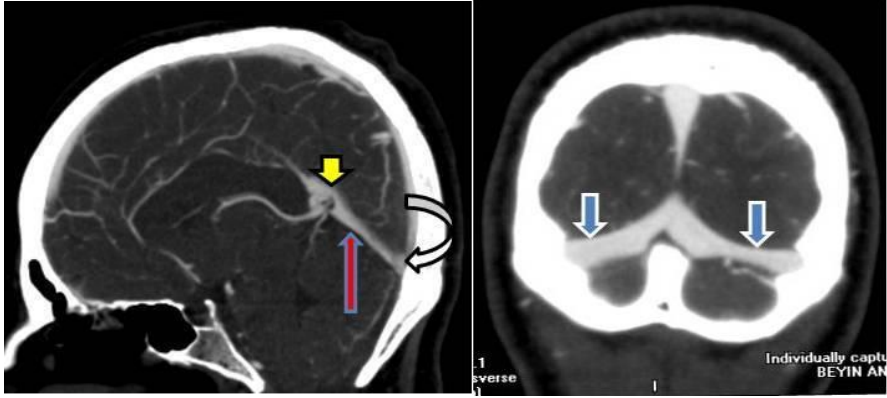
5. OLGU ÖRNEKLERİ

SEREBRAL VENÖZ SİNÜSLERİN ÇKBTA GÖRÜNTÜLERİ



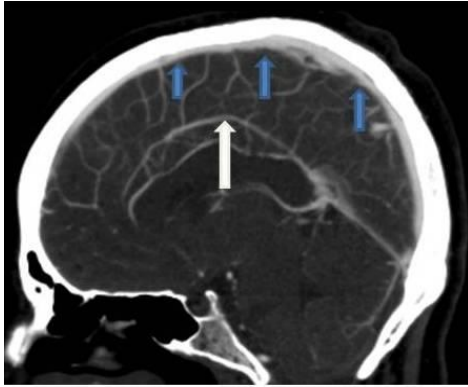
a

b



c

d

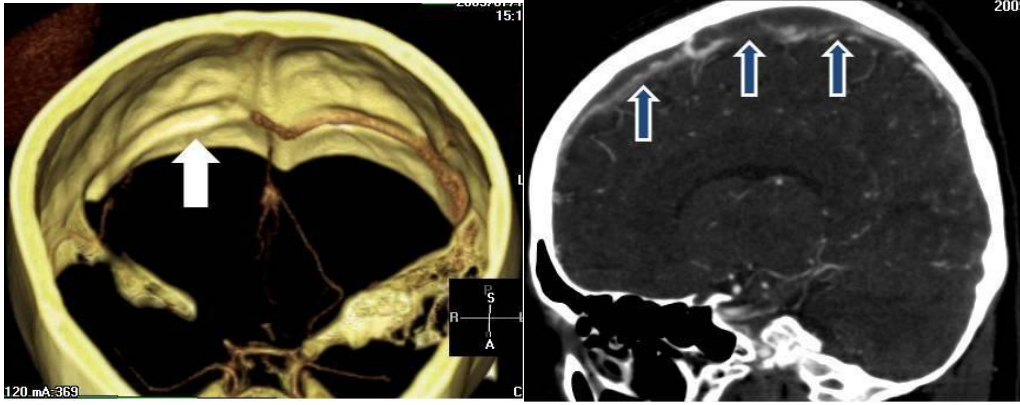


e

a) Transvers sinüs (beyaz ok) ve sigmoid sinüs (kırmızı ok) b) sigmoid sinüs c) straight sinüs (kırmızı ok), galen veni (sarı ok) ve sinüs konfluens (eğri ok) d) transvers sinüs e) superior sagittal sinüs (mavi oklar), inferior sagittal sinüs (beyaz ok)

Olgu 1:

Yirmidört yaşında, erkek hasta. On gün önce hiçbir şikayeti yokken ani gelişen baş ağrısı olmuş. Kliniğimizde çekilen ÇKBT anjiyografi bulguları, sigmoid sinüs, transvers sinüs (beyaz ok) ve superior sagittal sinüs (mavi oklar) lümenleri yer yer hipodens trombüs ile uyumlu dolma defekti, hipoheterojen dansite ve kontur düzensizliği saptandı.



VRT

MPR

Olgu 2:

Yirmiyedi yaşında, kadın hasta. Bir hafta önce başlayan şiddetli baş ağrısı mevcut. Kliniğimizde çekilen ÇKBT anjiyografi bulguları, sağ sigmoid sinüs (mavi oklar) ve sağ transvers sinüste (beyaz ok) kontrastlanma izlenmedi.

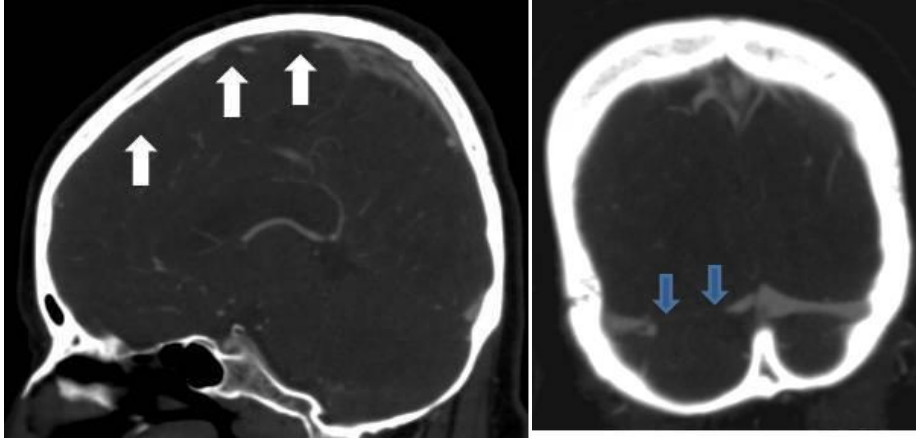


VRT

MPR

Olgu 3:

Yirmiyedi yaşında, kadın hasta. Oral kontraseptif kullanan hastada, ani başlayan sağ tarafta güçsüzlük ve çift görme gelişmiş. Kliniğimizde çekilen ÇKBT anjiyografi bulguları, sağ sigmoid sinüs, sağ transvers sinüs (mavi oklar) ve superior sagittal sinüste (beyaz oklar) trombüse ait yer yer dolma defektleri saptandı.

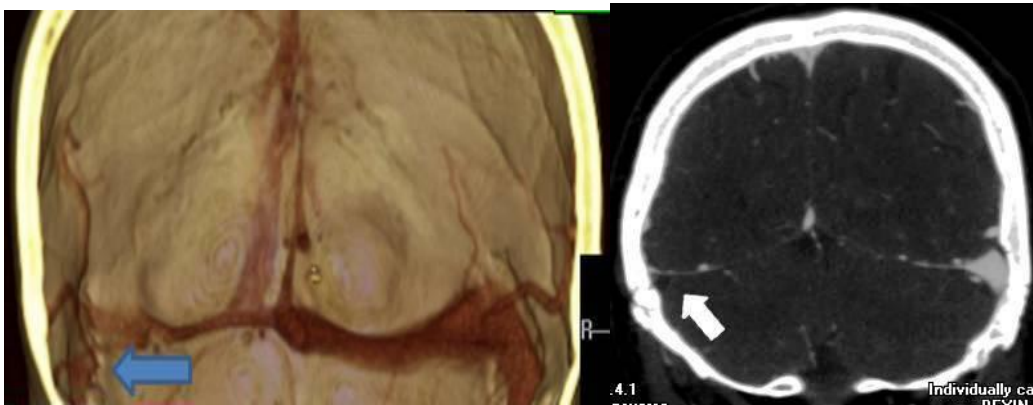


MPR

MPR

Olgu 4:

Kırküç yaşında, erkek hasta. Ongün önce geçirilmiş orbital selülit sonrası başlayan şiddetli baş ağrısı ve konvülzyon şikayeti mevcut. Kliniğimizde çekilen ÇKBT anjiyografi bulguları, sağ sigmoid sinüs (mavi-beyaz ok), superior sagittal sinüs ve sinüs konfluensumda yer yer trombüse ait dolma defektleri saptandı.

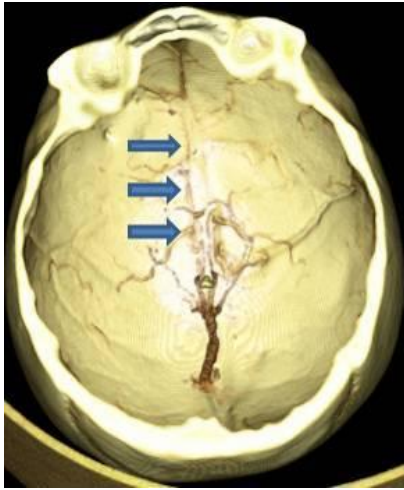


VRT

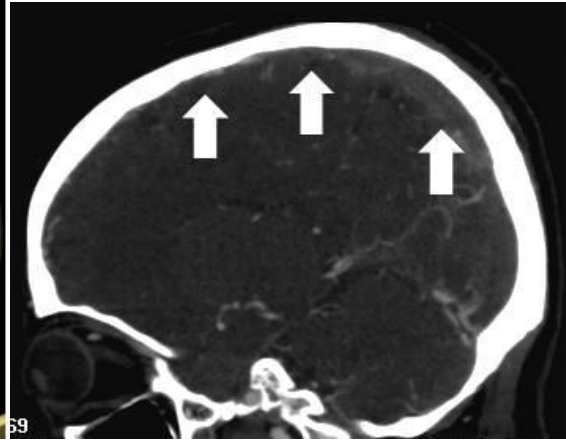
MPR

Olgu 5:

Yirmiyedi yaşında, kadın hasta. Kr. Otit sonrası gelişen baş ağrısı, bulantı-kusma, nöbet geçirme ve şuur kaybı olmuş. Kliniğimizde çekilen ÇKBT anjiyografi bulguları, superior sagittal sinüste (mavi-beyaz oklar) trombüse ait dolma defektleri saptandı.



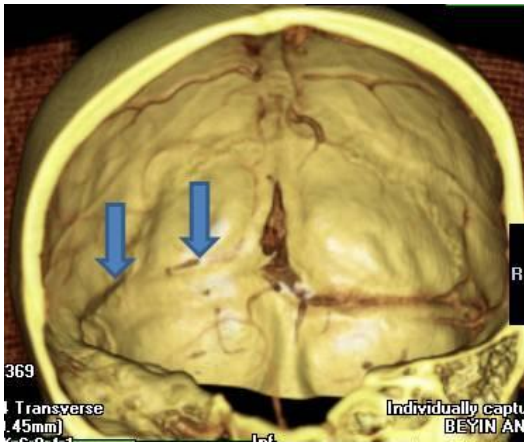
VRT



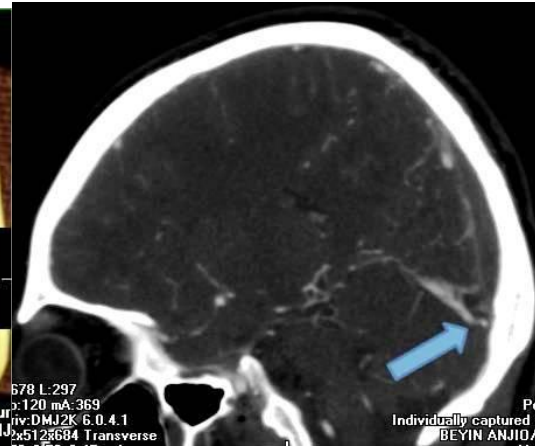
MPR

Olgu 6:

Yirmi altı yaşında, kadın hasta. Doğumdan onbeş gün sonra baş ağrısı ve şuur bulanıklığı gelişmiş. Kliniğimizde çekilen direkt ÇKBT anjiyografi bulguları, superior sagittal sinüs, transvers sinüs (VRT-mavi oklar) ve sinüs konfluenste (MPR-mavi ok) trombüse ait yaygın dolma defekti saptandı.



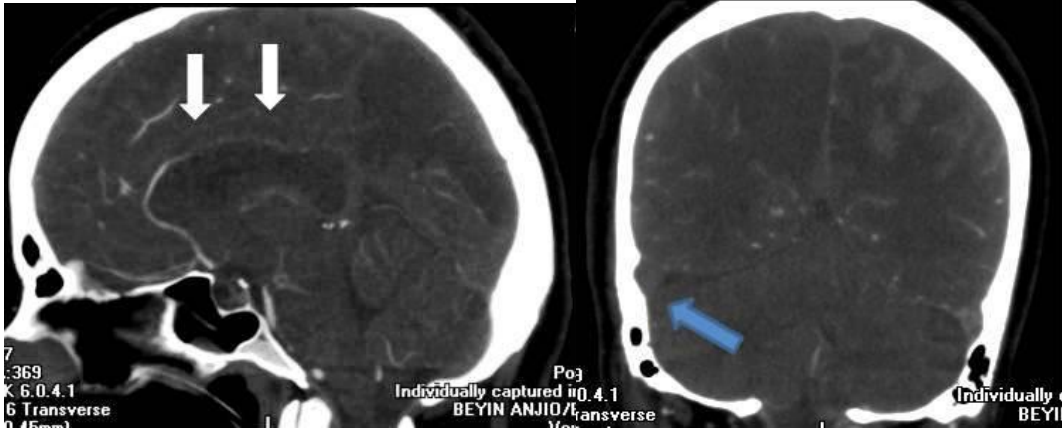
VRT



MPR

Olgu 7:

Otuzdokuz yaşında, kadın hasta. Üç gün önce baş ağrısı gelişen hastada şuur kaybı olmuş. Kliniğimizde çekilen ÇKBT anjiyografi bulguları, superior ve inferior sagittal sinüste (beyaz oklar), sağ transvers sinüs, sağ sigmoid sinüste (mavi ok) ve sinüs rektusta trombüse ait dolma defektleri saptandı.

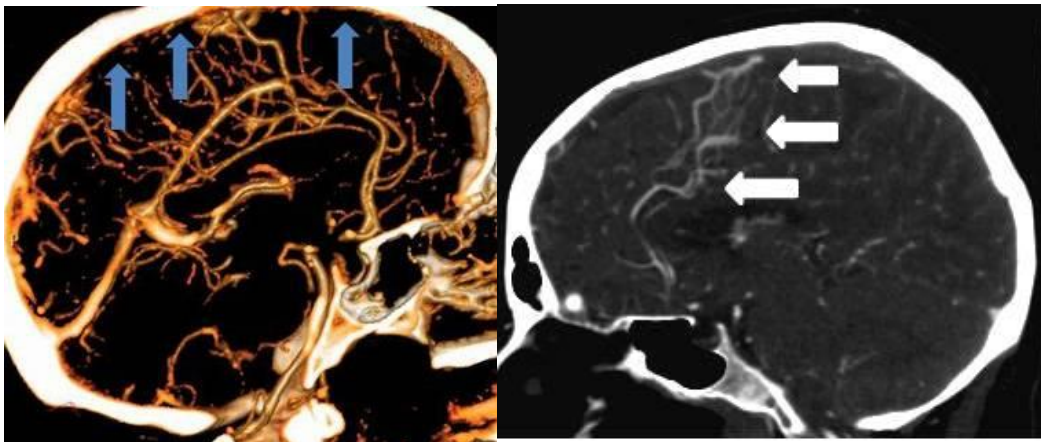


MPR

MPR

Olgu 8:

Kırk yedi yaşında, kadın hasta. Altı gün önce hiçbir şikayeti yokken ani gelişen baş ağrısı, ardından nöbet geçirme şikayeti olmuş. Kliniğimizde çekilen ÇKBT anjiyografi bulguları, superior sagittal sinüste (mavi oklar) ve sağ sigmoid sinüste trombüs ile uyumlu hipodens görünüm ve tromboza bağlı superior kollateral venler (beyaz oklar) saptandı.

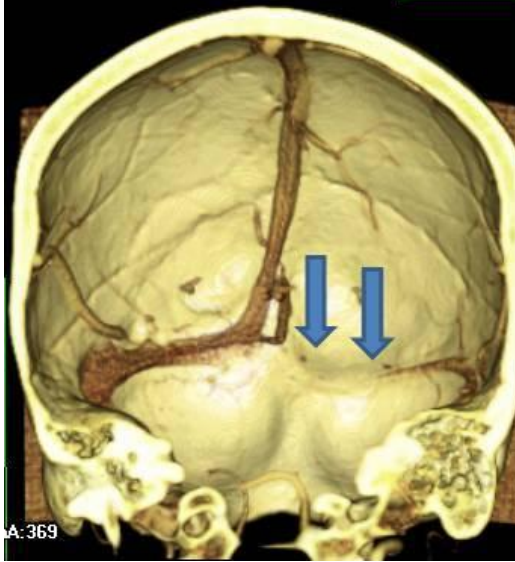


VRT

MPR

Olgu 9:

Elliyedi yaşında, erkek hasta. Onbeş gün önce hiçbir şikayeti yokken ani gelişen baş ağrısı şikayeti olmuş. Kliniğimizde çekilen ÇKBT anjiyografi bulguları, sol transvers sinüste (mavi oklar) ve sol sigmoid sinüste (beyaz ok) trombüs ile uyumlu dolum defekti saptandı.



VRT



MPR

6. TARTIŞMA

Serebral sinüs ven trombozu (SVT) arteriyel trombozlara oranla nadir görülen, klinik semptom ve bulguların değişkenliğinden dolayı tanısı güç olan bir hastalıktır. SVT, arteriyel tıkanmaların aksine, genç erişkinleri ve çocukları daha sıklıkla etkileyen bir durumdur. Bu konuda yapılmış epidemiyolojik çalışmalar olmadığından serebral ven trombozlarının toplumdaki insidansı konusunda yeterli bilgi yoktur (10,33). Tahmin edilen yıllık insidansı 1milyon popülasyon için 3-4'tür. Çocuklarda ise insidans 1 milyonda 7'ye ulaşabilmektedir. Geniş inme data bankalarının sonuçlarına bakıldığında serebral ven trombozunun inmeli hastaların ancak %1-2'sinden sorumlu tutulabildiği görülmektedir. Her yaşta görülebilmese rağmen genellikle gençlerde sık görülür. Erkek/kadın oranı geniş hasta serilerinde 1'e yaklaşırken, 20-35 yaş arasında net olarak kadınlarda daha sık görülmektedir. Bunun nedeni gebelik ve oral kontraseptif kullanımının kadınlarda SVT riskini oldukça arttırmasıdır. Bizim çalışmamızda kadın olguların oranı %60.9 tespit edilirken, bu olguların %71.4'ü 18-35 yaş aralığında bulunmakta idi (33-38).

İlk anjiyografik serilerde mortalite oranı %30-%50 arasında bildirilmiştir. Son yıllarda tanı ihtimâlinin artışı, nöro-görüntüleme tekniklerinin gelişmesi ve daha etkili tedavi imkânları ile prognoz daha iyi hâle gelmiştir. Kötü prognostik faktörler ileri yaş, koma, yaygın serebral derin venöz sistem tutulumu, artmış intrakraniyal basınç, maligniteye sekonder oluş, BT'de hemorajik enfarkt tesbiti, kontrol altına alınamayan epileptik nöbetler ve pulmoner emboli gibi komplikasyonların oluşmasıdır (8,9,39).

SVT'nin klinik seyri değişkendir. Hastalarda baş ağrısı, baş dönmesi, mide bulantısı, görsel rahatsızlıklar gibi yüksek kraniyal basınç semptomları, kraniyal sinir paralizilerini içine alan fokal nörolojik defisitler görülebilir. Arteriyel inmelerin aksine, SVT'deki semptomlar çoğu zaman yavaş ilerler. Hastaların %74- %90'ında görülen şiddetli baş ağrısı çoğu kez ilk semptomdur ve bu semptomun özgünlüğü düşüktür. SVT, genel vasküler risk faktörlerinin olmadığı inme benzeri semptomlu veya beklenmedik ya da şiddetli baş ağrısı olan genç ve orta yaşlı hastalarda, intrakraniyal hipertansiyonlu hastalar ve BT'de hemorajik enfarkt bulunan hastalarda daima potansiyel bir ayırıcı tanı olarak göz önünde bulundurulmalıdır. Bizim

çalışmamızda literatür ile uyumlu olarak %87 oranla en sık görülen semptom baş ağrısı olarak tespit edildi (8,40).

Konvansiyonel serebral anjiyografi, BT, dijital subtraksiyon anjiyografi, MR görüntüleme ve MR venografi tanıya yardımcı olan görüntüleme modaliteleridir. (41-47). Dural sinüs trombozunun gelişen tanı metodlarıyla daha önce düşünüldüğünden daha fazla görüldüğü anlaşılmıştır. Ölüm oranı son çalışmalarda %10 gibi düşük bir yüzdelikte gösterilse de, hayatta kalanlar için çoğu zaman klinik olarak önemli morbidite söz konusudur. Başarılı tedavinin mümkün olabilmesi hızlı ve doğru teşhisin önemini artmıştır (8,41).

SVT'nin tanısı geleneksel olarak dijital subtraksiyon anjiyografi ile yapılmıştır. DSA genellikle ilk diagnostik karar verme sürecinde kullanılmaz ve genelde sadece lokal tromboliziste kullanılır. Daha yakın zamanda, DSA'nın yerine tanı metodu olarak MR görüntüleme teknikleri kullanılmıştır. MR venografi şu anda yaygın olarak SVT'nin tanısında non-invazif 'altın standart' olarak kabul görmektedir (9,42,48-50). Bununla birlikte dural sinüsleri değerlendirmede MR venografi hareket duyarlılığı ile oluşan artefaktlar nedeniyle sınırlı kalmaktadır (51). MR'nın bir diğer dezavantajı, yaygın diagnostik ve teknik hatalardan kaçınmak için değerlendirmede iyi bir radyolojik tecrübeye gereksinim duymasının yanında çok zaman alması ve özellikle acil durumda yaygın kullanımının da mevcut olmamasıdır (42,52). Kontrastsız BT genellikle akut dönemdeki ilk diagnostik çalışmadır. Konvansiyonel kontrastlı BT, dural sinüs trombozunun tanısında yeterli duyarlılığa sahip olmadığından dolayı yetersizdir. Bundan ötürü serebral venöz sistemin anormalliklerini gösterilebilmesi için daha güvenilir bir nonivazif incelemeye ihtiyaç duyulmuştur. MR görüntülemeye göre daha hızlı oluşu, daha geniş alanlarda erişilebilmesi ve daha düşük maliyetli olan ÇKBTA, SVT'de alternatif bir diagnostik tanı yöntemi olarak önerilmektedir (53-55). Helikal BT venografi intrakraniyal dolaşımın görüntülenmesinde, özellikle trombo-oklüziv şüpheli hastaları değerlendirmede ve kanserli hastaların operasyon öncesi majör kortikal damarlarının değerlendirilmesinde umut vaat eden bir yöntem olmuştur. ÇKBTA serebral venöz yapılarının görselleştirilmesini sağlamış ve DSA'yla karşılaştırıldığında serebral damar ve sinüsleri görüntülemeye yüksek bir duyarlılığa sahip olduğu gösterilmiştir (56-58).

ÇKBTA ile serebral venöz sistemde saptanan morfolojik değişiklikler, trombüs, rekanalizasyon, parankimal anormallikler, perfüzyon değişiklikleri, derin ven tıkanıkları, izole kortikal venöz tromboz gibi olası patolojilerdir. Serebral ven trombozunda direkt bulgular arasında spontan olarak kortikal venlerin ve sinüslerin hiperdens görünümünü ifade eden “kord bulgusu” ve ilk ay boyunca kontrast enjeksiyonu ile görünür hâle gelen “boş delta bulgusu” ile trombüs tanısı konur. Ek olarak diğer bir direkt bulgu özellikle sinüs trombozunda spontan olarak karşılaşılan “delta bulgusu” dur. Bütün bunların yanında ÇKBT ödem ve hemoraji gibi parankimal patolojiler açısından da incelenmelidir (59-61).

Virapongse ve arkadaşlarının yaptıkları bir çalışmada 76 olgulu sinüs trombozlu hastaların çekilen kontrastlı beyin BT’sinin %29 unda Boş delta işareti saptanmış. Boş delta işareti sinüs thrombozunun diyagnostik işareti olarak tanımlanmıştır (62,63). Bizim çalışmamızda da superior sagittal sinüs trombozu tespit edilen olguların ikisinde boş delta bulgusunu saptadık.

Casey ve arkadaşlarının yaptıkları 33 olgulu bir çalışmada, BT venogram ile superior sagittal sinüs, straight sinüs, her iki transvers sinüs, Galen veni ve internal serebral venleri hastaların % 100’de, kavernöz sinüs, inferior sagittal sinüs ve Rosenthalin basal venini ise hastaların % 95’de görüntüleyebilmişlerdir (46). Çalışmamızda, serebral sinüs venlerinin kolayca ve güvenilir şekilde ÇKBTA ile değerlendirilebildiğini gösterdik. Her ÇKBTA işleminde, tüm hastalarda superior ve inferior sagittal sinüsler, straight sinüs ve transvers sinüsleri tam olarak görüntüleyebildik. Sigmoid sinüsleri vakaların hepsinde gösterebildik. Bu veri, ÇKBTA’nın serebral sinüslerin değerlendirilmesi noktasında en azından MR venografideki görüntülemeye eşit olduğunu göstermektedir. Çalışmamızda, her hastada her iki transvers sinüsler değerlendirilmiştir. Oysaki, literatüre göre, MR venografi nondominant transvers sinüste vakaların yaklaşık %30’dan fazlasında flow gaps göstermektedir (64).

Khandelwal ve arkadaşlarının sinüs ven trombozu saptanan 30 hastada MR ve BT venografi karşılaştırması yaptıkları çalışmada BT venografi ile 81 sinüste, MR venografi ile de toplam 77 sinüste tromboz saptamışlar. En sık tutulan sinüs ise 30 hastanın 20’de (%66.7) tromboz saptanan superior sagittal sinüs olarak bulunmuş (52). Bizim çalışmamızda ise 23 sinüs trombozlu hastada toplam 50 sinüste tromboz

saptanırken, en sık tutulan sinüs 23 hastanın 16'sinde (%69.5) tromboz saptanan sigmoid sinüs idi. Bu çalışmada BT venografinin en az, altın standart olarak bilinen MR venografi kadar spesifikite ve sensitiviteye sahip olduğu vurgulanmıştır. Bizim çalışmamız ile korele olarak bu çalışmada da BT venografinin intraluminal trombüsü göstermede etkili bir yöntem olduğu ortaya konmuştur.

Serebral damarların MR ile değerlendirmesine dair yayınlanan veriler farklılıklar göstermektedir. While Ayanzen ve arkadaşları MR venografide Galen venini ve internal serebral damarların tümünü, Rosenthal'ın basal veni ile Labbe'nin anastomotik venlerini %90'dan fazlasını görüntülemişlerdir (64). Yapılan diğer çalışmalarda ise MR venografi ile küçük damarları (özellikle de yavaş akımlı) görüntülemeye TOF-MR venografinin düşük duyarlılığa sahip olduğu bildirilmiştir (65,66,67). MR venografi ile BT venografi karşılaştırılmalı beş ayrı çalışmada, BT venografi MR venografiye göre daha fazla vasküler detay göstermiştir. Bilhassa, yavaş akımlı subependimal damarları ve dural sinüs trombozlarındaki kollateral venöz drenajı göstermede BT venografi MR venografiye göre daha üstün bulunmuştur. 3-Tesla MR anjiyografi gibi yeni teknikler serebral damar ve sinüslerin MR'da daha iyi bir şekilde değerlendirilmesi noktasında umut vaat etmektedir (42,46).

J. linn ve arkadaşlarının yaptığı çalışmada, ÇKBTA derin serebral venöz yapıları görüntülemesi sinüslere göre az bir farkla daha düşük bir yüzdeliğe sahip olarak %87.6 olarak ortaya koymuşlardır (42). Tek kesitli helikal BTA'daki veriler, bu damarların değerlendirilmesinde BTA'nın duyarlılığının MIP reformasyonları yerine multiplanar reformasyonlar (MPR) kullanılarak artırılabilirliğini önermektedir (68,69). Wetzel ve arkadaşlarının yaptıkları çalışmada, MPR Rosenthal'ın basal damarlarını göstermede DSA'dan bile daha yüksek duyarlılık göstermiştir. Serebral damarları değerlendirmede MIP reformasyonlarının duyarlılığı DSA'daki Rosenthal basal damarlarını göstermede J. linn ve arkadaşlarını yaptığı çalışmanın sonuçları ile de benzer şekildedir (49).

Yaptığımız literatür taramalarında ve son yapılan çalışmalarda BT anjiyografide sinüs trombozunu değerlendirmede seçilecek en uygun görüntüleme tekniğinin MPR veya sliding-thin-slab maximum intensity projection MIP (STS-MIP) olduğu vurgulanmıştır. ÇKBTA ile ilgili son dönem verileri, serebral damar ve

arterlerin değeriendirilmesi için bu görüntüleme tekniğini önermektedir (42,73,74). Bizim çalışmamızda serebral sinüs ven trombozlarını değeriendirmede de MPR tekniğinin yanı sıra VRT tekniğinde kullanılmıştır. Volume rendering tekniğini kullanmamızdaki amacımız SVT’da daha ileri tanı değeriendirmelerine gereksinim duyduğumuz olguların olması idi. Volume-rendering gibi 3D görüntüleme teknikleri ÇKBTA’nın diagnostik değeriini arttırabilir. Bununla beraber, bizde literatür de olduğu gibi, rutin klinik uygulamalarda çok yaygın kullanılan ve tarayıcı konsülünde çok kısa bir zaman içinde doğrudan elde edilebilen STS-MIP görüntüleme tekniğini SVT’da kullanılmasını önermekteyiz. Aynı zamanda, görüntülerin kesitsel orijinal hali STS-MIP yaklaşımında korunmuş olarak kalmaya devam eder. Buna ek olarak, bu yöntem ardışık kesitleri kaydırma yoluyla tüm verileri görüntülemeyi kolaylaştırırken, Volume-rendering tekniğinde ise veriler klevaj sürecinde kaybolabilmektedir (42,71,72,75).

ÇKBTA’nın büyük avantajları testin çok kısa sürmesi ve kontrast maddenin tek bolus şeklinde uygulanmasıyla serebral damarları ve venöz sistemi aynı anda görüntülenebilmesine olanak vermesidir. Bu durum, özellikle acil durumlarda tanıya yaklaşım açısından daha faydalı olmaktadır. MR anjiyografik görüntüleme, uzun test süresine ve ciddi hareket artefaktlarından kaçınmak için hastalarla iyi bir ortak uyum gerektirmektedir. Bundan dolayı, bu yöntemi SVT’de yaygın olduğu gibi bilinç bulanıklığı olan hastalarda kullanmak zordur. MR venografi yavaş akımlı sinüsleri veya küçük damarları göstermede başarısız olabilir. Üstelik, serebral venöz yapıların MR ile görüntülenmesi SVT tanısını zorlaştıran birkaç tanısall hataylada ilişkilidir; birincisi, bir subakut, hiperintens tromboz potansiyel olarak T1 ağırlıklı TOF MR venografideki akışı gizleyebilir. İkincisi, damardaki bir akış eksikliği akut trombozdan kaynaklanabilir. Akım yokluğu nedeniyle bir sinüsün görüntülenememesi tromboz şüphesi uyandırır. Bununla beraber bu bulgu artefakta veya hipoplastik bir sinüse sekonder ortaya çıkabilir. Bundan ötürü, çoğu zaman trombozu göstermek için multisequence, time-con-suming MR protokolüne ihtiyaç duyulur (41,42). MR venografinin aksine, BT venografi akış artefaktlarından etkilenmez ve bundan ötürü de yavaş akımlı serebral sinüslerin saptanmasında MR venografiye göre üstün olmaktadır. Trombotik materyal MR görüntülemelerde çok karmaşık sinyal intensite karakteristiklerine sahip olduğu için, bu verileri doğru

yorumlamak için yeterli tecrübeye gereksinim vardır. Bir trombozun sekeli olarak venöz ödem ve intraserebral hemoraji ÇKBTA da görülebilir. Buna ek olarak, parankimal değişiklikler BT'ye oranla MR'da daha kolay bir şekilde görülmesine rağmen, kontrastsız BT görüntülemenin ekstra değerlendirilmesi parankimal değişikliklerin belirlenme oranını arttırabilir (42,46,50).

ÇKBTA'nın bir dezavantajıda incelemelerde ortaya çıkan yüksek radyasyon dozları ve kontrast nefropati riski olmasıdır. Bununla birlikte, yapılan radyasyon dozlarının analizinde 120 kV ile gerçekleştirilen bir ÇKBTA'nın radyasyon dozunun 1 mSv'den daha az olduğuda bulunmuştur (kontrastsız BT taramasının ortalama etki dozundan daha az) (76). Burada dikkat edilmesi gereken nokta ise, iyotlu kontrast maddelere karşı bilinen bir alerji, yüksek renal fonksiyon testleri veya hipertiroidizm gibi kontrendikasyonlarda ÇKBTA çekilmemelidir (42).

ÇKBTA'daki bir SVT'yi belirlemede yanlış-negatif sonuca yol açacak iki olası durumda akılda tutulmalıdır. Bunlardan ilki, akut dönemde, kendiliğinden hiperdens olan bir pıhtı kontrast tutmuş bir sinüsle karıştırılabilir; bu fenomen 'kord sign' olarak adlandırılır. Bu 'kord sign'ın varlığıyla ilgili literatürdeki veriler farklılık göstermektedir. Bazı araştırmacılar kontrastsız kranial BT'si olan SVT'li hastaların %56'sındaki akut trombozun işareti olarak 'kord sign'ı bulurken, benzer bir çalışmada, kontrastsız BT taramalarındaki vakaların yalnızca %25'inde tromboz bulunmuştur. Bu problemi yanlış-negatif sonuçların kaynağı olarak değerlendirmek için, ÇKBTA görüntülerinde SVT tanısını koyarken, kontrastsız BT'nin de kesinlikle birlikte değerlendirilmesi tavsiye edilmelidir. İkincisi, bir SVT'nin kronik döneminde, eski ve organize pıhtı kontrast madde verildikten sonra kontrastlanma gösterebilir ve bu durumda dolum defekti görülmeyebilir. Böylece kronik tromboz gözden kaçabilir (41,42,62).

Dural sinüs dolum defektlerinin tromboz dışındaki sebeplerdende kaynaklanması olasıyken, bu defektler genellikle klinik açıdan önemli olan trombozlardan daha küçük olup, tüm kesitler üç boyutlu görüntüler birlikte değerlendirildiğinde ekarte edilirler. Dolum defektlerinin BT venografideki görsel teşhisi, daha önce kontrastlı BT için tanımlananlarla aynıdır. Geniş araknoid granülasyonlar, fibröz bantlar ve septa varlığı bir majör dural sinüs içinde küçük dolum defektlerine yol açabilir. Üç boyutlu MIP görüntülerinin normal anatomik

varyasyonların boş delta işaretiyle karıştırılma olasılığını azaltması beklenir. Üç boyutlu rekonstrüksiyonlar özellikle aksiyal BT yorumunda bilinen bir hata olan superior sagittal sinüsün high splitting vakalarının ayırteğilmesinde yardımcı olmaktadır. Daha az yaygın olarak, epidural lezyonlar, örneğın; epidural hematoma, apse, metastaz veya kalvaryal tutulumlar trombozu taklit ederek dural sinüs trombozu ile karıştırılabilir.

Çalışmamızdaki tüm değeriendirilmeler sadece ÇKBTA kullanılarak, kontrastsız kraniyal çekim olmadan gerçekleştirilmiştir. Bu yaklaşımı seçmedeki amacımız, BTA'nın SVT'deki tanısal değeriine daha iyi bir şekilde odaklanmak ve potansiyel karışıklıklara yol açabilecek diğeri faktörleri en aza indirgemektir. Gereksinim duyduğumuz durumlarda ise olgulara kliniğimizde kontrastsız kraniyal BT çekimi yapılarak ÇKBTA ile birlikte değeriendirilmiştir. Bununla beraber, bir klinikte, rutin çekilen kontrastsız kraniyal BT ÇKBTA'nın tanı değeriini arttırmakla birlikte, yanlış-negatif sonuçların görölme sıklığını oldukça azaltabilir.

Kliniğimizde kısa bir süre içinde, BT venografi serebral sinüs ven trombozu tanısında kullanılan temel görüntölleme modalitesi haline gelmiştir. MR venografiyi sıklıkla zayıf klinik şüphesi olan vakalarda veya hamile hastalarda tarama yaklaşımı olarak kullanmaktayız. Dural sinüs trombozu şüphesi olan, acil tedavi gerektirebilecek akut ve klinik tablosu ağır olan hastalar için BT venografiyi, sağladığı hızlı ve güvenilir tanı özelliğinden dolayı tercih ediyoruz. BT venografinin, MR anjiografinin kontrendike olduğı, sinüs ven trombozu şüpheli hastalarda, en iyi non-invazif görüntölleme yöntemi olduğuda bilinmelidir.

Sonuç olarak, ÇKBTA intrakraniyal venöz dolaşımın detaylı görüntülerini sürekli olarak yüksek kalitede sunan hızlı ve faydalı bir methodur. ÇKBTA, neoplazmlı hastalarda majör kortikal damarların da dahil olduğı venöz yapıların işlem öncesi görüntölmesi ve şüpheli trombo-oklüzif vakaların değeriendirilmesi açısından önemli olduğunu kanıtlamıştır. Şüpheli sinüs ven trombozu için, BT venografi vasküler detayları göstermesi, güvenilirliği ve kolay yorumlanması sayesinde temel görüntölleme modalitesi haline gelmiştir. Serebral sinüs ven trombozunun teşhisinde, BT venografinin duyarlılığı ve özgünlüğünü belirlemek için MR venografi ve DSA ile karşılaştırmalı çalışmalara gereksinim vardır. Bunların beraber, SVT yaygın bir hastalık olmadığı için, geniş hasta nüfusu arasından olgu

seçimi yapmak zordur. Verilerimiz daha geniş ve mümkünse çok merkezli çalışmalar için temel oluşturmalıdır.

KAYNAKLAR

- 1-) Amery A, Bousser MG. Cerebral venous thrombosis. *Neurologic Clinics*, 1992; 10: 87-111.
- 2-) Bousser MG, Ferro JM (2007) Cerebral venous thrombosis: an update. *Lancet Neurol*; 6: 162-170.
- 3-) Aşar N, Aktan S. Serebral venöz tromboz. İçinde: Balkan S (Editör): Serebrovasküler Hastalıklar. “Modern Tıp Seminerleri” dizisi. Güneş Kitapevi Ltd Şti, 2001.
- 4-) Osborn AG. Diagnostic imaging. *Brain*. 1st ed. Amirsys, 2004:I.4.96-104.
- 5-) Sadler T.W. LANGMAN’s Medical embriology seventh edition 1996: 175-22
- 6-) Burt AM (1993) Textbook of Neuroanatomy. 1. Edition, Philadelphia: WB Saunders Company, 168-192.
- 7-) Aykal M.N, Anatomi ve Fizyoloji. Eczacılık Fakültesi Ankara Üniversitesi Yayınları Sayı:18 Fasikül III. 1968: s. 89-102.
- 8-) Akkuş DE ve ark. Serebral Venöz Tromboz: Dural Arteriyovenöz Malformasyona Bağlı Bir Serebral Venöz Tromboz Olgusu Nedeniyle Gözden Geçirme. *J Yeni Symposium*; cilt 46, sayı 4: 170-180.
- 9-) Stam J. Current concepts: Thrombosis of the cerebral veins and sinuses. *N Engl J Med*; 352: 1791-1798.
- 10-) Ferro JM, Canhao P, Stam J, Bousser MG, Barinagarrementeria F Prognosis of cerebral vein and dural sinus thrombosis: results of the International Study on Cerebral Vein and Dural Sinus Thrombosis (ISCVT). *Stroke*; 35: 664-670.
- 11-) Adapınar B. Temel radyoloji tekniği. 3. baskı Güneş-Nobel, 1997:316–372.
- 12-) Baykal B. ve Oyar O. Bilgisayarlı Tomografi Fiziği. (Ed) Oyar O., Gülsoy UK. “Tıbbi görüntüleme fiziği”den, 1. baskı. İstanbul, Nobel Tıp Kitapevi: 2003; 235–276.
- 13-) Rubin GD, Shiau MC, Schmidt AJ, et al. Computed tomographic angiography: historical perspective and new state-of-the-art using multi detector-row helical computed tomography. *J Comput Assist Tomogr*. 23: 83-90, 1999.
- 14-) Katada K. Half-second, half millimeter real time multidedektör helical CT: CT diagnosis using Aquillon. *Medical Review* 68: 31–38.

- 15-) Grenier PA, Beigelman AC, Fetita c, et al. New frontiers in CT imaging of airway disease. *Eur Radiol* 2002; 12: 1022–1044.
- 16-) Saito Y. Multislice X-ray CT Scanner. *Medical Review* 1999; 66: 1–8.
- 17-) Hu H, He HD, Foley WD, Fox SH. Four multidedector-row helical CT: image quality and volume covarege speed. *Radiology* 2000; 215: 55–62.
- 18-) Mahesh M. Search for isotropic resolution in CT from conventional through multiple-row dedector. *Radiographics* 2002; 22: 949–962.
- 19-) Prokop M. Multidedektör CT angiography. *Eur J Radiol* 2000; 36(2): 86–96.
- 20-) Rubin GD. Data explosion: the challenge of multidetector row CT. *Eur J Radiol*. 36: 74-80, 2000.
- 21-) Kalender WA, Prokop M. 3D CT angiography. *Crit Rev Diagn Imaging*. 2001; 42: 128.
- 22-) Van Hoe L, Marchal G, Baert AL, et al. Determination of scan delay time in spiral CT-angiography: utility of a test bolus injection. *J Comput Assist Tomogr* 1995; 19: 216–220.
- 23-) Nakajima Y, Yosbimine T, Yoshida H, Sakasbita K, Okamoto M, Kishikawa M, Yagi K, Yokota J, Hayakawa T. Computerized tomography angiography of ruptured cerebral aneurysms: factors affecting time to maximum contrast concentration. *J Neurosurg*, 1998; 88(4):663–669.
- 24-) Schoepf UJ, Becker CR, Ohnesorge BM, Yucel EK. CT of coronary artery disease. *Radiology*. 2004 Jul;232(1):18–37.
- 25-) Prokop M, Shin HO, Schanz A, Schaefer-Prokop CM. Use of maximum intensity projections in CT angiography: a basic review. *Radiographics* 1997; 17: 433–451.
- 26-) Prokop M, van der Molen J. Heart. In Prokop M, Galanski M. Et al. *Spiral and Multislice Computed Tomography of the Body*. 1nd edition Stuttgart, Newyork, Theime. 2003;761–807.
- 27-) Ogawa T, Okudera T, Noguchi K et al. Cerebral aneurysms: Evaluation with threedimensional CT Angiography. *AJNR Am J Neuradiol* 1996; 17: 447–454.
- 28-) Galanski M, Prokop M, van der Mole: *Spiral and Multislice CT of the Body*. Part 3: Image processing and display, Stuttgart, Thieme, 2003 : 46–82.

- 29-) Sanlıdilek U. Dijital subtraksiyon anjiyografi (DSA). In: Baskan S, ed. Klinik Bilimlere Giriş I. Birinci baskı. Ankara: Ankara Üniversitesi Tıp Fakültesi, 89-97, 1994.
- 30-) Oyar O, Gülsoy UK. Radyolojide özel incelemeler. (ed.) Oyar O, Gülsoy UK. “Tıbbi görüntüleme fiziği”den, 1. baskı. İstanbul, Nobel Tıp Kitapevi: 2003; 419–423.
- 31-) Milella M, Gorbagnati F, Damaseelli B. Angiography. in: Damascelli B, ed. Basic Concepts in Diagnostic Imaging. 1st ed., New York: Raven Press Ltd, 1991: 8-14.
- 32-) Kadir S. Diagnostic Angiography. 1st ed. Philadelphia: W.B. Saunders Company, 1986: 445-464.
- 33-) Domaç FM ve ark. Serebral Venöz Sinüs Trombozunda Klinik, Etyoloji ve Prognoz. Türk Nöroloji Dergisi 2008; Cilt:14 Sayı:1 Sayfa:27-32.
- 34-) Lanska DJ, Kryscio RJ. Stroke and intracranial venous thrombosis during pregnancy and puerperium. Neurology 1998;51(6):1622-1628.
- 35-) Holger A, Richard J. Cerebral venous thrombosis. Postgraduate Medical Journal 2000;76:891-903.
- 36-) Cakmak S, Derex L, Berruyer M, Nighoghossian N, Philippeau F, Adeleine P, et al. Cerebral venous thrombosis. Clinical outcome and systematic screening of prothrombotic factors. Neurology 2003;60:1175-1178.
- 37-) Agostini E. Headache in cerebral venous sinus thrombosis. Neurol Sci 2004;25:206-210.
- 38-) De Bruijn SFTM, de Haan RJ, Stam J for the The Cerebral Venous Thrombosis Study Group. Clinical features and prognostic factors of cerebral venous sinus thrombosis in a prospective series of 59 patients. J Neurol Neurosurg Psychiatry 2001;70:105-108.
- 39-) Ehtisham A, Stern B (2006) Cerebral venous thrombosis: a review. The Neurologist; 12: 32–38.
- 40-) Van den Bergh WM, van der Schaaf I, van Gijn J The spectrum of presentations of venous infarction caused by deep cerebral vein thrombosis. Neurology 2005; 65: 192-196.

- 41-) Teasdale E. Cerebral venous thrombosis: making the most of imaging. *J R Soc Med* 2000; 93: 234-237.
- 42-) Linn J. Et al. Diagnostic value of multidetector-row CT angiography in the evaluation of thrombosis of the cerebral venous sinuses. *AJNR Am J Neuroradiol*. 2007 May;28(5):946-52.
- 43-) Dullawar VA. Multi-slice CT angiography: a practical guide to CT angiography in vascular imaging and intervention. *Br J Radiol* 2004;77:27–38.
- 44-) Rubin GD. Techniques for performing multidetector-row computed tomographic angiography. *Tech Vasc Interv Radiol* 2001;4:2–14.
- 45-) Prokop M. Multislice CT angiography. *Eur J Radiol* 2000;36:86–96.
- 46-) Casey SO et al. Cerebral CT venography. *Radiology* 1996; 198: 163-170.
- 47-) Yasargil MG, Damur M, Thrombosis of the cerebral veins and dural sinuses. In: Newton TH, Potts DJ, eds. *Radiology of the Skull and Brain. Vol 2. Angiography*. St. Louis: Mosby-Year Book; 1974:2375–400.
- 48-) Isensee C, Reul J, Thron A. Magnetic resonance imaging of thrombosed dural sinuses. *Stroke* 1994;25:29–34.
- 49-) Wetzel SG, Kirsch E, Stock KW, et al. Cerebral veins: Comparative study of CT venography with intraarterial digital subtraction angiography. *AJNR Am J Neuroradiol* 1999;20:249–55.
- 50-) Leach JL. et al. Imaging of Cerebral Venous Thrombosis: Current Techniques, Spectrum of Findings, and Diagnostic Pitfalls. *RadioGraphics* 2006 Oct; 26: Suppl 1: 19-41.
- 51-) Tsuruda J, Saloner D, Norman D. Artifacts associated with MR neuroangiography. *AJNR Am J Neuroradiol* 1992;13(5):1411–1422.
- 52-) Khandelwal N. Et al. Comparison of CT venography with MR venography in cerebral sinovenous thrombosis. *AJR Am J Roentgenol*. 2006 Dec;187(6):1637-43.
- 53-) Lell M. et al. New Techniques in CT Angiography. *RadioGraphics* 2006 Oct; 26 Suppl 1: 45-62.
- 54-) Hunerbein R, Reuter P, Meyer W, et al. CT angiography of cerebral venous circulation: anatomical visualization and diagnostic pitfalls in interpretation. *Rofo* 1997;167:612–18.

- 55-) Klingebiel R, Busch M, Bohner G, et al. Multi-slice CT angiography in the evaluation of patients with acute cerebrovascular disease-a promising new diagnostic tool. *J Neurol* 2002;249:43–49.
- 56-) Hagen T, Bartylla K, Waziri A, et al. The place of CT angiography in the diagnosis of cerebral sinus thrombosis. *Radiologe* 1996;36:859–66.
- 57-) Rodallec MH et al. Cerebral venous thrombosis and multidetector CT angiography: tips and tricks. *Radiographics*. 2006 Oct;26 Suppl 1:S5-18; discussion S42-3.
- 58-) Wetzel SG, Kirsch E, Stock KW, et al. Cerebral veins: Comparative study of CT venography with intraarterial digital subtraction angiography. *AJNR Am J Neuroradiol* 1999;20:249–55.
- 59-) Davies RP, Slavotinek JP. Incidence of the empty delta sign in computed tomography in the paediatric age group. *Australas Radiol* 1994;38(1):17–19.
- 60-) Hassankhani A, Patel M. Cerebral venography: comparison of CT and MR projection venography. *AJR Am J Roentgenol* 1997;169:1699–1707.
- 61-) Provenzale JM, Joseph GJ, Barboriak DP. Dural sinus thrombosis: findings on CT and MR imaging and diagnostic pitfalls. *AJR Am J Roentgenol* 1998;170:777–783.
- 62-) Virapongse C, Cazenave C, Quisling R, et al. The empty delta sign: frequency and significance in 76 cases of dural sinus thrombosis. *Radiology* 1987;162:779–85.
- 63-) Shinohara Y, Yoshitoshi M, Yoshii F. Appearance and disappearance of empty delta sign in superior sagittal sinus thrombosis. *Stroke* 1986;17(6): 1282–1284.
- 64-) Ayanzen RH et al. JE. Cerebral MR venography: normal anatomy and potential diagnostic pitfalls. *AJNR Am J Neuroradiol* 2000;21: 74–78.
- 65-) Kilic, T, Ozduman K, C, avdar S, et al. The galenic venous system: Surgical anatomy and its angiographic and magnetic resonance venographic correlations. *Eur J Radiol* 2005;56:212–19.
- 66-) Kirchhof K, Welzel T, Jansen O, et al. More reliable noninvasive visualization of the cerebral veins and dural sinuses: comparison of three MR angiographic techniques. *Radiology* 2002;224:804–10.
- 67-) Liauw L, van Buchem MA, Spilt A, et al. MR angiography of the intracranial venous system. *Radiology* 2000;214:678–82.

- 68-) Napel S, Marks MP, Rubin GD, et al. CT angiography with spiral CT and maximum intensity projection. *Radiology* 1992;185:607–610.
- 69-) Luccichenti G, Cademartiri F, Pezzella FR, et al. 3D reconstruction techniques made easy: knowhow and pictures. *Eur Radiol* 2005;15:2146– 2156.
- 70-) Liu Y, Hopper KD, Mauger DT, Addis KA. CT angiographic measurement of the carotid artery: optimizing visualization by manipulating window and level settings and contrast material attenuation. *Radiology* 2000;217:494–500.
- 71-) Calhoun PS, Kuszyk BS, Heath DG, Carley JC, Fishman EK. Three-dimensional volume rendering of spiral CT data: theory and method. *Radio-Graphics* 1999;19:745–764.
- 72-) Casey SO, Rubinstein D, Lillehei KO, et al. Integral and shell-MIP display algorithms in MR and CT three-dimensional models of the brain surface. *AJNR Am J Neuroradiol* 1998;19(8):1513–15.
- 73-) Ertl-Wagner B, Bruening R, Blume J, et al. Relative value of sliding-thin-slab multiplanar reformations and sliding-thin-slab maximum intensity projections as reformatting techniques in multisection CT angiography of the cervicocranial vessels. *AJNR Am J Neuroradiol* 2006;27:107–13.
- 74-) Kallmes DF, Evans AJ, Woodcock RJ, et al. Optimization of parameters for the detection of cerebral aneurysms: CT angiography of a model. *Radiology* 1996;200:403–05.
- 75-) Rubin GD, Shiau MC, Schmidt AJ, et al. Computed tomographic angiography: historical perspective and new state-of-the-art using multi-row helical computed tomography. *J Comput Assist Tomogr* 1999;23(Suppl. 1):83–90.
- 76-) Ertl-Wagner B, Hoffmann RT., Bruening R, et al. Multi-slice CT angiography of the brain at various kilovoltage settings. *Radiology* 2004;231:528–35.