

## TANISAL RADYOLOJİ VE BİLGİSAYARLI TOMOGRAFİ

Mutafa GÜL\*

H. Cahit ULUTUNÇEL\*\*

### ÖZET

X ışınları 1895 te Roentgen tarafından tesadüfen keşfedildi. Bilgisayarlı Tomografi (BT) ise 1972 de Hounsfield tarafından geliştirilip klinik kullanım alanına sokuldu. Bu olay Radyoloji' de en büyük ilerleme kabul edilmiştir.

Hounsfield'in ilk BT cihazını tamamlamasından sonra, BT cihazı modellerinde devamlı bir şekilde gelişmeler olmuş, görüntü kalitesindeki ilerlemeler küçük anatomik yapıların ayırımını ve kenarlarının belirlenmesini sağlamıştır. Kalp yada barsak hareketleri gibi istem dışı hasta hareketlerinden doğan görüntü bulanıklaşması ve hareket artefaktlarını en aza indirmek için kesit süresi çok önemlidir. Röntgen zamanında hasta ekspojur süresi 30 dakika veya daha fazla idi. Hounsfield zamanındaki ilk jenerasyon BT cihazlarında bir kesit için 3-5 dakika gerekirken bugünkü ULTRAFAST CT (HIZLI BT) ile 0,05 saniye gibi çok küçük sürelerde kesitler yapılabilmektedir.

Anahtar Kelimeler: Bilgisayarlı Tomografi.

### SUMMARY

#### DIAGNOSTIC RADIOLOGY AND COMPUTERIZED TOMOGRAPHY

X rays were discovered, quite by accident by Roentgen in 1895, but Computerized Tomography (CT) was developed and introduced into clinical use by Hounsfield in 1972. This is the most important event in Radiology.

After the development of the first CT scanner by Hounsfield, it has been going on in CT scanner design with further improvements in image quality at less patient dose and at rapid scanning speed.

Improvements in image quality aids in differentiating smaller anatomic structures or detecting edges. Scanning speed is very important to reduce the blurring of image and motion artefacts resulting from involuntary patient motions such as heart beats and bowel peristalsis.

In Roentgen's time radiographic procedures employing equipment with the limitations of electric current and potential often required exposure times of 30 or more minutes for a satisfactory examination. And while scan time of first generation CT units was 3 to 5 minutes, today ULTRAFAST CT has the ability to obtain transaxial tomograms in as little as 0,05 seconds.

Key Words: Computerized Tomography.

\* Trakya Üniversitesi Tıp Fakültesi Radyoloji A.B.D. uzmanı (Uz. Dr.) EDİRNE

\*\* Trakya Üniversitesi Tıp Fakültesi Radyoloji A.B.D. Öğretim Üyesi (Yrd. Doç. Dr.)

## GİRİŞ

Radyografik yöntemler sabit fotoğrafik görüntüler temin eder. Fluoroskopik yöntemlerde ise bir fluoroskopi ekranı yada televizyon göstericisi üzerinde hareketli dinamik görüntüler temin edilir. Günümüzde bu ana yöntemlerin çok değişik şekilleri ve X ışını teçhizatının çok kompleks olmasına rağmen Röntgen zamanından beri pek bir temel değişiklik olmamıştır (5).

Görüntüleme Yöntemleri'nde görüntüler genellikle bilgisayar aracılığı ile oluşturulur. Bu yöntemlerden Tanısal Ultrasound 1966'da rutine girdi. 1973'te BT ilk defa Hounsfield tarafından geliştirildi ve yine aynı yıl içinde Lauterbur ve Damadion Nükleer Magnetik Rezonans (NMR) görüntülemeyi yaptılar. 1979 da Mistretta Dijital Fluoroskopi (DF)'yi geliştirdi.

Konvansiyonel radyografi yöntemleriyle yapılan grafilerde görüntü direkt olarak film üzerinde oluşturulur ve bunun kontrastı relatif olarak düşüktür. X ışınlarının geçtiği tüm anatomik yapıların superpozisyonu nedeniyle görüntü istenildiği gibi net olmayabilir. Böyle durumlarda herhangi bir anatomik yapıyı daha iyi görüntüleyebilmek için Konvansiyonel tomografi'ye başvurulur. Bu yöntemde üstteki ve alttaki yapıların bulanıklaştırılması nedeniyle istenen düzlemdeki yapının radyografik kontrastı arttırılır. Buna rağmen görüntü arzu edilen nitelikte olamayabilir (1).

BT'de vücudun kesit şeklinde görüntüleri elde edilir. Kontrast çözümleme gücü konvansiyonel radyografidekinden yüksektir. Konvansiyonel radyografide aynı yumuşak doku yoğunluğunda görülen lezyonlar BT ile birbirinden ayrılabilir ve yoğunlukları ölçülebilir (1). BT teknolojisindeki gelişmelerle kesit süresi 1-2 saniyeye düşürülmüştür (2).

Bu 1-2 saniyelik kesitler bile özellikle çocukların spontan solunum yaptıkları hesaba katıldığında, istem dışı hasta hareketlerinden doğan görüntü bulanıklaşmalarına ve hareket artefaktlarına sebep olabilir. Hızlı BT'nin 0,05 saniyelik bilgi elde etme süresi, özellikle solunumunu tutamayan infant ve çocuklarda kardiak ve respratuvar hareketleri dondurma imkanı sağlamıştır. Kalp ve barsak hareketleri gibi istem dışı hasta hareketlerinden doğan görüntü bulanıklaşması ve hareket artefaktlarını enaza indirmiş, ayrıca çocuklarda sedasyon ihtiyacını da ortadan kaldırmıştır (3).

## BİLGİSAYARLI TOMOGRAFİ

BT, görüntüleri konvansiyonel yolla kaydetmeyen X ışınının keşfinden sonra radyolojide en büyük adım olarak kabul edilmiş bir yöntemdir. Yön-

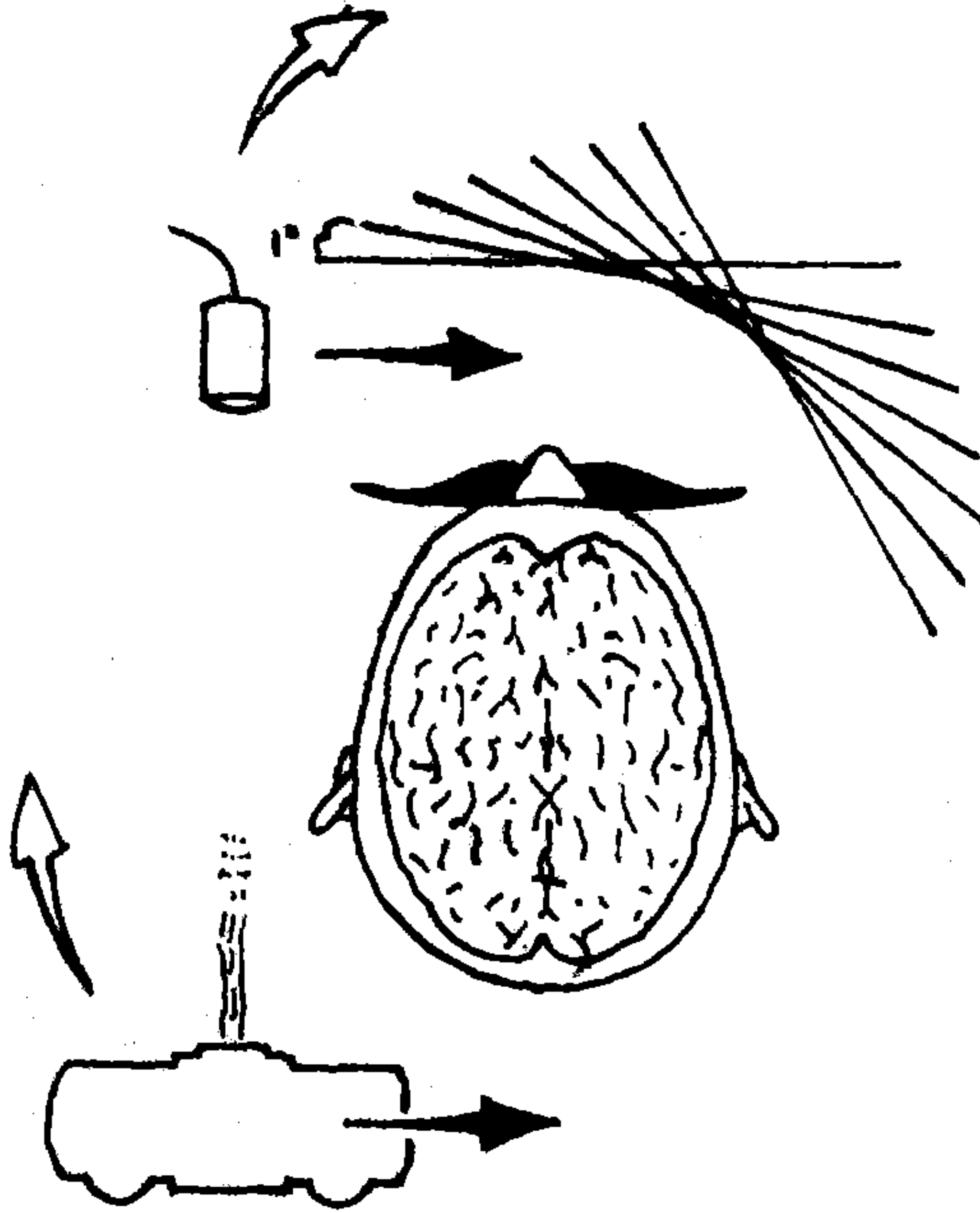


tem çok dar bir hüzme şeklinde sınırlandırılıp hastaya yönlendirilen X ışınlarından hasta tarafından absorbe edilmeyenlerin dedektör tarafından saptandıktan sonra bilgisayar analiziyle görsel bir görüntü oluşturulması temeline dayanır (1).

Görüntülerin kesit şeklinde olması nedeniyle organ ve dokular süperpozisyondan kurtulmuşlardır. X ışınları çok iyi sınırlandırıldığı için saçılma enaza indirilmiş, dokuların yoğunluk farkları daha da artırılmıştır. Röntgende aynı yumuşak doku yoğunluğunda olan lezyonlar BT ile birbirinden ayrılır ve yoğunlukları ölçülebilir. Toplanan verilerden, istenen vücut parçasını daha iyi gösteren değişik yoğunluk ve düzlemlerde görüntüler elde edilebilir (1).

### İlk Jenerasyon Cihazları

İyi bir şekilde sınırlandırılmış X ışını huzmesi ve tek dedektörden oluşmuş sistemin hasta edrafında lineer hareketleri ve bu hareketler arasında dönme hareketlerinin meydana gelmesi ilk BT modellerinin özelliğidir. Orijinal EMI cihazları 180 derecelik lineer hareket ve bu lineer hareketler arasında 1'er derecelik dönme hareketleri yapmakta idi (Şekil 1) (1).

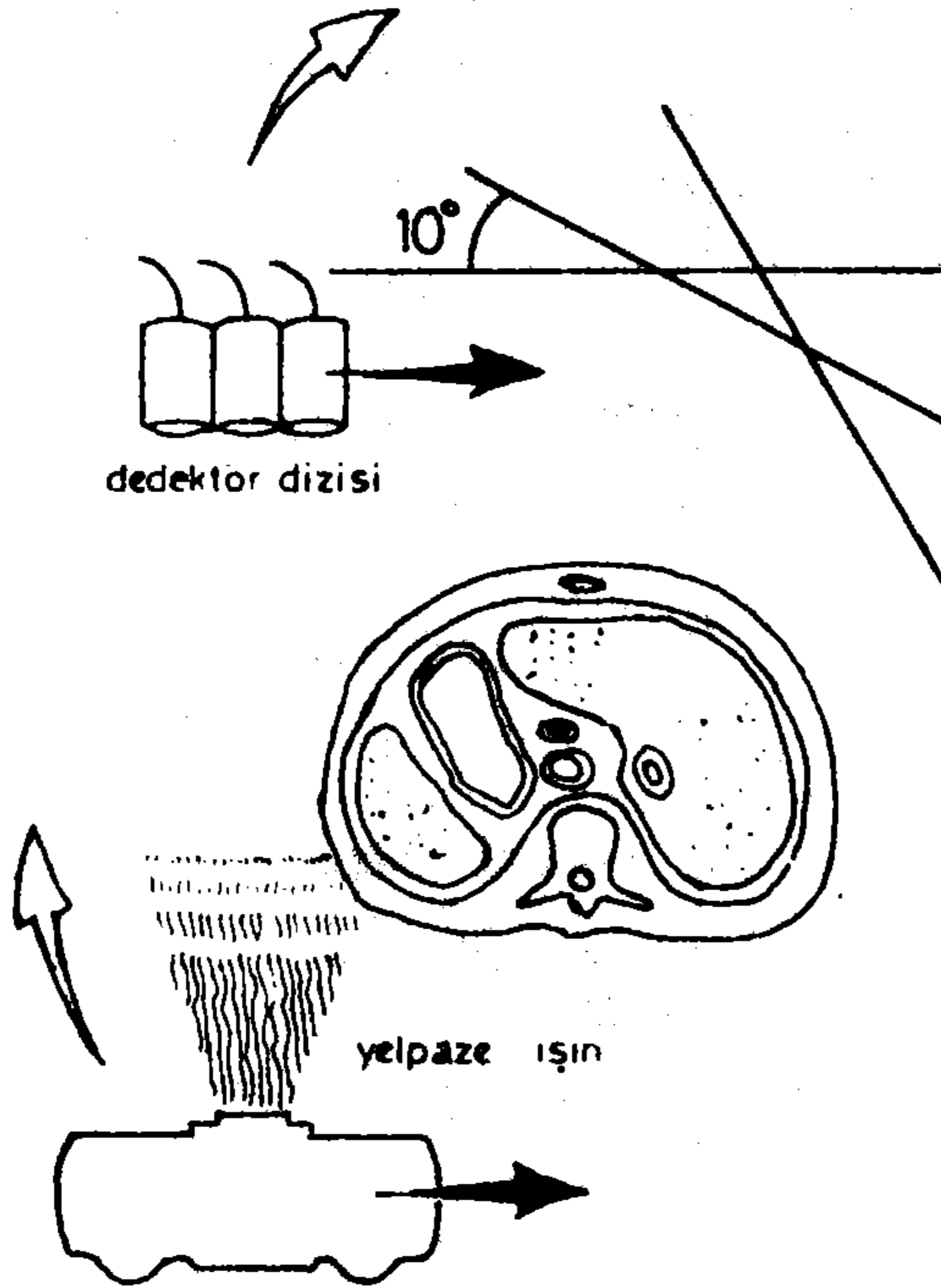


Şekil 1. İlk jenerasyon BT cihazları 'translate-rotate' (lineer hareket-dönme hareketi) şeklinde hareket eden kalem şeklinde X ışını huzmesi ve tek bir dedektör kullanır. Bu şekildeki birçok hareketi takiben tek bir görüntü oluşturulur.

Başlıca dezavantajları; bir kesit için 4-5 dakika gibi relatif olarak uzun bir kesit süresine, ayrıca hasta başının pozisyonu ve tarama sırasında dedektörün ayarlanması için bir su torbasına ihtiyaç göstermeleri idi (1, 2, 4).

### İkinci Jenerasyon Cihazları:

Bunlar da 'translate-rotate' (lineer hareket-dönme hareketi) tipinde idi. 180 derecelik bir tarama için 10'ar derecelik dönme açıları meydana getiren 18 tane lineer hareket gerekli idi. Yelpaze şeklinde X ışını huzmesi ve 5-30 adet dedektör kullanıldı. Birden fazla sayıdaki dedektörün aynı anda yapmış olduğu kayıt birimleri ile görüntü kalitesi arttırılmış oldu. Daha sonraki sadece 'rotate' tiplere göre de görüntü kalitesi daha net, görüntü artefaktları daha azdır. Kesit süresi 20 saniye civarındadır (Şekil 2) (1).



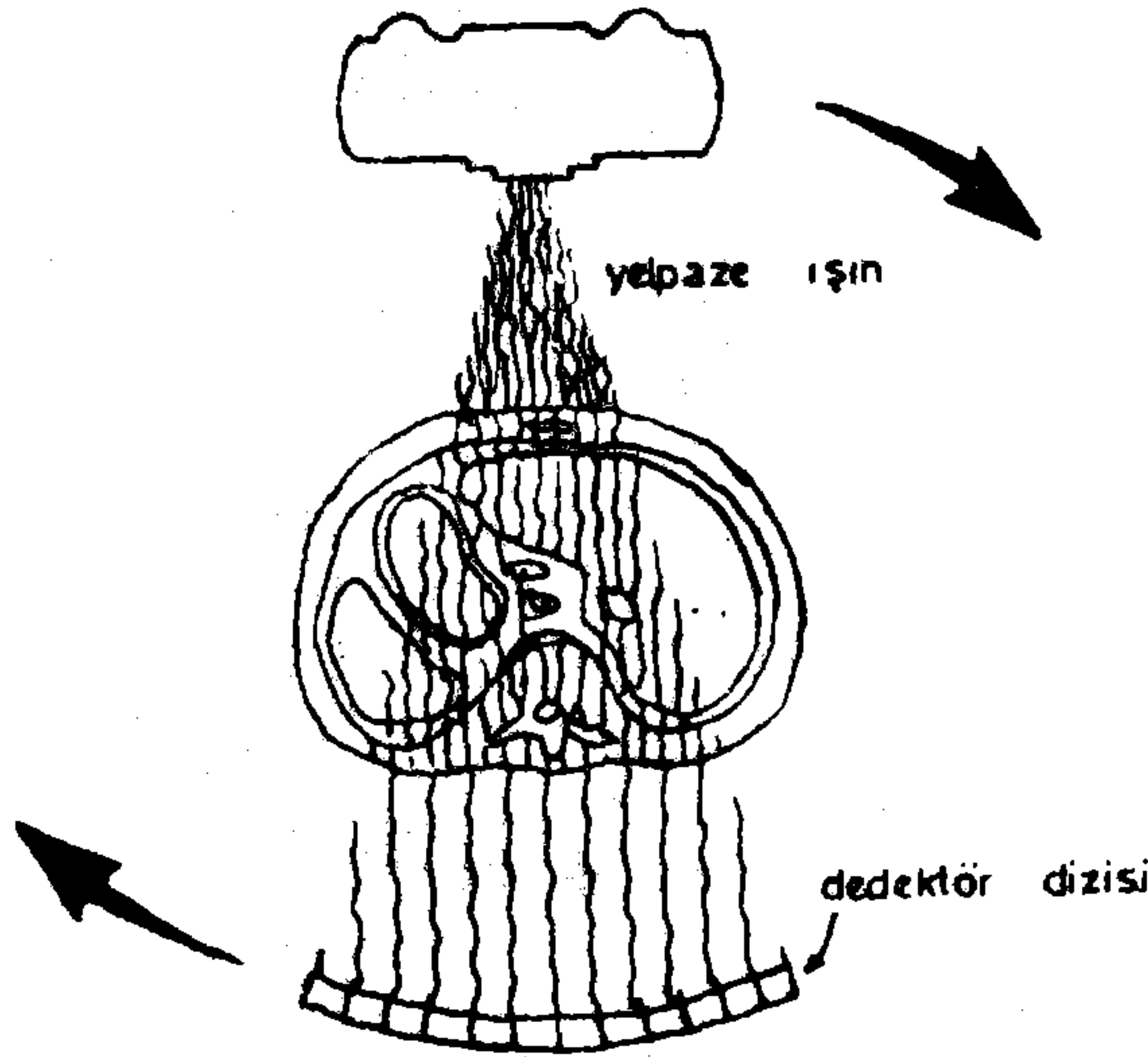
Şekil 2. İkinci jenerasyon cihazları multipl dedektör ve yelpaze şeklinde x ışın huzmesi kullanarak 'translate-rotate' tipinde çalışır.

### Üçüncü Jenerasyon Cihazları:

Bunlar sadece 'rotate' (dönme hareketli) tipindedirler. 30-60 derece arasında olan yelpaze şekli ışın huzmesinin genişliği ve yay şeklindeki de-

dedektör dizisinin sayısı ikinci jenerasyondakinden fazladır. Işın demeti ve dedektör dizisi her zaman hastayı görecektir şekilde ayarlanmıştır. X ışını kaynağı ile dedektörler arasındaki mesafe daima eşittir. Halbuki bu mesafe ikinci jenerasyon cihazlarda santral dedektörler için en kısa, periferik gidildikçe artıyordu. Sabit kaynak-dedektör uzaklığı iyi bir görüntü oluşturulması için avantaj teşkil eder. Ayrıca radyasyon etkisini azaltacak olan dedektör öncesi X ışını sınırlandırılması (predetector collimation) meydana getirir. Kesit kalınlığını belirleyen hasta öncesi sınırlandırma (prepatient collimation) da vardır.

Bunlar da 1 saniye gibi küçük bir sürede bile kesitler yapabilirler. En büyük dezavantajları halka şeklinde veya daire şeklinde artefaktların görülebilmesidir (Şekil 3) (1).



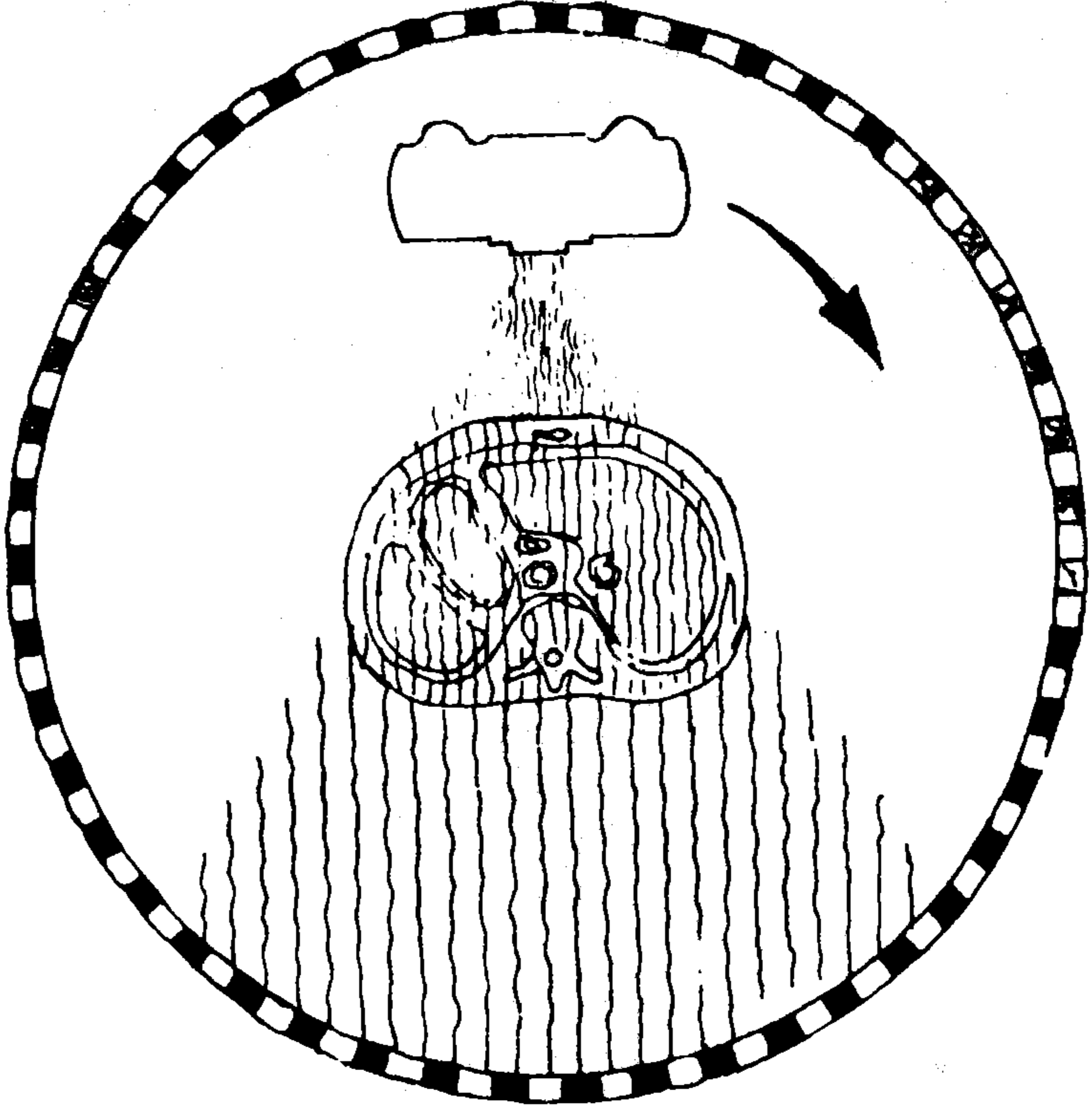
Şekil 3. Üçüncü jenerasyon BT cihazları, hastanın edrafında konsantrik olarak dönen yelpaze şeklinde x ışını huzmesi ve multipl dedektör dizisi ile sadece 'rotate' (dönme hareketli) tipinde çalışır.

### Dördüncü Jenerasyon Cihazları:

Bunlar da sadece 'rotate' (dönme hareketli) tipindedirler. Radyasyon 1000 kadar dedektörden oluşmuş sabit dedektör dizisinde saptanır. Yelpaze şeklindeki x ışını kaynağı döner, dedektörler ise dönmez. 1 saniye gibi çok küçük sürelerde kesit yapabilme yetenekleri vardır. Hasta öncesi x ışını kalınlığı otomatik olarak sınırlandırılarak (prepatient collimation) değişik



kesit kalınlıkları elde edilebilir. Genellikle halka veya daire şeklindeki artefaktlar görülmez. Başlıca dezavantajları diğer cihazlara göre hasta dozunun yüksek olmasıdır (Şekil 4) (1).



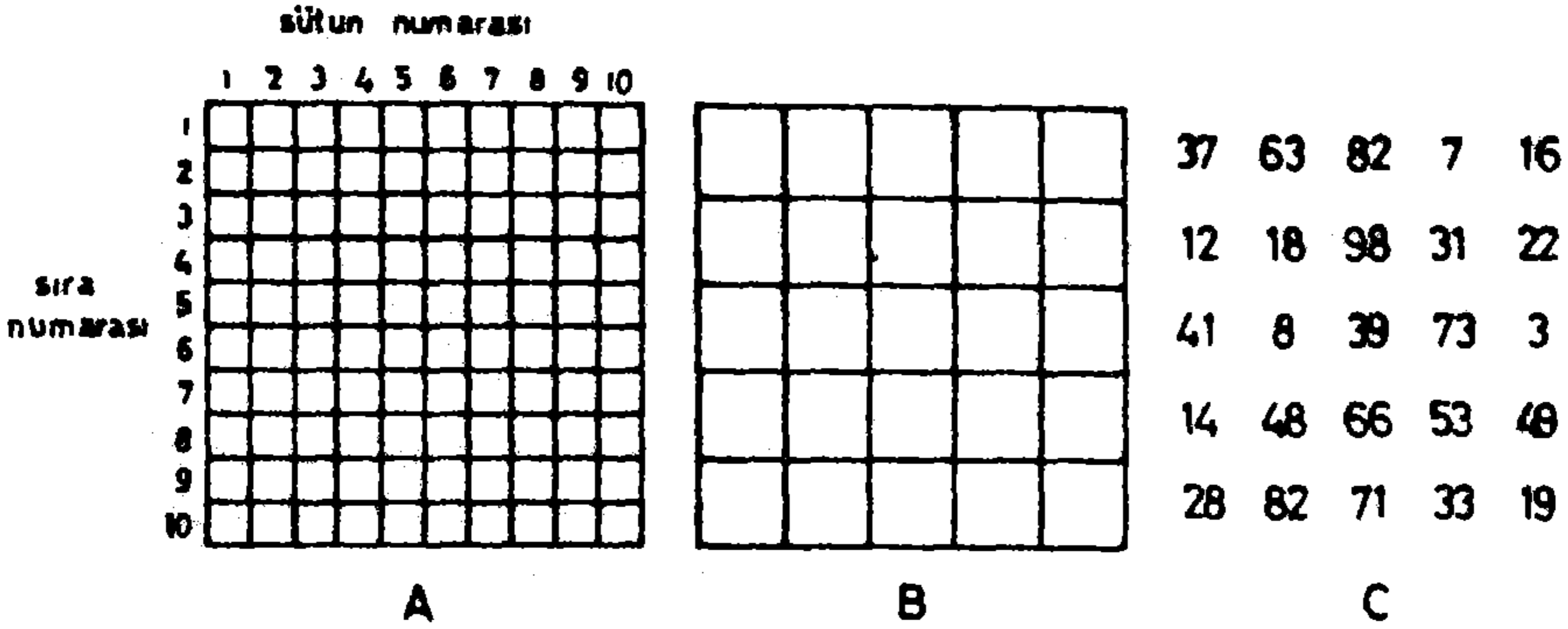
Şekil 4. Dördüncü jenerasyon BT cihazları sadece 'rotate' (dönme hareketli) tipinde çalışırlar, fakat sadece x ışını kaynağı döner, dedektör dizisi ise sabittir.

### Bilgisayarlı Tomografi'de Görüntünün Özellikleri

Dijital x ışını incelemelerinde elde edilen görüntü konvansiyonel radyografi yada fluoroskopi yöntemlerinde elde edilen görüntülere benzemez. Konvansiyonel radyografi yada fluoroskopide x ışınları direkt olarak fosforesan bir tabaka veya filmde ibaret olan görüntü reseptörlerinde bir görüntü oluştururlar. Dijital tekniklerde ise X ışınları dedektörlerde elektronik bir görüntü oluştururlar. Bu elektronik görüntü bilgisayarda işlenir, hafızada geçici olarak depolanır ve bir matriks olarak gösterilir (1).

### Görüntü Matrisi (Image Matrix)

Görüntü matrisi (image matrix) terimi genellikle sayılarla belirtilen, belli bir düzen dahilinde sıralanmış kompartman veya hücreler grubuna denir (Şekil 5) (1).



Şekil 5. Çizimde üç tane matris gösterilmekte. A, 10x10 hücreler matrisi. B, 5x5 hücreler matrisi. C, 5x5 hayali hücrelerde sayılar matrisi.

Her dijital görüntü televizyon göstericisinde değişik parlaklık veya dansite seviyelerine sahip olan hayali hücreler matrisinden oluşur. Bir hücrenin parlaklık veya dansitesi o hücre için bilgisayarın ürettiği sayı ile saptanır. Görüntünün her bir hayali hücresi piksel (resim elementi) diye adlandırılır. BT'de her pikselin içerdiği sayısal bilgi bir BT sayısıdır (CT number). Bu sayı Hounsfield sayısı (Hounsfield number) veya Hounsfield ünitesi (Hounsfield unit) olarak ta söylenir (1).

Piksel kendine karşılık gelen bir doku hacminin iki boyutlu bir temsili-dir. Doku volümü ise voksel (volüm elementi) olarak bilinir ve piksel büyüklüğü ile kesit kalınlığının çarpımına eşittir (1).

Görüntü matrisinin büyüklüğü görüntü cihazının ve bilgisayar kapasitesinin özellikleriyle saptanır. Birçok dijital görüntü sistemleri 256 x 256, 512 x 512 veya 1024 x 1024 matris ölçüsünde görüntü oluştururlar. Matrisi daha fazla olan görüntülerde netlik daha fazladır (1).

### BT Sayıları (CT Numbers)

Video göstericisindeki parlaklık veya dansite seviyeler -1000 ve +1000 bir sayı dağılımına karşılık gelir. - 1000'lik bir BT sayısı havaya +1000 lik

bir BT sayısı ise dens kemiğe karşılıktır. 0 (sıfır) lık bir piksel değeri suyu gösterir (1).

Verilen bir pikselin BT sayısı, vokselde içerilen bu dokunun x ışını zayıflatma katsayısı ile ilgilidir. X ışını zayıflatmasının derecesi x ışın huzmesinin ortalama enerjisi ve absorbe eden dokunun etkin atom numarası ile belirlenir ve zayıflatma katsayısı (attenuation coefficient) olarak ifade edilir (1).

### **Hızlı BT (Ultrafast CT)**

Sine BT (Cine CT), milisaniyelik BT (millisecond CT) diye de adlandırılan hızlı BT (ultrafast CT) ilk olarak kalbin dinamik olarak görüntülenmesi amacıyla geliştirilmiştir (3).

BT teknolojisindeki gelişmeler kesit süresini devamlı bir şekilde azaltmıştır. İlk tanıtıldığında kesit süresi ortalama 5 dakika civarında iken 1975 te tüm vücut BT kullanım alanına girdiğinde bu süre 18 saniyeye inmiş, daha sonraları dönen yelpaze şekli x ışını huzmesi kullanıldıktan sonra 1-2 saniyeye düşürülmüştür (3).

Kalp ve barsak hareketleri, çocukların spontan solunum yaptıkları hesaba katıldığında bu 1-2 saniyelik kesit süreleri hareket artefaktlarına, yanlış kayıt hatalarına, görüntü bulanıklaşmalarına yol açacak şekilde uzun ve bu organların tomografik değerlendirmeleri kısıtlı idi (3).

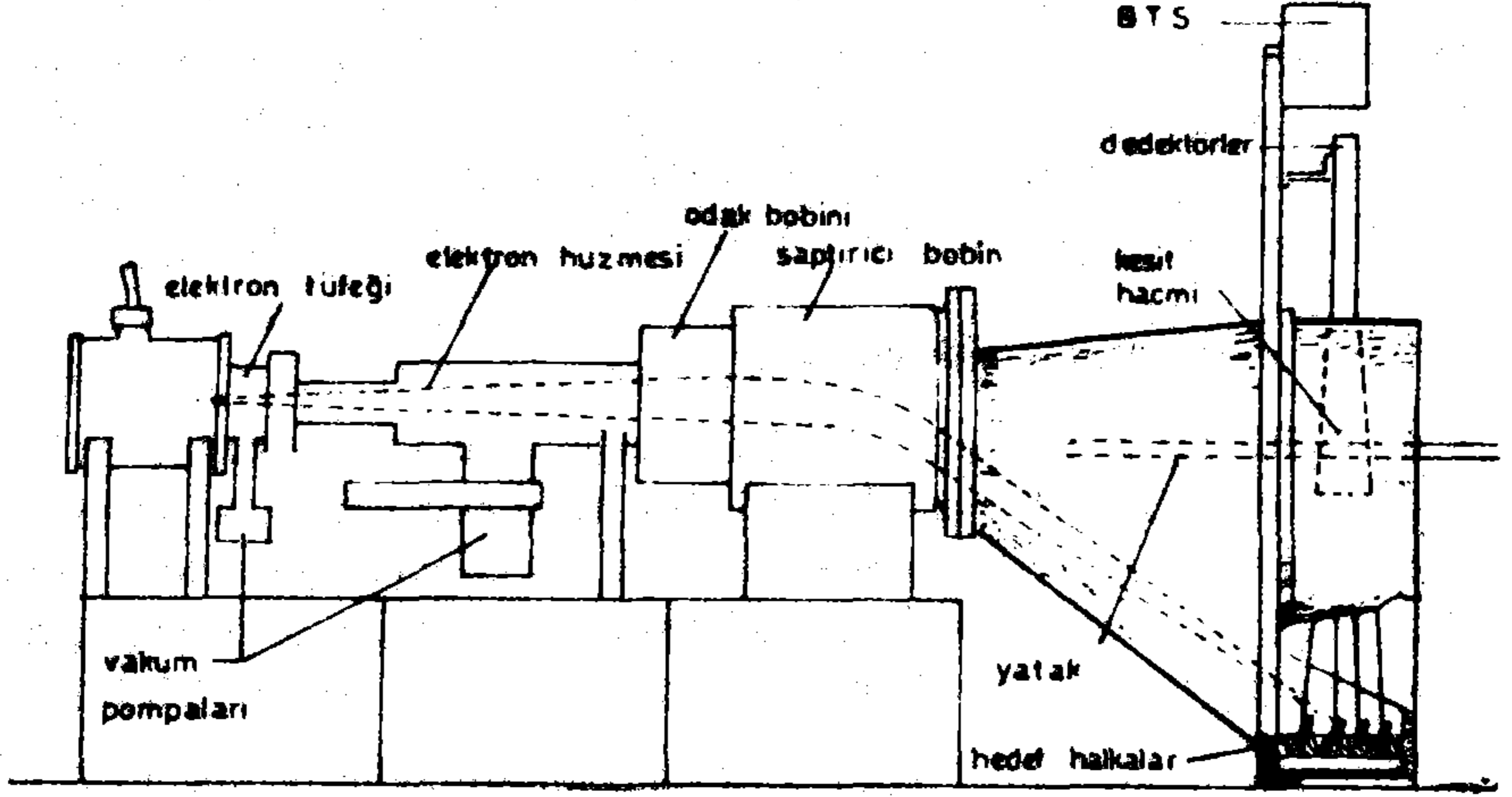
Hızlı BT'nin 0,05 saniye gibi çok küçük bilgi elde etme süresi istem dışı hareketlerden doğan hareket artefaktlarının bertaraf edilmesini sağlamış, solunumunu tutamayan infant ve çocuklarda kardiyak ve solunum hareketlerini dondurma (freeze-frame) imkanı vermiş, sedasyon ihtiyacını ortadan kaldırmıştır. Bir respratuvar yada kardiyak devir süresinde, herhangi bir anatomik seviyeden saniyede ard arda 17 tane görüntü elde etme yeteneği ile hava yollarının çapındaki, akciğer parankim dansitesindeki, damar ve kalp odacıklarının çaplarındaki ve görüntü zenginleştirilmesindeki (contrast enhancement) değişikliklerin dinamik incelenmelerini sağlamıştır (4).

### **Görüntüleme Tekniği (Imaging Technique)**

Bu sistemde cihazın elektron tüfeğinden çıkarılan elektron huzmesi cihazın ekseni boyunca hızlandırılır ve odaklandırılır. Eğik bir mıknatıstan saptırılan bu elektron huzmesi hastanın etrafını kısmi olarak çevreleyen hedef halkalarını hızla ve sırayla geçer. Hedef halkalar 4 tanedirler ve tungsten'den yapılmış olup 210 derecelik bir eğime sahiptirler. Elektron huzmesinin her bir tungsten hedefi her geçişinde yelpaze şeklinde x ışını huzmesi olu-



şur. Hastayı geçen bu x ışını huzmesi, her biri 432 tane dedektörden oluşan birbirine paralel ve sabit dedektör halkasında aynı anda saptanır. Dedektörlerdeki sinyaller aynı anda yan yana iki tane tomografik görüntü oluşturulmasında kullanılır. Elektron huzmesinin bir çift görüntü yapacak şekilde her geçişi 0,05 saniyede olmaktadır. 4 tane geçiş arasında 3 tane 0,008 saniyelik gecikmeler vardır (Şekil 6) (5, 6).



Şekil 6. C-100 sine BT cihazının şematik görünümü, Elektron huzmesi 0,224 saniyede 8 devamlı görüntü oluşturacak şekilde 4 tungsten hedefin hepsini tekrar (BTS: Bilgi toplama sistemi).

### Klinik Uygulamalar

Hızlı BT'de volüm-modu çalışması (volume-mode study) şüpheli sahaların ard arda seri halde tomogramlarının alınmasını içerir. Dinamik-modu çalışması (dynamic-mode study) aynı seviyeden veya ard arda gelen seviyelerden seri halde ve hızlı bir şekilde kesitlerin elde edilmesidir. Dinamik modu özellikle vasküler sistem ile ilgili patolojilerin demonstrasyonunda kullanılır (3, 6).

### Hava Yolları:

Dinamik modu çalışmaları ile hava yolları çapının dinamik değişikliklerinin incelenmeleri sağlanır. Fikse, stenotik ve ödematoz lezyonları trakeomalazi gibi değişken obstrüksiyonlardan ayırmada kullanışlıdır. Örneğin böyle çalışmalarda trakeomalazi, trakeanın maksimal enine çapının % 50 veya daha fazlasının kollapse uğradığı bir segment olarak tanımlanır

(3). Trakeanın fokal atrezileri ve hatta küçük intraluminal polipleri bile volüm modu çalışmaları ile saptanabilir (7, 8).

Uyku apneleri ve nedeni bilinmeyen stridor gibi fikse olmayan üst solunum yolu hastalıkları tanısında en önde gelen inceleme yöntemidir. Bu gibi durumlarda konvansiyonel BT'nin kesit süresi çok uzundur ve fonasyon gibi uzun sürecek manevralar yaptırılarak kullanılabilir (9, 10). Fluoroskopi ve dijital subtraksiyon çalışmalarında ise radyasyon dozu yüksektir ve tüm duvarların aynı anda hareketleri görüntülenemez (5, 11, 12). Son zamanlarda hava yolu obstrüksiyonu olan yeni doğanlarda magnetik rezonans (MR) görüntüleme kullanılmıştır. Ancak günümüzde MR hava yolları çapındaki dinamik değişiklikleri görüntüleme henüz başarısızdır (13, 14).

### **Kardiak ve Vasküler Görüntüleme:**

Kalp ve büyük damarların hızlı BT'si aynı zamanda anatomik ve fonksiyonel inceleme imkanı temin eder (15, 16). Kontrast maddenin intravenöz (IV) bolus şeklinde enjeksiyonundan sonra kalp odacıklarına varış zamanı hesaplanabilir. Bu incelemede zaman-dansite analizini (time-density analysis) gerçekleştirmek için bir kompüter grafik tekniği kullanılabilir.

Kalp kateterizasyonuna ihtiyaç göstermeden dijital görüntüleme ve yüksek rezelüsyonun birleşmiş olduğu bu teknik hızlı bir şekilde kullanılır hale gelmektedir. Saniyede 34 görüntü ile sol ventrikülün global ve rejyonel ejeksiyon fraksiyonlarının, sol ventrikül fonksiyonunun ölçülmesine olanak verir. Kendine özel hesaplamaları ile sol ventrikülün duvar kalınlığı, sol ventrikülde kitle, hatta rejyonel myokardial perfüzyon ile ilgili bilgiler temin edebilir. Farmakolojik ajanlarla yada cihaz masasına eklenmiş bir bisiklet kullanılarak yapılan ekzersiz testleri gibi girişimsel çalışmalar başlamış durumdadır (16).

Mitral kapağın kinetiği, akut iskemide myokard duvar kalınlığının ölçülmesi, kanal açıklıklarının incelenmesi, katater ve elektrodların gözlenmesi, yine hızlı BT'nin kardiak uygulamalarıdır (3).

Prematüre infantlarda bile, hızlı BT'nin 0,05 saniyelik görüntüleri ile büyük damarların morfolojisi yeterli bir şekilde tanımlanabilir (3).

### **Kranium:**

Hızlı BT tekniği, total inceleme süresinin 1 dakikadan bile kısa sürmesi ve hızla inkübatöre dönebilmesi nedeniyle, özellikle prematüre infantların değerlendirilmesinde çok yararlıdır (3).

**Abdomen:**

Abdomenin hızlı BT ile kesiti barsak hareketlerinden doğan hareket artefaktlarını çok azaltmıştır. Buna ilaveten az zaman süresi içinde daha çok hasta tetkikinin yapılabilmesi ve sedasyona ihtiyaç göstermemesi hızlı BT'nin avantajlarıdır (3).

**Yüksek Rezolüsyon Görüntüleme:**

Hızlı BT'nin 0,05 saniyelik kesitlerle elde edilmiş görüntüleri bir çok tanısal amaçlar için yeterlidir. Fakat 0,1 saniyelik görüntülerin eklenmesi ile daha küçük ve gizli lezyonların daha iyi ve daha net görünümünü elde etmek mümkündür. Örneğin çocuklarda pulmoner metaztazları araştırmada yüksek rezolüsyon modu iyi bir avantaj olarak kullanılabilir. Metaztazlar ve küçük vasküler yapılar net olarak tanımlanabilir (3).

**KAYNAKLAR**

1. **Bushong S.C.:** *Radiologic Science for Technologists*. The C.V. Mosby Company. St. Louis, Toronto, 1984, pp: 1-14, 326-386.
2. **Meschan, I.:** *Roentgen Signs In Diagnostic Imaging*. W.B. Saunders Company, 1985, Volume 3:486-555.
3. **Brasch, R.C.:** *Ultrafast Computed Tomography for Infants and Children*. Radiol. Clin. Nor. Am. March: 277-286, 1988.
4. **Sutton, D.:** *A Textbook of Radiology and Imaging*. Churchill Livingstone, 1987, Volume 2: 1598-1631.
5. **Boyd, D.P., Parker, D.L.:** *Basic Principles of Computed Tomography*. In: Moss AA. Gamsu G. Genant HK. eds. *Computed Tomography of the Body*. Philadelphia: Saunders, 1983, p: 1-21.
6. **Brasch, R.C., Goodling, C.A., Gould, R.A.:** *Upper airway obstruction in infants and children evaluated with ultrafast computed tomography*. Radiol., 165: 459-466, 1987.
7. **Eli, S.R., Jolles, H., Galvin, J.R.:** *Cine CT demonstration of nonfixed upper airway obstruction*. AJR. 146: 669-677, 1986.
8. **Eli, S.R., Jolles, H., Keyes, W.D., Galvin, J.R.:** *Cine CT technique for dynamic airway studies*. AJR. 145: 35-36, 1985.
9. **Gamsu, G.:** *Computed Tomography of the Larynx and Pyriform Sinuses*. In: Moss AA. Gamsu G. Genant HK. eds. *Computed Tomography of the Body*. Philadelphia: Saunders, 1983, p: 65-144.
10. **Gamsu, G., Mark, A.S., Webb, W.R.:** *Computed tomography of the normal larynx during quiet breathing and phonation*. Radiol. 142: 28-285, 1982.



11. Brown, B.M., Enzman, D.R., Hopp, M.L., Castellino, R.A.: *Digital subtraction laryngography*. Radiol. 147: 655-657, 1983.
12. Nascoe, N.J., Foutcin, A.J., Brown, N.J., Berry, R.J.: *Examination of vocal fold movement by ultra-short pulse radiography*. Br. J. Radiol., 10: 641-645, 1983.
13. Brasch, R.C., Gooding, C.A., Lallemend, D.P., Wesbey, G.E.: *Magnetic resonance imaging of the thorax in childhood*. Radiol., 152: 89-94, 1984.
14. Fletcher, B.D., Dearborn, D.G., Mulopulos, G.P.: *MR imaging of infants with airway obstruction: preliminary observations*. Radiol., 160: 245-249, 1986.
15. Bateman, T.M.: *Cine CT's speed makes it a preferred cardiac tool*. Diagn. Imaging, 112-115, 1986.
16. Lipton, M.J.: *Quantitation of left ventricular anatomy and function by ultrafast CT*. Cardiovasc. Intervent. Radiol., 10: 348-355, 1987.