

BİLGİSAYARLI TOMOGRAFİNİN FİZİK TEMELLERİ VE ÇALIŞMA İLKELERİ

Uluhan Berk*

Canan Erzen (Taşçıoğlu**

Sedat Işık***

Serdar Akyar****

Bilgisayarlı Tomografi (BT), 1985'te Wilhelm Conrad Rontgen'in x-ışınlarını buluşundan bu yana tanıs al radyoloji alanındaki en görkemli gelişme olarak kabul edilmektedir. BT, konvansiyonel tomografi, görüntü güçlendiricisi ve sine ve video röntgenoloji gibi iyi bilinen gelişmeleri çok aşmakta ve kemik yapıların olduğu kadar özellikle yumuşak dokuların tanıs al görüntülenmesinde yeni bir çağ açmaktadır (1). Tıp tarihinde pek az gelişme BT kadar hızlı bir biçimde tüm dünyaya yayılmıştır. Yüksek maliyetine karşın, bu aygıt önemli tıp merkezlerinde kurulmuş durumdadır.

TARİHSEL GELİŞİM

Yeni bilimsel buluşlar her zaman önceki buluşların temelinde ve bunların sentezi ile ortaya çıkmaktadır. BT de buna örnektir.

1917 de Avusturyalı matematikçi J. Radon iki ya da üç boyutlu bir nesnenin, kendi izdüşümlerinin sonsuz sayıdaki dizilerinden oluşturulabileceğini kanıtlamıştır. 30 lu yılların başında, Hollanda'dan Ziedses des Plantes, BTnin ana bileşkelerinden x-ışın tomografisini geliştirmiştir. 1938 de Hamburg'tan Gabriel Frank x-ışınlarıyla görüntü rekonstrüksiyonunun ilk uygulamasını tanımlamıştır. Bracewell, 1956 da, güneşten mikrodalga emisyon biçimini oluşturmak amacıyla, görüntü rekonstrüksiyon ilkesini radyoastronomiye uygulamıştır. 1961 de Oldendorf, kraniumda radyodansite dağılımının kesitsel görüntüsünü oluşturmada bir yöntem tanımlamıştır. 1963 te A.M. Cormack, görüntü rekonstrüksiyon matematiğini ilk kez doğru biçimde ortaya

* A.Ü.T.F. Radyoloji Anabilim Dalı Başkanı,

* Radyolog

*** S.S.K. Kastamonu Hastanesi, Radyolog

**** A.Ü.T.F. Radyoloji Anabilim Dalı, Araştırma Görevlisi Radyolog

koymuştur. 1962 yılına gelindiğinde, BT'nin keşfi için tüm temel gereksinimler hazırlanmıştır : Rekonstrüksiyon matematiği, bilgisayar teknolojisi ve x-ışın detektörleri.

O tarihlerde EMI firmasının araştırma laboratuvarlarında görevli bulunan Godfrey Hounsfield, biçim tanıma ve bilgi kazanımları üzerine çalışmakta ve el yazılarının bilgisayar depolama teknikleri hakkında araştırma yapmaktaydı. Hounsfield kapalı bir kutunun x-ışın absorpsiyon ölçümleri değişik açılardan alındığında, elde edilen bilgilerin bilgisayar aracılığı ile çözümlenerek kutu kapsamının üç boyutlu biçimde oluşturulabileceğini düşünmüştür. Gamma ışın kaynağı ile yaptığı öncü çalışmalardan sonra daha iyi kontrol edilebilen x-ışınlarının kullanımını yeğlemiştir. Cisimlerdeki ilk görüntülerin elde edilmesinden sonra, hayvan ve insan dokularının incelenmesine gidilmiştir. Umut verici sonuçların gözlemlenmesi ile birlikte, klinik çalışmalarda kullanılmak amacıyla EMI firması ilk prototip BT aygıtını, Mart 1971'de geliştirmiştir. İlk klinik seri Dr. James Ambrose tarafından Atkinson Morley Hastahanesinde kurulan aygıt ile elde edilen sonuçlara dayanmaktadır. (Ekim 1971) BT'nin doğuşu 1972 Nisan ayında İngiliz Radyoloji Kurumu Kongresinde dünyaya ilan edilmiştir (1,2).

Tanısal tıp bilimine yaptığı katkısından dolayı, bir dizi ödülün yanı sıra Hounsfield, 1979 Nobel Tıp ödülüne layık görülmüştür.

TEMEL İLKELER

Temel x-ışın görüntü oluşumu :

Tanısal radyolojinin ana amacı hasta içindeki anatomik dokuların boyut, şekil ve dağılımlarına uyan bir yoğunluk dizisini film üzerine kaydetmek ya da monitör üzerinde göstermektir. x-ışınları hastadan geçerken zayıflamaya uğrarlar; yani soğrulurlar ve hasta içinde saçılırlar. Zayıflama (atenüasyon) olayı, var olan doku tipleri ne ve x-ışın huzme enerjisine bağlıdır. Hastadan geçen x-ışınları kaydedildikleri görüntü alıcı düzeyine (image receptor level) ulaşırlar. Klasik radyografide, ışın şiddet profilleri film üzerinde yoğunluk dağılımı formunda dolaysız olarak kaydedilir. Bu işlem basit ve dolaysız olmasına karşın, klasik radyografideki ana sınırlamayı oluşturur. Bunun nedeni, radyografinin hastanın değişik doku ve yapılarının karmaşık bir dağılımında oluşmasıdır. Hastadan geçen x-ışını yolundaki zayıflamaların toplamıdır. Bu koşullar altında kenar ve gölgelerin birbirlerini olumsuz yönde etkileyecekleri açıktır. Kaydedilen görüntü-

de en belirgin olan, en fazla soğrulma yapan anatomik yapı olacaktır. Böylece, bir akciğer grafisinde kaburgalar veya kalb gölgesi arkasındaki lezyonlar kaybolurlar. Pratikte, bu bilgi kaybı birbirine dik iki açıdan ya da çok sayıda oblik grafiyer yapılmasıyla kısmen önlenmektedir.

Klasik radyografideki diğer sınırlamalar saçılmanın varlığı ve nonlineer reseptörlerin kullanımındır. Saçılmanın etkisini azaltmak için yüksek oranlı gridler geliştirilmiştir. Non-lineer reseptörlerde ana sorun düşük kontrast farklılığındaki yapıların reseptörün non-lineer yanıt bölgesine düşmeleridir.

Sonuçta, klasik radyografiyi sınırlandıran faktörler şöyle özetlenebilir :

1) Üç boyutlu bilgilerin iki boyutlu bilgiler şeklinde süperpozisyonu düşük doku kontrastlı anatomik yapıların kaybına yol açmaktadır,

2) Saçılmanın varlığı düşük doku kontrastlı anatomik yapıların örtülmesine neden olmaktadır,

3) Non-lineer film reseptörleri, kontrastın yüksek ve düşük yoğunluklarda gösterilmesini sınırlar; aynı zamanda film üzerindeki kontrast da ayarlanamaz.

Klasik tomografi, üç boyutlu bilginin iki boyut haline süperpozisyon sorununu en aza indirmek amacıyla geliştirilmiştir. Bu teknikte x-ışın kaynağı ve film kaseti bir noktanın dışında birbirlerine ters ve eş açıda lineer, sirküler, eliptik, spiral ve hiposikloidal biçimde hareket ederek, yalnız düzeyi değiştirilebilen sabit noktadaki doku kesiti film üzerine kaydedilmekte, diğer tabakalar silinmektedir. Burada saçılma sorunu ve nonlineer film ve ekran sistemlerinin sınırlamalarının sürdüğü açıktır. Klasik tomografinin temel sınırlamaları şöyle sıralanabilir :

1) Odaklanmamış düzlemlerde tomografik silinme tam değildir. Silinme derecesi odak düzleminden uzaklığa bağlıdır.

2) Odak düzleminde de bir miktar silinme görülür. Bu, hareket eden sistemin mekanik vibrasyonundan kaynaklanmaktadır.

Bilgisayarlı Tomografide, klasik radyografi ve tomografideki çeşitli sınırlamaların üstesinden gelinmiştir. Bu üstünlük :

1) Süperpozisyon etkisini en aza indiren dar, iyi belirlenmiş bir hacim taranarak,

- 2) İyi kolimasyonla saçılma en aza indirilerek,
- 3) Kompüterize pencereleme fonksiyonları olan lineer detektörler kullanılarak sağlanmıştır (3).

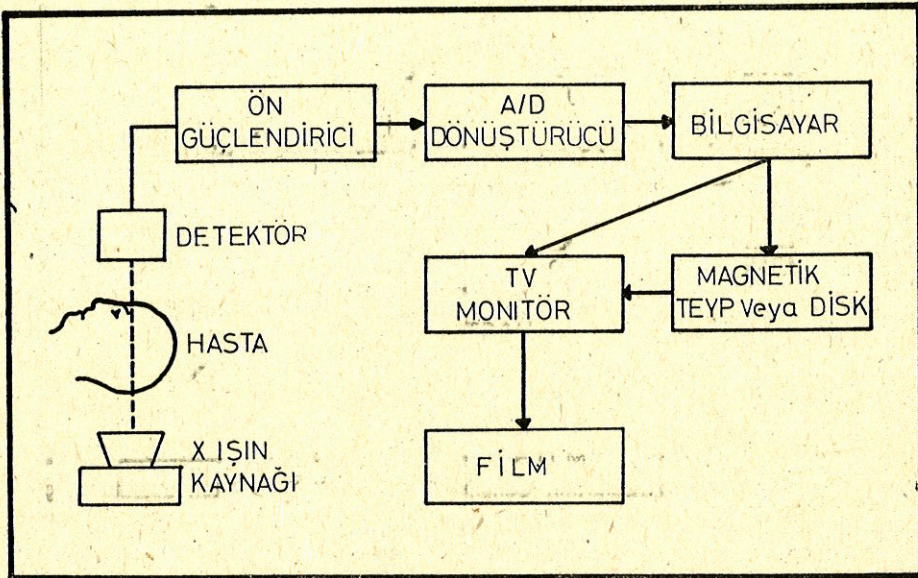
Bilgisayarlı Tomografide, hasta içindeki spesifik düzlemsel hacmin izolasyonu söz konusudur. Bu düzlemin yani kesitin belli bir derinliği mevcuttur. Kullanılacak x-ışın demeti yalnızca bu hacimden geçer ve süperpozisyon ile saçılma etkileri en aza indirilmiş olur. Taranan hacim içindeki dokuların son belirlenmeleri, x ve y koordinatları içindeki birim elemanlarında olacaktır. İki boyutlu en küçük bilgiyi taşıyan bu alanlar «pixel» (picture element) adını almaktadır. Z derinliği ile hacim düşünüldüğünde, «voxel» (volume element) den söz edilecektir. Pratikte, hastanın taranan düzlemi bu pixel'lerden oluşan dizge (matrix) içine yerleştirilmektedir. Öncü Mark I'de, her pixel'in 3×3 mm. alana sahip olduğu 80×80 lik bir matrix bulunmaktaydı. Modern aygıtlarda 256×256 ve 512×512 lik matrix boyutları görülmektedir. Pixel boyutu ise 1×1 mm. ya da daha azdır (1).

Her pixel'e yüklenen doku tipi o dokunun x-ışınını zayıflama özelliğindedir. Genelde, dokuların atom numaraları ve fizik yoğunlukları ile foton enerjisine bağlı olarak farklı zayıflatma özellikleri bulunmaktadır. Bu özellik «zayıflama katsayısı» (μ) ile tanımlanmaktadır. Birimi cm^{-1} dir. Kemik için $0,400 \text{ cm}^{-1}$, su için $0,203 \text{ cm}^{-1}$, havanınki ise $0,0002 \text{ cm}^{-1}$ dir. Hounsfield skalasında BT numaraları ise, kemik için +1000; su için 0; hava için -1000 olarak verilmektedir.

Tarama esnasında değişik açılardan detektörlere ulaşan zayıflama değerleri, x-ışın demetinin yolundaki pixellerin toplam değeridir. Her pixel en az iki kez x-ışın geçiş alanına girmektedir. Toplanan yüzünü aşkın verinin değerlendirilerek görüntü rekonstrüksiyonu için bir bilgisayara gereksinim vardır. Rekonstrüksiyon için kullanılan hesaplama şeması 'algorithm' olarak bilinmektedir. Çeşitli 'algorithm'ler tanımlanmıştır; bugün için modern aygıtlarda, 'back-projection' (geri yansıtma) 'algorithm' i kullanılmaktadır. Bu yöntemde, her pixel sırası için ışın toplamı, ilk yaklaşım olarak, sıra boyunca her pixel'e yerleştirilmektedir. Her yeni tarama açısı için yeni bir veri dizisi belirlendiğinde, bunlara da geri yansıtma uygulanarak, her pixel'e ortalamaları konmaktadır.

BT görüntüleri için, bilgisayar ışın toplamalarını işler ve gerekli geri yansıtmaları yapar. Bir dizi filtre fonksiyonları kullanılarak artefaktlar giderilir.

Tipik bir BT sisteminde, hastadan geçen x-ışınları detektörler tarafından saptanır; güçlendirilir ve 'analog-digital converter' adlı birim tarafından bu veriler bilgisayar diline çevrilir. Veriler bilgisayarca işlenerek gri bir skalada değerlendirilir ve monitorda görüntülenir. Görüntülerin saklama ortamları magnetik teyp, flopi disket ya da disk olabilir. Görüntü ekrandan özel filmlere ya da polaroid filmlere aktarılabilir. 'Line-printer' isimli aygıt ile kantitatif analizlere gidilebilir. Teyp ya da disk sistemlerindeki veriler yeniden görüntülenerek, görüntü üzerinde işlem yapılabilir. Bir BT sisteminin işleyiş şeması şekil 1'de verilmiştir.



Şekil 1 : Bir Bilgisayarlı Tomografi Sisteminin Çalışma Şeması.

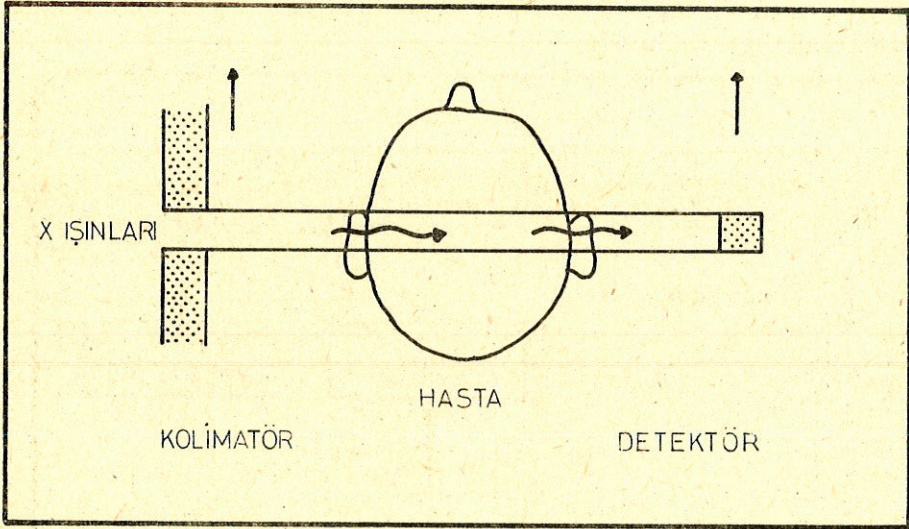
JENERASYONLAR

Bilgisayarlı Tomografi aygıtları ilk prototipleri Mark I'den bu güne bir dizi teknolojik aşama geçirmişlerdir. Tüp ve detektörlerin diziliş ve hareket biçimlerinde olan değişiklikler temelde tarama süresini kısaltmak ve görüntü niteliğini arttırmayı amaçlamaktadır. Aygıtların tanımlanmasında 'jenerasyon' sözcüğünün kullanılması alışkanlık olduğundan, jenerasyonlardan söz etmek gerekecektir.

İlk başarılı klinik BT aygıtı 'translate-rotate' geometrisine dayanmaktadır. Bu tip sistemde x-ışın demeti arzulanan kesit kalınlığında daraltılmıştır. Elde edilen x-ışımına kalem huzme (pencil beam) denilmektedir. Her ışın yolu için mevcut tek detektöre ulaşan radyas-

yon miktarı ışın yolundaki toplam zayıflamanın sonucudur. 'Voxel' sıraları için ışın zayıflama toplamının belirlenmesinde, kalem huzme hasta boyunca linear ya da 'translate' hareketi yapma durumundadır.

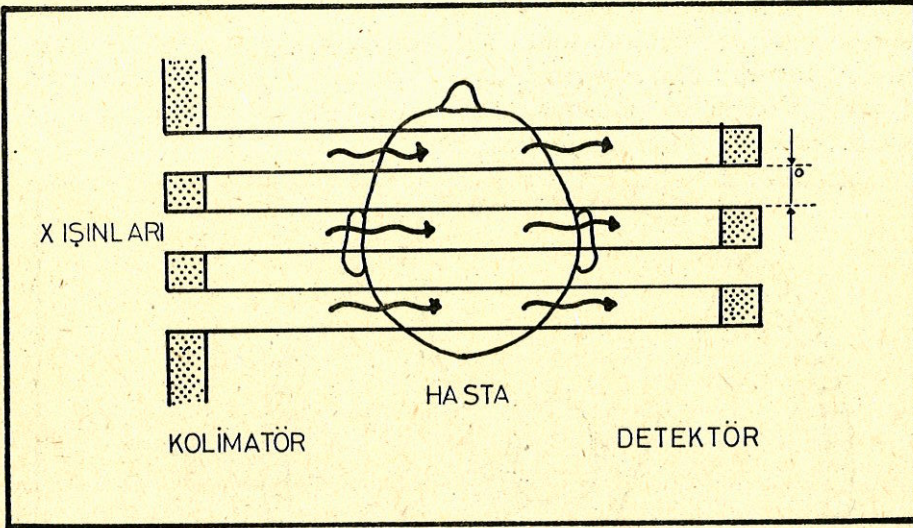
Birinci jenerasyon aygıtlarda kolimatör aracılığı ile oluşturulan kalem huzme, tek detektörle birlikte hastayı taramakta, daha sonra bir derecelik açı ile dönerek 180 dereceyi tamamlayacak biçimde işlemi sürdürmektedir (Şekil 2) Bu hareketlerin tamamlanması 5-6 dakika sürmektedir.



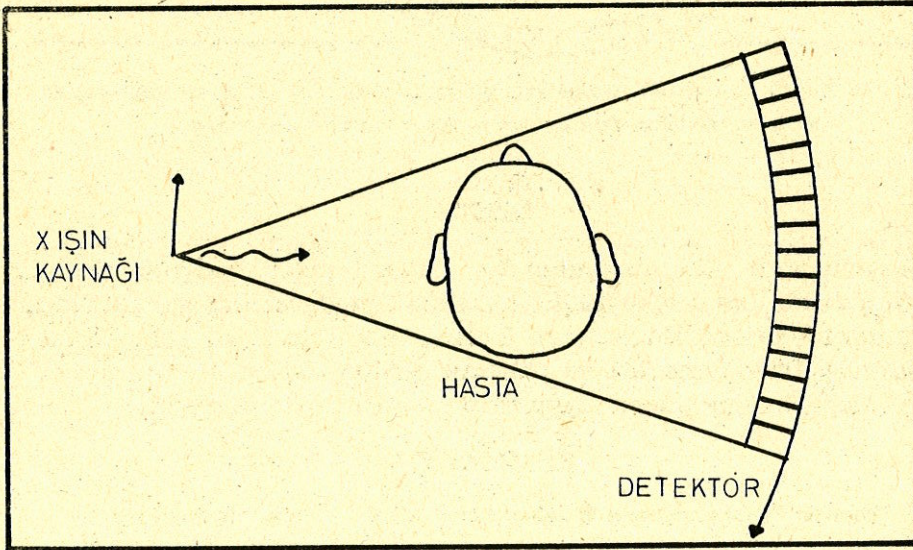
Şekil 2 : Birinci Jenerasyon Aygıtlarının Çalışma İlkesi : Tek tüp ve tek detektör küçük açılarla dönmektedir.

Çok sayıda kalem huzmeler elde ederek ve bunların kendi detektörlerine ulaşması sağlanarak tarama süresi azaltılmaya çalışılmıştır. Burada bir hareket esnasında veriler değişik açılardan toplanmaktadır. Bu ilke, ikinci jenerasyon aygıtların temelini oluşturmaktadır. İkinci bir detektör dizisi ile her taramada birbirine bitişik iki ayrı kesit elde edilmesi toplam tarama hızını arttıracaktır (Şekil 3).

Hastanın tüm genişliğini kapsayacak çok sayıda kalem huzmesi kullanarak geniş bir yelpaze ışın oluşturulması üçüncü jenerasyon kavramını doğurmuştur. Burada 'translate' yani linear hareket gereği ortadan kalkmıştır. Detektör sayısının artması hasta çapını içine alacak şekilde olmalıdır. Modern üçüncü jenerasyon aygıtlarda 300-600 detektör bulunmaktadır. Bunlarda tarama süresi 3-10 saniye arasındadır. (Şekil 4)

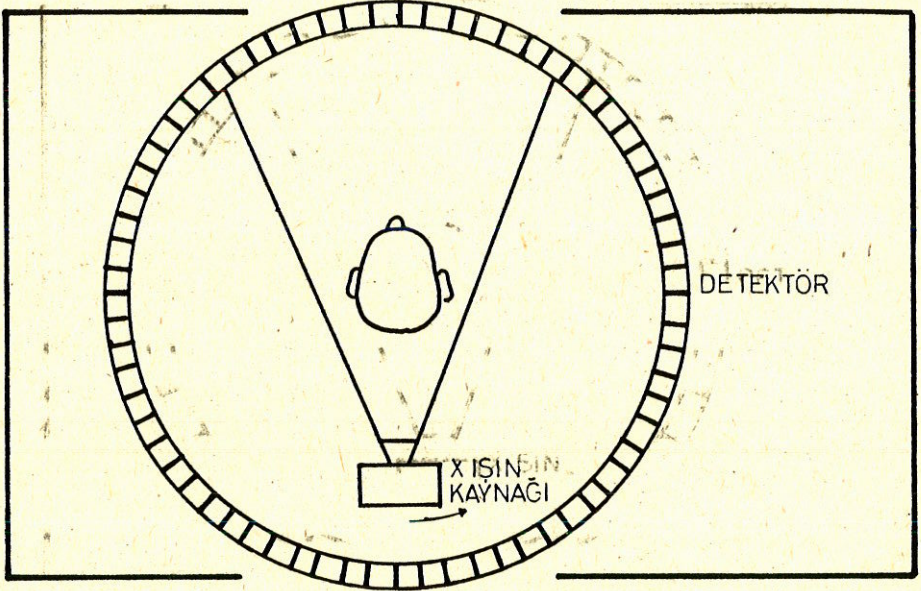


Şekil 3 : İkinci Jenerasyon Aygıtlarının Çalışma İlkesi Kolime edilmiş x-ışın huzmeleri çok sayıdaki detektörlere ulaşmaktadır. Tüp ve detektörler önce linear; sonra rotasyon hareketi yapmaktadır.



Şekil 4 : Üçüncü Jenerasyon Aygıtlarının Çalışma İlkesi : Tek tüp ve çok sayıdaki detektörler yalnızca rotasyon hareketi yapmaktadır.

Üçüncü jenerasyon aygıtlarında baş gösteren detektör kalibrasyon sorunundan kurtulmak için dördüncü jenerasyon aygıtları geliştirilmiştir. Tarama alanı çevresinde 360 derece boyunca sabit detektörler yerleştirilmiştir. Burada x-ışın tüpü, detektör halkasının içinde, hasta çevresinde dönmektedir. (Şekil 5)



Şekil 5 : Dördüncü Jenerasyon Aygıtlarının Çalışma İlkesi : Bu sistemde sabit detektörler bulunmaktadır. Yalnızca tüp rotasyon hareketi yapmaktadır.

ÖZET

X-ışınlarının bulunuşundan bu yana, tanısal radyolojideki en önemli gelişme hiç kuşkusuz Bilgisayarlı Tomografinin geliştirilmesi olmuştur. Makalede Bilgisayarlı Tomografinin tarihsel gelişiminden söz edilmiş; fizik temelleri ve çalışma ilkeleri kısaca gözden geçirilmiştir. Değişik jenerasyon aygıtların işleyişleri özetlenmiştir.

SUMMARY

Physical Foundations and Working Principles of Computed Tomography

Computed Tomography is undoubtedly the greatest improvement in diagnostic radiology since Rontgen's discovery of x-rays. In this paper, the historical development of computed tomography was men-

tioned; physical basis and working principles of the system has been briefly reviewed. The different generation machines were defined.

KAYNAKLAR

1. Lee SH Rao KCVG : Cranial Computed Tomography 1983, McGraw Hill inc. U.S.A. 1-47
2. Caille JM Salamon G : Computerized Tomography Springer Verlag Berlin Heidelberg New York 1980 3-11
3. Zonneveld FW : Computed Tomography. Philips Medical Systems Printed in Netherlanids 4522 984 53441/728 1983-01 s. 2-28