

1. Computertomographie CT .....	1
1.1 Prinzip .....	2
1.2 Schwächungswert Skala .....	4
1.3 Bildaufbauvorgang .....	5
1.4 Bildqualität .....	7
1.41 Geometrische Auflösung .....	7
1.42 Kontrastauflösung.....	7
1.421 Wahl zwischen optimalem Kontrast – oder max. Detailauflösung .....	7
1.43 Artefakte .....	8
1.43 Bildauswertung/-darstellung .....	8
1.5 Verschiedene CT Aufnahmetechniken.....	9
1.51 Topogramm = Übersichtaufnahme .....	9
1.52 Dynamische Aufnahmetechnik .....	9
1.53 Dynamic Multiscan Betrieb .....	9
1.54 Volumenscan mit Spiral CT .....	9
1.55 Osteo CT .....	10
1.56 Dünnschicht Technik. Hochauflösende CT.....	10
1.57 CT- Angiographie .....	10
1.58 Card CT .....	10
1.6 3-D-Darstellung .....	10
1.7 Neueste Entwicklungen.....	11
1.8 Dosismanagement .....	12

## 1. Computertomographie CT

### Motivation für das CT-Verfahren

Stärken des konventionellen  
Röntgens,

Hohe Ortsauflösung  
Hohe zeitliche Auflösung  
Kurze Aufnahmezeiten  
Rel. geringe Dosis  
Volumendarstellung  
Leichte Handhabung

aber Begrenzungen bei

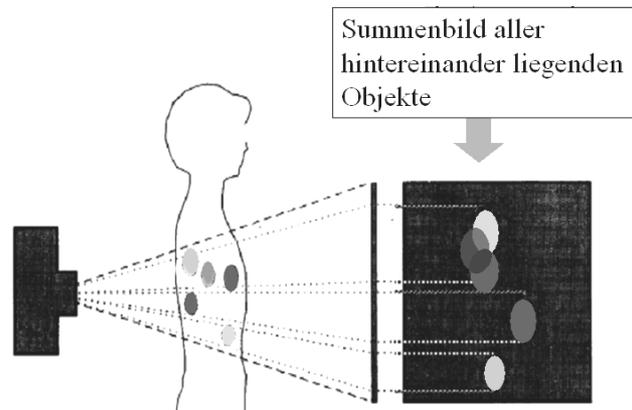
Kontrastauflösung wegen:  
Objektüberlagerung  
Streustrahlung  
Quantenrauschen  
Dynamik des Bildempfängers  
Quantitativen Ergebnissen



### Schnittbildtechnik mit CT

CT ist ein spezielles Röntgen-Schichtaufnahmeverfahren, das sich im Bildaufbau grundsätzlich von dem konventionellen nach dem Verwischungsprinzip arbeitenden Röntgen- Schichtverfahren unterscheidet. Die CT liefert primär **Transversalschnittbilder**, d.h. sie sind senkrecht zur Körperlängsachse gerichtet. Die erste klinische Anwendung der CT erfolgte **1972 durch Hounsfield und Ambrose**. In der konventionellen Radiographie erhalten wir ein Summationsbild aller Dichtewerte entlang des Röntgenstrahls, bzw. auch bei der Schichttechnik erhalten wir mit Ausnahme der eingestellten

Schichtebene mehr oder weniger verwischte, eigentlich unerwünschte Strukturen dargestellt. Man bezeichnet solche Überlagerungsbilder **Superpositionsbilder**.



*Probleme in der klassischen Röntgentechnik*

Bei der CT dagegen wird nur die Information der interessierenden Schicht, d.h. deren einzelnen Schwächungswerte zum Bild verarbeitet. Ein solches von Überlagerungen freies Bild wird als **Substitutionsbild** bezeichnet.

Die CT liefert dadurch äußerst kontrastreiche Weichteilbilder, was mit der konventionellen Schichttechnik nicht möglich ist, und darüber hinaus sind diese CT-Aufnahmen sofort quantitativ auswertbar, d.h. die Schwächungswerte sind absolut.

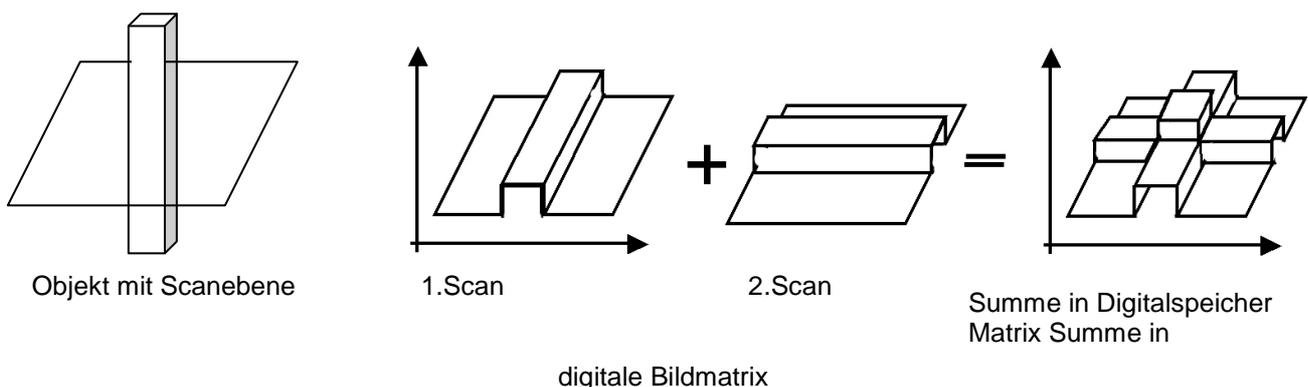
## 1.1 Prinzip

Um ein Bild der interessierenden Körperschicht zu erhalten, wird die Strahlenschwächung durch das Objekt mit Hilfe einer Messanordnung, die aus einer Röntgenröhre und einem Strahlungsdetektorsystem besteht, aus einer Vielzahl von Wegen durch die Objektschicht ermittelt.

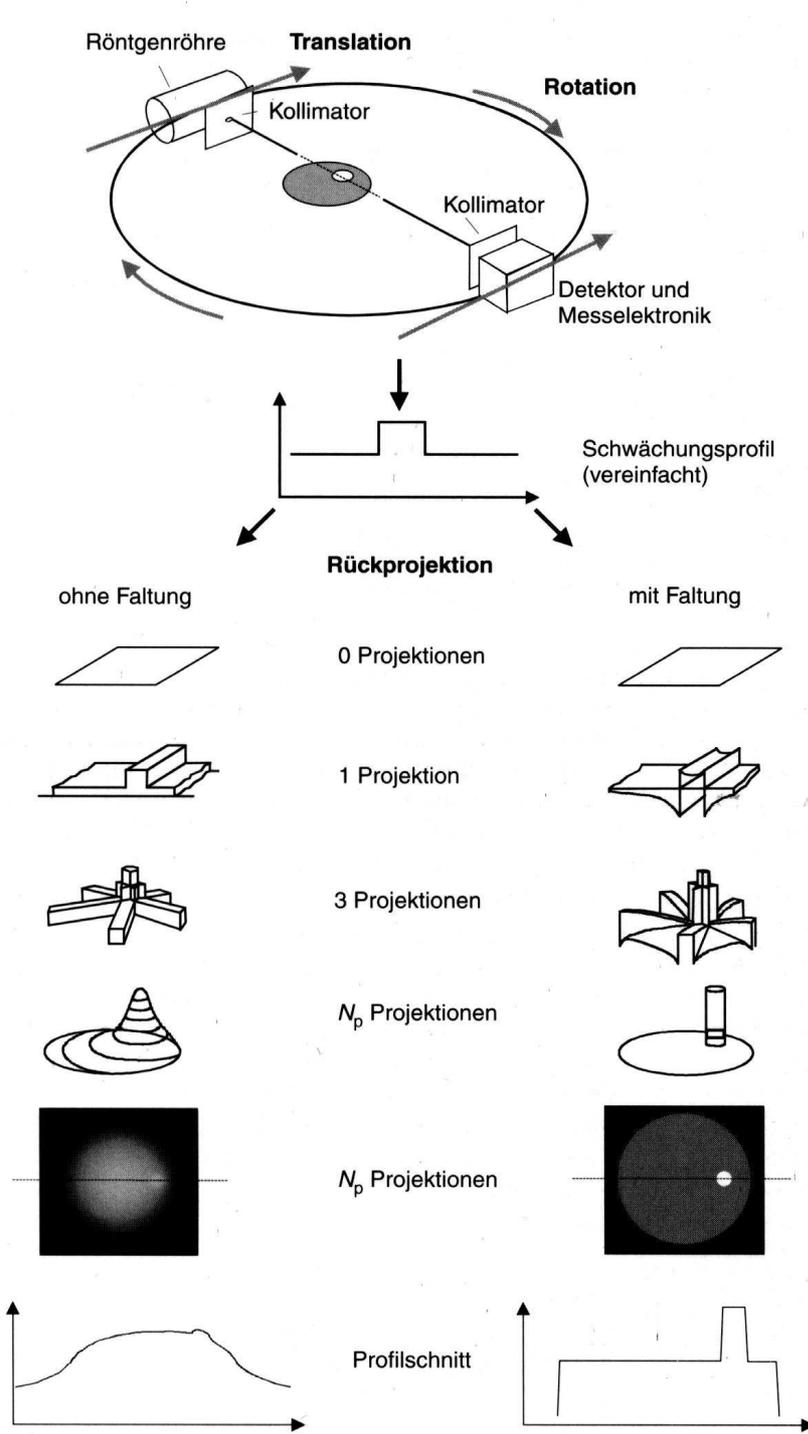
Die einfachste Form besteht aus einem sehr eng eingebündeltem Röntgenstrahlenbündel (Bleistift Größe), das in der eingestellten Schicht verläuft. Zur Ermittlung der Strahlenschwächung wird die Messeinrichtung senkrecht zum Strahlenbündel und parallel zur Schichtebene über den gesamten Objektquerschnitt hinweg bewegt. Somit wird die Strahlenintensität am Detektor im festen Abstand ermittelt. Man erhält einen Satz von Messwerten, die einem Seitenriss der Schicht entspricht und als Projektion bezeichnet wird. Bei der CT braucht man für die Herstellung eines Bildes eine Vielzahl von Projektionen.

Man gewinnt sie, indem man das gesamte System nach einer Projektion um z.B. 1 Grad dreht und wieder einen neuen linearen Abtastvorgang auslöst. Dieser Vorgang wird solange wiederholt, bis man mindestens einen Drehwinkel von 180 Grad überstrichen hat.

Die so gewonnenen Messwerte werden codiert und in einem Computer gespeichert, d.h. analog zu dem aufgenommenen Winkel 3-dimensional in eine digitale Bildmatrix hineingeschoben (alle in der Matrix aus der jeweiligen Projektionsrichtung hintereinander liegenden Pixel erhalten den aktuell gemessenen Wert).



Aus der Gesamtheit der überlagerten Messwerte ergibt sich in dem Digitalspeicher als Summenbild die zweidimensionale Verteilung der Schwächungswerte, die sog. „Rückprojektion“. Durch die schrägen Überlagerungen wird das Objekt jedoch unscharf abgebildet.



Um das auszugleichen wird eine sog. „Faltung“ angewandt, die vereinfacht einer Differenzierung der einzelnen Datenblöcke entspricht. Das Bild der Schwächungskoeffizienten wird dann scharf.

Stark schwächende Objektbereiche erhalten in der Bildmatrix hohe Zahlenwerte und geringer schwächende Objektbereiche einen niedrigen Zahlenwert. Der Computer ist aber nur in der Lage endlich viele Messwerte zu verarbeiten und ebenso nur endlich viele Zahlenwerte d.h. Schwächungswerte zu errechnen, das heißt, die Matrix des digitalen Speichers ist begrenzt (z.B. 512 x 512, 16 bit).

Die zweidimensionale Speichermatrix enthält nun einzelne Schwächungswerte, die immer für eine bestimmte Dicke der Schicht gelten. Deshalb muss man sich die Objektschicht in kleine quadratische Quader zerlegt vorstellen. **Innerhalb dieser Quader nimmt man den Schwächungswert als konstant an** und so wird er auch vom Computer berechnet. Tatsächlich wird aber der Schwächungswert des Objektmaterials (besonders bei feinen Strukturen) innerhalb der Schichtelemente variieren, so dass der errechnete Schwächungswert ein Mittelwert des jeweiligen Elementarquaders in allen 3 Achsen ist.

Das Schichtbild liegt zunächst im Computer nur als Zahlenwert vor. Diese Zahlenwerte-Matrix wird in ein Schwarzweiß- (oder Farbfernseh-)bild umgesetzt. Jedes

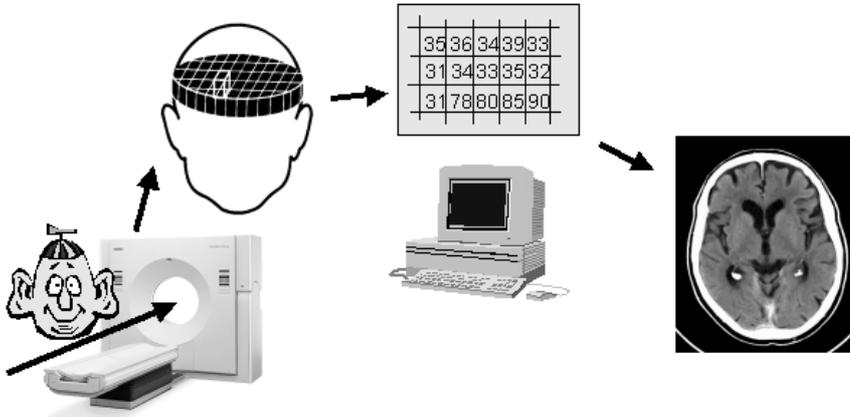
Matrix Element entspricht nun einem einzelnen Bildpunkt mit den verschiedenen Schwächungswerten, die dann in verschiedenen Grau- oder (Farb-)stufen angezeigt werden.

## CT-Bilderzeugung

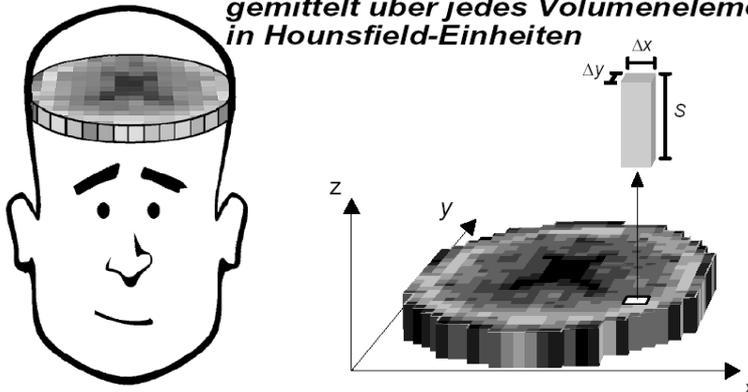
16

Die Schwächung der Strahlungswerte wird gemessen, kodiert und an einen Computer weitergegeben.

Die Zahlenmatrix wird in ein schwarz/weiße Bild mit entsprechenden Graustufen umgewandelt.



*Der lineare Schwächungskoeffizient gemittelt über jedes Volumenelement in Hounsfield-Einheiten*



## 1.2 Schwächungswert Skala

Da der Schwächungskoeffizient stark von der benutzten Strahlung abhängig ist, eignet er sich zur Kennzeichnung des Strahlungsschwächungsvermögen eines Objektes in der CT nur bedingt. Sämtliche CT-Geräte müssten dann exakt mit der gleichen Strahlung arbeiten und auch noch monochromatisch sein müsste, um vergleichbare Bilder zu liefern.

Es gilt für die Schwächung für monochromatische Strahlung und homogenes Objektmaterial:

$$I = I_0 e^{-\mu x}$$

$I$  = Strahlungsintensität hinter dem Objekt

$I_0$  = Strahlungsintensität an der gleichen Stelle (Bildpunkt) ohne Objekt

$x$  = Objektdicke

$\mu$  = linearer Schwächungskoeffizient des Materials für die benutzte Strahlung

$e$  = Basis des Exponenten (natürlicher Logarithmus,  $e = 2,7$ )

$$\mu = \frac{1}{x} \times \ln \frac{I_0}{I}$$

Zur vereinfachten Beschreibung der Schwächung, die dann auch Vergleiche von Bildern mit verschiedener Hochspannung und Vorfilterung erlaubt, benutzt man deshalb in der CT als **Schwächungswert** die mit einem Skalierungsfaktor versehene **relative Abweichung** des linearen Schwächungskoeffizienten des untersuchten Objektes **von der Referenz Wasser**. Der Einfluss der Strahlenqualität kürzt sich dabei weitgehend heraus. In der Skaleneinteilung hat **Wasser** den Schwächungswert **0**, es hat **Luft -1000** und sehr **dichtes Knochengewebe** liegt bei etwa **+3000**.

$$CT - Wert = \frac{\mu_{Gewebe} - \mu_{Wasser}}{\mu_{Wasser}} \cdot 1000(HU)$$

Man spricht von **Hounsfield Einheit HE**, andere Namen sind **CT-Zahl**, **CT-Wert** und **Hounsfield Unit (HU)**.

HU ist somit eine Dichte-Einheit bezogen auf Wasser.

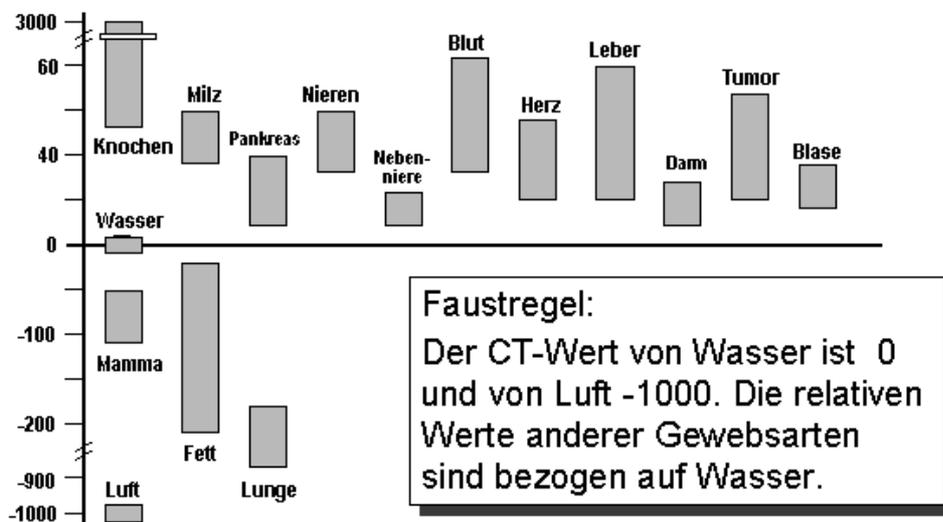
Eine Substanz hat die HU von 1, wenn ihr linearer Schwächungskoeffizient um 0,001 größer ist als Wasser.

Einige Werte:

Mamma	-50 bis	-120
Fett	-20 bis	-250
Lunge	-200 bis	-900
Knochen	+3000 bis	+45
Milz	+50 bis	+30
Pankreas	+40 bis	+10
Blut	+40 bis	+60

(Zur Berechnung der  $\mu$ -Werte bzw. der HU ist die Kenntnis der absoluten Werte für  $I$  und für  $I_0$  an der exakten Bildstelle notwendig.)

## Die Hounsfield-Skala



Das ist der sog. **CT-Wert** in Hounsfield-Einheiten (HU)

## 1.3 Bildaufbauvorgang

In der CT erzeugt die Wirkung der Strahlung nicht unmittelbar die Abbildung, sondern das Bild entsteht erst durch die Rekonstruktion, d.h. den mathematischen Prozess.

Es reicht nicht aus, um ein gutes CT-Bild zu erhalten, die einzelnen Intensitätssignale der jeweiligen

Projektionsrichtungen zu überlagern. Vielmehr ist der mathematische Prozess viel komplizierter. Es werden viele Rechenoperationen, Filteroperationen und Faltungen durchgeführt.

Ein Messfehler bzw. eine Bildstörung zieht sich durch den gesamten mathematischen Prozess und erscheint im gesamten Bild.

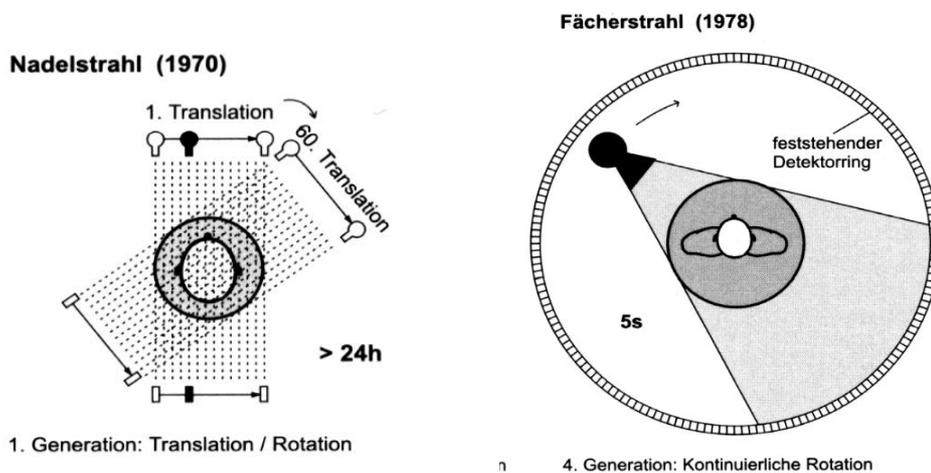
**Beispiel:** Ein metallischer Fremdkörper, der zu seiner Gewebeumgebung einen zu großen Dichte Unterschied hervorruft und das Meßsystem ihn deshalb nicht verkraften kann, oder wenn ein Detektor ausfällt, entstehen Artefakte. Diese stimmen im Bild nicht mit ihrer ursprünglichen Lage überein.

### Geräte

Da das ursprüngliche Meßsystem mit einem Detektor und einem sehr eng ausgeblendeten Röntgenstrahl eine sehr lange Abtastzeit benötigte, suchte man nach einem anderen Meßsystem, um die Abtastzeit zu verkürzen.

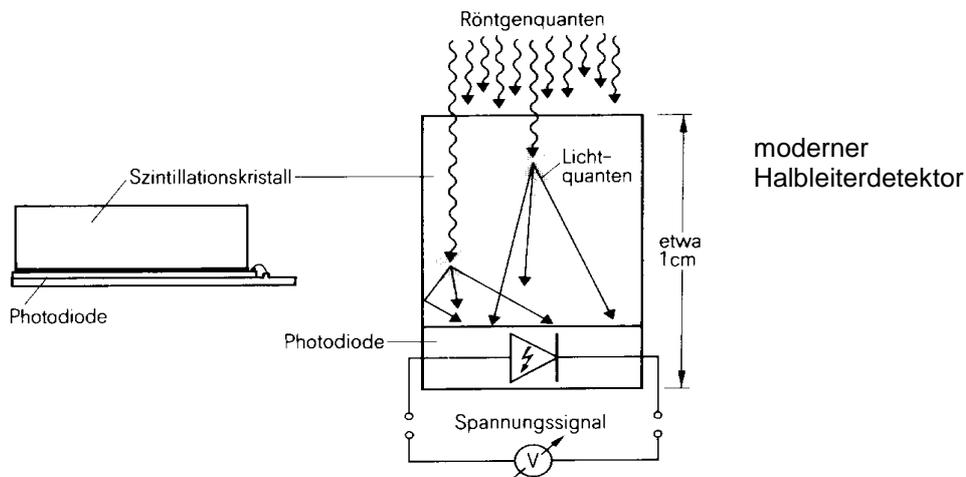
Daraus entstand das **Fächerstrahlssystem**:

Der Röntgenröhre steht nicht ein Detektor gegenüber sondern viele in einem Array angeordnet. Man erhält so je nach Detektoranzahl (etwa 500-1000) gleichzeitig etwa 1000 Messwerte. Das gesamte System rotiert um den Patienten. Die Aufnahmezeit liegt im Sekundenbereich. Die Anzahl der Projektionen wird bei diesem System dadurch bestimmt, wie oft die Messkanäle ausgelesen werden, d.h. wie oft gemessen wird.



Als Detektoren werden heute i.W. Halbleiter- oder (früher) Gasdetektoren verwendet, die eine sehr hohe Quantenabsorption besitzen. Es gibt auch Geräte, die einen feststehenden **Detektorring** besitzen und nur die Röntgenröhre bewegt sich.

Es haben sich jedoch die schnell rotierenden Geräte mit **bananenförmigem Detektor** durchgesetzt.



Neueste Generationen (2004) besitzen sog. Mehrzeilendetektoren, d.h. bis zu 64 (2004) Zeilen und mehr, die gleichzeitig vom etwas dicker ausgeblendeten Strahlenfächer belichtet werden. Damit sind extrem schnelle Aufnahmen möglich.

Vor jedem Detektorelement sind fokussierte Lammellen zur Streustrahlenunterdrückung angebracht.

## 1.4 Bildqualität

*geometrische Auflösung, Kontrastauflösung, artefaktarme Bilder*

### 1.41 Geometrische Auflösung

ist bei heutigen Systemen abhängig von der Brennfleckgröße, der Detektorbreite, dem Abstand der Detektorzeilen gegeneinander und der Bildpunktweite und den Abstandsverhältnissen, sowie den Aufnahmebedingungen, wie z.B. überlappende Pixel..

**Algorithmus:** Kantenbetonte Algorithmen (Faltungen) erzeugen Bilder mit höchster Auflösung allerdings nimmt das Rauschen zu.

### 1.42 Kontrastauflösung

sie ist durch das Rauschen begrenzt.

Rauschen wird bestimmt von der **Strahlenqualität** (KV, Filterung), **Dosis**, **Schichtdicke**, **Zahl der Projektionen**, den **Detektoren** und den **Algorithmen**.

Die Schichtdicke ist die Breite des Profils beim Wert 50% auch Halbwertsbreite genannt. Ihre Mitte ist die Schichtmitte. Wichtig ist der Kurvenverlauf des Empfindlichkeitsprofils. Also Anstieg und Abfall bestimmen die Schärfe der Schicht. Steil abfallende Empfindlichkeitsprofile sind günstiger, weil weniger Überlappung mit den benachbarten Objekten erfolgt.

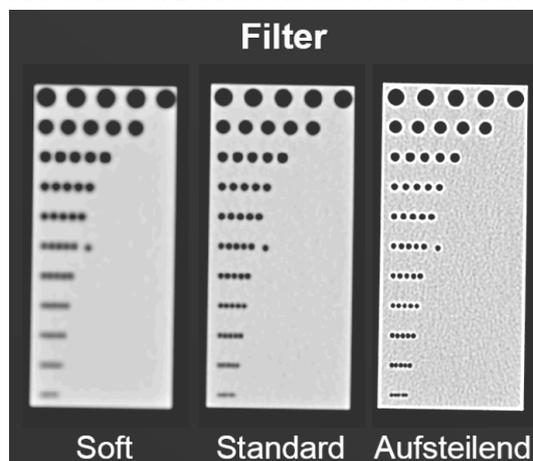
Störende Strukturen hängen von der Gleichmäßigkeit der Detektorelemente ab und von der Zahl der Projektionen. Komplexe Rechenalgorithmen reduzieren diese Bildstörungen auf ein Minimum.

#### 1.421 Wahl zwischen optimalem Kontrast – oder max. Detailauflösung

Mit Hilfe des Faltungskernes (Filter-Algorithmus) bei der Rekonstruktion kann die Schärfe des Bildes beeinflusst werden.

Wählt man z.B. einen aufsteilenden Faltungskern, so wird die MÜF des dargestellten Bildes angehoben, die feinen Strukturen sind dann kontrastverstärkt.

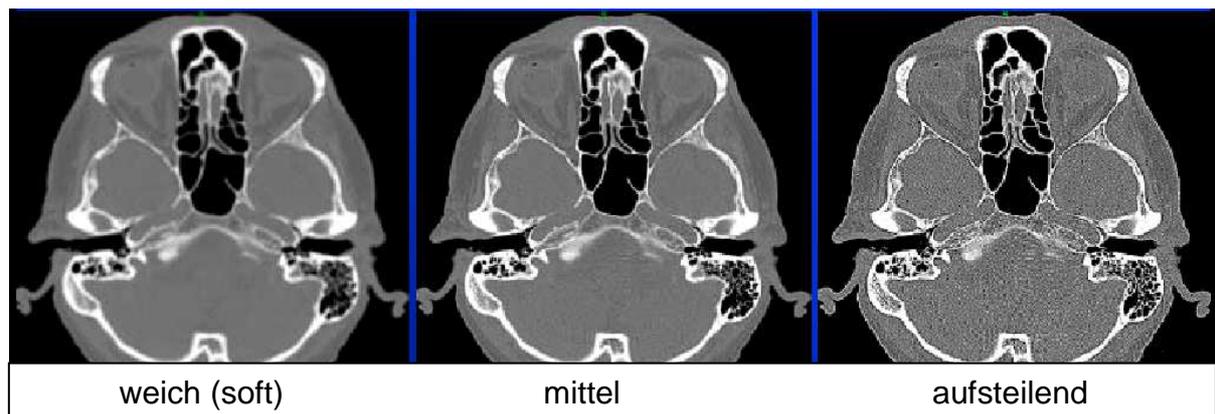
Gleichzeitig wird aber auch das Quantenrauschen genau so angehoben, so dass das Bild jetzt deutlich rauschiger wird. Umgekehrt wird bei einem weichen (Soft) Faltungskern das Bild unschärfer, aber auch rauschärmer. Dadurch können auch kleinere Schwächungsunterschiede ( $\Delta$  HU) aufgelöst werden.

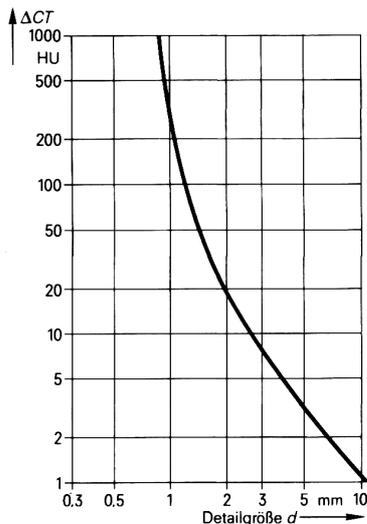


Die Wahl des Faltungskerns hängt in der Praxis von der diagnostischen Fragestellung ab.

Sollen z.B. **Knochenstrukturen** dargestellt werden, die prinzipiell höhere Schwächungen (Röntgenkontrast) erzeugen, aber gleichzeitig recht fein sind, so wird der aufsteilende Faltungskern gewählt.

Sollen sehr **schwache Kontraste**, z.B. geronnenes Blut von frischem Blut unterschieden werden, wo die Strukturen i.a. großflächiger sind, so dass es auf die Schärfe des Bildes nicht so sehr ankommt, wählt man den weichen Kern.





Diese gegenseitige Abhängigkeit von kleinstem darstellbarem Kontrastunterschieden ( $\Delta$  HU) und max. Detailauflösung kann in einem **Kontrast / Detaildiagramm** dargestellt werden, das mit Hilfe eines bestimmten Testphantoms messtechnisch erfasst wird.

**Beispiel:** bei einer (großen) Objektgröße von 10mm wird eine max. Kontrastauflösung von  $\Delta$  1 HU erreicht.

Will man eine Detailgröße von nur 1 mm darstellen, ergeben sich min. darstellbare Stufen von nur  $\Delta$  200 HU

### 1.43 Artefakte



Metalle wie Gold absorbieren Röntgenstrahlen fast vollständig und erzeugen somit "Strahlungsschatten", die zu ausgeprägten Streifenartefakten im gesamten rekonstruierten Bild führen

Es gibt verschiedene Bildstörungen aus verschiedenen Gründen bei der CT-Technik.

Einer der wichtigsten, in der Praxis besonders relevanten Gründe, ist die Artefakt-Entstehung durch Metalleile im Aufnahmeveld.

Vermieden wird das nur durch Kippen der Gantry, um keine Metalle in der Schichtebene zu haben.

### 1.43 Bildauswertung/-darstellung

Look up table LUT, sekundäre Rekonstruktionen, z.B. dreidimensionale Darstellung.

**Fenstertechnik:** In einem CT Bild sind weit mehr Schwächungswerte enthalten als auf dem Bildschirm dargestellt werden können bzw. das Auge mit gutem Kontrast aufnehmen kann.

Entsprechend der diagnostischen Fragestellung muss daher die richtige Fenstereinstellung gewählt werden. Dieses Fenster wird dann mit dem gesamten Kontrastumfang des Bildschirms wiedergegeben. Nur durch die Fenstertechnik können also die durch die CT gemessenen feinen Dichteunterschiede visuell dargestellt werden.

LUT: Der Schwächungswerte Bereich wird am Bildschirm in einer Grauwerte Verteilung dargestellt. Dabei besteht üblicherweise ein linearer Bezug zwischen Schwächungswert und Grauwert.

Durch unlineare Veränderung der LUTs können aber auch spezielle Strukturen besonders hervorgehoben werden.

**Sekundäre Bildrekonstruktionen:** Aus den gespeicherten digitalen Daten einer Scanserie (Voxelblock) lassen sich mit entsprechender Software beliebig orientierte Schnitte darstellen, sagittale, gekrümmte und auch dreidimensionale Darstellungen.

„MPR (Multi-Planare-Rekonstruktion)“

### Verfahren zur quantitativen Bildauswertung:

Hierzu rechnet man geometrische Auswertungen wie z.B. Bestimmung der absoluten Größenverhältnisse, die Abstands- und Winkelmessungen sowie quantitative Verfahren im interessierenden Bereich (ROI region of interest), z.B. Feststellung und Vergleiche von mittleren Dichten, Flächen und Volumina.

## 1.5 Verschiedene CT Aufnahmetechniken

### 1.51 Topogramm = Übersichtsaufnahme



Hierbei bleiben Strahler und Detektorsystem stehen und der Patient wird eine gewisse Strecke durch das Meßsystem bewegt. Während dieser Bewegung werden eine Reihe von Projektionsaufnahmen gemacht, diese werden kontinuierlich aneinander gereiht und ergeben dann in der Summe eine Übersichtsaufnahme. Topogramme dienen als Hilfsmittel für Lokalisationen und Schichtstellungen. (entspricht dem Slotverfahren in der konventionellen Röntgentechnik)

### 1.52 Dynamische Aufnahmetechnik

Zur Beurteilung von dynamischen Vorgängen, z.B. Funktionsstudien mit Kontrastmittel in einigen Organen. Es gibt die Dynamik CT mit schrittweisem Tischvorschub:

Diese haben sich bewährt in der Traumatologie, Pädiatrie und Geriatrie.

Dynamische CT ohne Tischvorschub:

Diese Betriebsart dient zu dynamischen Kontrastmittel Studien innerhalb einer Schichtposition. Durch beliebig viele vorher programmierbare zeitliche Scanabstände lässt sich so die Kontrastmittel Dynamik eines Organs in allen Phasen erfassen.

### 1.53 Dynamic Multiscan Betrieb

Mit einem rotierenden Röhren-Detektor-System pausenlosem Scannen lassen sich Vorgänge in einer Schicht, oder mehreren Schichten bei Multizeilendetektoren, lückenlos bis zu einer Dauer von 30s erfassen, z.B. Kontrastmittel Studien ohne EKG Triggerung.

### 1.54 Volumenscan mit Spiral CT

Diese Betriebsart ist gekennzeichnet durch eine kontinuierliche Rotation der Röhre mit Detektor, ständiger Strahlung und Datenerfassung und kontinuierlichem Tischvorschub.

Der Fächerstrahl bewegt sich dadurch relativ zum Patienten auf einer schraubenförmigen Bahn um ihn herum.

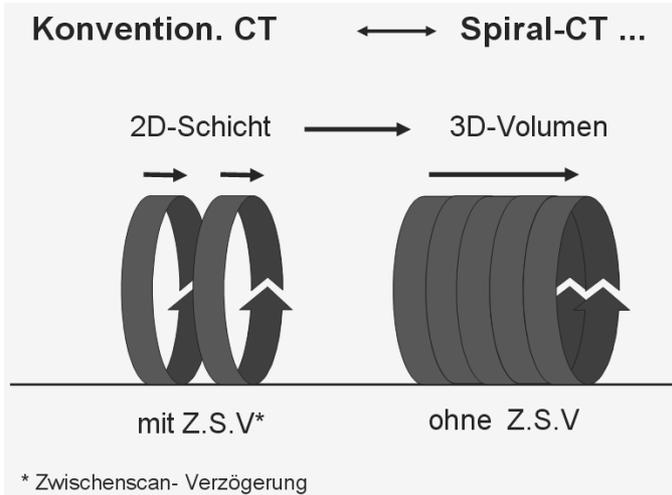
Die Einführung der **Spiral CT** war im Jahre 1991. Man kann lückenlos ganze Organe erfassen statt nur Einzelschichten. Hierdurch wurde auch die CT Angiographie möglich. Die Spiral CT wurde ständig verbessert in Hinblick auf schnellere Rotationen, leistungsfähigere Röntgenröhren und verbesserte Bildberechnungsalgorithmen z.B. um möglichst eine in allen 3 Achsen **isotrope** Auflösung zu bekommen.

**Mehrschicht CT (MSCT)** ist eine weitere Entwicklung der Spiral CT. Um **4 Schichten** gleichzeitig zu erhalten, muss eine gleichzeitige Auslesung von 4 Kanälen (Zeilen) pro Rotation erfolgen, dadurch wird die Scanzeit wesentlich reduziert. Zur Zeit ist man bereits bei 64 Schichten (Zeilen) gleichzeitig (2004)!!!

Dadurch entschärft sich auch das massive Problem mit der Leistung der Röntgenröhre und es lässt sich eine vollkommen isotrope Auflösung erreichen.

Also Vorteil der MSCT:

kürzere Untersuchungszeiten, nachträgliche Berechnung beliebiger Schichtdicken aus demselben Rohdatensatz und verbesserte 3D Nachverarbeitung mit weniger Artefakten, sowie gleiche Bildauflösung in allen 3 Achsen ( x, y u. z )



### Was ist Pitch?

- Geschwindigkeit der Spirale
- Pitch = Tischvorschub pro Rotation / Schicht Kollimation

**Beispiele:**

Tischvorschub	Schichtkollimation	Pitch
10mm	10mm	1
20mm	10mm	2

Bei Pitch gleich 1 erreicht man eine isotrope Auflösung, die Voraussetzung für die MPR:

### 1.55 Osteo CT

Bestimmung des Mineralsalzgehaltes von Lendenwirbeln.

Die Messergebnisse haben eine hohe Reproduzierbarkeit und sind wichtig für Diagnose und Kontrolle von Osteoporose.

### 1.56 Dünnschicht Technik. Hochauflösende CT

Darunter versteht man Schichten von 1-2mm, z.B. Darstellung des Innenohres oder feine Strukturen der Lunge. Bei diesen Bildrekonstruktionen werden spezielle Berechnungen vorgenommen, die eine etwas längere Rechenzeit erfordert.

Höchste Kontrastauflösung

Wenn man kleinste Kontraste erfassen will, muss man mit niedrigen KV und hohen mAs Werten arbeiten.

### 1.57 CT- Angiographie

Wegen der besonders hohen Kontrastauflösung von CT genügt zu Darstellung von Blutgefäßen eine intravenöse Injektion.

Die Darstellung erfolgt meist im 3-D Mode.

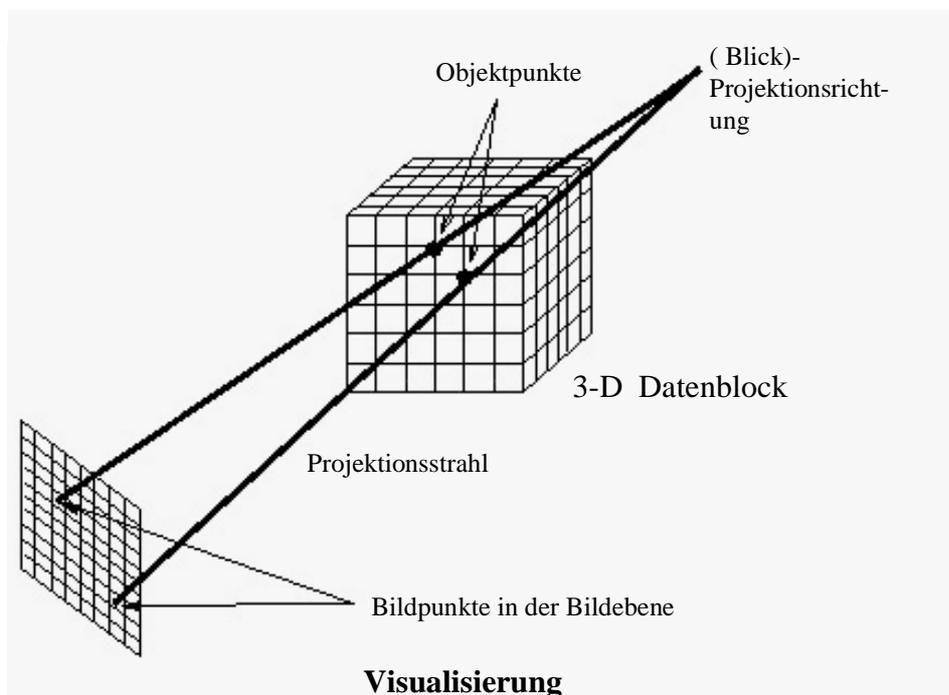
### 1.58 Card CT

Die hohen Rotationsgeschwindigkeiten einer modernen Gantry ( 0,5s/ Umdrehung) und

Mehrzeilendetektoren mit 16 und schon 64 Zeilen lassen auch die Darstellung von bewegten Objekten, wie z.B. das Herz zu. Kalziumscreening sei hier als Anwendung genannt.

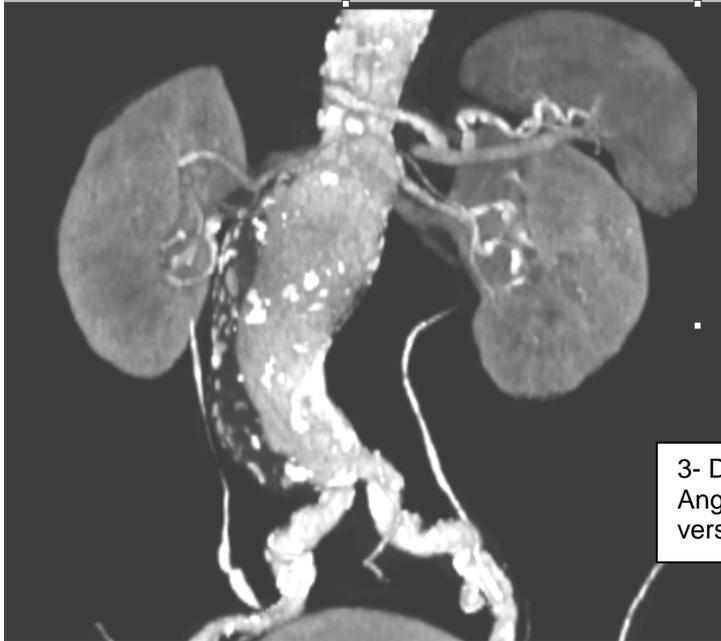
### 1.6 3-D-Darstellung

Die stetige Zunahme der Rechnerleistung erlaubt heute auch spezielle 3-dimensionale Bilddarstellungen. Dazu wird in dem 3-D-Datenblock eine beliebige Projektionsrichtung definiert, somit unter diesem ein künstlicher Blickwinkel erzeugt.



Mit sog. Render-Algorithmen werden um Elemente mit gleichen HU Oberflächen nachgebildet, diese auch mit beliebigen Schrägschnitten. Diese modellierten Oberflächen können durch künstliche Licht- und Schattenwirkungen und durch Farbe besonders gestaltet werden. Mit Hilfe der Fenstertechnik (HU) kann man jetzt in gewisse Organe hineinschauen.

Geht man z.B. örtlich entlang konstanter HU, ergibt sich beispielweise Beispiel die virtuelle Endoskopie.



Diese Visualisierungsalgorithmen sind sehr komplex. Nur ein paar Abkürzungen: VR (Volume-Rending), SSD (Surface Shading Display), MIP (Maximum Intensity Projektion) usw.

Mit diesen Techniken lassen sich die Oberflächen (Haut) eines Patienten wirklichkeitsnah darstellen, bei entsprechender Fensterung kann die Haut beseitigt werden und auf den Knochen übergegangen werden usw. usw.

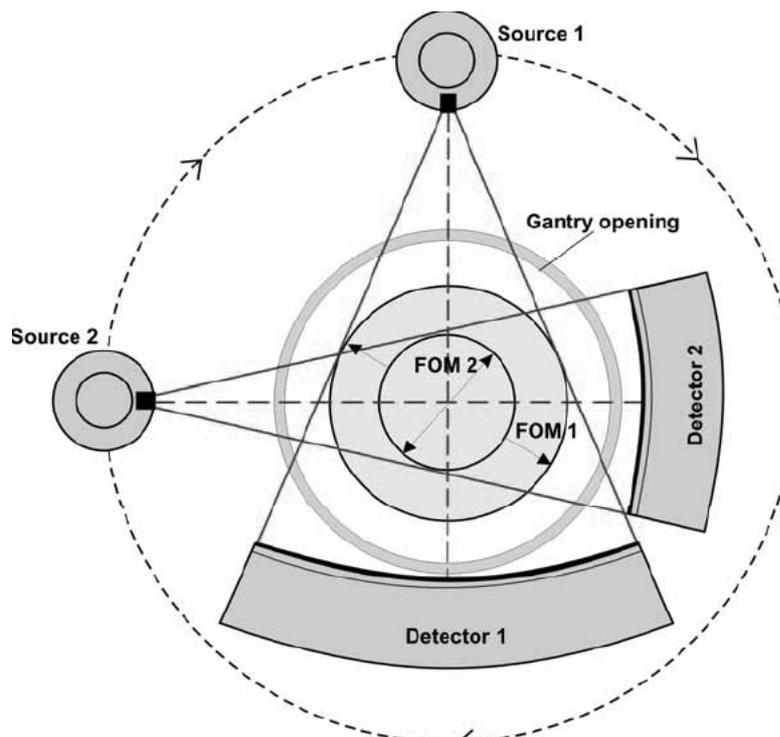
In Realtime lassen sich die Ansichten (MPR) vom Objekt bei beliebigen Schnitten frei variieren.

3- D Darstellung:  
Angiographie Nieren und  
versorgende Blutgefäße

## 1.7 Neueste Entwicklungen

Die letzte Innovation vom Herbst 2005 ist eine Gantry mit zwei Röhren/ Detektor-Systemen. (Dual- Source)

Hier wurde die Aufnahmezeit nochmals reduziert.



## 1.8 Dosismanagement

Bedingt durch die hohe Kontrastauflösung wird eine relativ hohe Dosis für die CT- Aufnahmen benötigt.

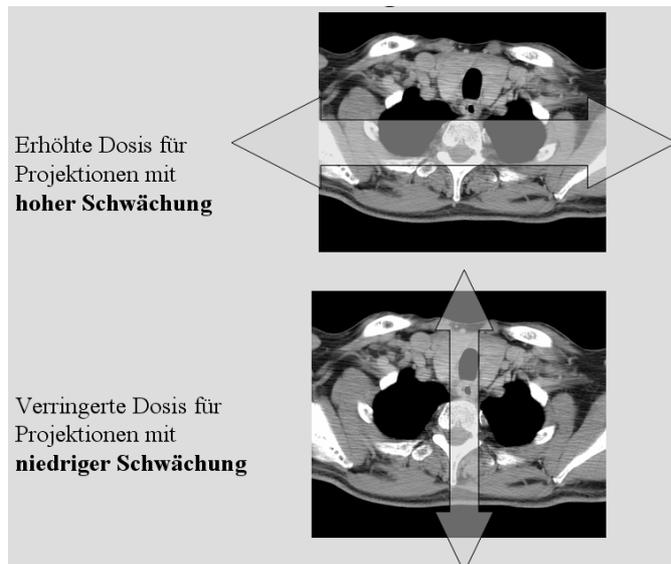
Daher war es in den letzten Jahren ein wichtiges Ziel, die applizierte Dosis zu verringern ohne die Bildqualität dabei zu verschlechtern.

Da bei allen Röntgenaufnahmen die jeweilige Dosis nach der dichtesten Objektstelle ausgewählt werden muss, war bisher während des gesamten Scans die Dosis an jeder Körperstelle entsprechend hoch.

Neuerdings wurden aber Verfahren entwickelt, bei denen die Dosis einmal abhängig vom jeweiligen **Querschnitt der Körperregion** beim Scan (ap und lat) und auch vom grundsätzlichen **Querschnitt entlang** der Körperachse moduliert wird.

Dadurch ergeben sich Einsparungen um die 50%.

Für die bei CT wichtige, exakte Berechnung des absoluten Schwächungswertes muss dabei natürlich laufend der Meßwert entsprechend der unterschiedlichen Dosis korrigiert werden



Beispiel Querschnitt der Körperregion:

Eine von der Objektdichte abhängige Dosissteuerung, da bei konstanter Dosis beim Scan dünnerer Objekte eigentlich unnötig hohe Dosis anstanden.

### Anhang

#### 1972 - 2002: Technische Entwicklung

	1972	1980	1990	1998	2002
min. scan time	300 s	5 s	1 s	0.5 s	0.42 s
data per 360 scan	58 kB	1 MB	2 MB	12 MB	50 MB
data per spiral scan	-	-	< 50 MB	< 500 MB	< 1 GB
image matrix	80 x 80	256 x 256	512 x 512	512 x 512	512 x 512
power	2 kW	10 kW	40 kW	60 kW	60 kW
collimation	13 mm	2 - 10 mm	1 - 10 mm	0.5 - 5 mm	0.75 / 1.5
spatial resolution	3 lp/cm	12 lp/cm	15 lp/cm	24 lp/cm	24 lp/cm
contrast resolution	5 mm / 5 HU / 50 mGy	3 mm / 3 HU / 30 mGy	3 mm / 3 HU / 30 mGy	3 mm / 3 HU / 30 mGy	3 mm / 3 HU / 30 mGy