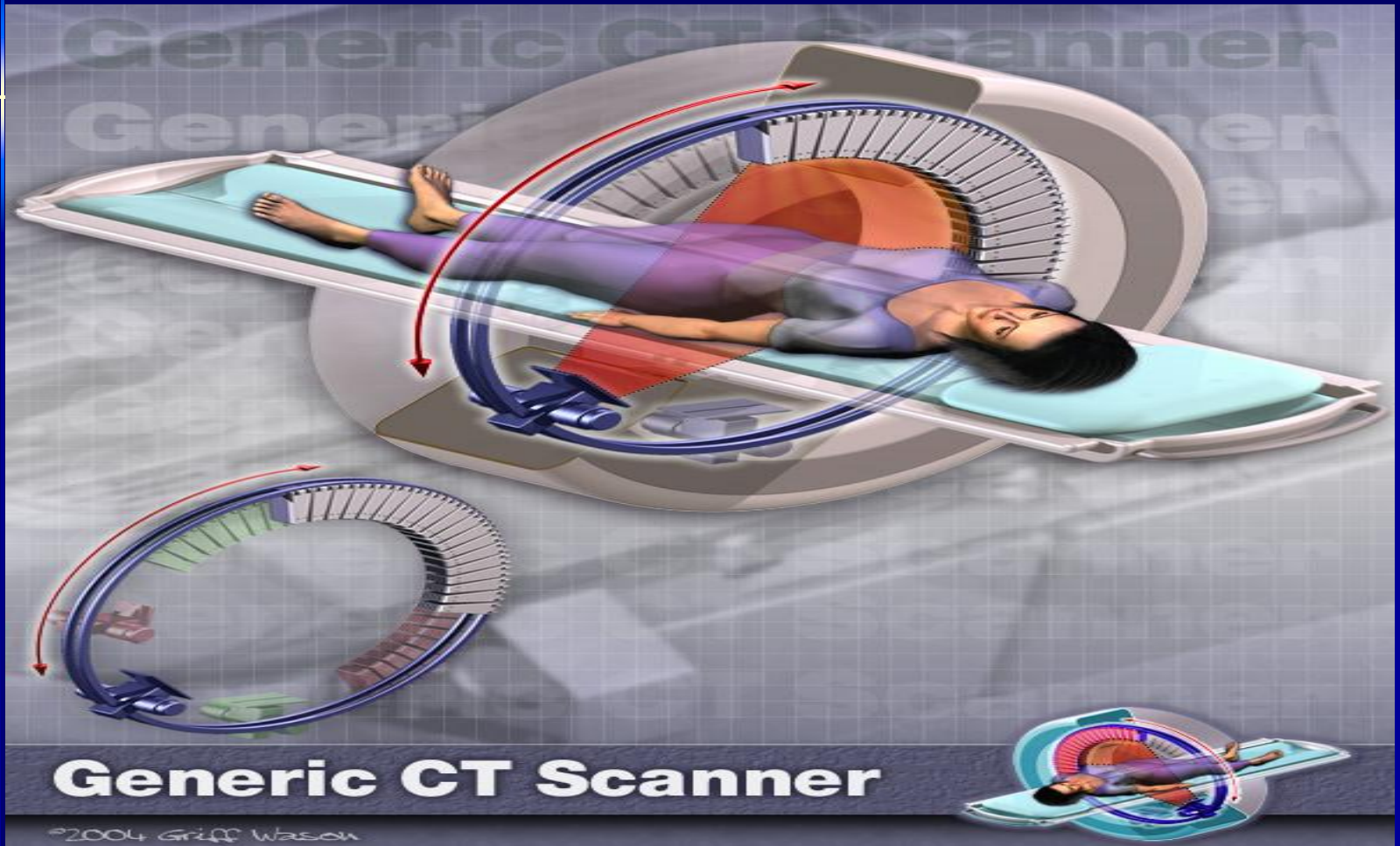




پیام اللہ الرحمن الرحیم

PHYSICAL PRINCIPLES OF COMPUTED TOMOGRAPHY



Presentation: **Mohamad Akbarnejad**
Radiobiology and Radiation Protection MSC

ضريب تضعيف:

Blood	0/208
Gray matter	0/212
White matter	0/213
Cerebrospinal	0/207
Water	0/206
Fat	0/185
Air	0/0004



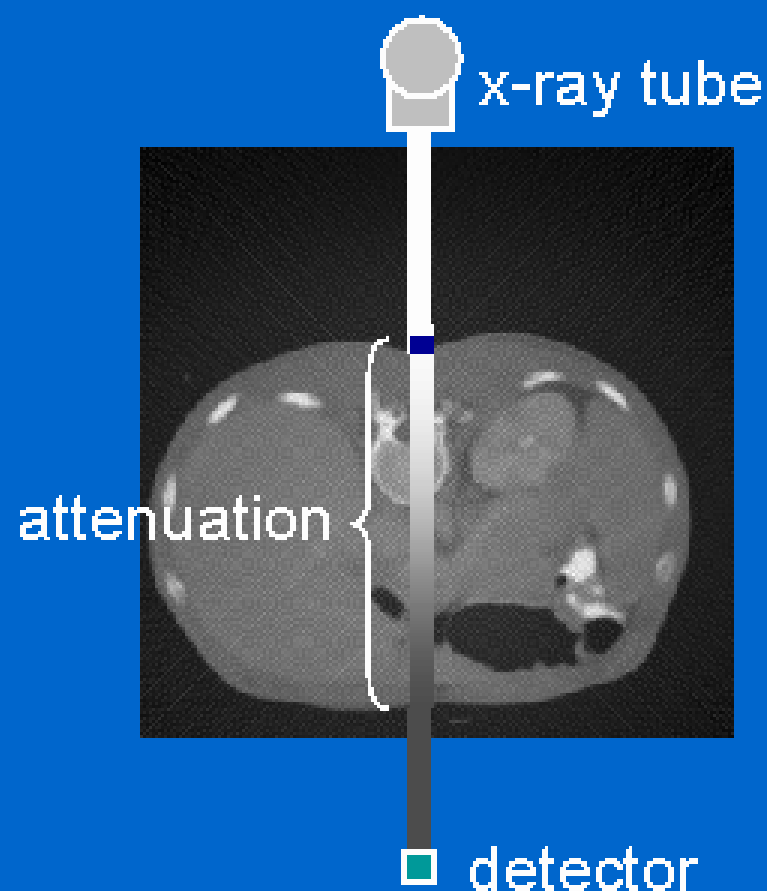
اصول فیزیکی و تکنیکی CT

■ براساس 3 اصل استوار است:

- 1- سبک خاص جمع آوری اطلاعات (Data acquisition)
- 2- سبک خاص پردازش اطلاعات (Data processing)
- 3- سبک خاص نمایش / ذخیره سازی / مستند سازی
تصاویر (Disply/storage/ducument)

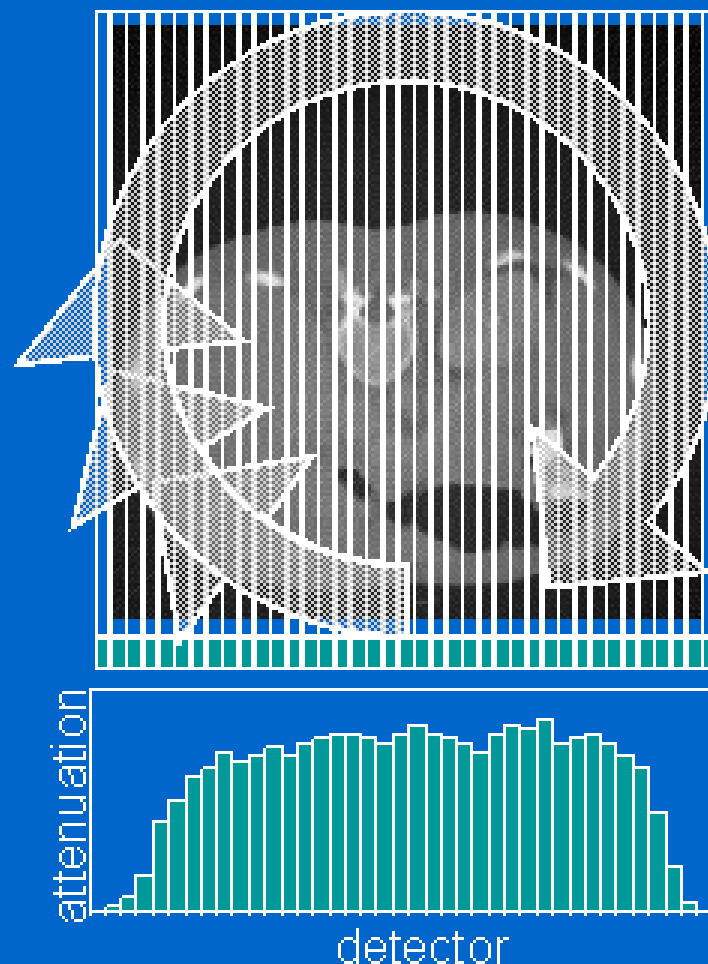
What are we measuring?

- The average linear attenuation coefficient, μ , between tube and detectors
- Attenuation coefficient reflects the degree to which the x-ray intensity is reduced by a material

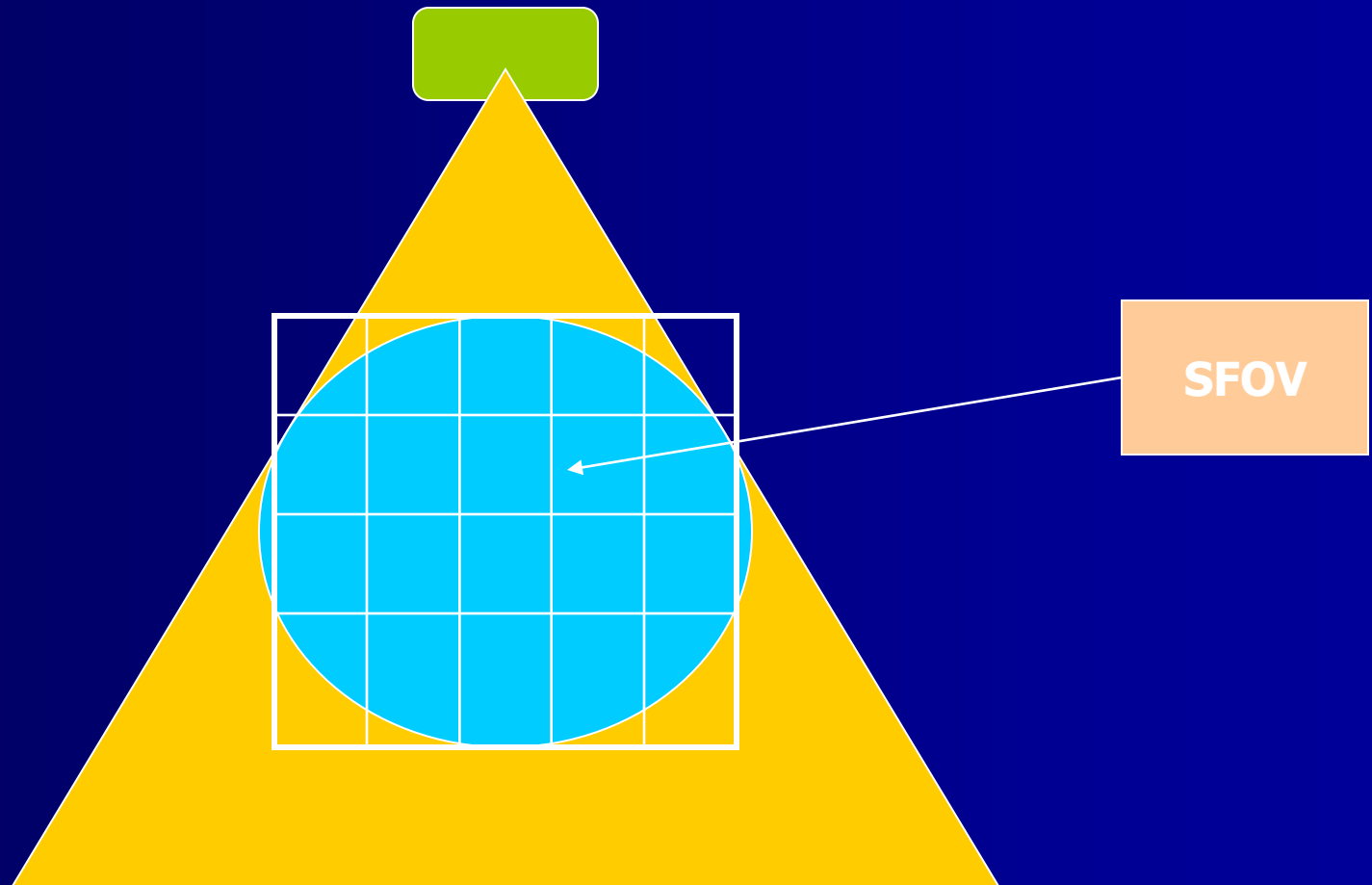


Projections

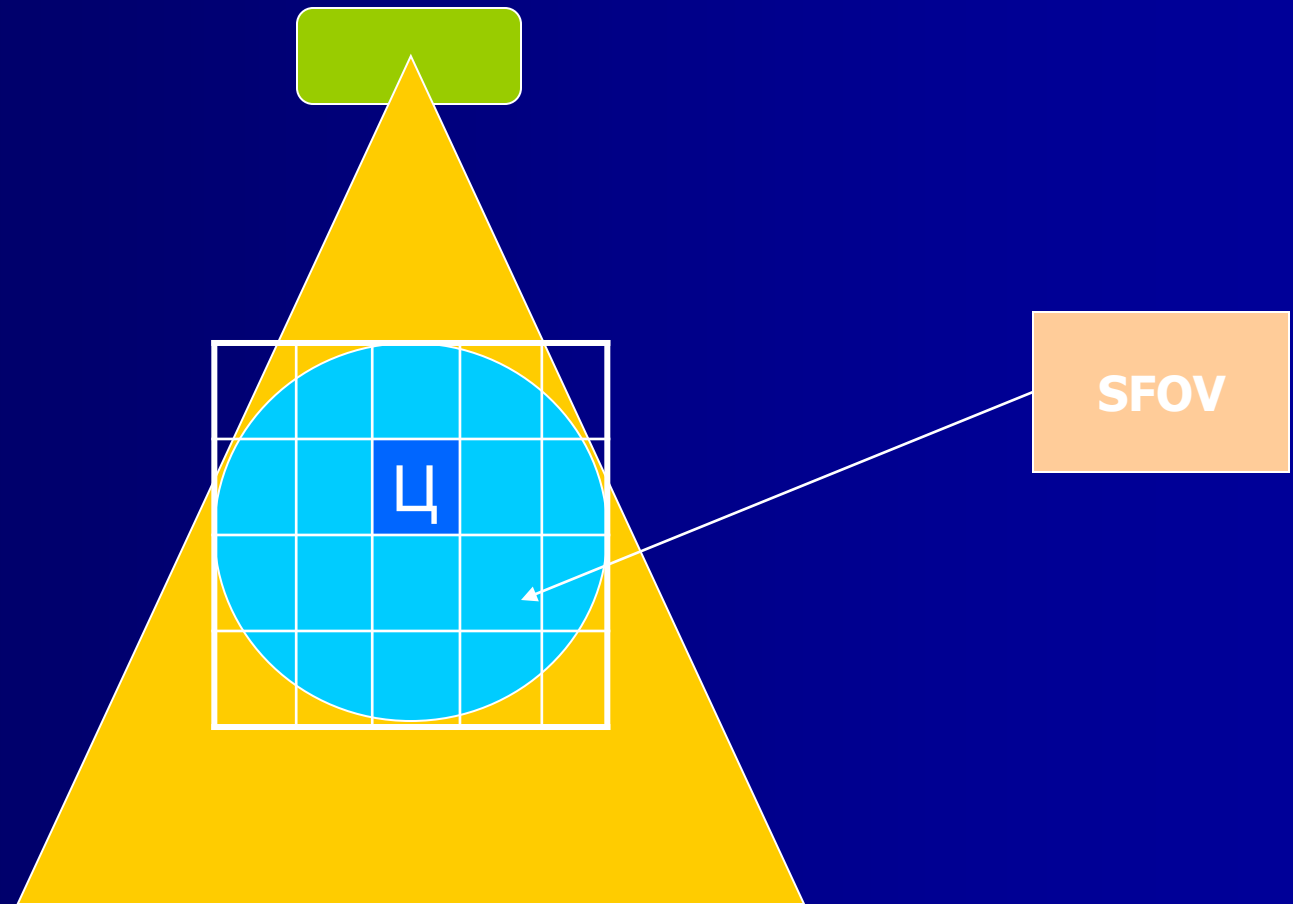
- 2D views - 'projections' at angles all the way round the patient
 - sample μ at each detector to generate a projection
 - rotate tube and detectors a small amount and repeat the measurements



SCAN FOV-RESOLUTION



SCAN FOV-RESOLUTION



LINEAR ATTENUATION COEFFICIENT (cm^{-1})

BONE	0.528
BLOOD	0.208
G. MATTER	0.212
W. MATTER	0.213
CSF	0.207
WATER	0.206
FAT	0.185
AIR	0.0004

RECONSTRUCTION

		Ц		

RECONSTRUCTION



		CT #		

CT NUMBER

μ to CT number

- Originally measured was the distribution of μ
- μ values are scaled to that of water to give the CT number
- CT number =
$$\frac{\mu_{\text{tissue}} - \mu_{\text{water}}}{\mu_{\text{water}}} \times 1000$$
- Water = 0
Air = -1000
Bone = ~ 1000

CT Number

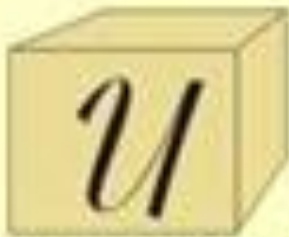
- Pixel bit-depth of $2^{12} = 4096$ values
- Contrast scale

$$\text{HU} = \text{Constant} (\mu_m - \mu_{\text{water}}) / \mu_{\text{water}}$$

- CT number for water = 0 at all energies
- CT number range –1024 to +3072
- CT number affected by kVp
 - Reduce kVp, increase contrast

CT NUMBER

TISSUE VOXEL



ATTENUATION COEFFICIENT

DENSITY **Z**

Arrows point from 'DENSITY' and 'Z' to 'ATTENUATION COEFFICIENT'.

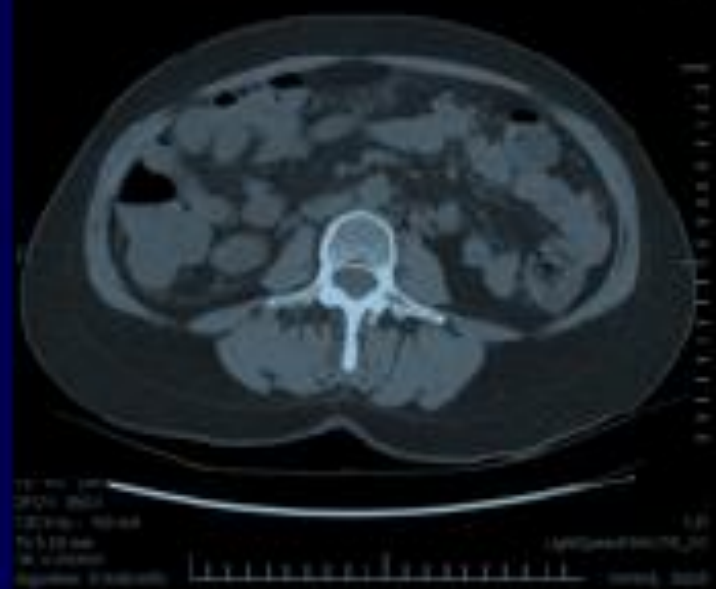
$$\frac{\mu_{\text{Tissue}} - \mu_{\text{H}_2\text{O}}}{\mu_{\text{H}_2\text{O}}} \times 1000 =$$

IMAGE PIXEL

CT NUMBER

Typical CT Numbers

- Air -1024
- Lung ~ -700
- Fat ~ -120 to ~ -80
- Water 0 ± 5
- Brain ~ 40
- Soft Tissue ~ 40 to ~ 100
- Bone 200 to > 600
- Metal > 1000



Computed Gray Scale and CT Numbers

TISSUE TYPE AND CT NUMBERS		
TISSUE TYPES	CT NUMBERS	APPEARANCE
Cortical bone	+1000	White
Muscle	+50	Gray
White matter	+45	Light gray
Gray matter	+40	Gray
Blood*	+20	Gray
CSF	+15	Gray
Water	0 (Baseline)	
Fat	-100	Dark gray to black
Lung	-200	Dark gray to black
Air	-1000	Black

*White if iodinated contrast media is present.

Relative attenuation (shades of gray) is based on CT numbers (Hounsfield units).

تعاریف:

Window width: معرف محدوده ای از اعداد سی تی که برای نمایش مقیاس خاکستری انتخاب شده است

Window level (center): مرکز اعمال Window width می باشد

Gray scale: مجموعه ای از تن های سیاه و خاکستری و سیاه که سیستم برای نمایش تصویر در اختیار دارد

هنگامی که سیستمی دارای 30 gray scale میباشد یعنی سیستم نمایش این دستگاه دارای 30 تن سیاه و خاکستری و سیاه می باشد و برای نمایش تصویر از آنها استفاده میکند

اگر W.W را کاهش دهیم باعث افزایش کنتراست میگردد ولی کاهش خیلی زیاد باعث کاهش کیفیت تصویر میگردد

W.W مشخص میکند که چه تعداد CT number از مجموعه اعداد سی تی نمایش داده شود و W.L عدد سی تی میانی را مشخص میکند که با رنگ خاکستری نمایش داده میشود

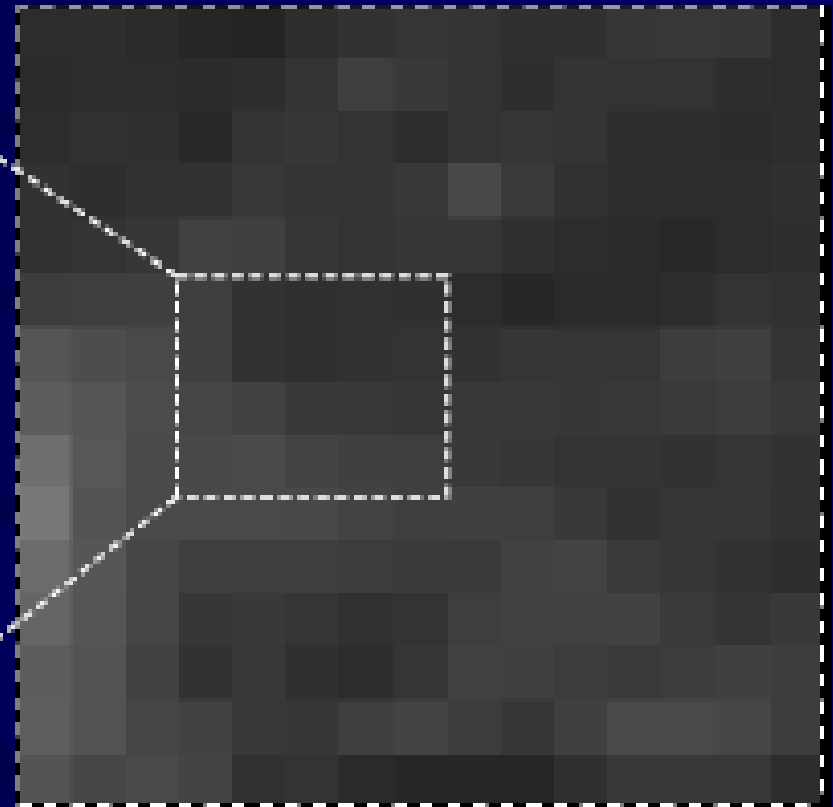
CT # vs BRIGHTNESS LEVEL



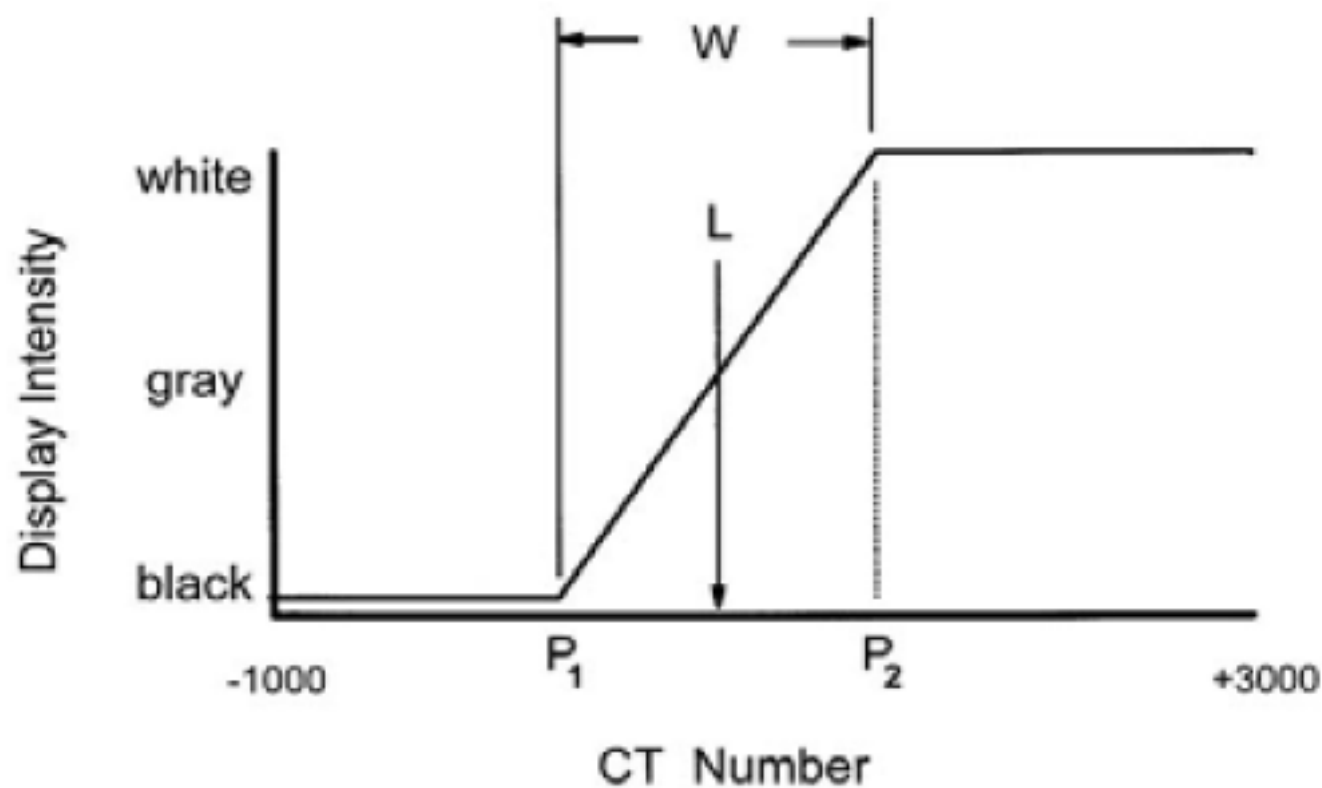
Pixels and Image Matrices

222	220	200	146	103
200	158	127	96	73
207	131	103	82	86
202	126	112	124	133

Pixel Values (HU)



Select CT#'s with WW WL



WINDOWING

CT NUMBERS

IMAGE
GRAY SCALE

3095

BONE

SOFT
TISSUE

WATER 0

FAT

AIR -1000

WIDTH

LEVEL

MATERIALS

LEVEL

WIDTH

Sprawls

CT #

1000



❖ سبک خاص جمع آوری اطلاعات (Data acquisition)

❖ سبک خاص پردازش اطلاعات (Data processing)

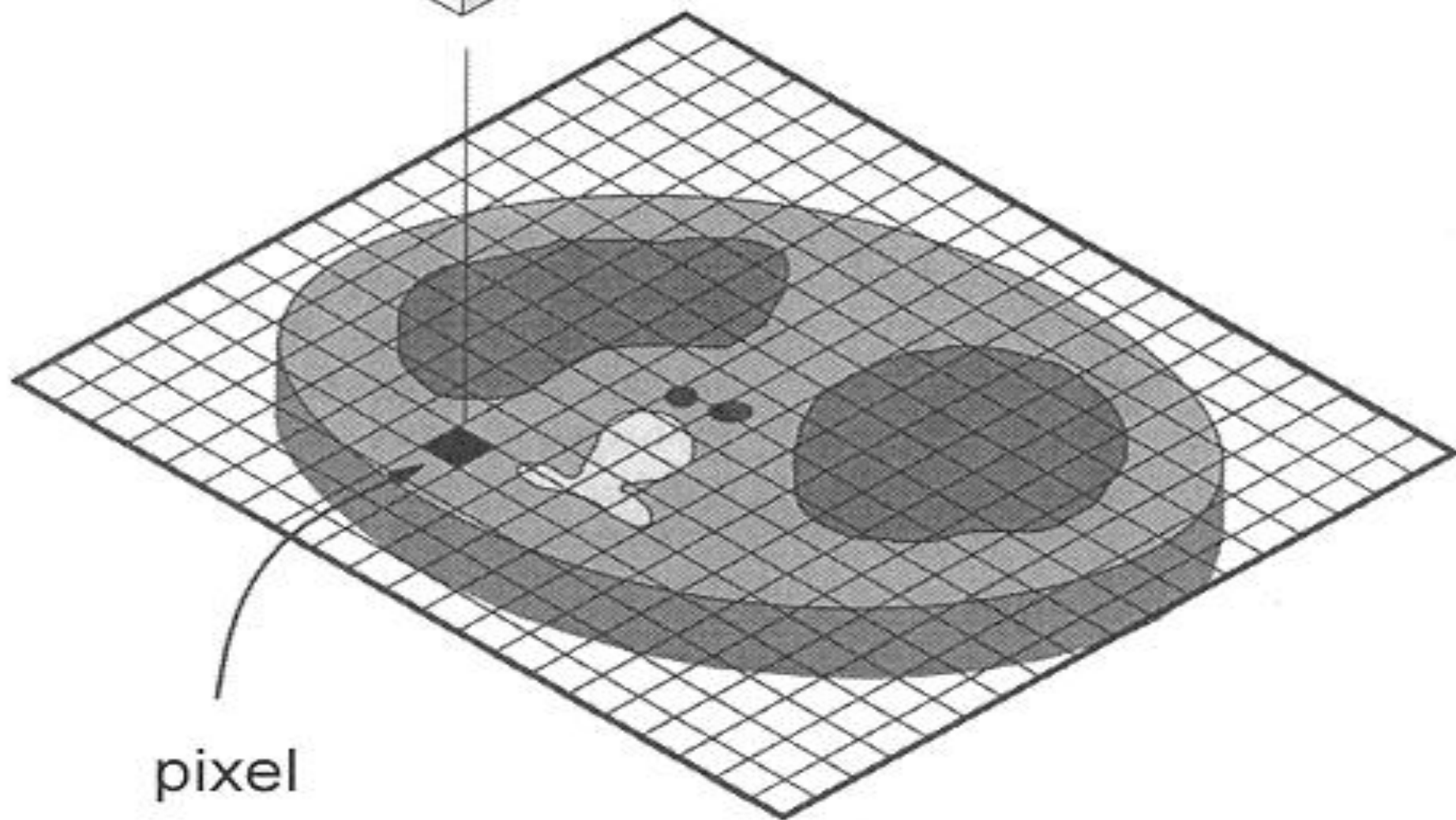
❖ سبک خاص نمایش/ذخیره سازی / مستند سازی

تصاویر (Disply/storage/ducument)

voxel

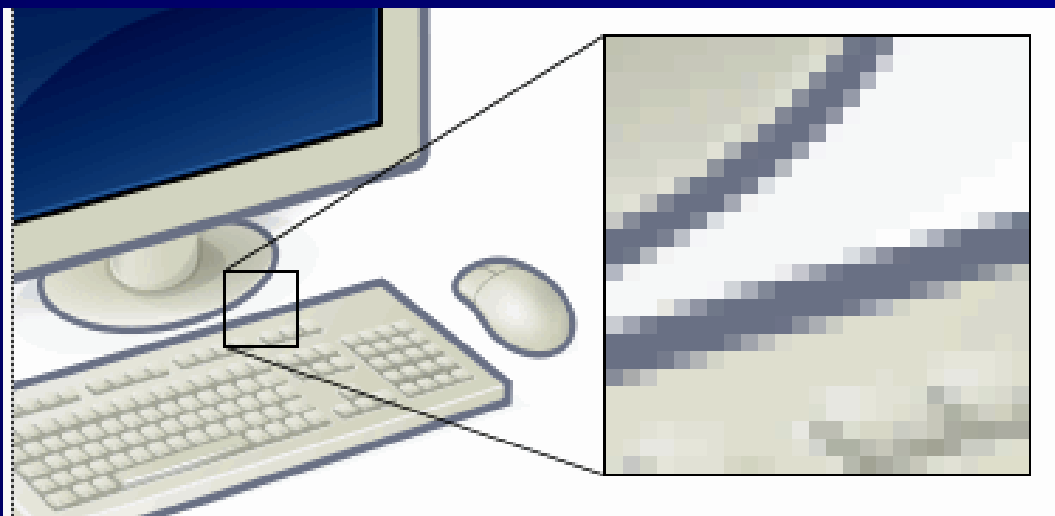


pixel



پیکسل (Pixel):

در تصاویر دیجیتالی پیکسل (Pixel) کوچکترین جزء ساختاری (element) یک تصویر را گویند. پیکسل را بعضاً در مباحث مربوط به گرافیک و تصویر، نقطه نامیده و آن را کوچکترین نقطه تشکیل دهنده تصویر نیز می خوانند.



نمونه فوق، تصویری را نمایش میدهد (سمت چپ) که بخشی از آن به میزان قابل توجهی بزرگ گردیده (سمت راست)، در این بخش پیکسل های تشکیل دهنده تصویر به شکل مکعب های کوچکی قابل مشاهده میباشند

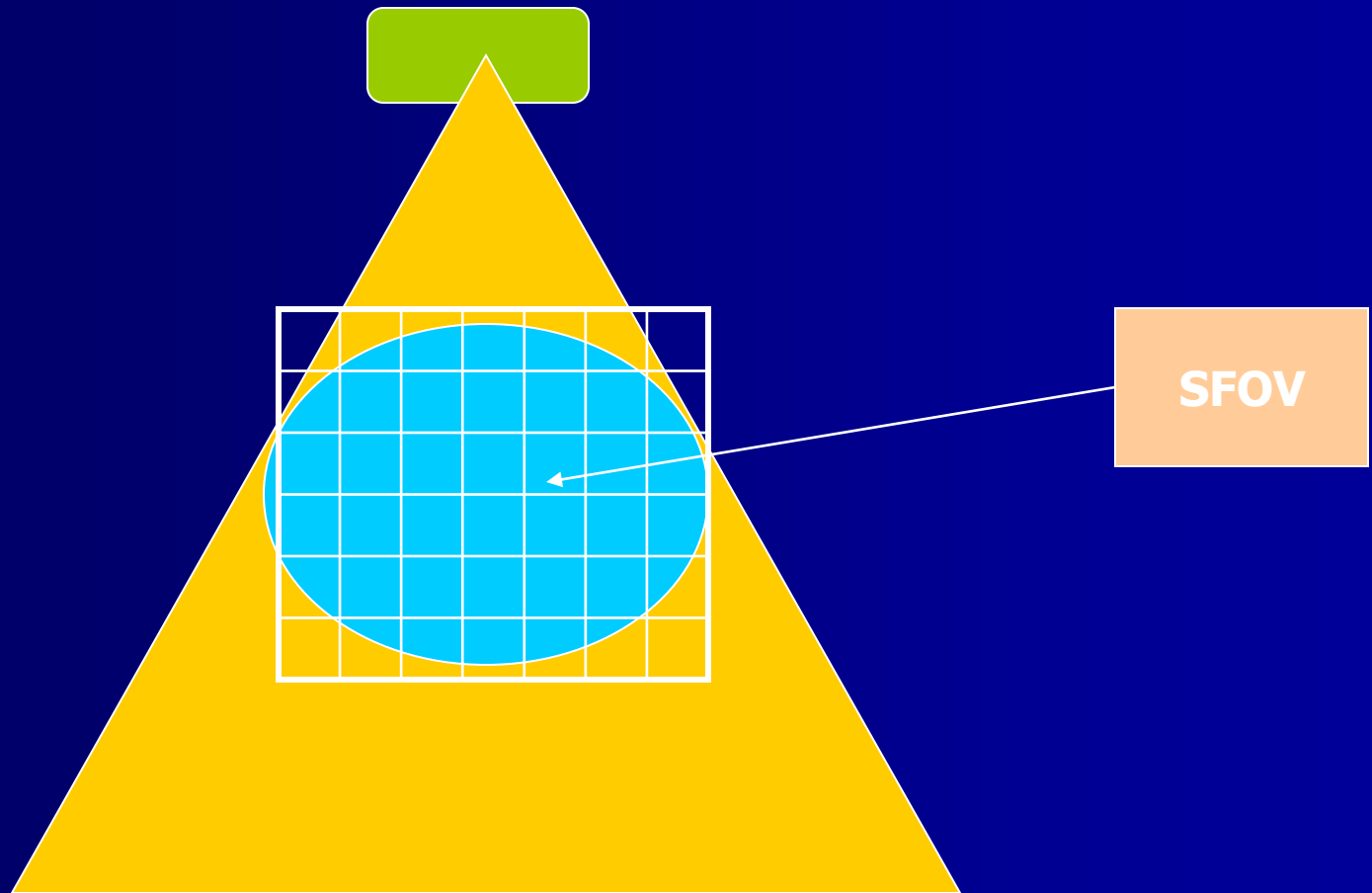
وکسل (voxel):

واکسل یا وکسل (Voxel) کوچکترین جز ساختاری (element) یک تصویر ۳ بعدی را گویند از این لحاظ، وکسل مشابه ۳ بعدی یک پیکسل است.

FOV:

■ وسعت ناحیه آناتومیکی که به تصویر کشیده میشود

SCAN FOV-RESOLUTION



PIXEL SIZE

$$\text{PIXEL SIZE} = \text{FOV (mm)} / \text{MATRIX SIZE}$$

PIXEL SIZE DEPENDS ON:

MATRIX SIZE

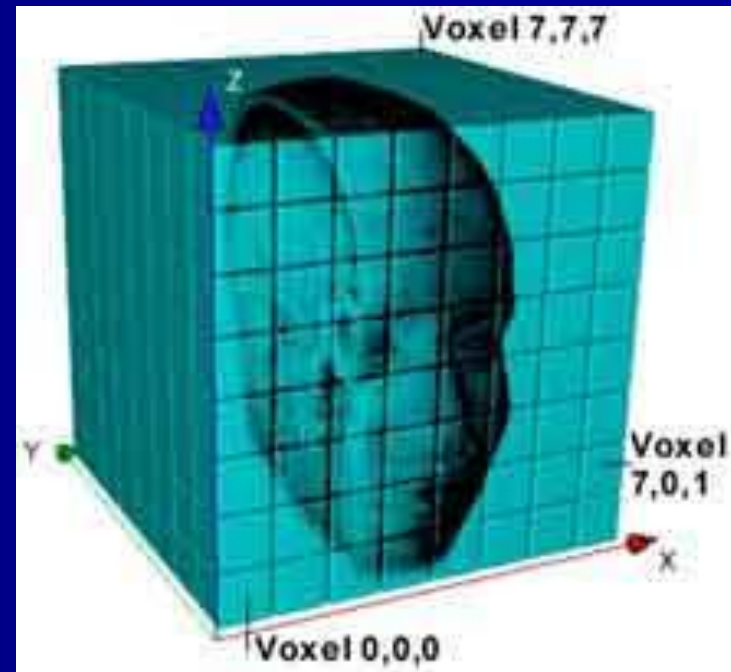
FOV

VOXEL SIZE DEPENDS

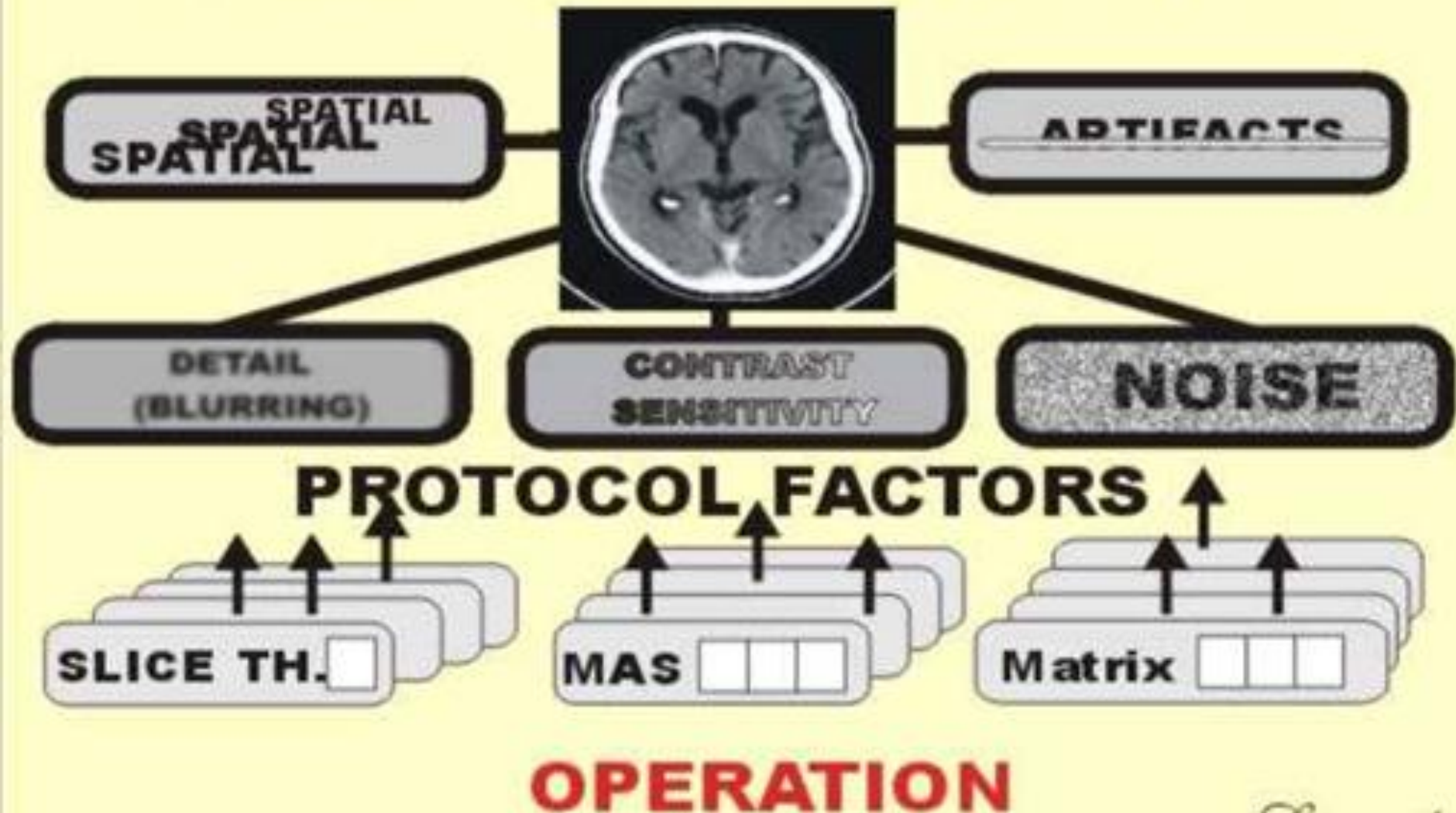
FOV

MATRIX SIZE

SLICE THICKNESS



COMPUTED TOMOGRAPHY QUALITY CHARACTERISTICS



Sprawls

CONTRAST

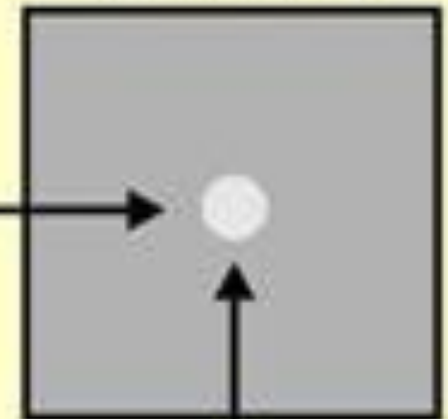
Physical
Contrast



Contrast
Sensitivity

IMAGING
PROCESS

Image
Contrast

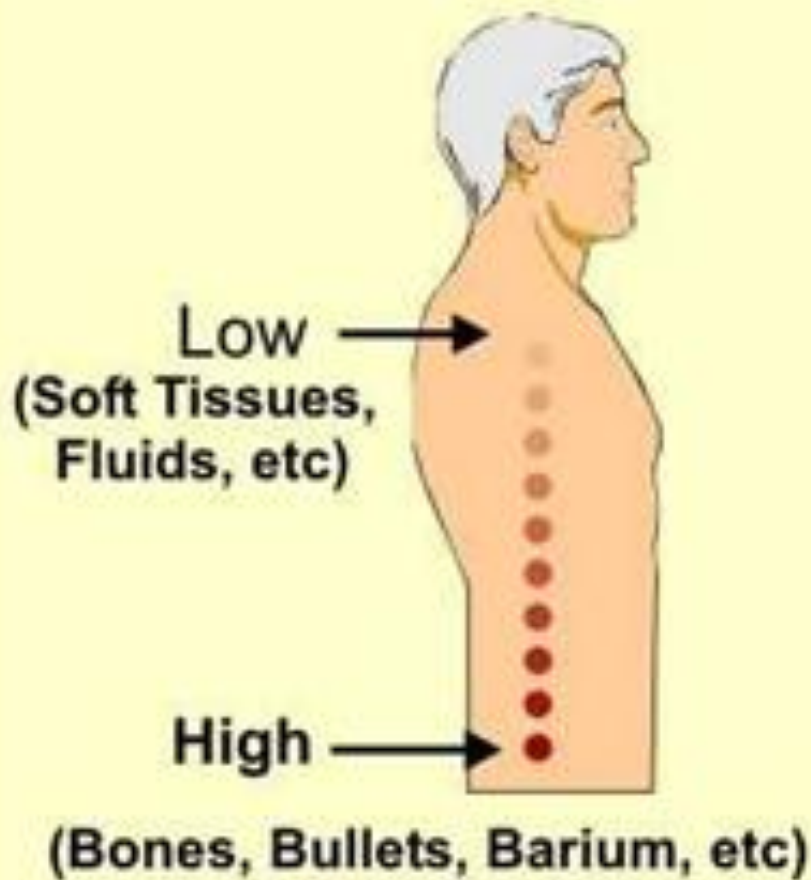


Different
Brightness

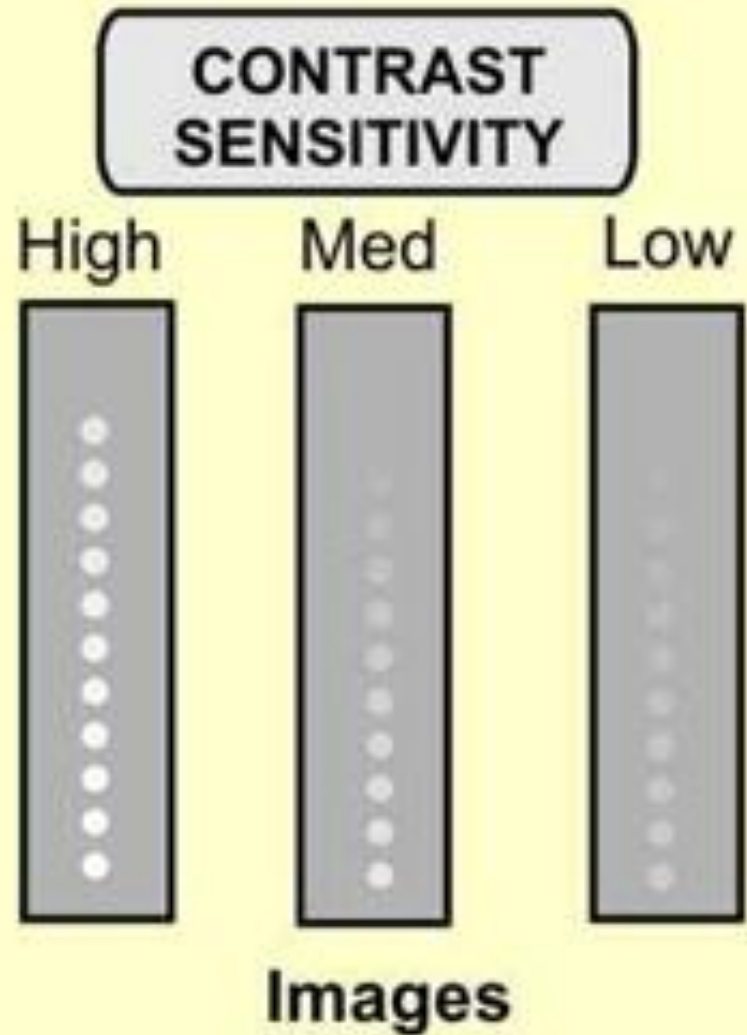
Different
Physical Density

Objects in the Body

Physical Contrast



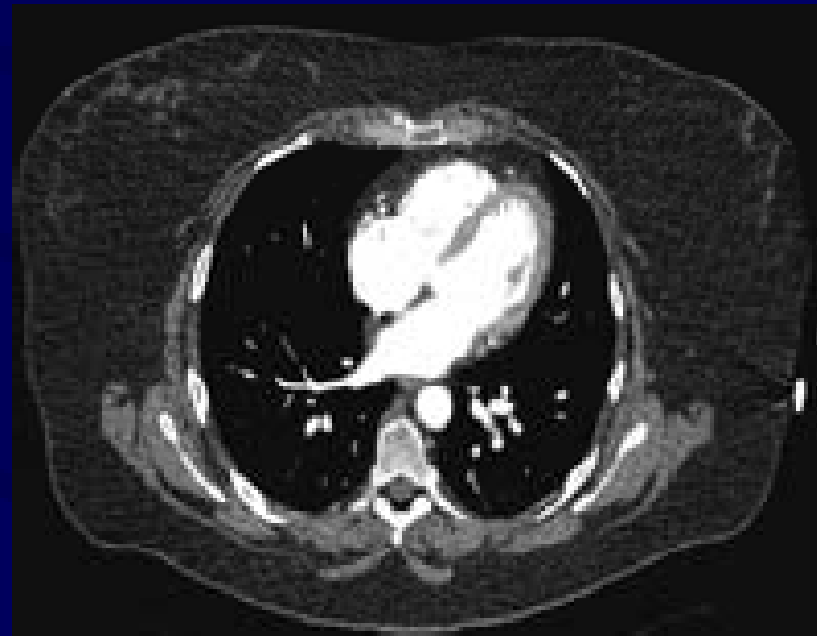
Imaging Procedure



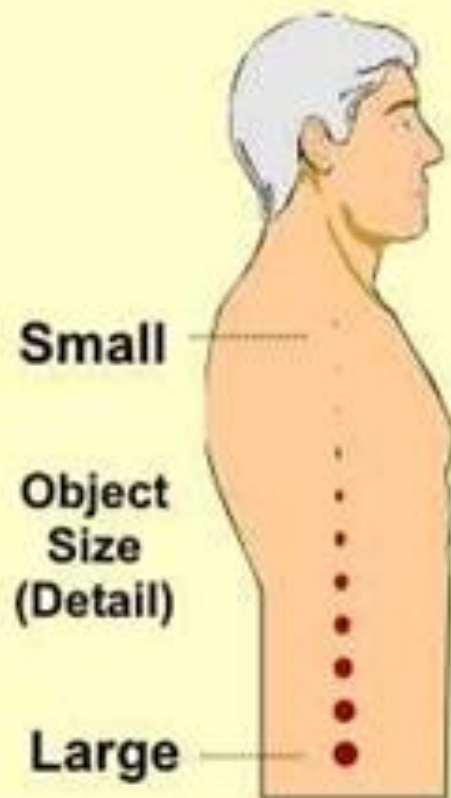
Contrast Resolution

Ability to see a small object not easily distinguished from background (NOISE)

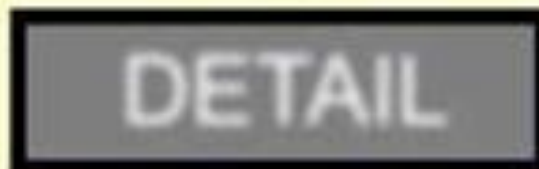
- Effective mAs
 $\text{mA} * \text{time} / \text{pitch}$
- Image thickness
- Patient size
- Reconstruction filter
- Viewing conditions



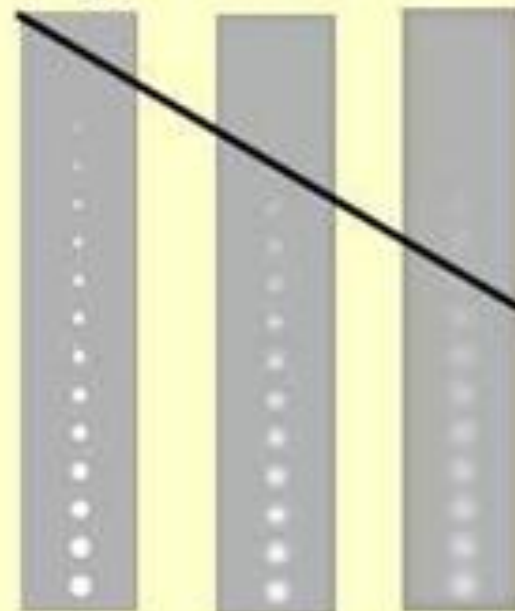
Anatomical Detail



Image



High Med Low

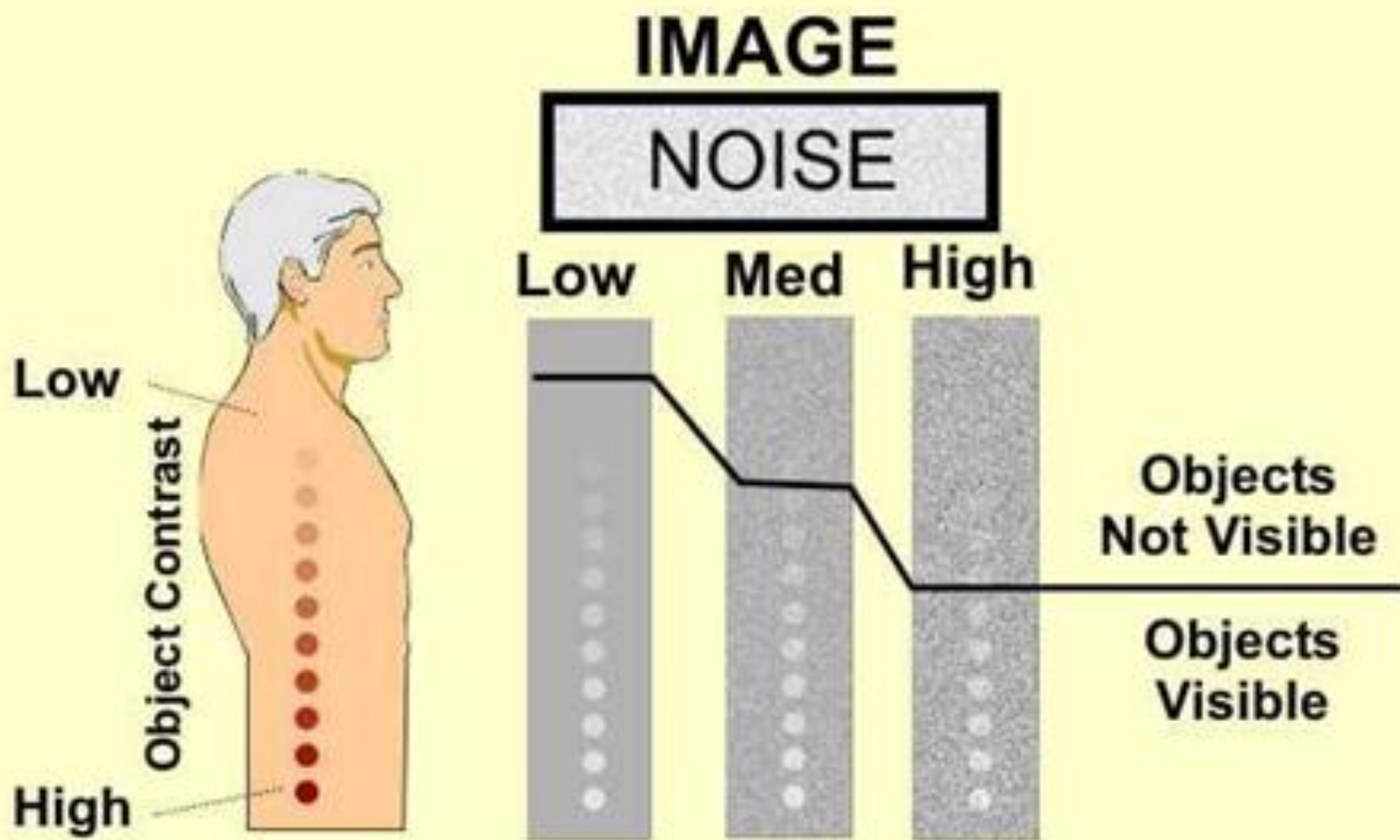


Objects
Not Visible

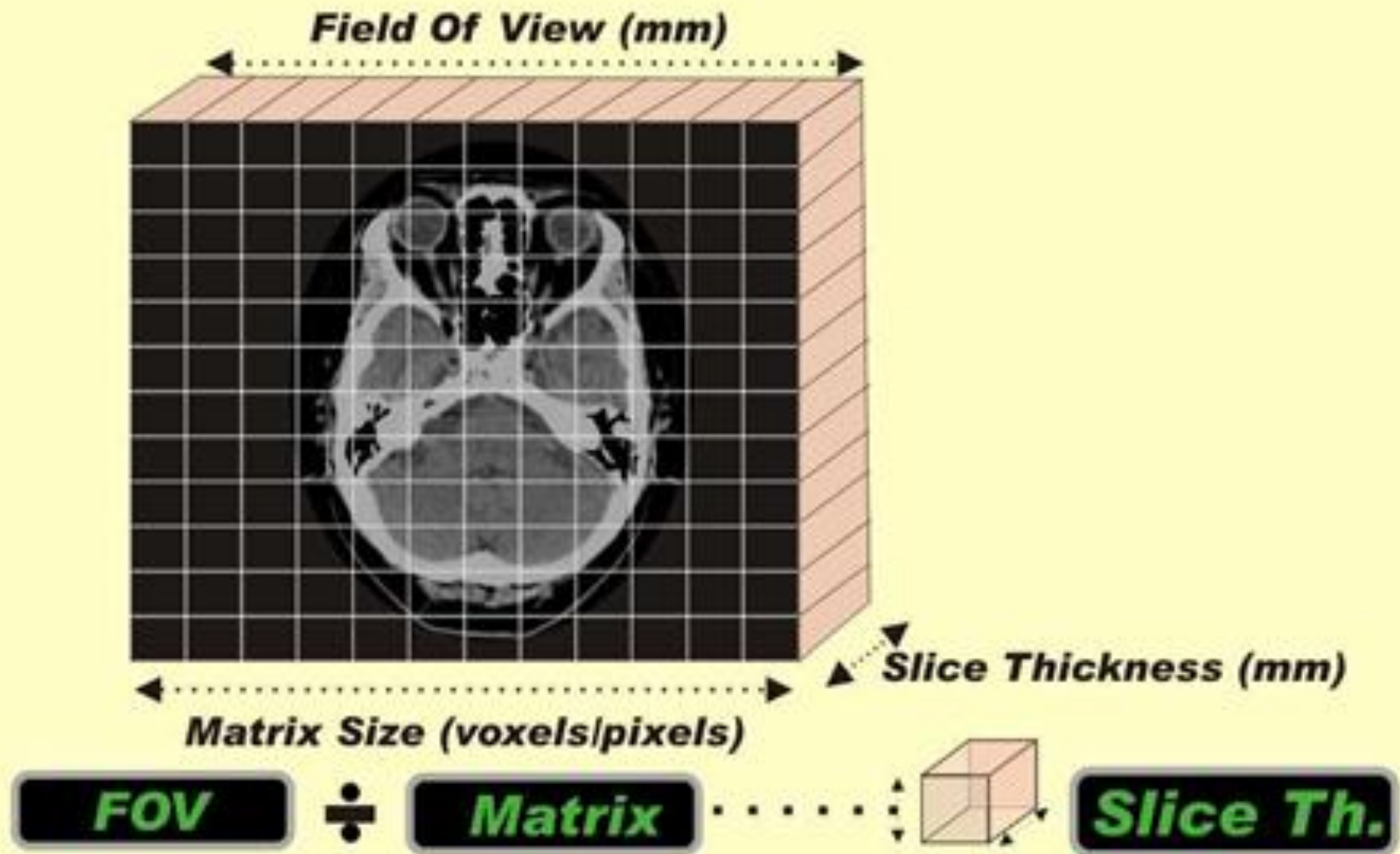
Objects
Visible

Low Med High

BLURRING



CT Slice Divided into Matrix of Voxels



Voxel Size Controlled By

Sprawls

Spatial Resolution

Ability to detect a small object easily distinguished from background

- Display Field of View (DFOV) size
- Reconstruction filter (algorithm, kernel)
- X-ray tube focal spot size
- Image thickness (blurs edges of objects)
- Pitch (blurs edges of objects)
- Patient motion
- Image zoom

$$\text{Voxel size} = \text{DFOV}/512$$

COMPUTED TOMOGRAPHY

ARTIFACTS

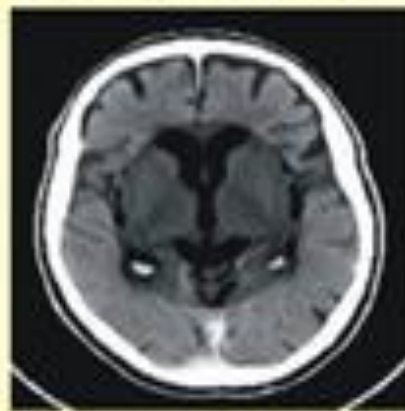
METAL



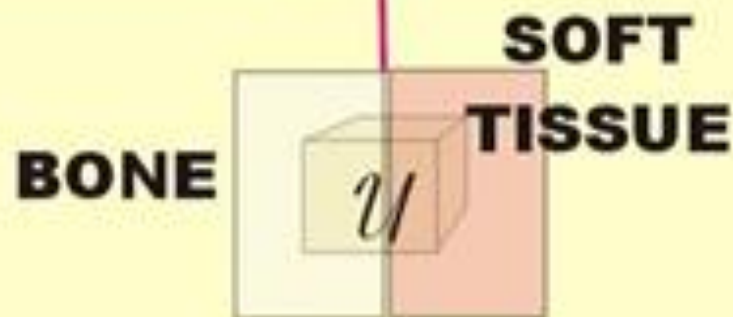
MOTION



**BEAM
HARDING**



**PARTIAL
VOLUME**



سخت شدن اشعه (Beam hardening)

- این آرتیفکت در نتیجه افزایش میانگین انرژی دسته اشعه در حین عبور از بافتها بوجود می آید. همانند سایر دستگاههایی که از اشعه برای تولید تصویر استفاده می کنند در دستگاه های CT نیز دسته اشعه مورد استفاده تک انرژی نیست و شامل طیفی از انرژی ها است.

مثلاً وقتی در CT از انرژی 120 KVP استفاده می کنیم دسته اشعه حاوی انرژی های 25-120 keV است.

این آرتیفکت در زمانی که اشعه x مسیرهای متفاوتی را طی می کند نیز بوجود می آید، مثلاً زمانی که ناحیه ناحیه بررسی کروی شکل باشد اشعه های مرکزی بیشتر از پرتوهای کناری تضعیف می شوند.

این آرتیفکت به صورت نوارهای تیره یا خطهای در تصاویر مشاهده می شود.

برای کاهش یا حذف این آرتیفکت می توان از فیلترهای اشعه 1 (bowtie filter) که یکنواختی دسته اشعه را افزایش می دهند استفاده کرد و یا از تکنیک های با kVp بالا استفاده کرد. امروزه نرم افزارهایی عرضه شده اند که می توانند اثرات این آرتیفکت را در تصاویر کاهش دهند

آرتیفکت های ناشی از حرکت بیمار (patient motion Artifact)

این آرتیفکت در نتیجه حرکت بیمار در حین تصویربرداری به وجود می آید. این آرتیفکت به صورت خط ها یا رگهای مستقیم در تصویر مشاهده می شوند اگر حرکات بیمار ارادی باشد می توان با توجیه بیمار و گوشزد کردن اهمیت بی حرکت ماندن در حین تصویربرداری همکاری بیمار را جلب کرد

در مورد بیمارانی که قادر به همکاری نیستند و یا حرکات غیر ارادی مثل ضربان قلب باید از زمانهای اسکن کوتاه یا Gated CT2 استفاده کرد و یا با استفاده از وسایل ثابت کننده وضعیت بیمارانی را که قادر به همکاری نیستند را تثبیت کرد.

اگر حرکت زیاد باشد نمی توان با استفاده از نرم افزارهای کامپیوتری این خطاها را تصحیح کرد. چون با جابه جایی voxel ها در حین تصویربرداری اعداد CT بشدت دچار بهم ریختگی می شوند و باید آزمون تکرار شود ولی در مواردی که حرکت محدود است می توان با استفاده از نرم افزارهای کامپیوتری این خطاها را تصحیح کرد. به عنوان مثال شرکت shimatzu از نرم افزار MAC3 برای کاهش آرتیفکت ناشی از حرکت استفاده می کند

آرتیفکت ناشی از فلزات (Metal Artifact)

این آرتیفکت در اثر وجود مواد فلزی به همراه بیمار یا درون بدن بیمار بوجود می آید وجود موادی مثل پروتزهای فلزی، مواد پرکننده دندان، گیره های جراحی و ضربان ساز قلب داخل بدن بیمار باعث به وجود آمدن این آرتیفکت میشود. این نوع آرتیفکت به صورت خطهای سفید که گاهی به شکل ستاره ای در اطراف جسم فلزی دیده میشود.

دلیل بوجود آمدن این نوع آرتیفکت این است که جسم فلزی جلوی رسیدن اشعه به دکتور را می گیرد و چون بالاترین تضعیف در بدن مربوط به استخوان است به تمام voxel های موجود در مسیر این پرتو عدد CT 1000 که مربوط به استخوان است اختصاص می یابد و با چرخش تیوب در مجموع این خطوط به شکل ستاره ای دیده می شود برای برطرف کردن این نوع آرتیفکت باید مواد فلزی را که خارج از بدن بیمار قرار دارند را برداشت . همچنین میتوان با استفاده از نرم افزارهای کامپیوتری و بازسازی مجدد تصویر این آرتیفکت را حذف کرد.

اثر میانگین گیری از بافتهای موجود در voxel (Partial volume Artifact)

این آرتیفکت زمانی به وجود می آید که voxel شامل چند بافت با اعداد CT متفاوت باشد در این حالت عدد بدست آمده نتیجه میانگین گیری از اعداد CT بافتهای موجود در voxel است. به عنوان مثال اگر یک voxel شامل خون (عدد) $CT = 40$ ، قسمت خاکستری نخاع (عدد) $CT = 43$ و قسمت سفید نخاع (عدد) $CT = 46$ باشد، عدد CT اختصاص یافته به این voxel 43 است در مشاهده تصویر این طور به نظر می رسد که voxel فقط شامل قسمت خاکستری نخاع است در مواردی که اختلاف عدد CT بافتهای موجود در voxel زیاد است عدد اختصاصی یافته به voxel مربوط به بافت متراکم است یکی از متداولترین جاهایی که این نوع آرتیفکت روی می دهد حفره خلفی جمجمه است و در ناحیه برجستگی داخلی استخوان پس سری و هرمهای پتروس مشاهده می شود

بهترین راه برای برطرف کردن این نوع آرتیفکت استفاده از مقاطع نازکتر است. برای کاهش اثر میانگین گیری می توان از روش VAR4 استفاده کرد همانطور که در این تصویر مشاهده می کنید یک مقطع 8 mm که شامل استخوان و بافت نرم است به چهار مقطع با ضخامت 2 mm تقسیم می شود.

آرتیفکت حلقه ای (Ring Artifact)

این آرتیفکت مختص دستگاههای CT نسل سوم است و زمانی بوجود می آید که دکتورها کالیبره نباشند، در ساخت مشکل داشته باشد و یا بهره تبدیل آنها متفاوت باشد. با چرخش دکتورها به همراه تیوب و جابجایی دتکتور معیوب یک حلقه در تصویر مشاهده می شود

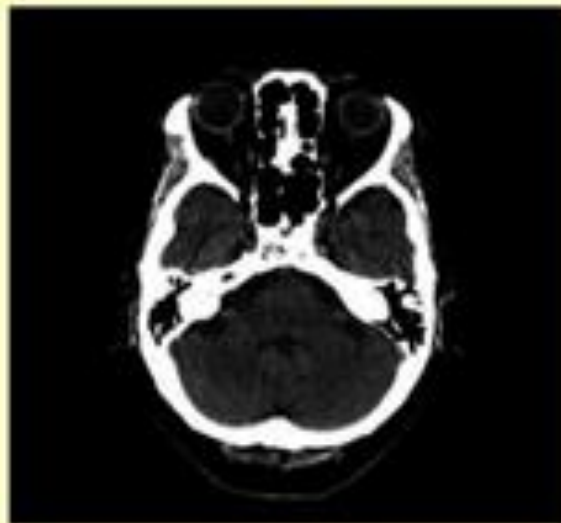
برای برطرف کردن این آرتیفکت دکتورها باید کالیبره شوند و در صورت معیوب بودن باید تعویض شوند. همچنین می توان از الگوریتمهای خاص بازسازی تصویر که به این منظور تهیه شده اند برای کاهش اثر این نوع آرتیفکت استفاده کرد

6- آرتیفکت ناشی از قرار داشتن قسمتی از ناحیه مورد تصویربرداری در خارج از میدان تابش (FOV) این آرتیفکت زمانی رخ می دهد که ناحیه مورد تصویربرداری بزرگتر از FOV چهل سانتی متر و قفسه سینه بیمار 50cm باشد قسمتی که خارج از FOV قرار دارد مقابل دتکتورها را سد می کند و دسته اشعه را تضعیف می کند ولی به تصویر در نمی آید و باعث بوجود آمدن خطهایی در تصویر می شود

برای حذف این آرتیفکت باید مطمئن شویم که FOV بزرگتر از ناحیه مورد تصویربرداری است.

CT Image Characteristics

A



B



C

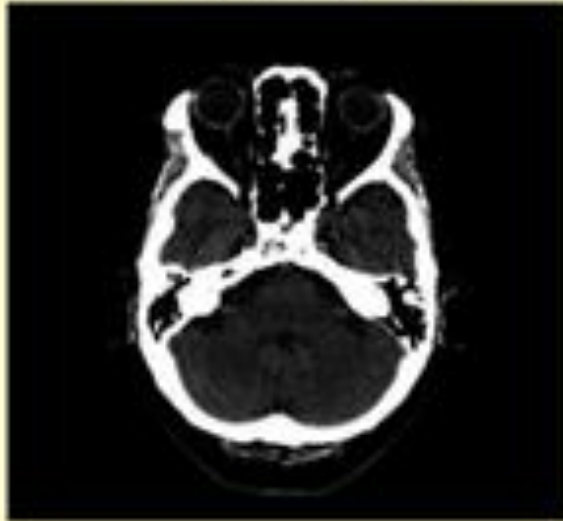


Reference

Sprawls

CT Image Characteristics

Contrast



Detail



Noise



Reference

Sprawls

CT Image Characteristics

Contrast



Same

Detail



Low

Noise



Low

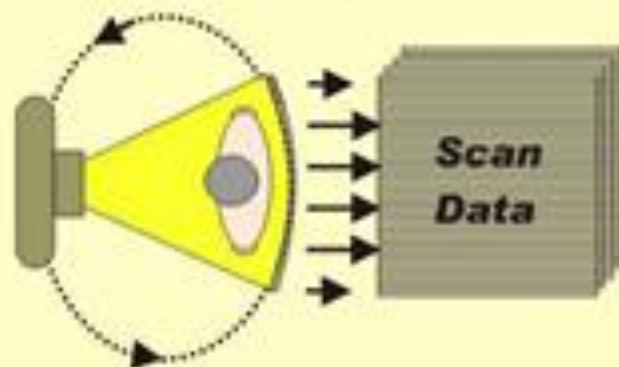
Reference



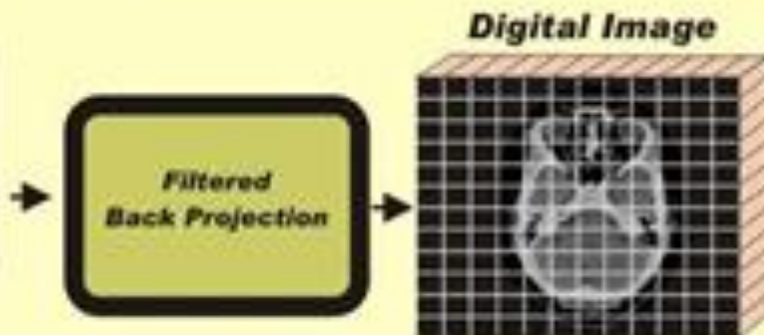
Sprawls

The Three Phases of CT Image Formation

**Scan
and
Data Acquisition**



**Image
Reconstruction**



**Digital/Analog
Conversion
and
Display Control**



KV

Pitch

MA

Beam Wid.

Time

Slice Th.

FOV

Matrix

Filter

**Window
Width**

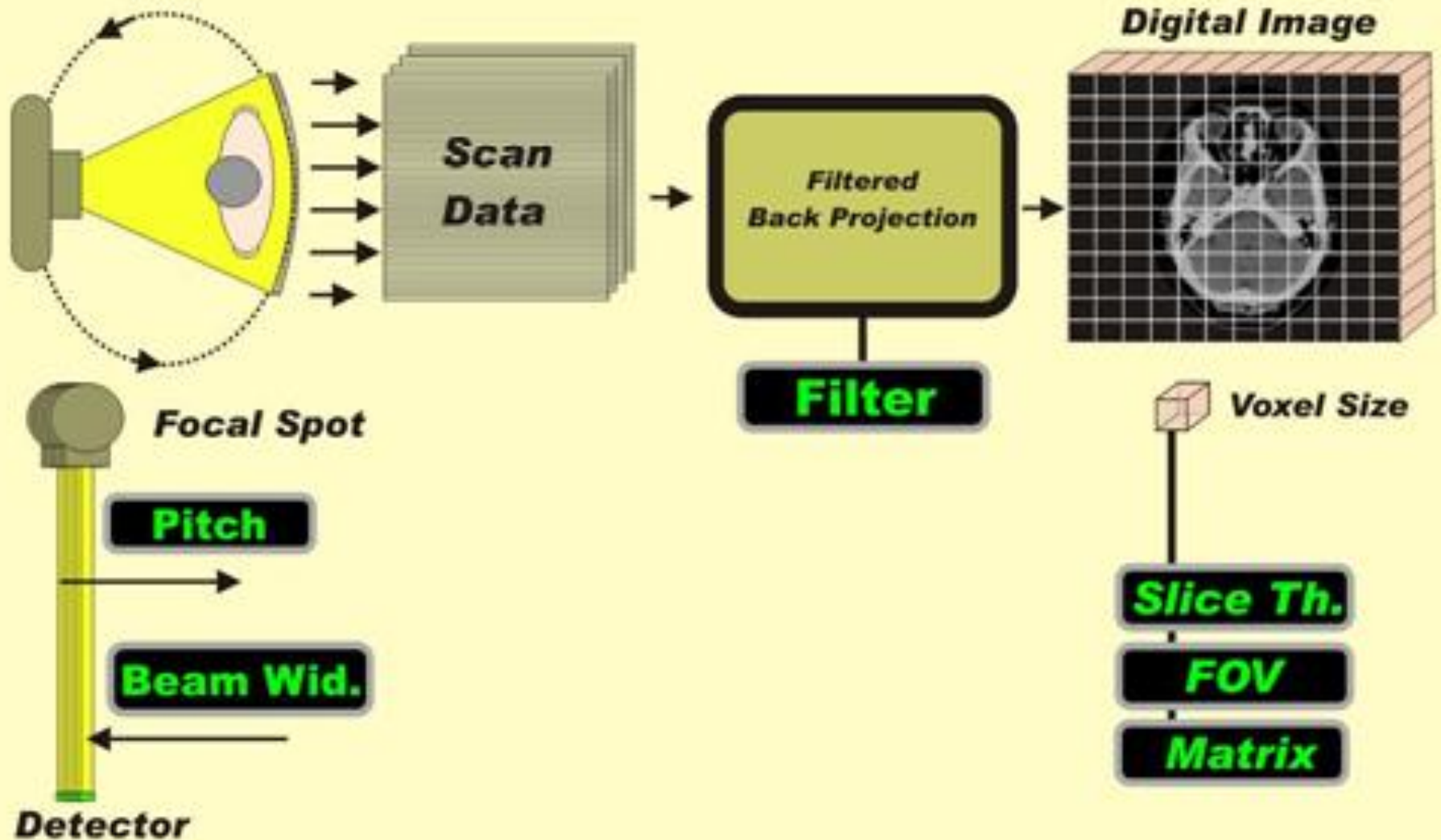
**Window
Level**

Zoom

Major Protocol Factors

Sprawls

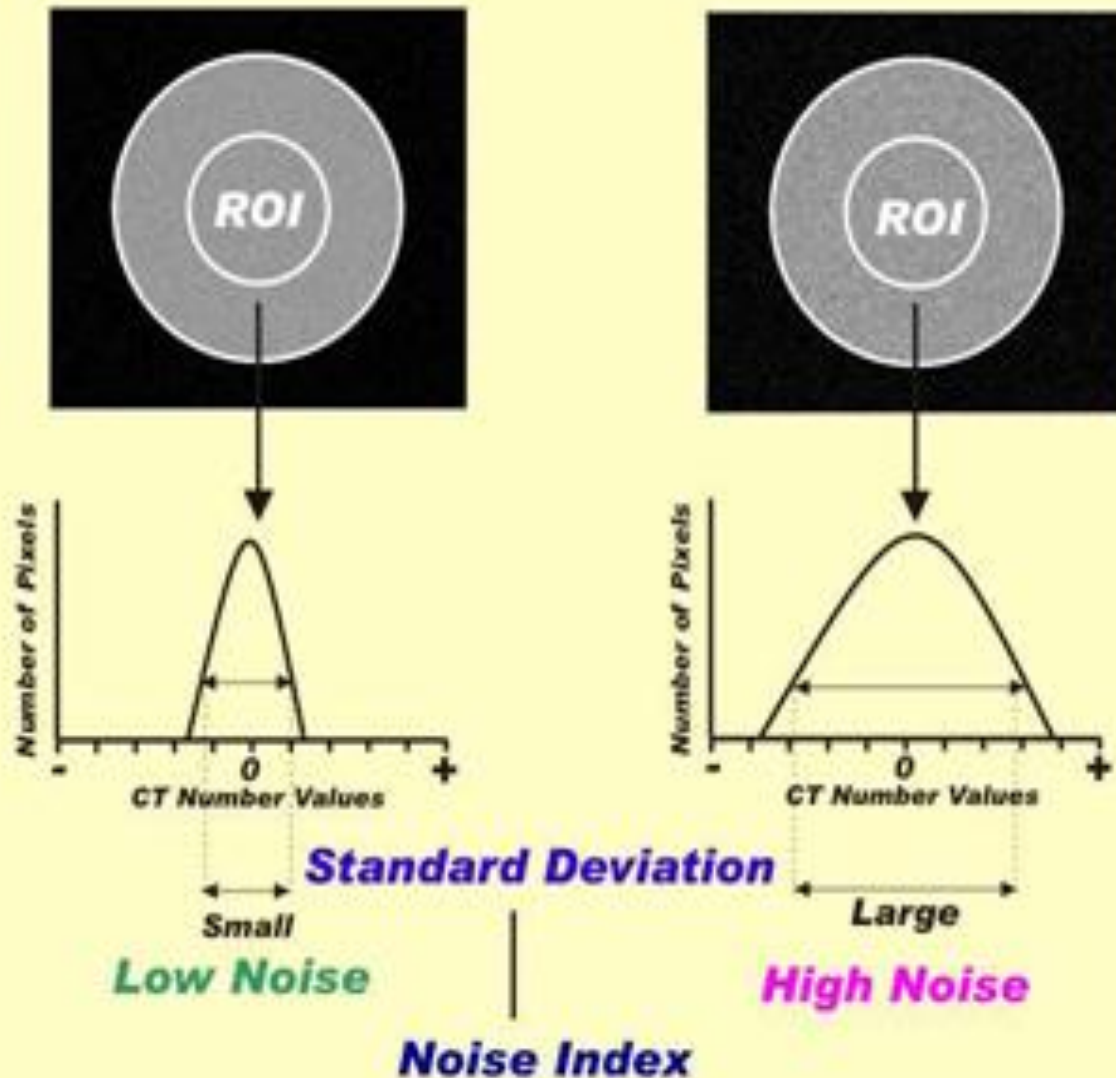
Factors That Determine Image Detail (Sources of Blurring)



Measuring CT Image Noise

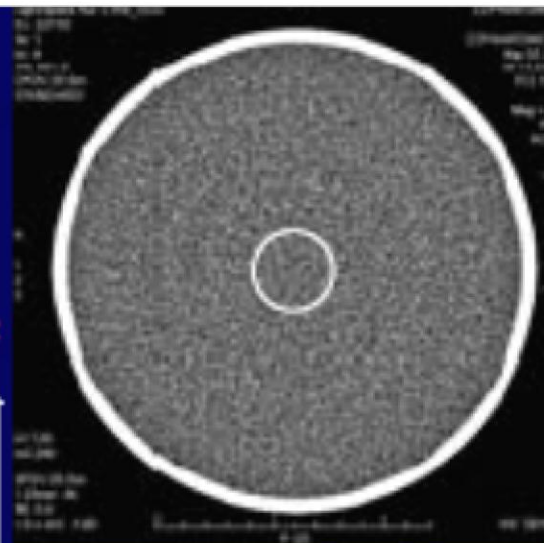
**Images
of
Water**
(CT Number = 0)

**Distribution
of
CT Numbers
within
ROI**



Effects of Recon Filters on Noise

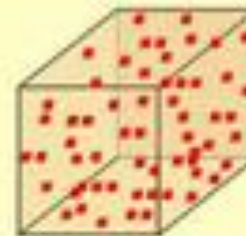
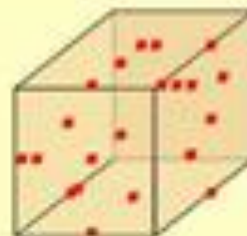
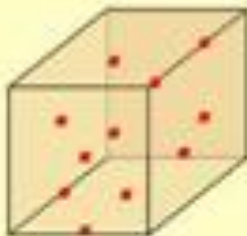
Recon Filter	Std Dev Water Img
Soft	3.8
Standard	4.7
Lung	19.6
Detail	6.5
Bone	18.8
Edge	35.8
Bone Plus	27.0



Decreasing Noise



Requires Increased Photons Absorbed Per Voxel



Produces Increasing Dose

X-ray Photons Interact With Tissue in A Voxel

Radiation Dose

determined by
Concentration
of
Absorbed Energy
per voxel

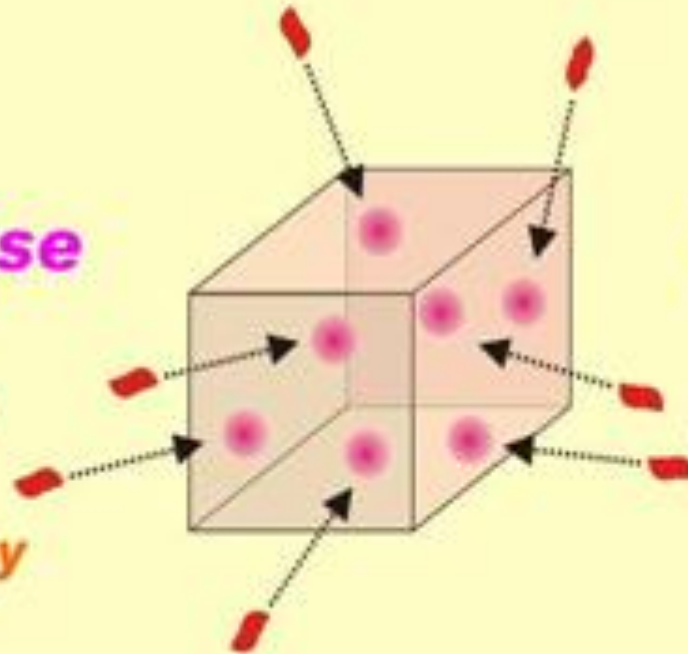


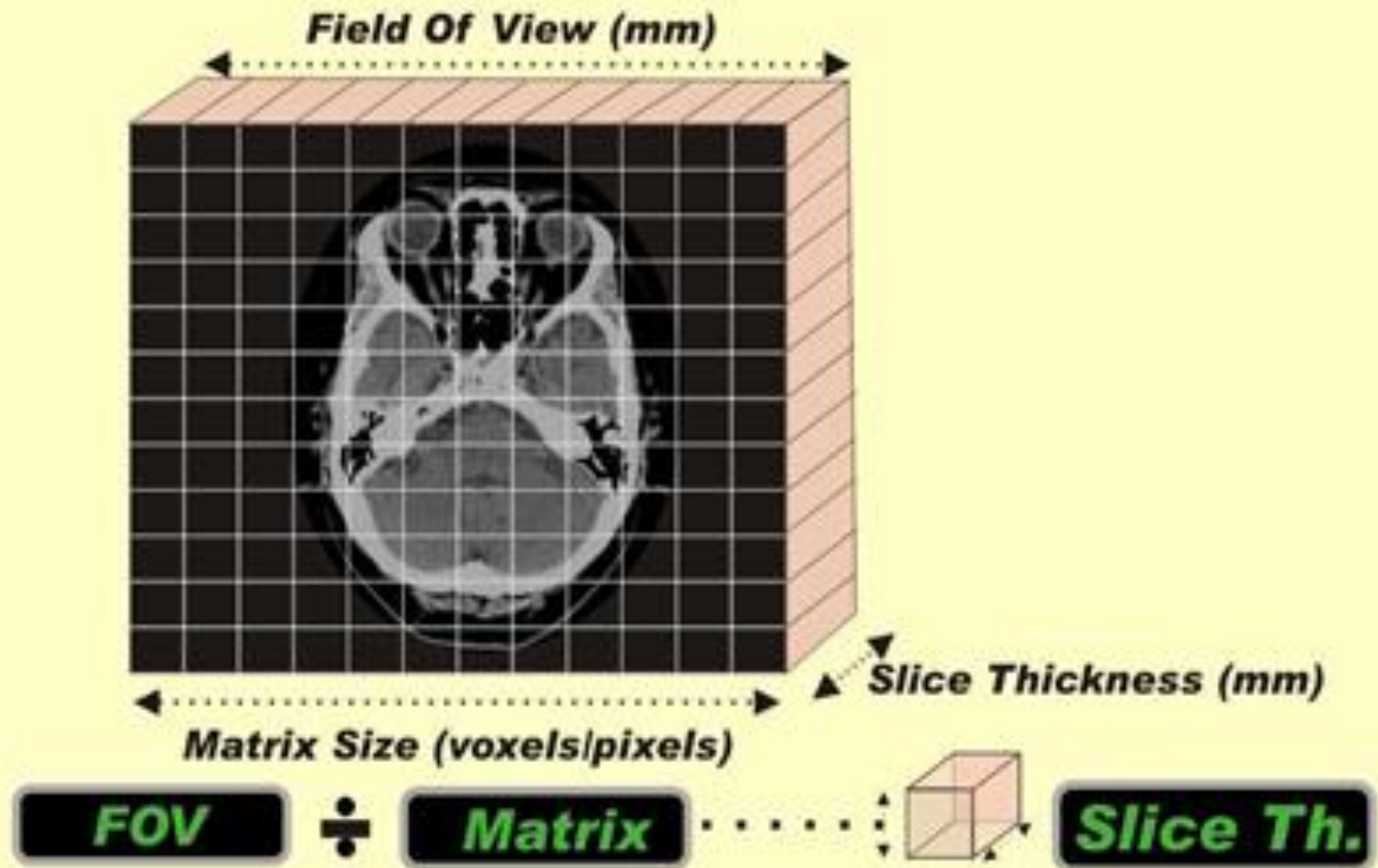
Image Noise

determined by
Number of Photons
per voxel

Dose is increased
by
increasing number
of photons.

Noise is reduced
by
increasing number
of photons.

CT Slice Divided into Matrix of Voxels



Voxel Size Controlled By

PIXEL SIZE

$$\text{PIXEL SIZE} = \text{FOV (mm)} / \text{MATRIX SIZE}$$

PIXEL SIZE DEPENDS ON:

MATRIX SIZE

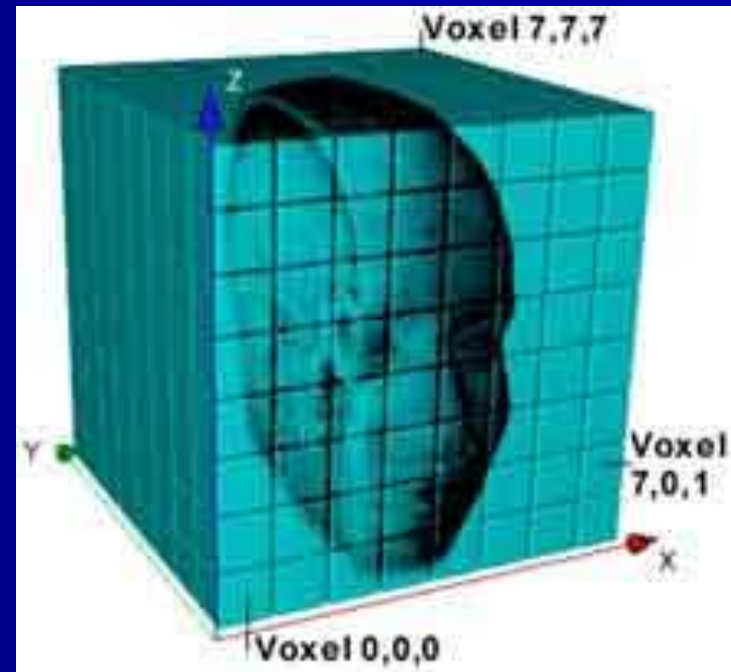
FOV

VOXEL SIZE DEPENDS

FOV

MATRIX SIZE

SLICE THICKNESS



Two Major Image Quality Goals

High Detail



Low Noise



Small

Voxel Size



Large

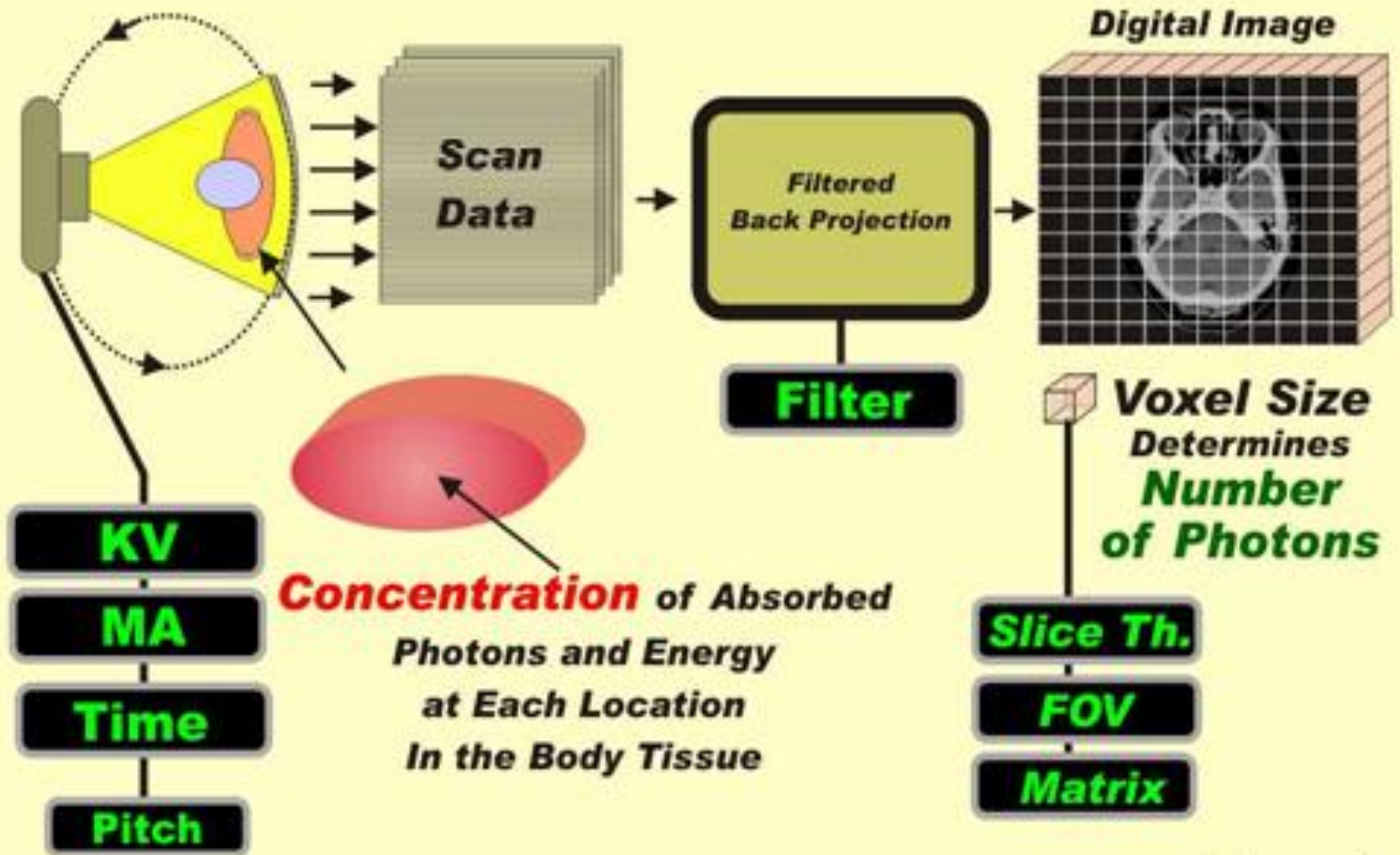
FOV

Matrix

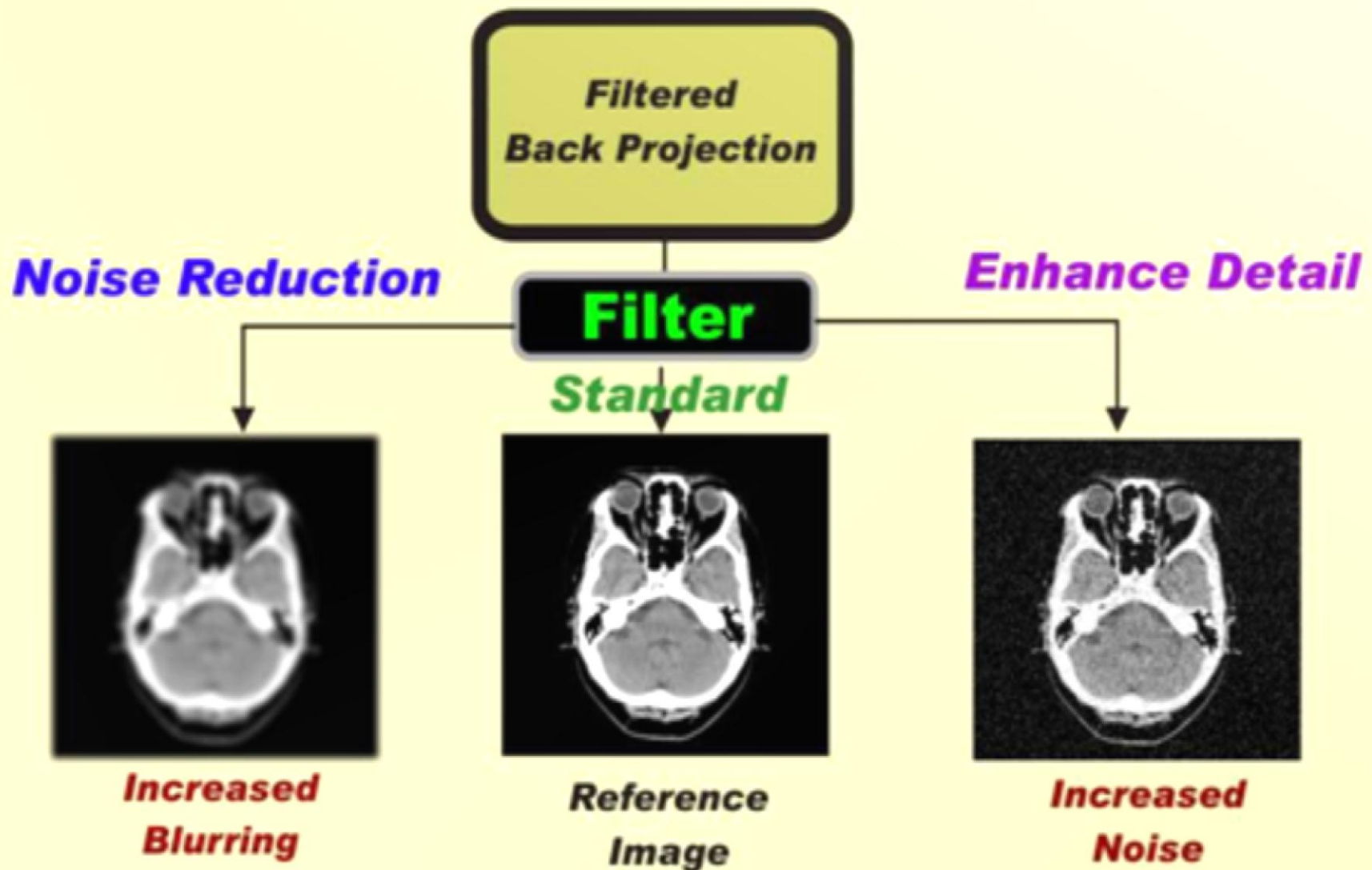
Slice Th.

Protocol Factors

Factors That Determine Image Noise

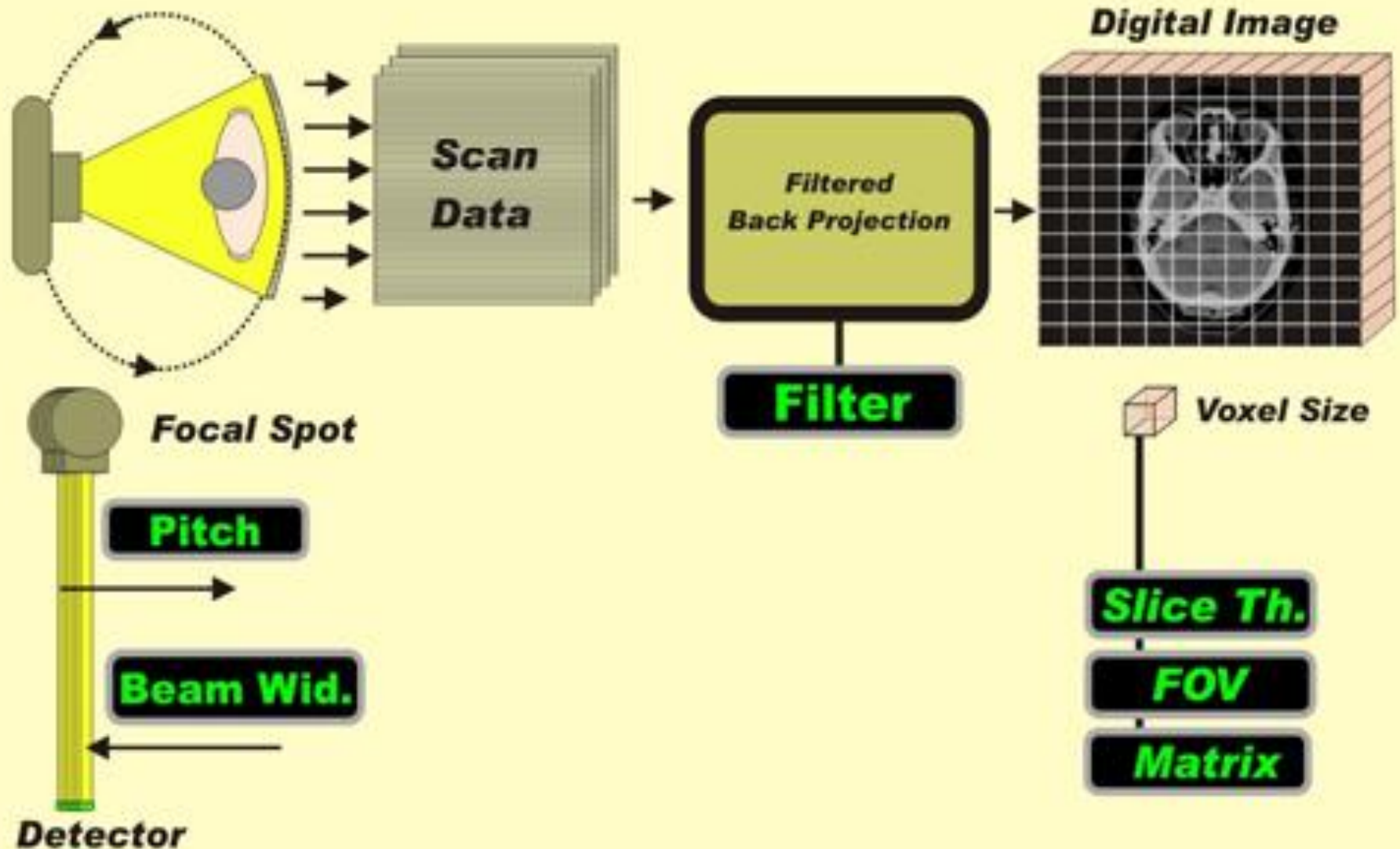


Reconstruction Filter Kernels



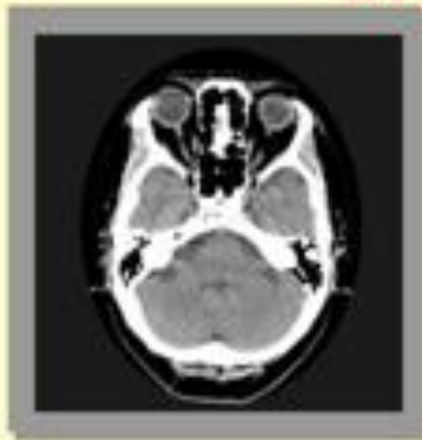
(Effects exaggerated for illustration here)

Factors That Determine Image Detail (Sources of Blurring)



Relationship of Radiation Dose to Image Detail

Lower Dose



Higher Dose



**When detail
is increased
by**

Decreasing

Slice Th.

Increasing

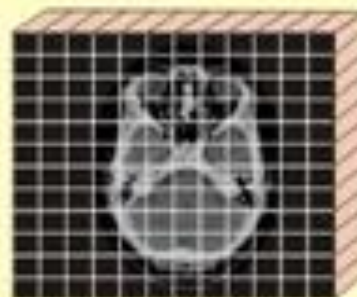
Matrix

Decreasing

FOV

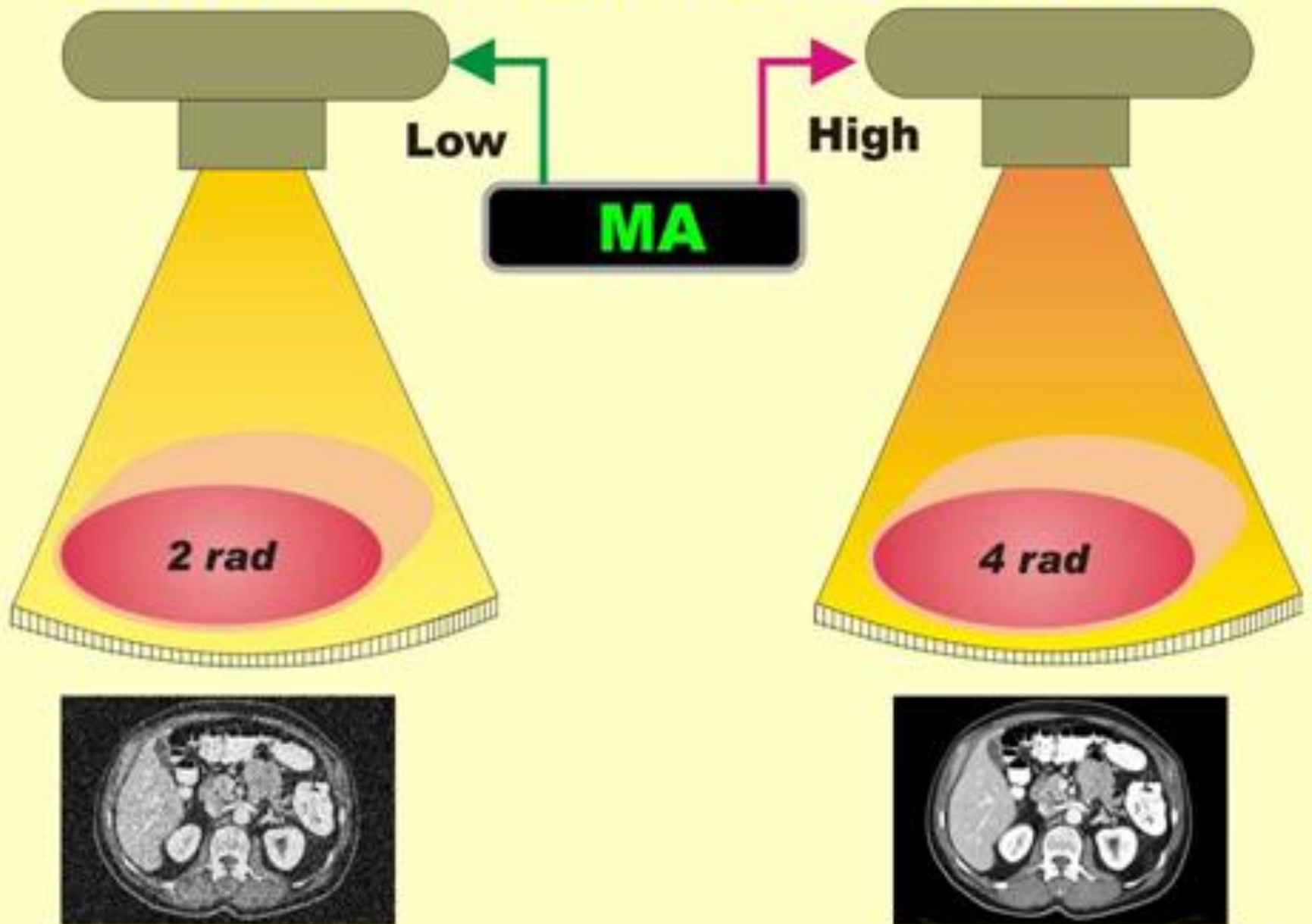
**Noise
Increases**

Because of
decreased
voxel size

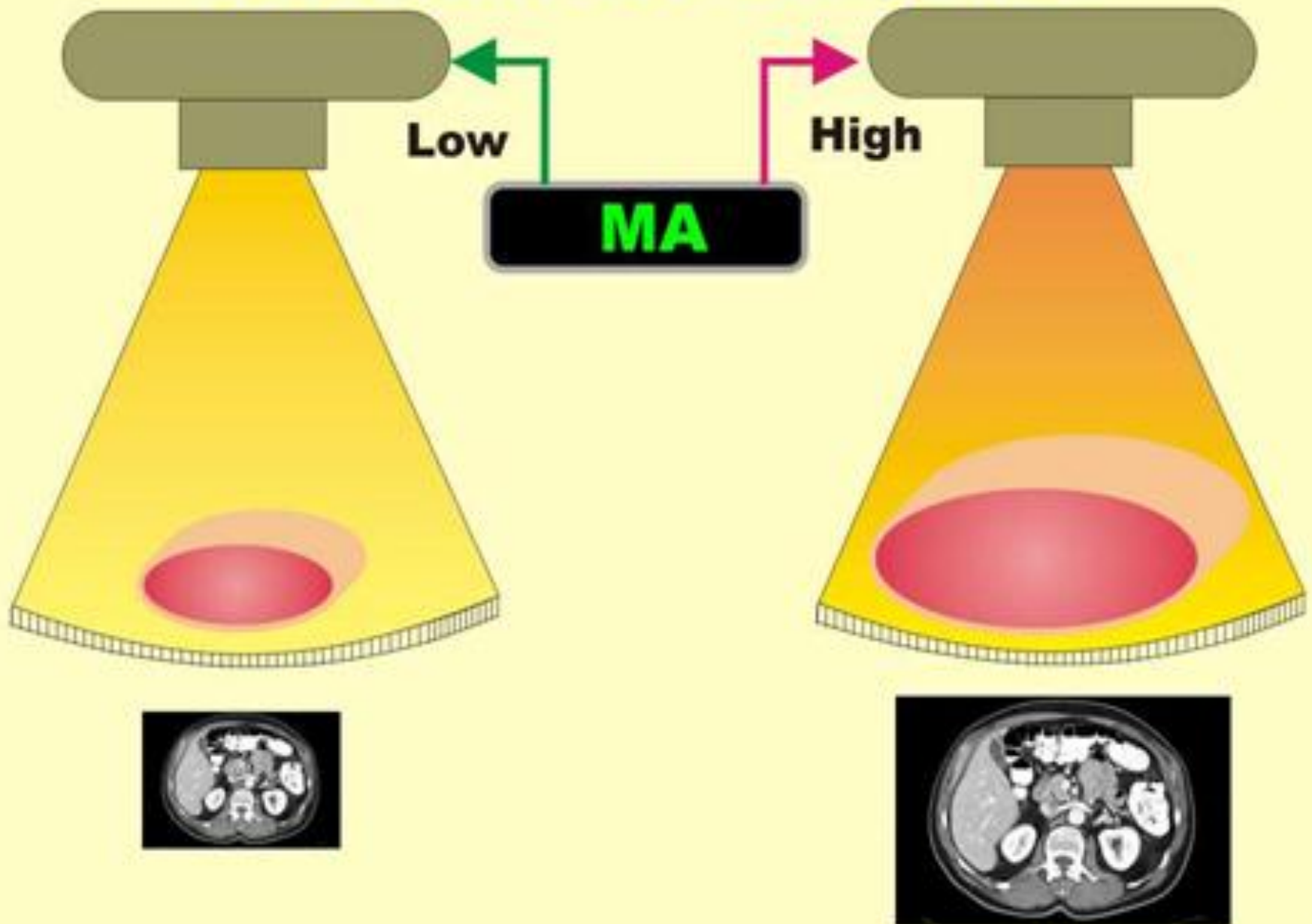


**Dose
must be
increased
to
reduce noise.**

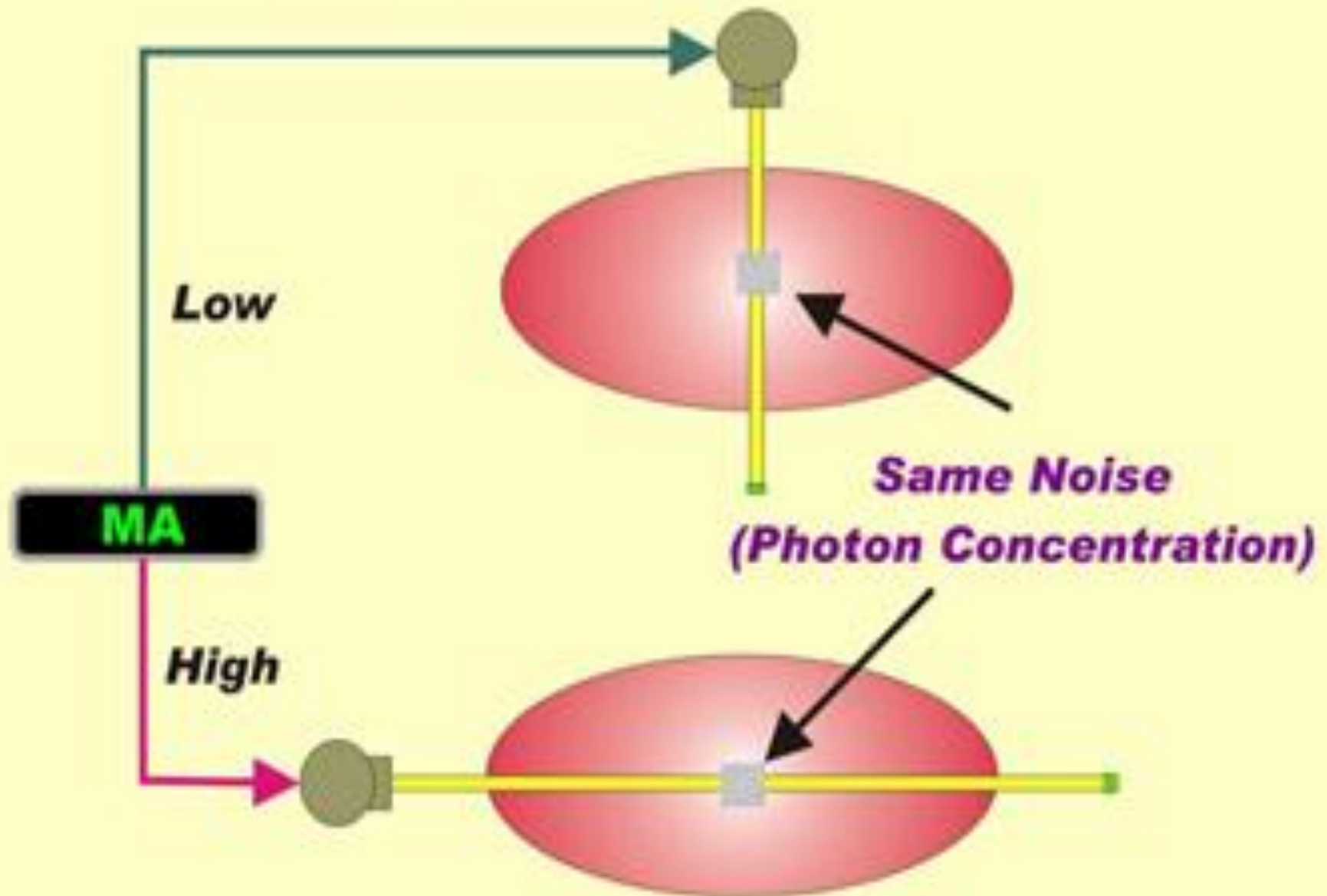
Effect of MA on Dose and Noise



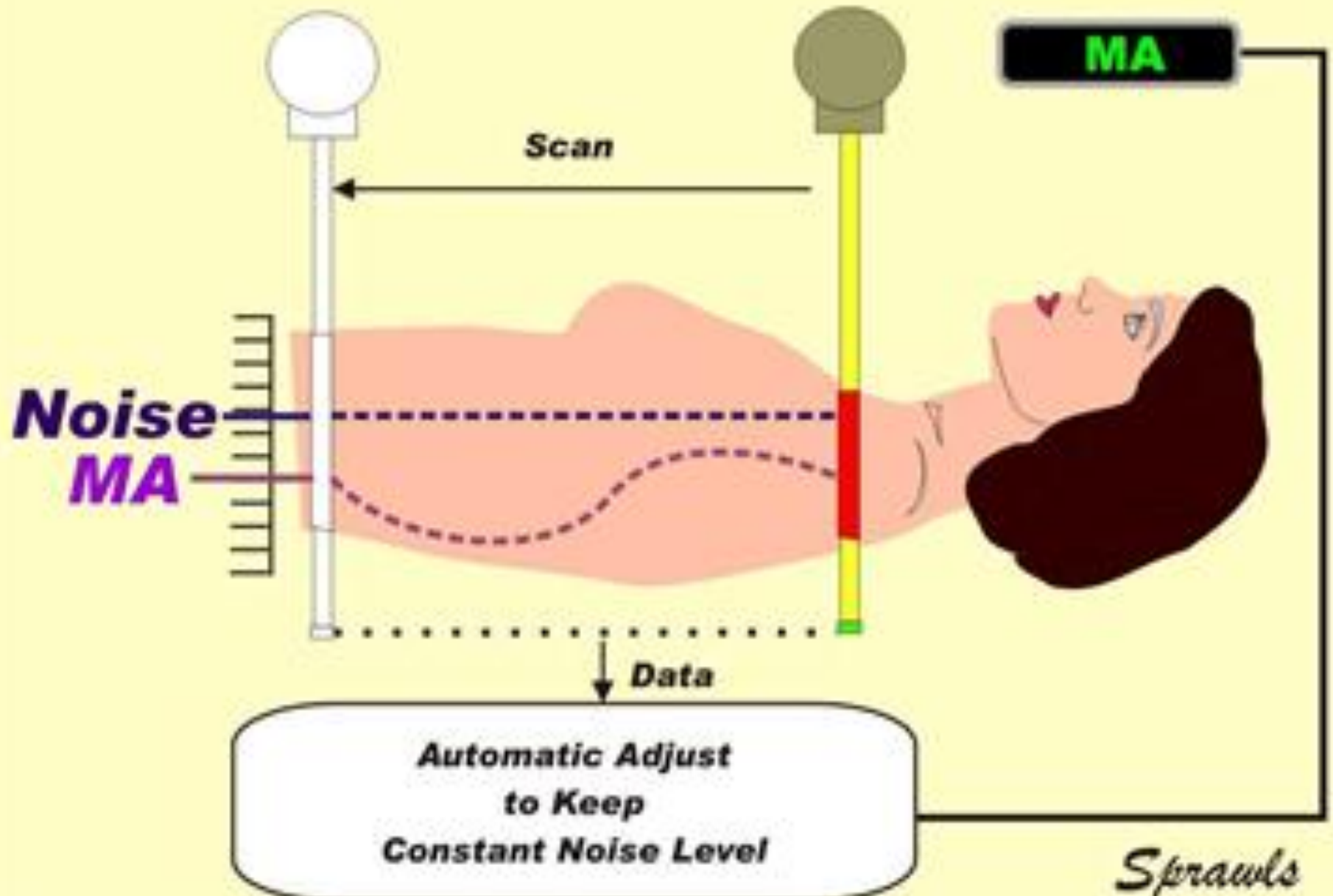
Select MA for Body Size



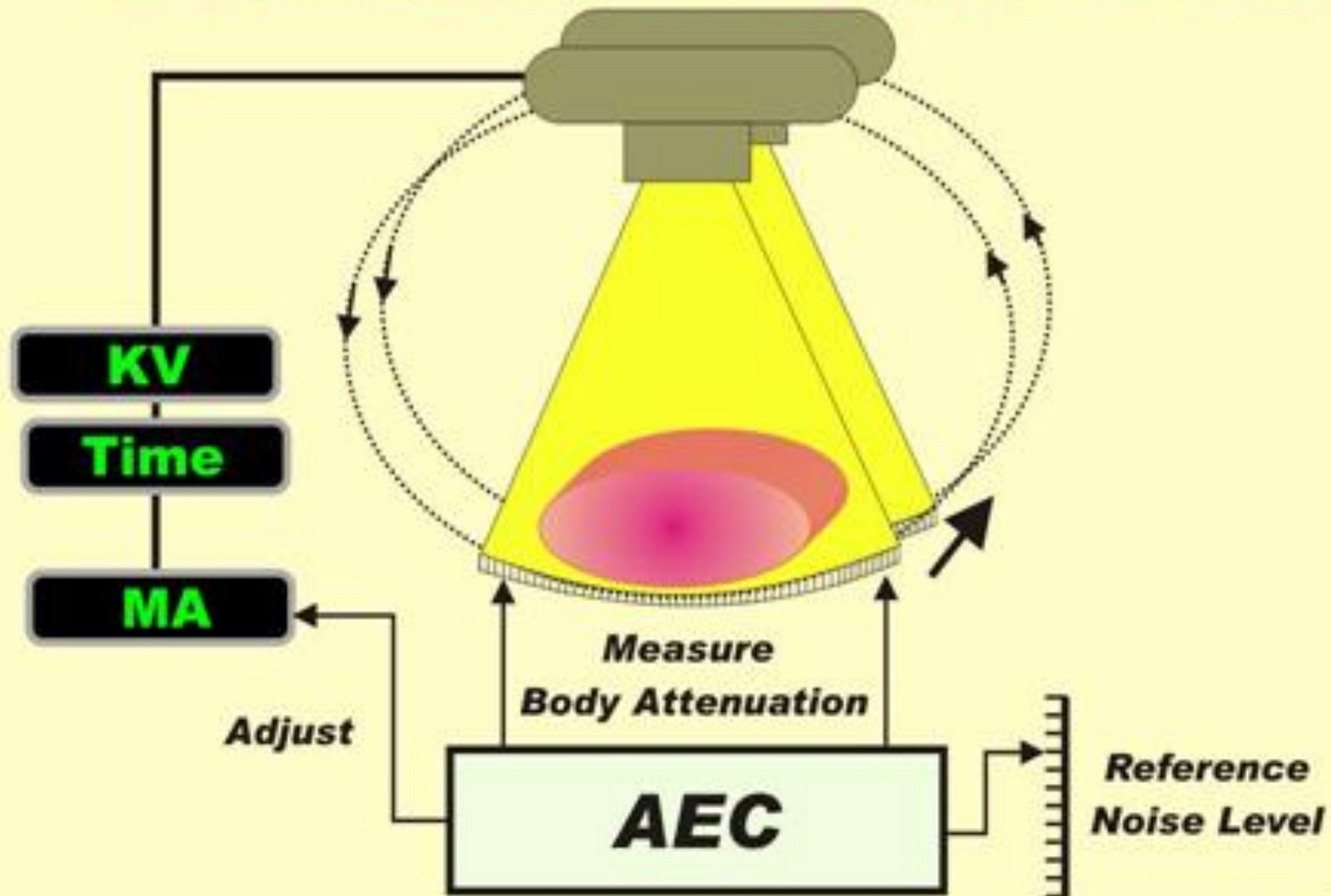
Fit MA to Body Attenuation



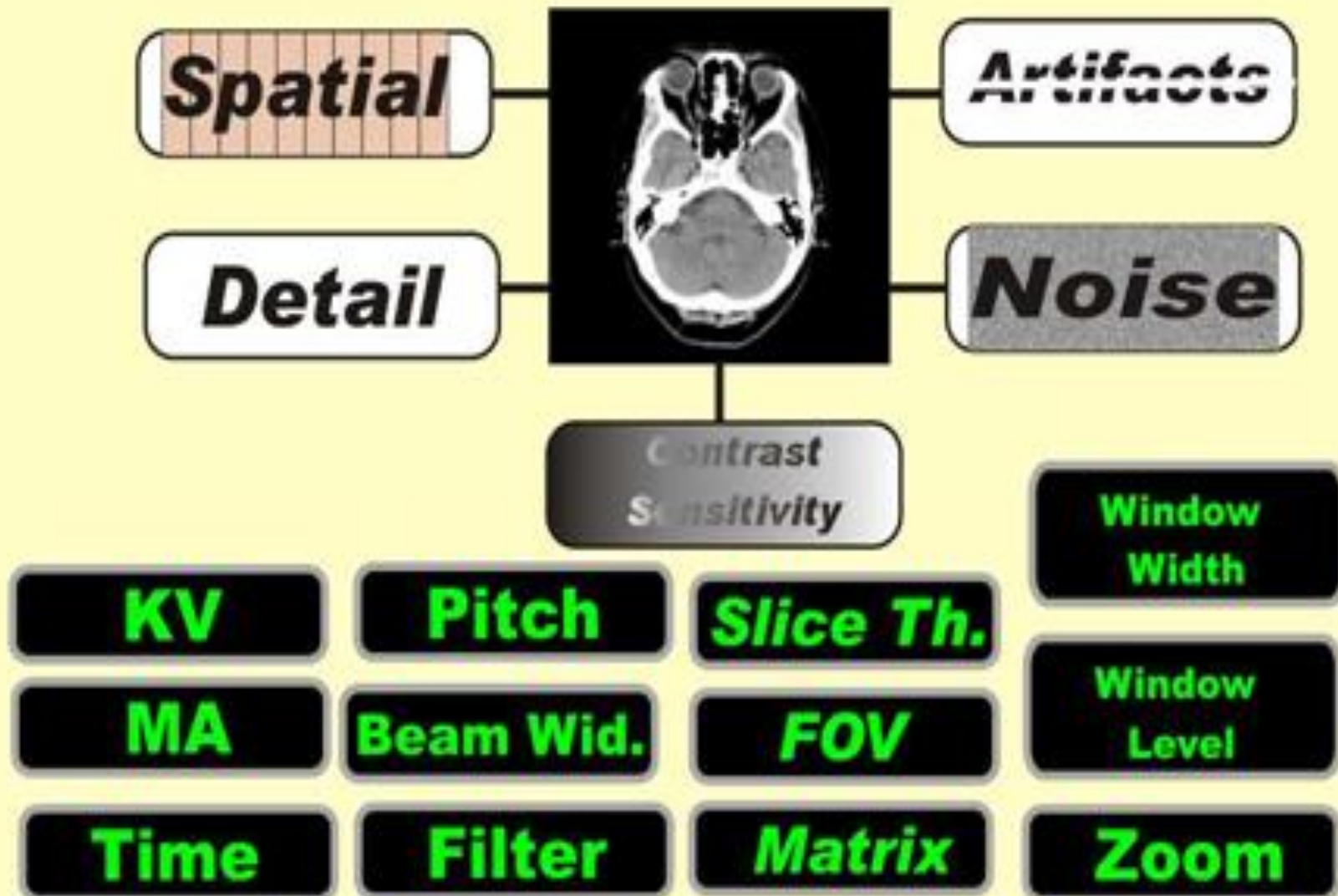
Automatic MA Control



Automatic Exposure Control to Optimize Radiation Dose and Noise



CT Image Characteristics



Major Protocol Factors

The Three Phases of CT Image Formation

Scan and Data Acquisition

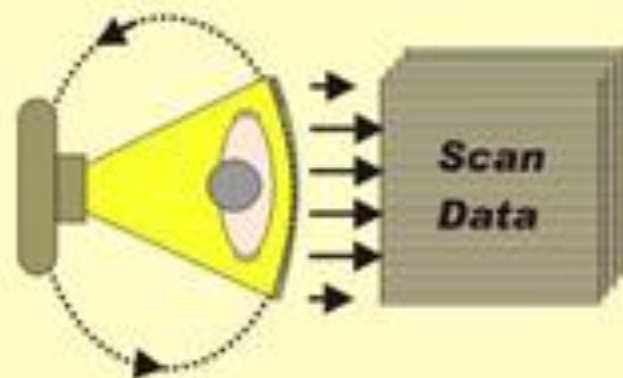


Image Reconstruction



Digital Image



Digital/Analog Conversion and Display Control



KV

Pitch

MA

Beam Wid.

Time

Slice Th.

FOV

Matrix

Filter

Window Width

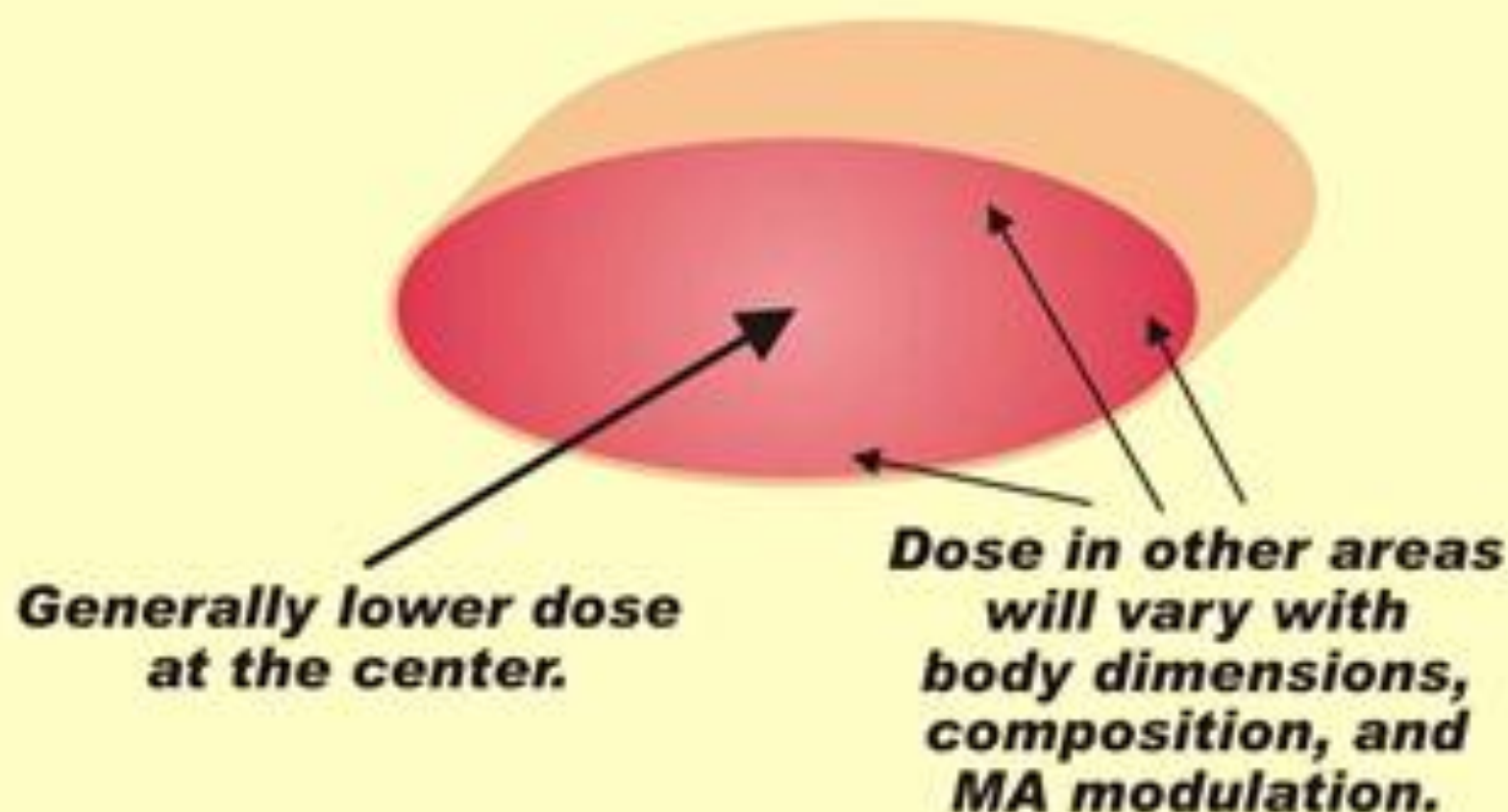
Window Level

Zoom

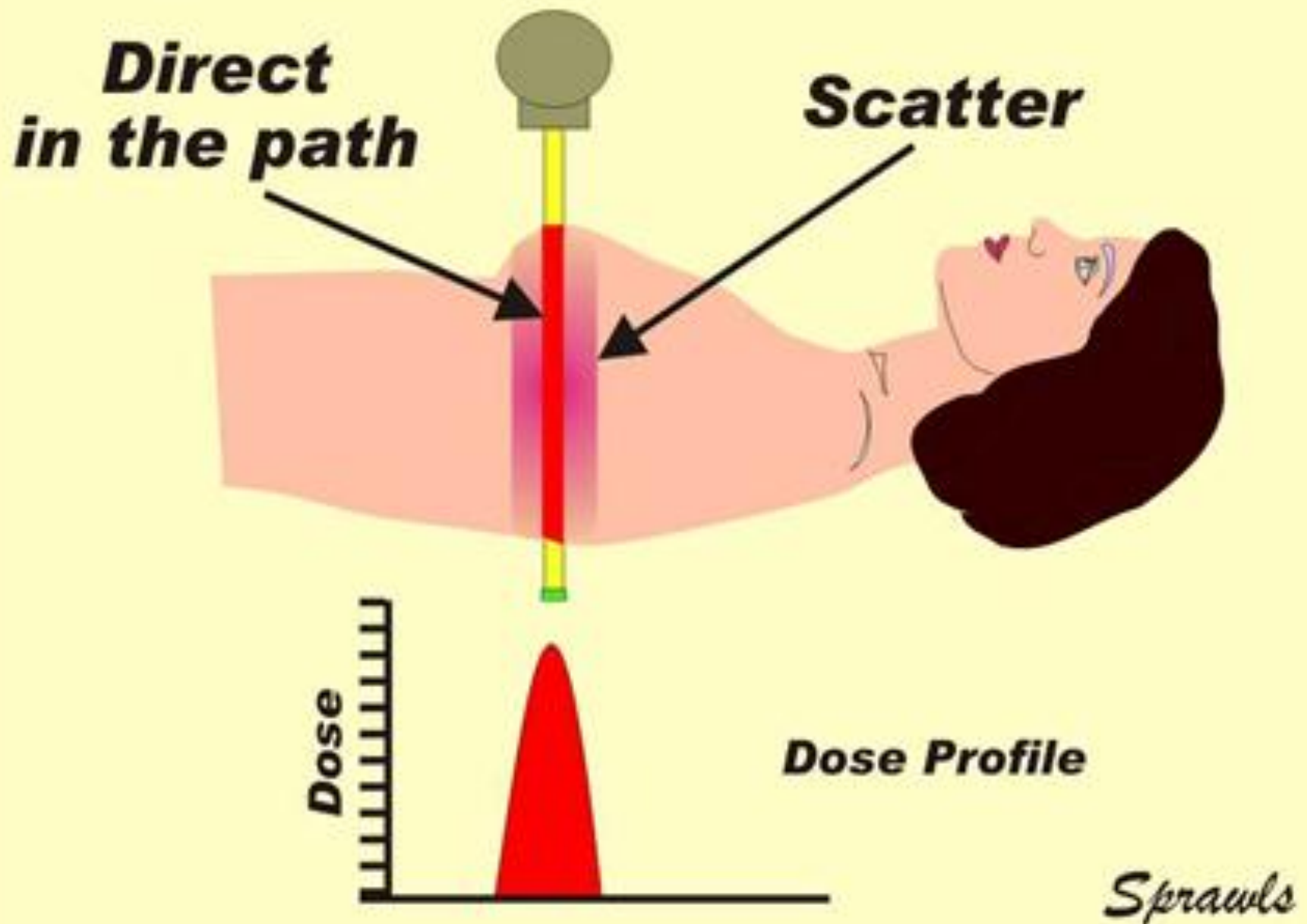
Major Protocol Factors

Sprauls

Distribution of Radiation Dose Within the Image Slice

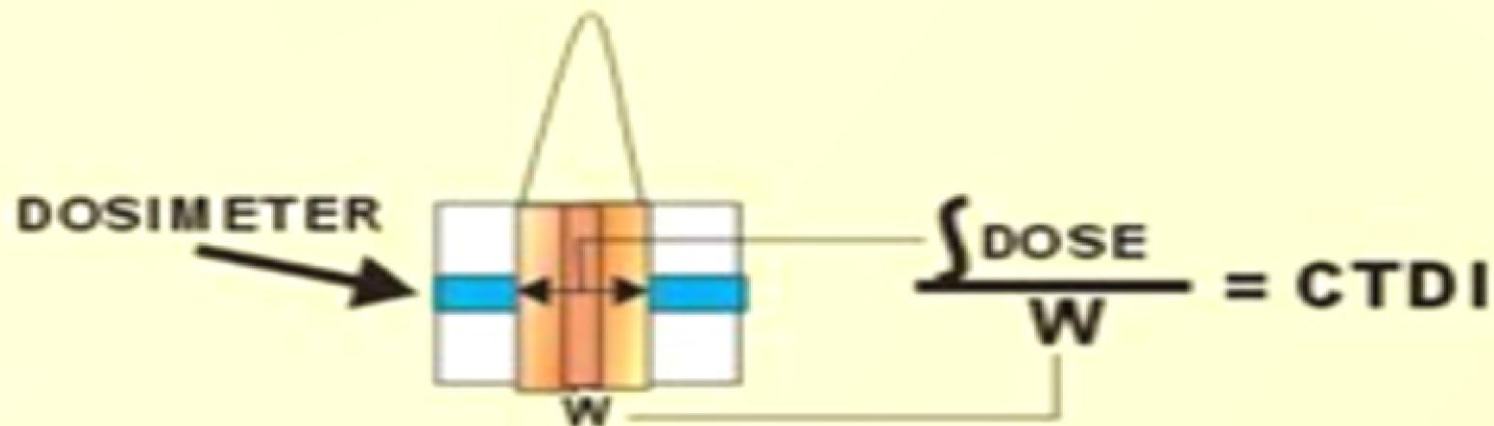


Radiation Dose for Single Slice



COMPUTED TOMOGRAPHY DOSE INDEX

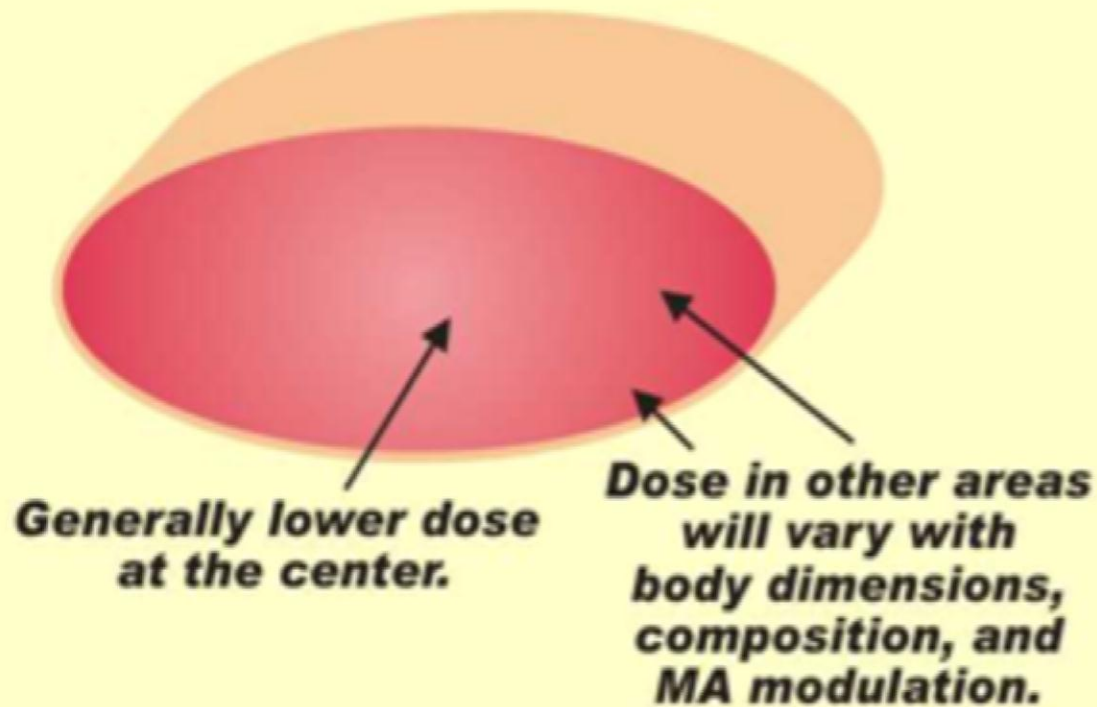
3 rad



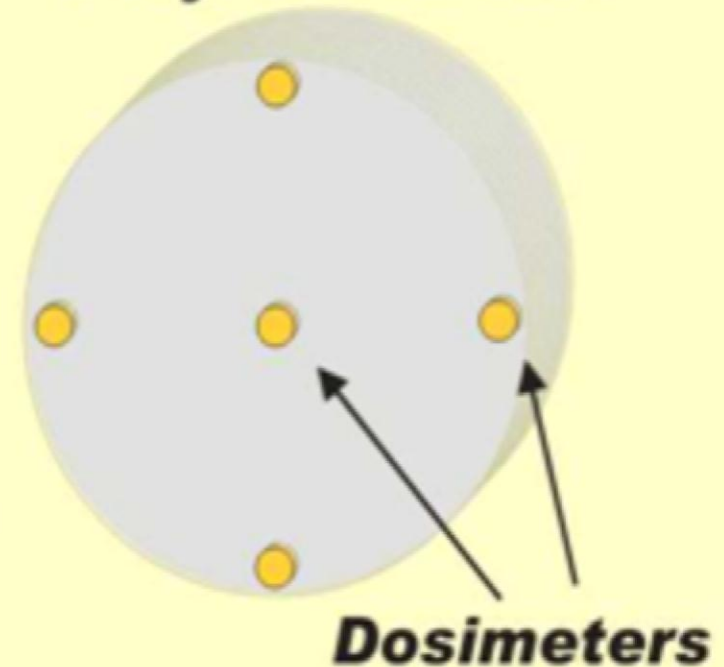
Weighted Computed Tomography Dose Index

(Approximate Average Dose in Slice)

Patient Body



Acrylic Phantom



$$CTDI_{\text{weighted}} = 1/3 CTDI_{\text{center}} + 2/3 CTDI_{\text{periphery}}$$

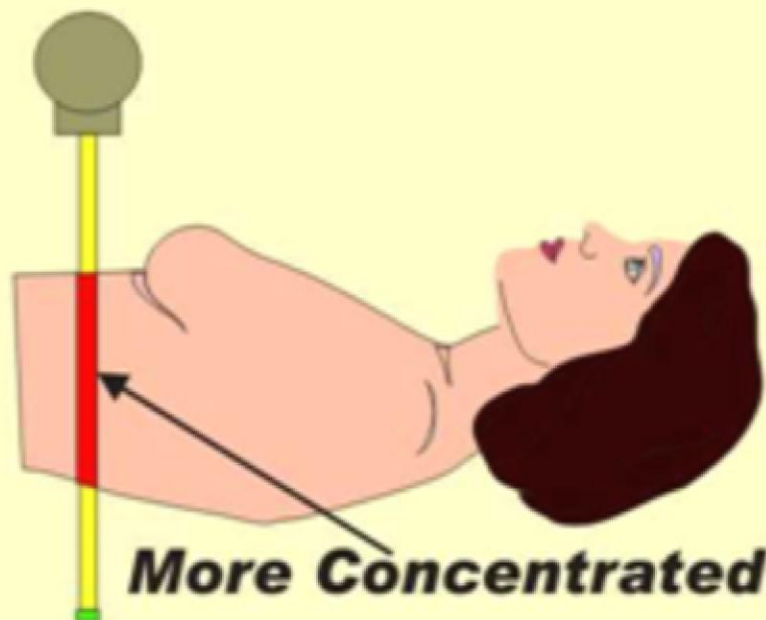
Volume

Computed Tomography Dose Index

(Accounts for the Effect of Pitch on Dose)

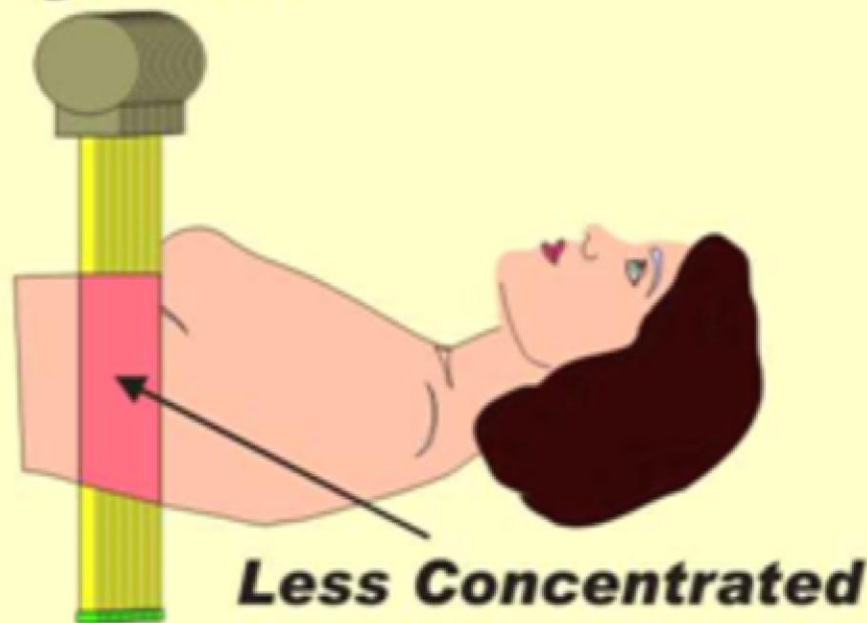
$$CTDI_{\text{volume}} = CTDI_{\text{weighted}} \div \text{Pitch}$$

Low Pitch



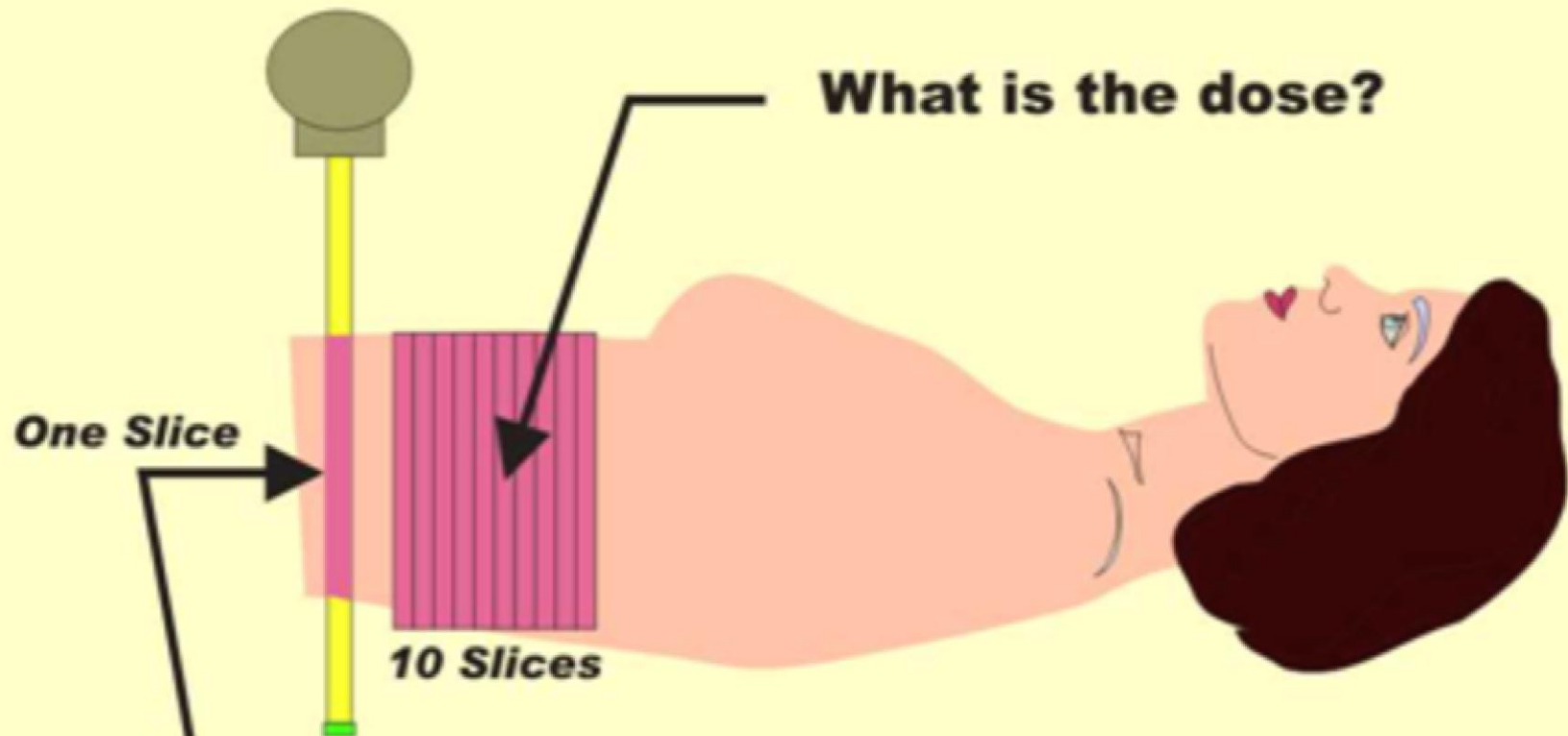
Higher Dose

High Pitch



Lower Dose

Radiation Dose for Multiple Slices

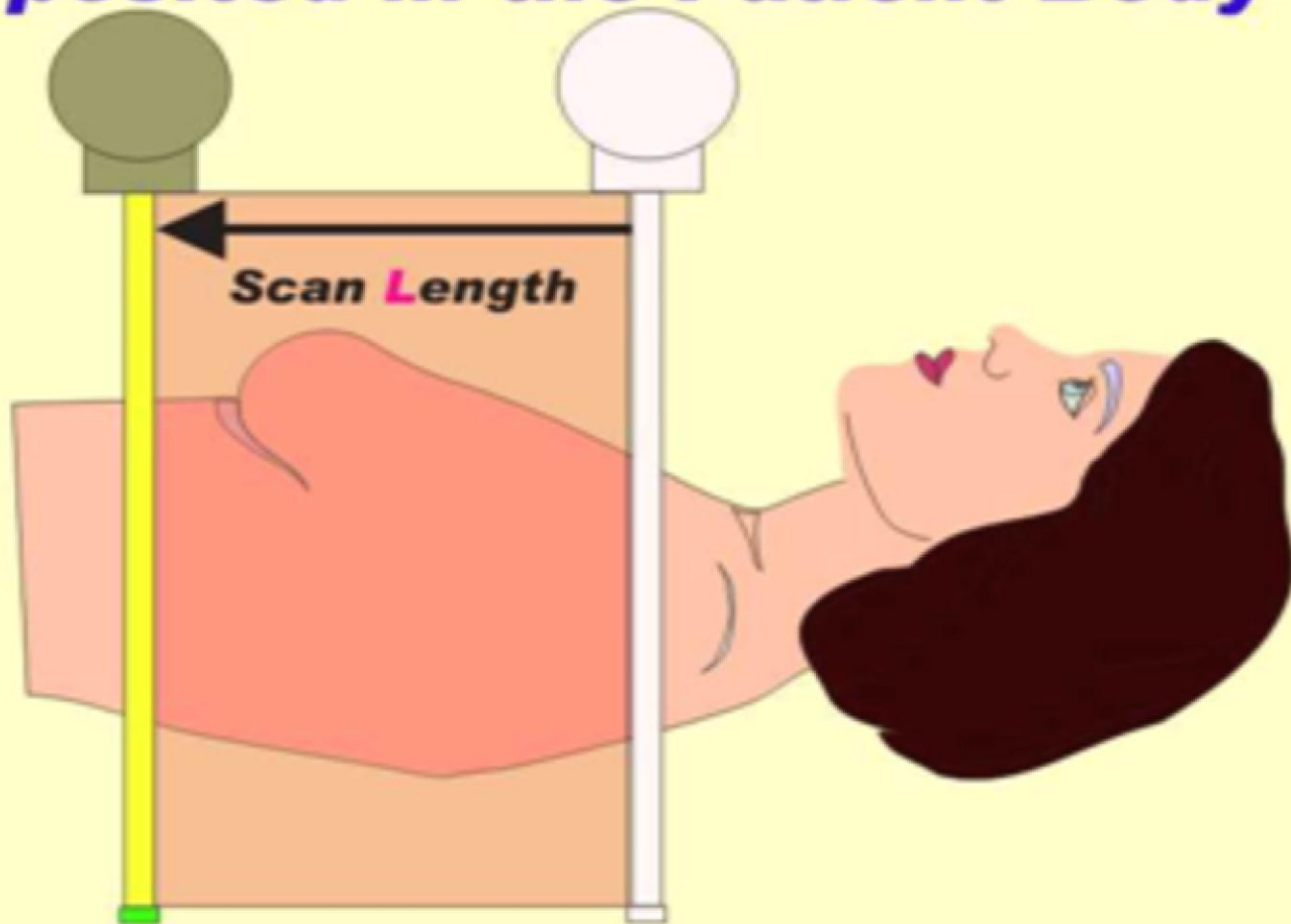


- A. 4 rads
- B. 4.4 rads
- C. 40 rads
- D. 44 rads

CTDI *weighted*

Sprawls

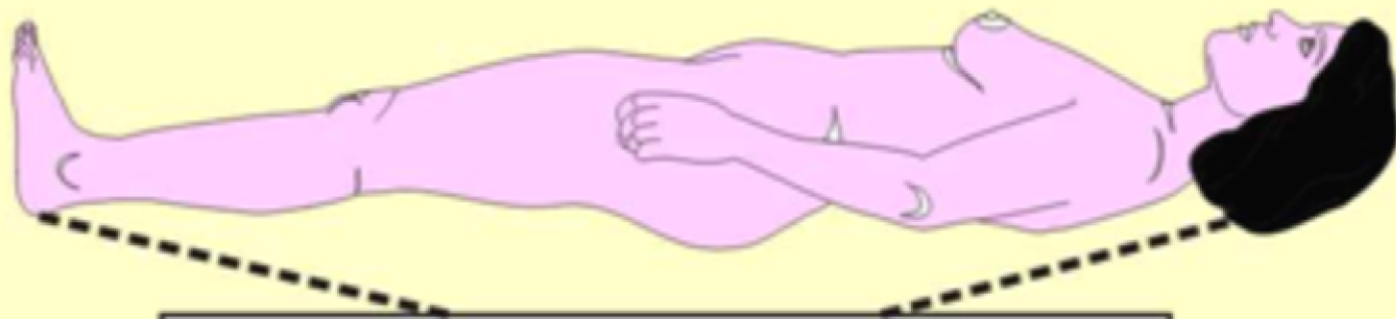
Dose Length Product
Represents Total Radiation Energy
Deposited in the Patient Body



$$DLP = CTDI_{vol} \times Length$$

Effective Dose

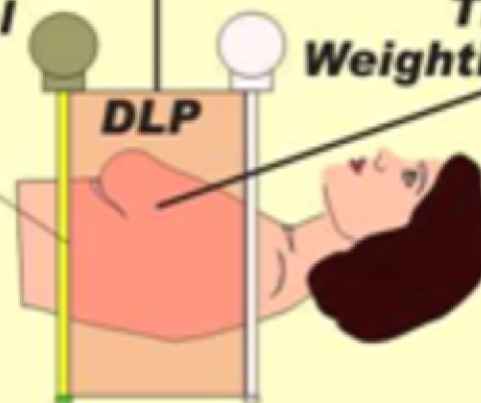
“Equivalent Whole Body Dose”
used for
Estimation of Risks



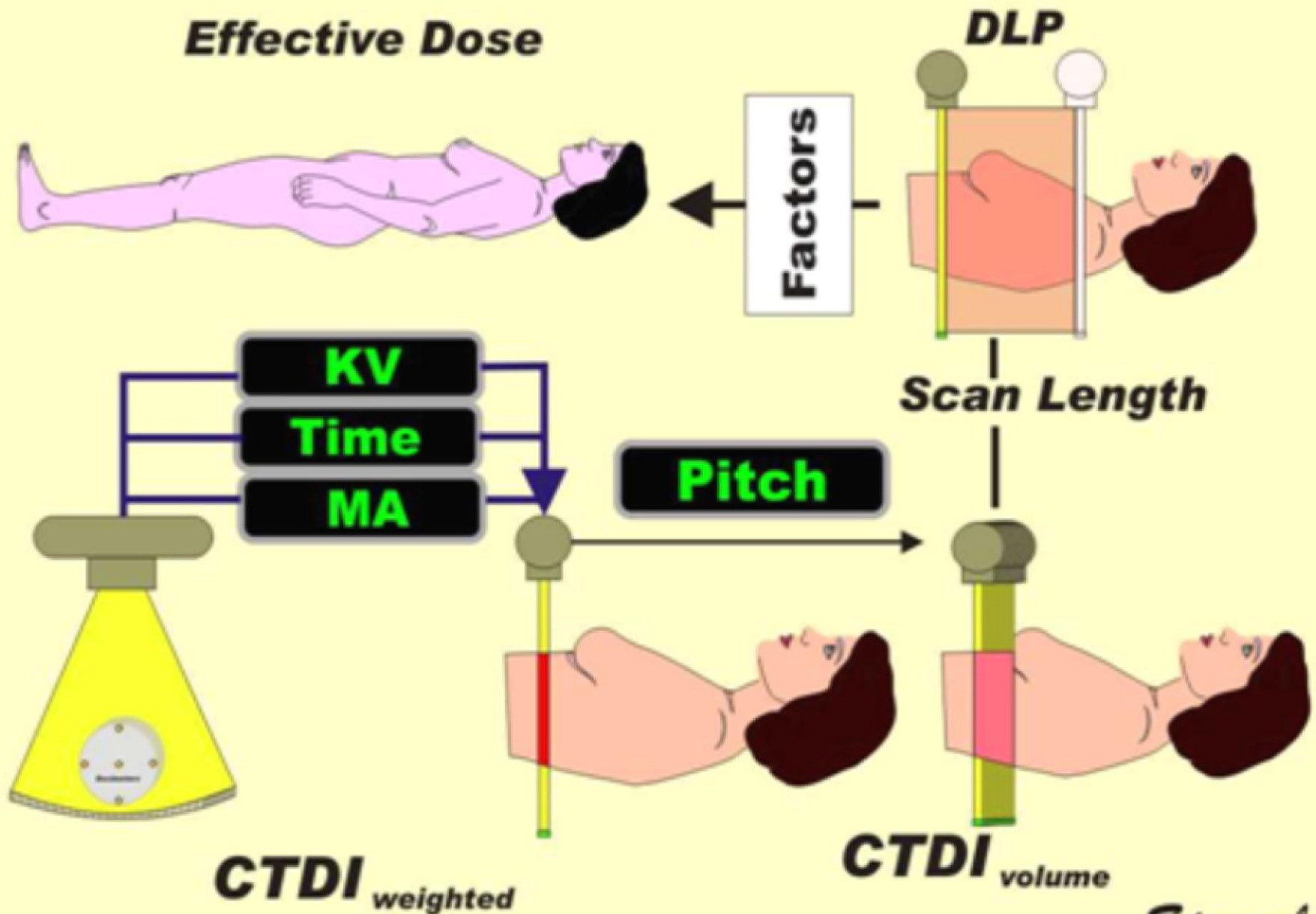
Calculation

***Anatomical
Region***

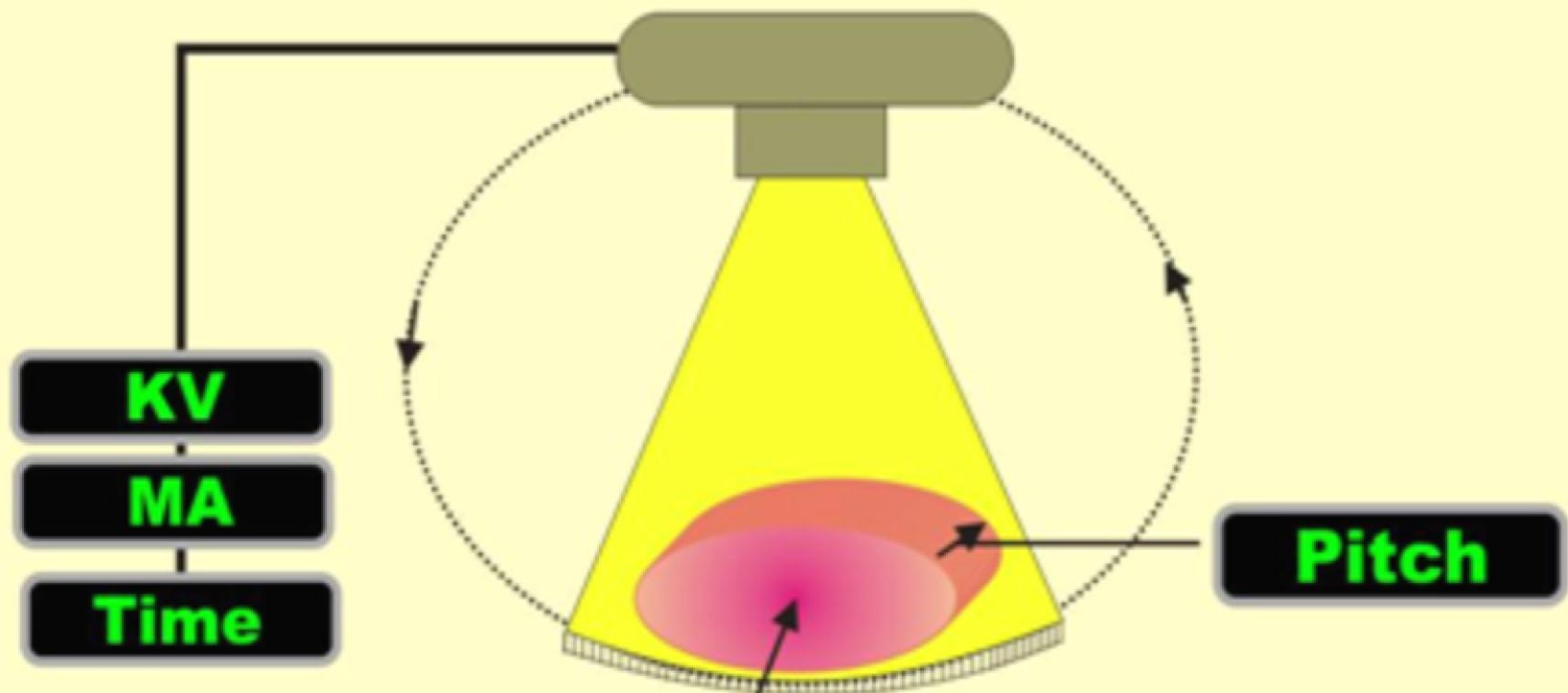
***Tissue
Weighting Factors***



CT Dose Quantities



Factors That Determine *Radiation Dose* to Patient



***Concentration of Absorbed
Photons and Energy
at Each Location
In the Body Tissue***









