

# Réduction de dose en scanographie : 3<sup>ème</sup> partie - Influence du Pitch

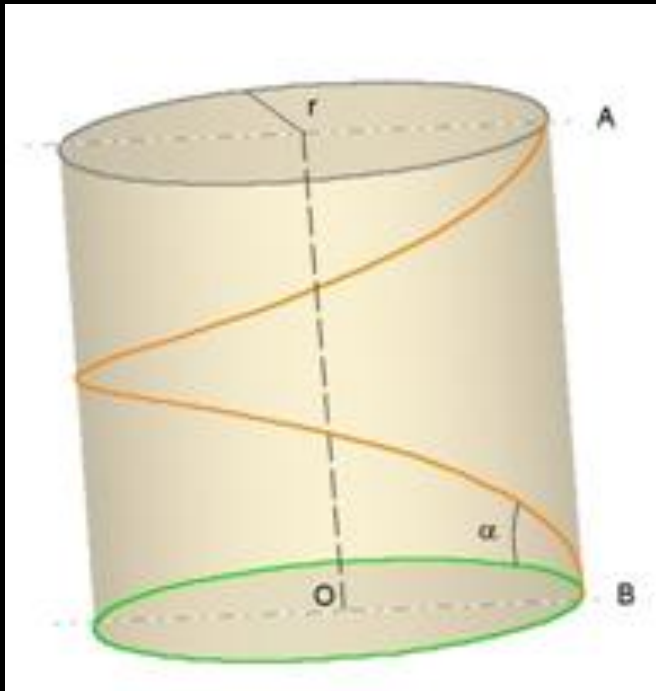
Dr Alban GERVAISE



# Pitch ?

= pas de l'hélice

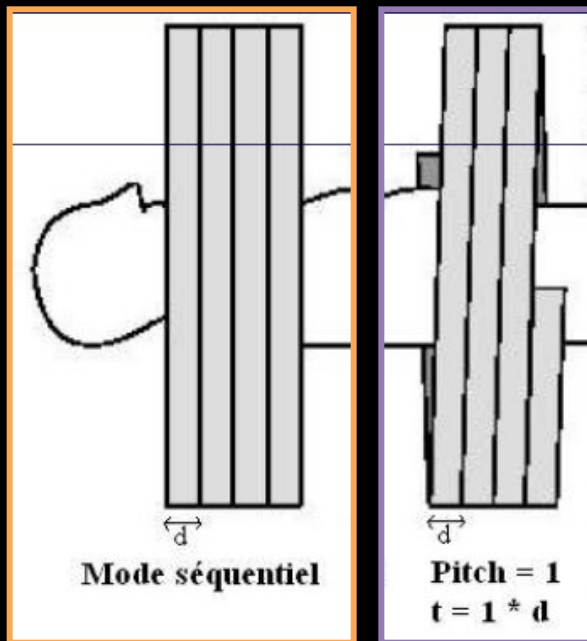
= distance parcourue par une hélice en une rotation



Spirale  $\neq$  hélice !

# Pitch et scanner

- Pitch = caractéristique du mode hélicoïdal
- Donc pas de pitch en cas d'acquisition :
  - Séquentielle axiale
  - Volumique
- Pas de déplacement de table lors de l'acquisition

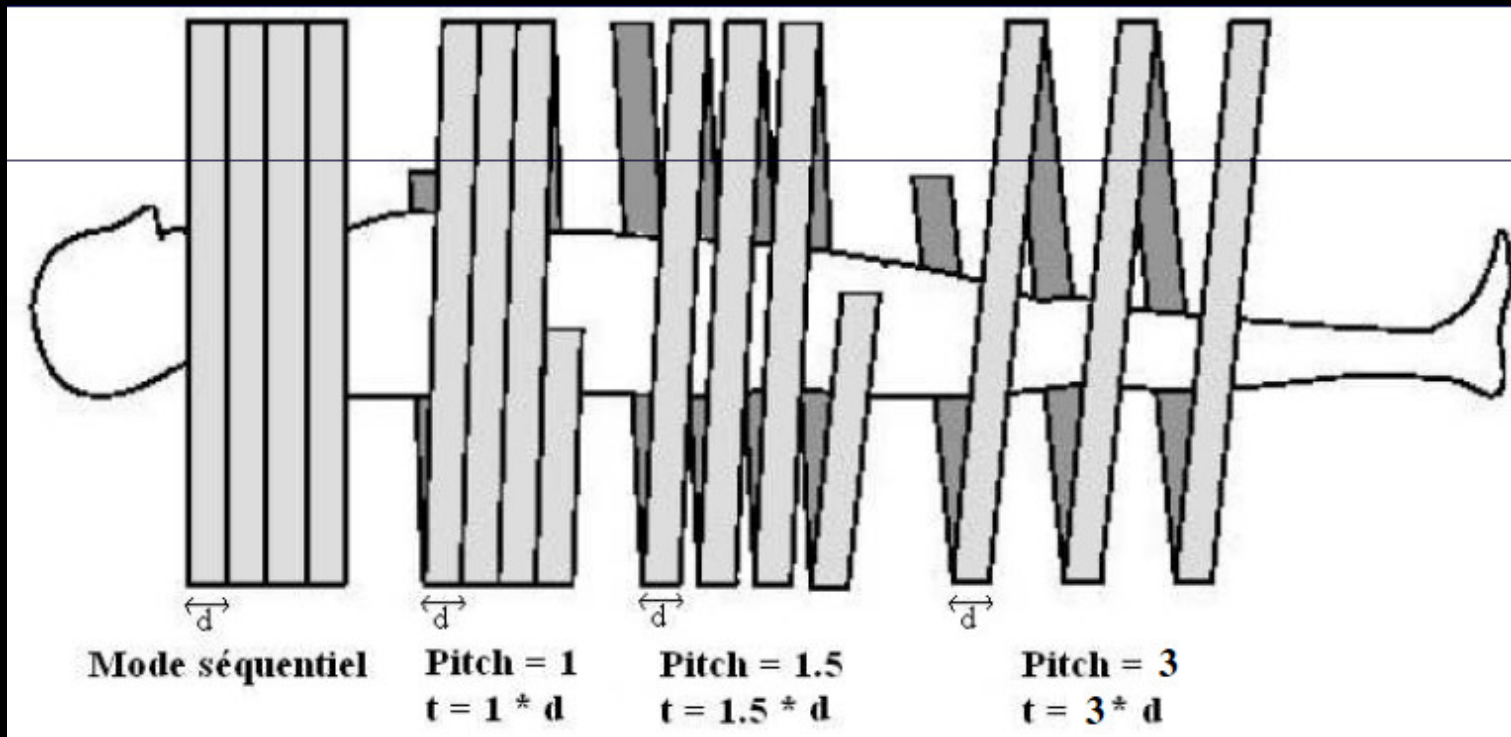


Acquisition d'un volume de 16 cm en une seule rotation grâce au scanner 320-détecteurs



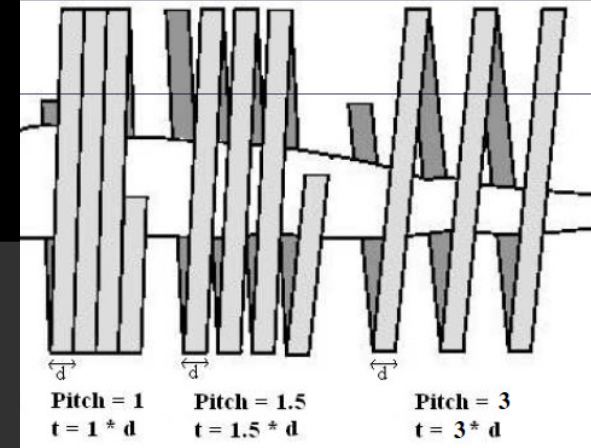
# Pitch : différence entre SSCT et MDCT

- Pour les SSCT = rapport ( $t/d$ ) entre l'avance de table par rotation ( $t$ ) et la collimation ( $d$ )



# Pitch : SSCT

- Si augmentation du Pitch :
  - Diminution du temps d'acquisition
  - Réduction de la dose
  - Dégradation du profil de coupe (z-resolution)
  - Augmentation des artéfacts liés au pitch



Bricault Y, 2011

Ex :  $P = 1 \rightarrow P = 2$

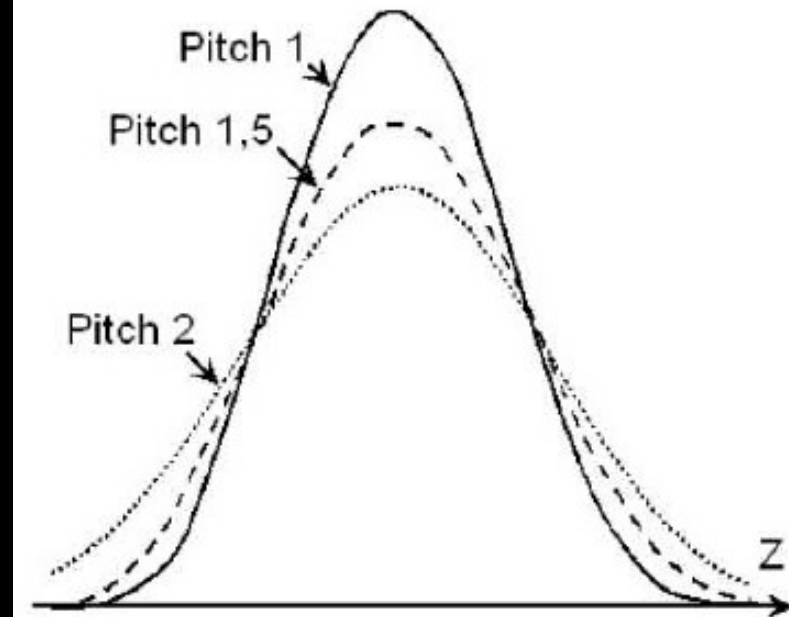
$\rightarrow$  Dose / 2

$\rightarrow$  Temps d'acquisition / 2

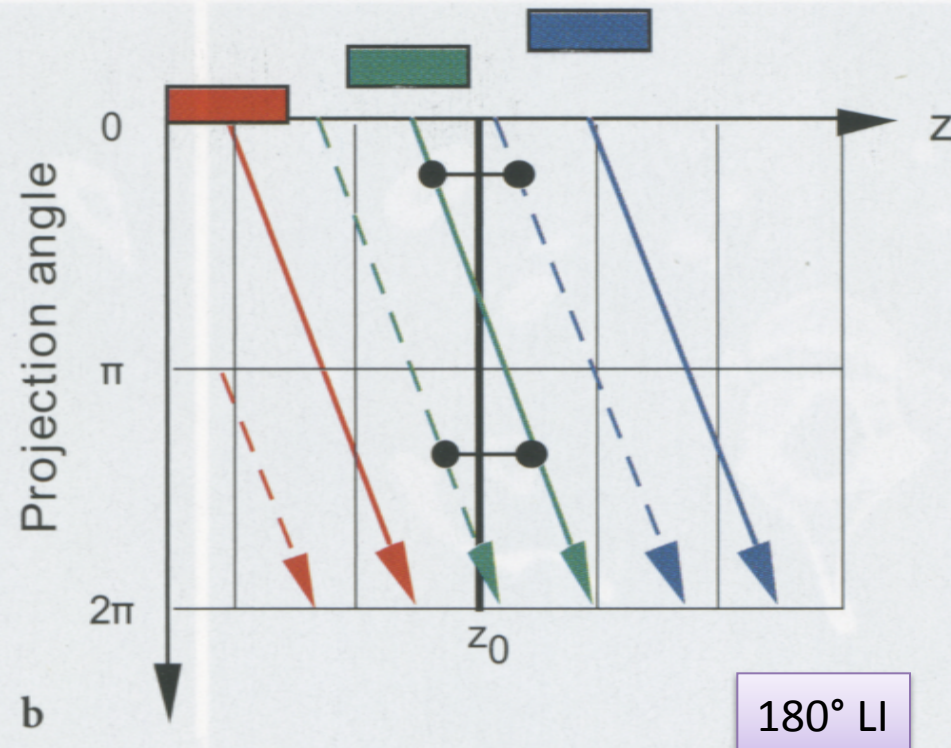
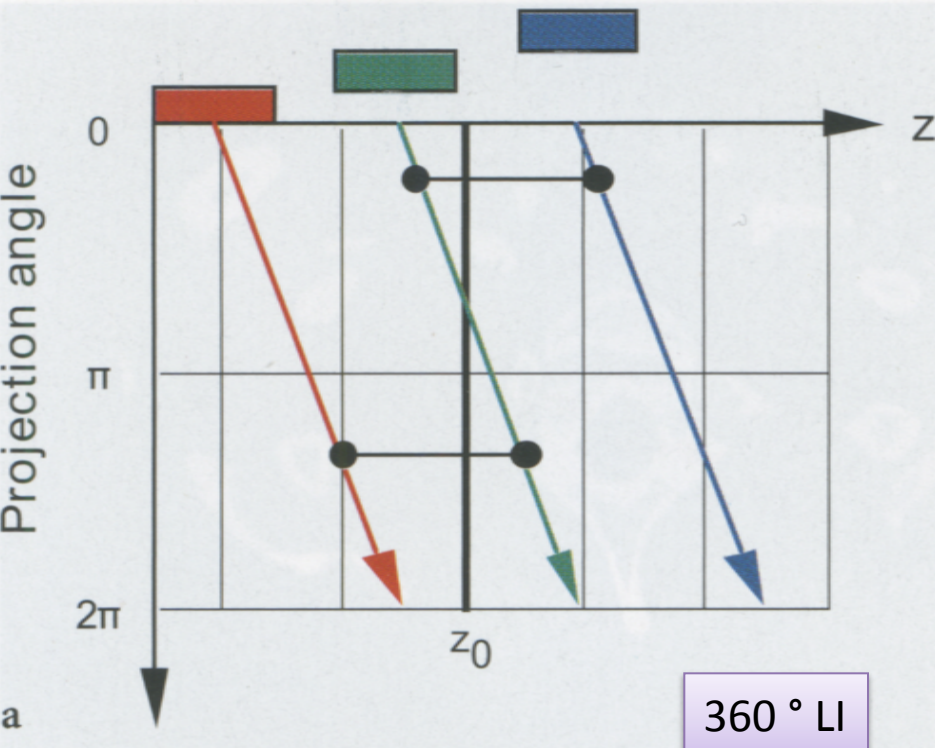
$\rightarrow$  Artéfacts ++

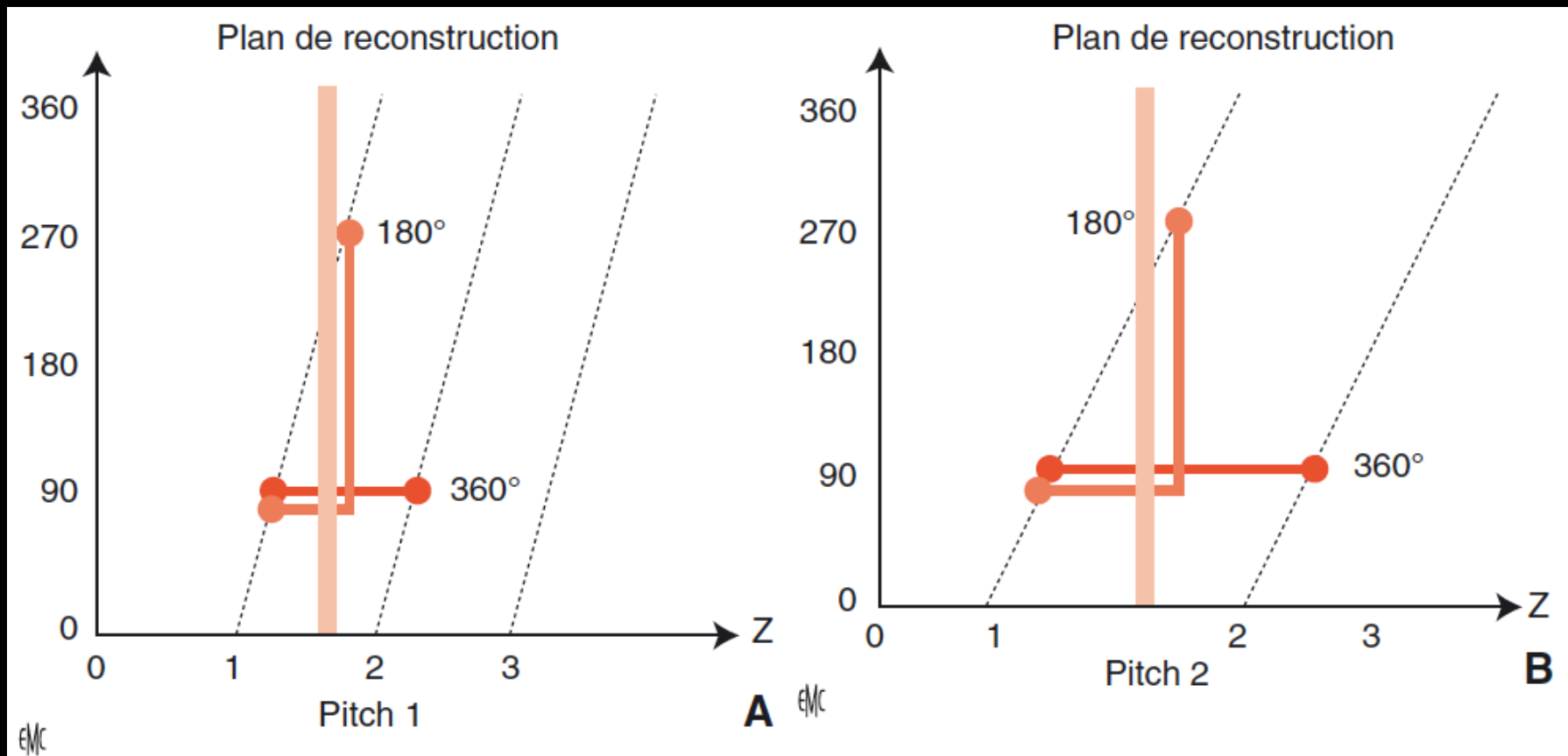


- Avec la reconstruction par interpolation linéaire à  $360^\circ$  ou  $180^\circ$ , le pitch augmente le profil de coupe

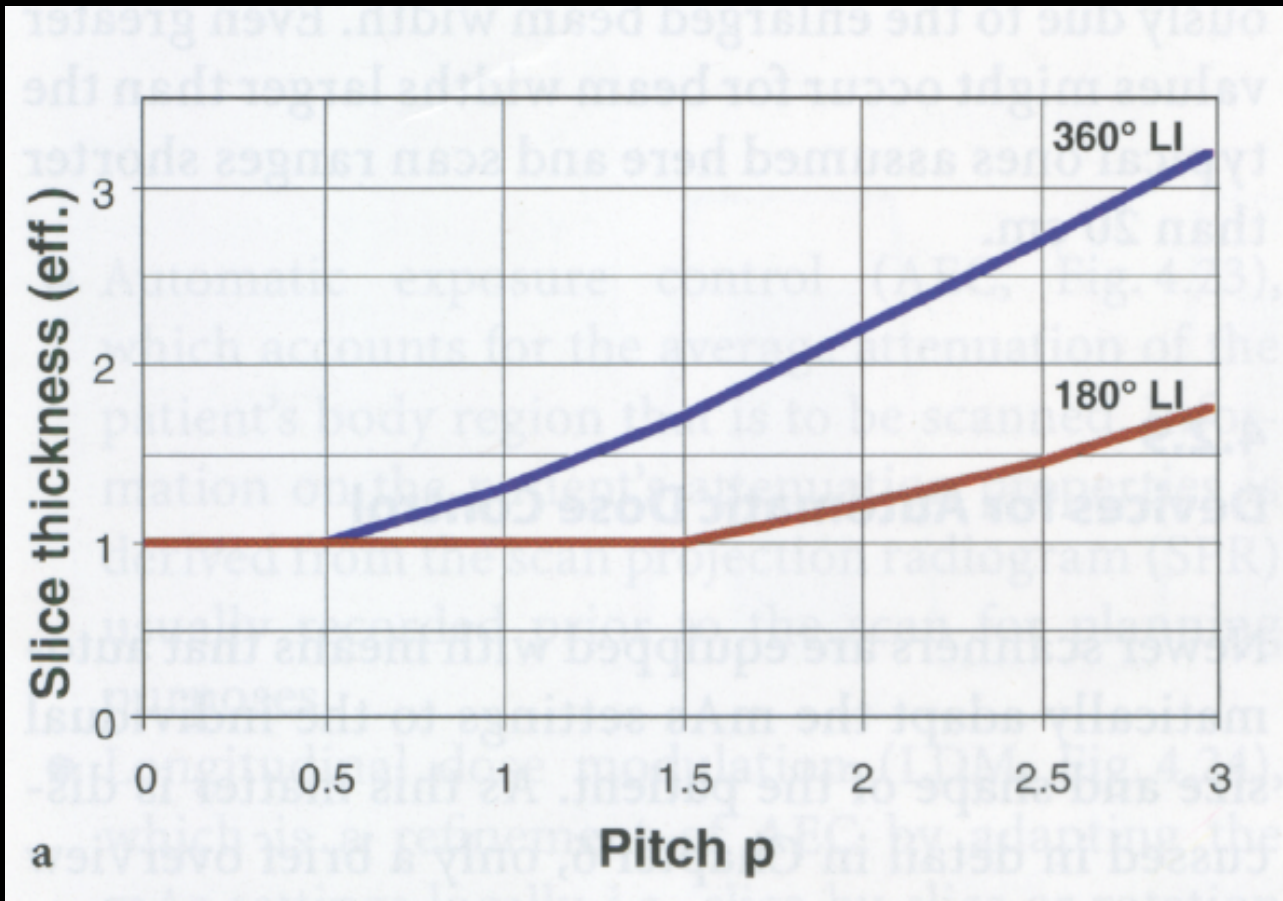


Nagel, 2007





- En scanner monocoupe, l'augmentation du pitch entraîne une dégradation du profil de coupe ce qui se traduit par une augmentation de l'épaisseur réelle de coupe.

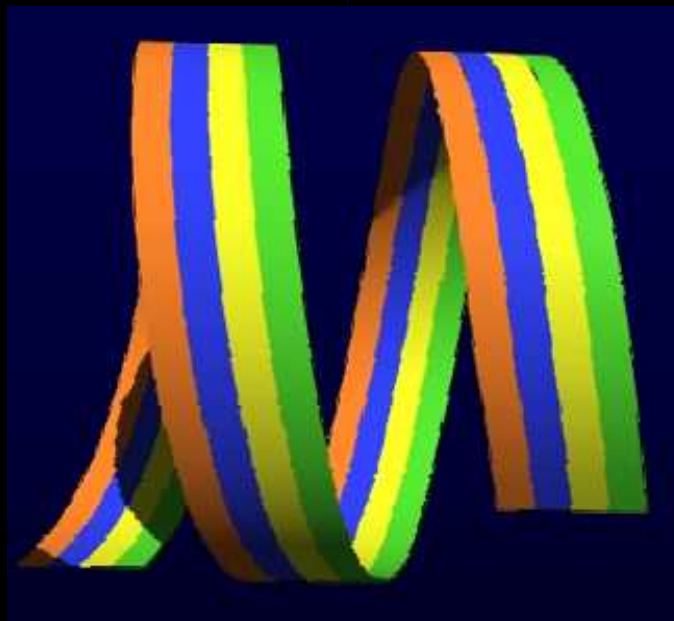


# Pitch : MDCT

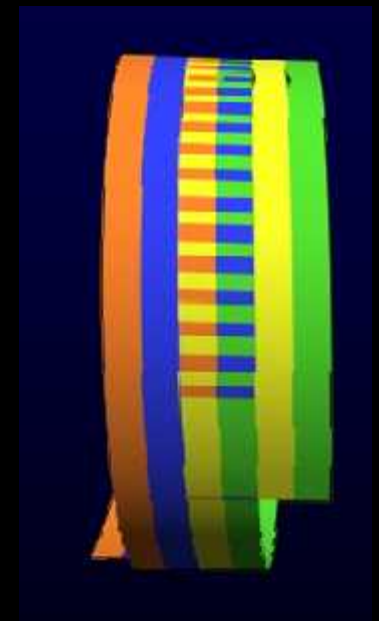
- Avec les MDCT = rapport entre l'avancée de table par rotation ( $t$ ) et la couverture en  $z$  des détecteurs ( $N \times d$ ) ( $P = t/(N \times d)$ )



Pitch = 1  
Hélice jointive



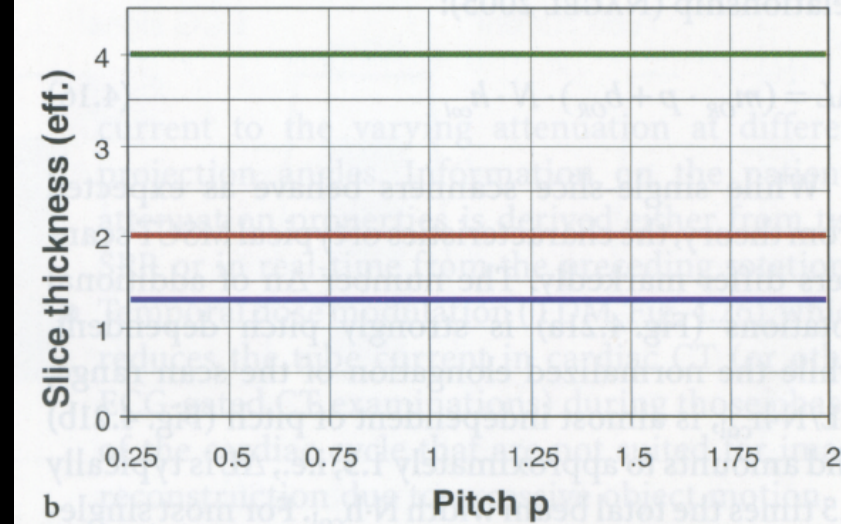
Pitch = 2  
Hélice non jointive



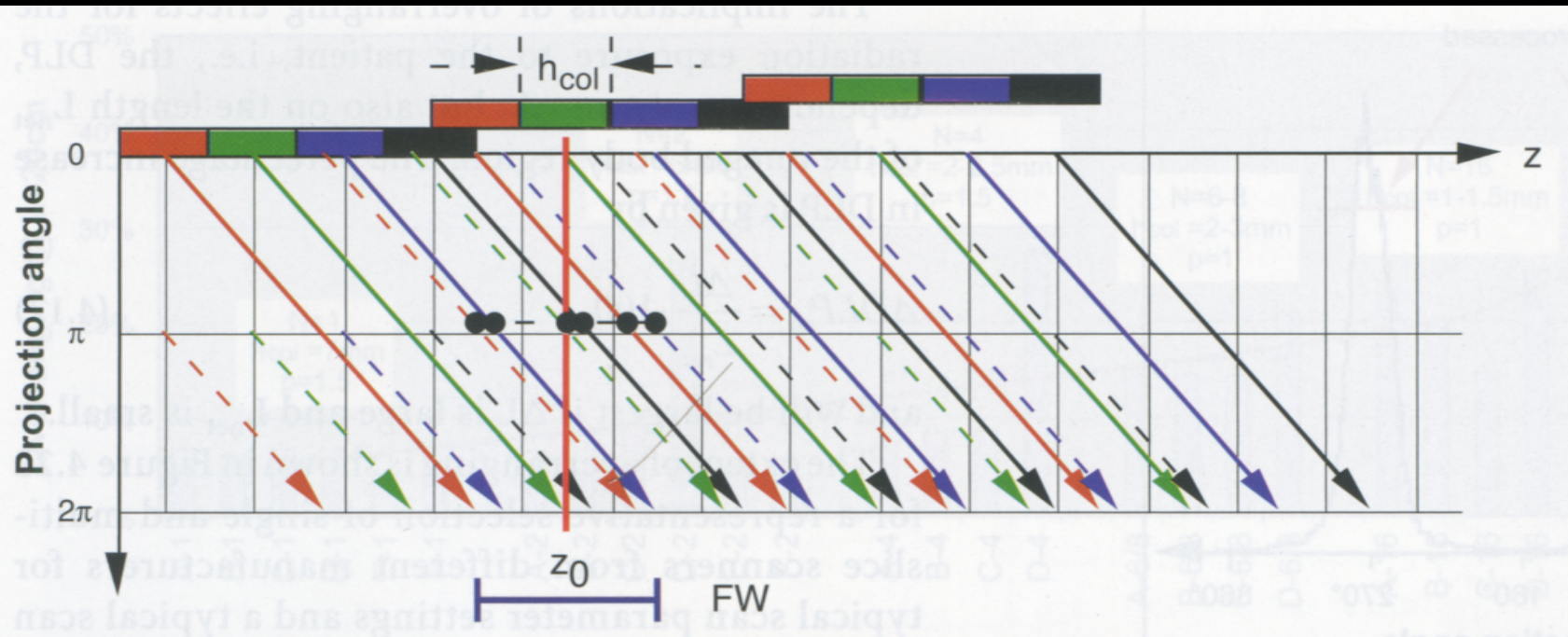
Pitch = 0.5  
Hélice chevauchée

# Pitch

- Avec la reconstruction par interpolation multipoints des données des MDCT, l'augmentation du pitch jusqu'à 2 ne modifie pas le profil de coupe

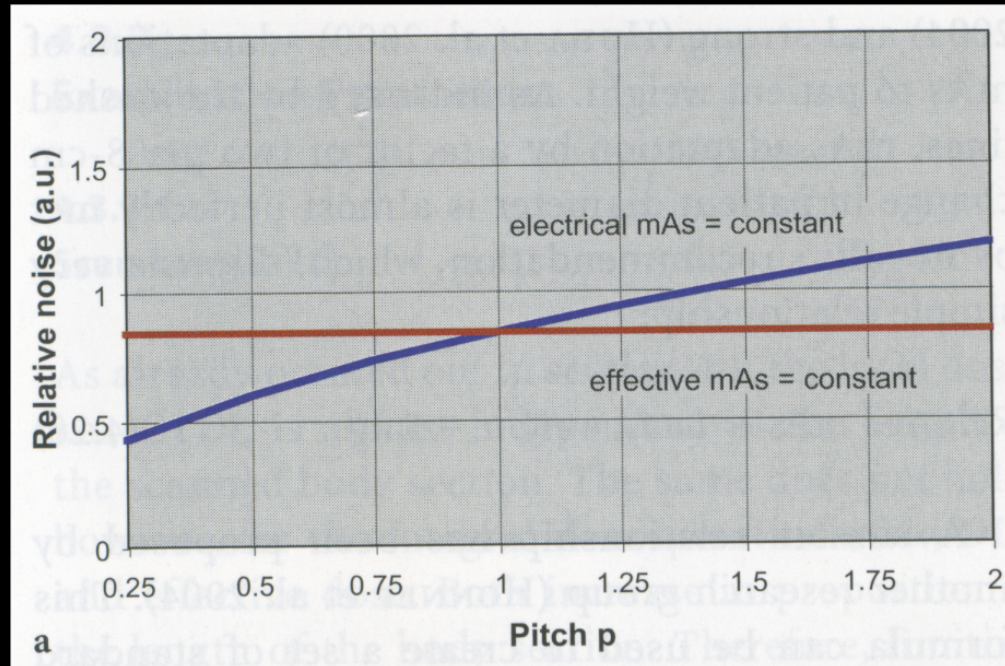


Nagel, 2007



# Pitch

- Même si le profil de coupe n'est plus modifié, la diminution du nombre de données est à l'origine d'une augmentation du bruit.



- Et la réduction de la dose reste vraie ... sauf en cas de modulation automatique de la dose !!!

$$mAs_{\text{eff}} = mAs / \text{Pitch}$$

# Pitch : test sur fantôme



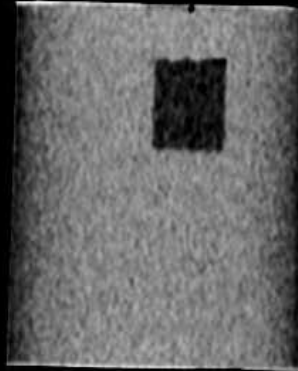
300 mA, 120 kV, ep=1.25 mm

Pitch = 0.562



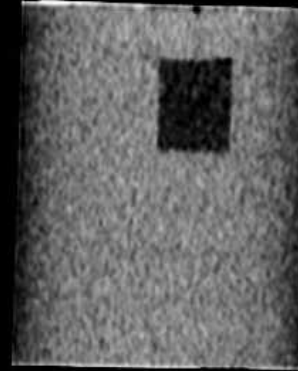
DLP = 1410  
Bruit = 2.124

Pitch = 0.938



DLP = 978  
Bruit = 2.308

Pitch = 1.375



DLP = 672  
Bruit = 2.732

Pitch = 1.75



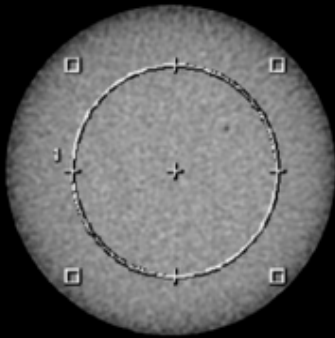
DLP = 530  
Bruit = 2.972

# Pitch : test sur fantôme



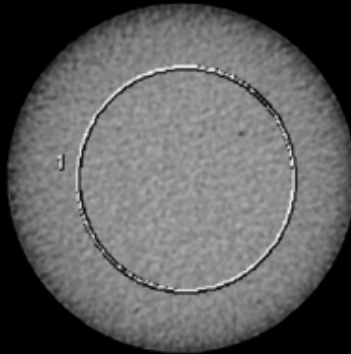
AutomA (IB = 5), 120 kV, ep=1.25 mm

Pitch = 0.562



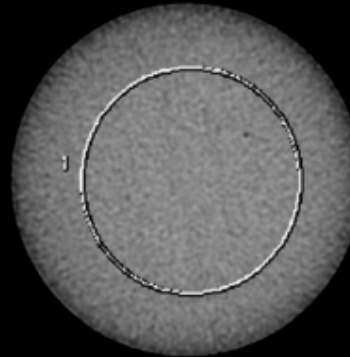
DLP = 382  
Bruit = 3.45

Pitch = 0.938



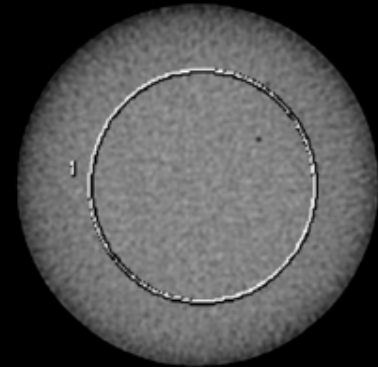
DLP = 475  
Bruit = 3.40

Pitch = 1.375



DLP = 454  
Bruit = 3.22

Pitch = 1.75



DLP = 413  
Bruit = 3.21

Temps d'acquisition :

14.3 s

12.8 s

9.8 s

7.8 s

# Pitch : test sur fantôme



AutomA (IB = 5), 120 kV, ep=1.25 mm

Pitch = 0.562



Pitch = 0.938



Pitch = 1.375



Pitch = 1.75



# Pitch : MDCT

## En pratique :

- L'augmentation du pitch :
  - ne modifie plus la dose !
  - ne modifie plus le rapport signal sur bruit
  - ne modifie plus l'épaisseur de coupe ( $P < 2$ )
  - accélère le temps d'acquisition
  - fait apparaître des artéfacts d'hélice
  - réduit les artéfacts cinétiques
- Le choix du pitch est donc aujourd'hui lié :
  - au temps d'acquisition
  - à l'application clinique notamment cardiaque

# Pitch et coeur

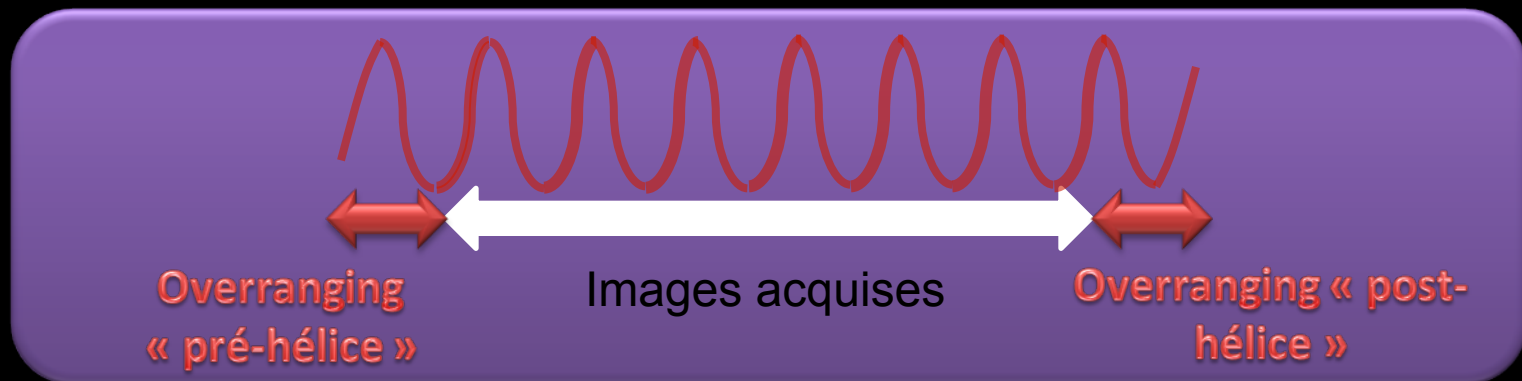


## Pour les examens cardiaques :

- Le pitch est défini par le constructeur
- Il n'est généralement pas modifiable par le manip
- Généralement bas en acquisition rétrospective (0.2)
- Le pitch peut être variable lors de l'acquisition :
  - Par augmentation de la vitesse de table en fonction du rythme cardiaque du patient
  - Plus grand en cas de bpm > 70
  - Permet de réduire la dose délivrée

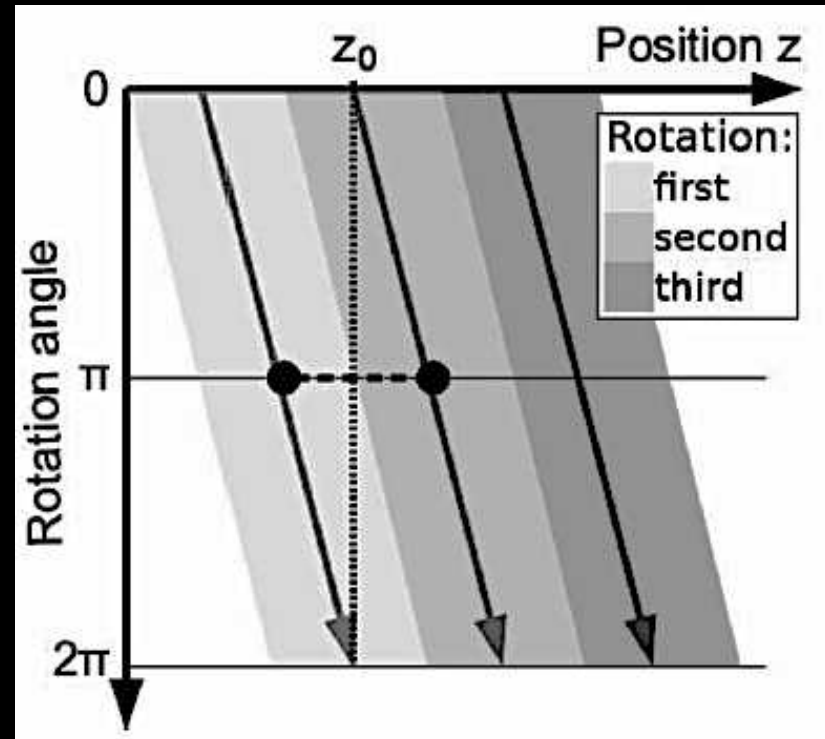
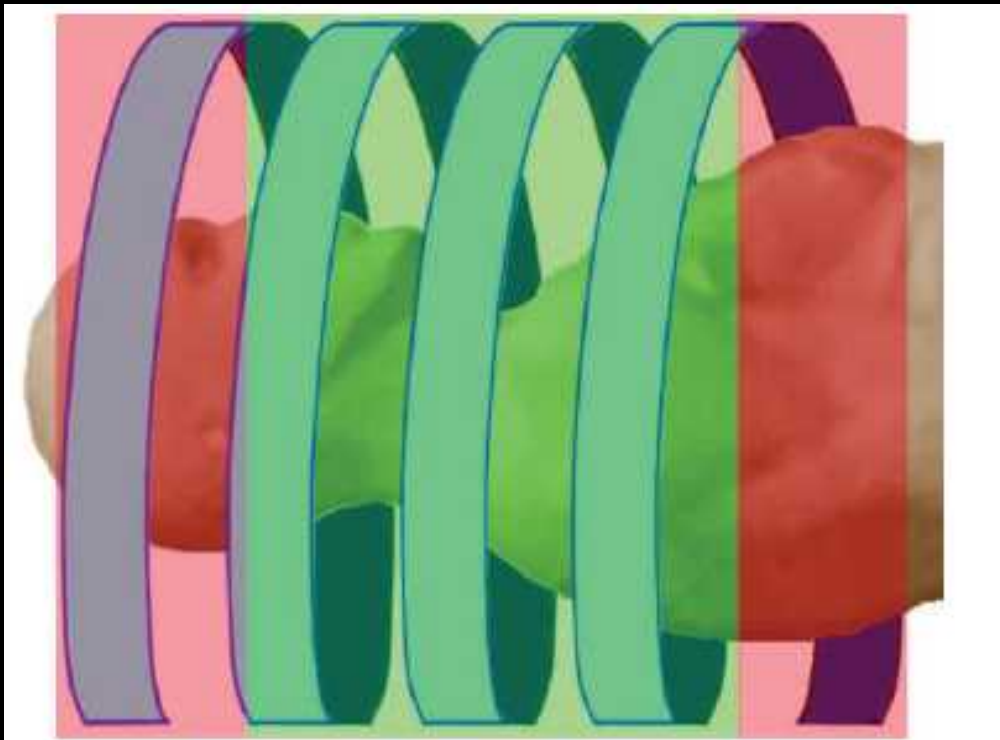
# Le pitch ne modifie plus la dose ... pas tout à fait !

- En scanner hélicoïdal, pour s'assurer de l'entièreté des premières et dernières coupes de l'acquisition, le scanner effectue un tour supplémentaire à chaque extrémité de la zone explorée.
- Cette irradiation supplémentaire s'appelle l'**overranging** ou irradiation pré et post-hélice



# Overranging

L'overranging augmente avec le nombre de détecteur, avec le pitch et diminue de façon inversement proportionnelle à la longueur d'acquisition.



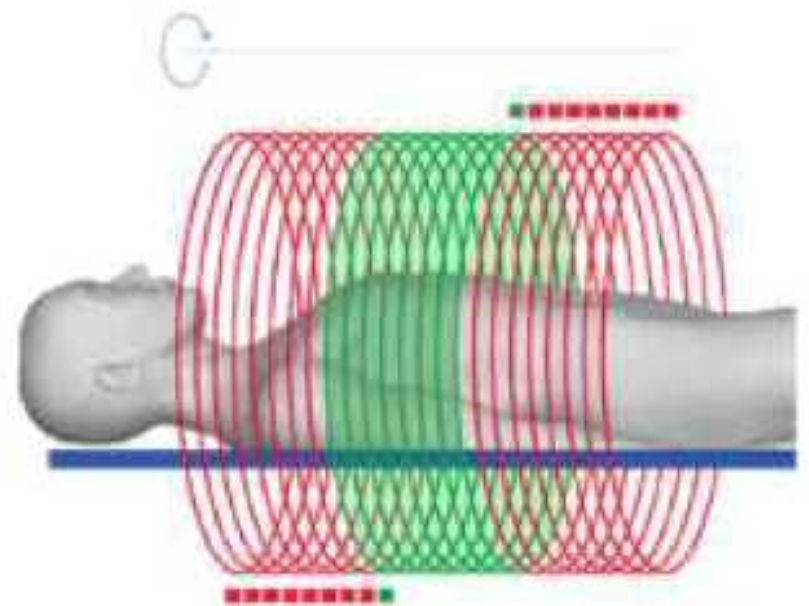
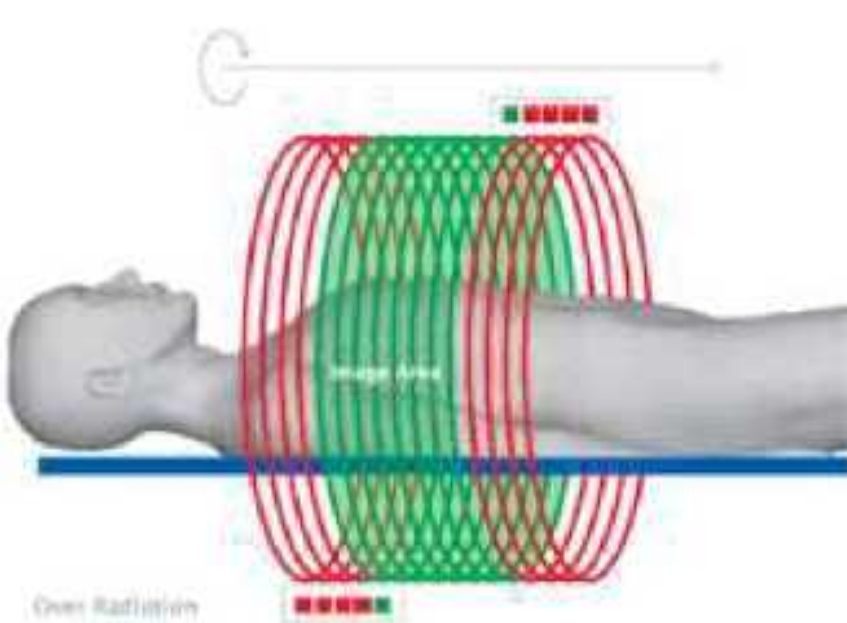
# Overranging

$$\Delta L = (m_{OR} \cdot P + b_{OR}) \cdot N \cdot h_{col}$$

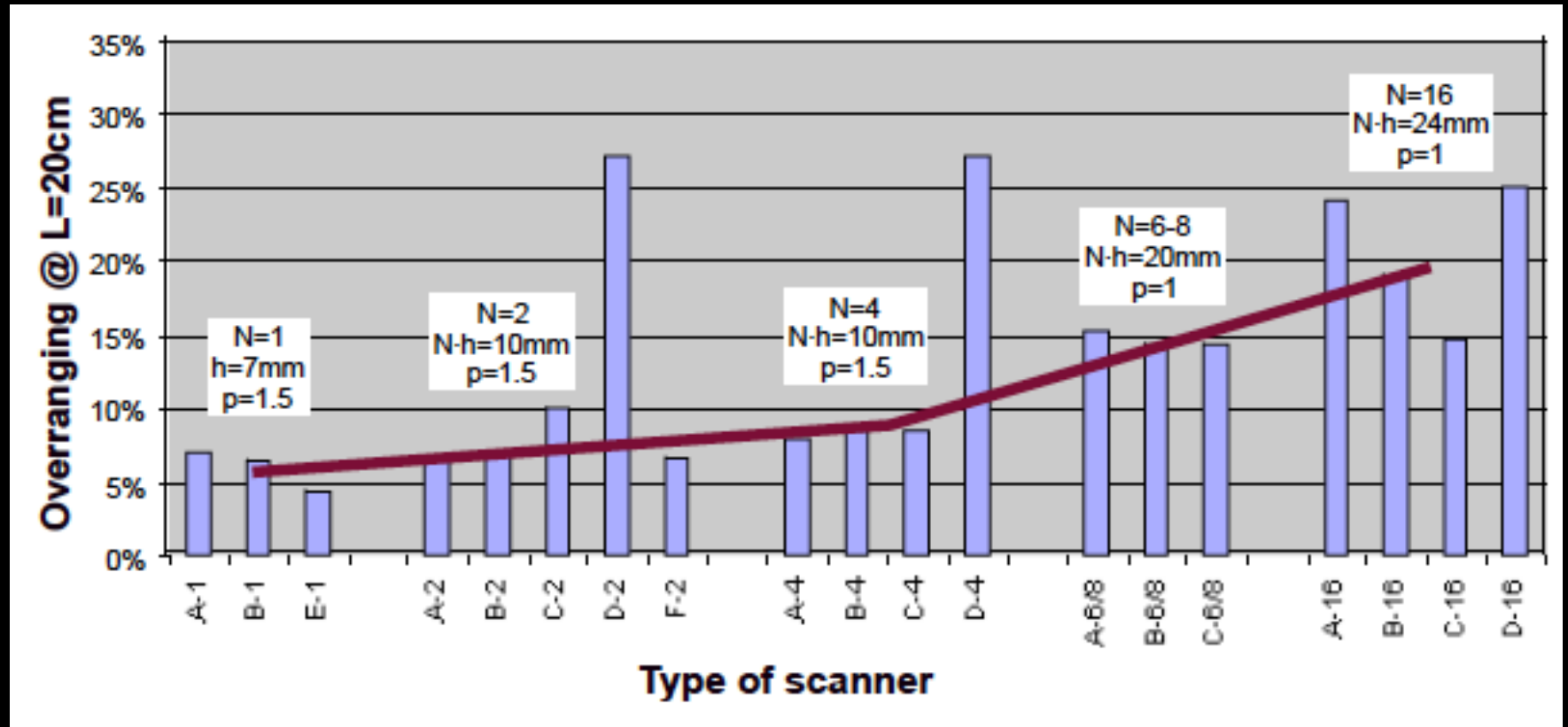
- $\Delta L$  = Augmentation de la longueur exposée
- $N \cdot h_{col}$  = collimation du faisceau
- $P$  = pitch
- $m_{OR} = 2$  pour SSCT ; = 1 pour MDCT
- $b_{OR} = -1$  pour SSCT ; = 0,5 pour MDCT

$$\Delta PDL_{réel} = \frac{\Delta L}{L_{expl}} \cdot 100$$

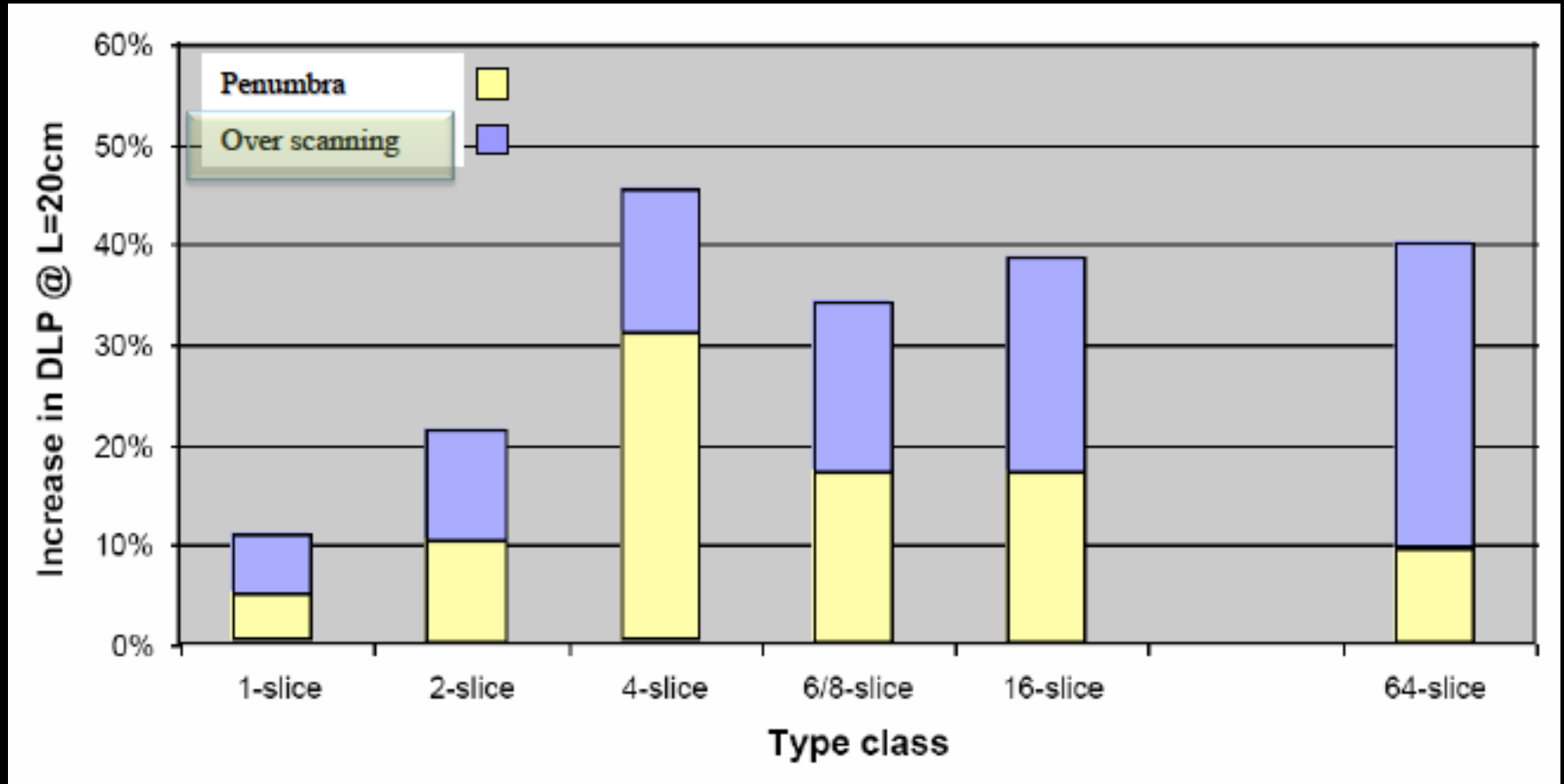
# Overranging et nombre de détecteurs



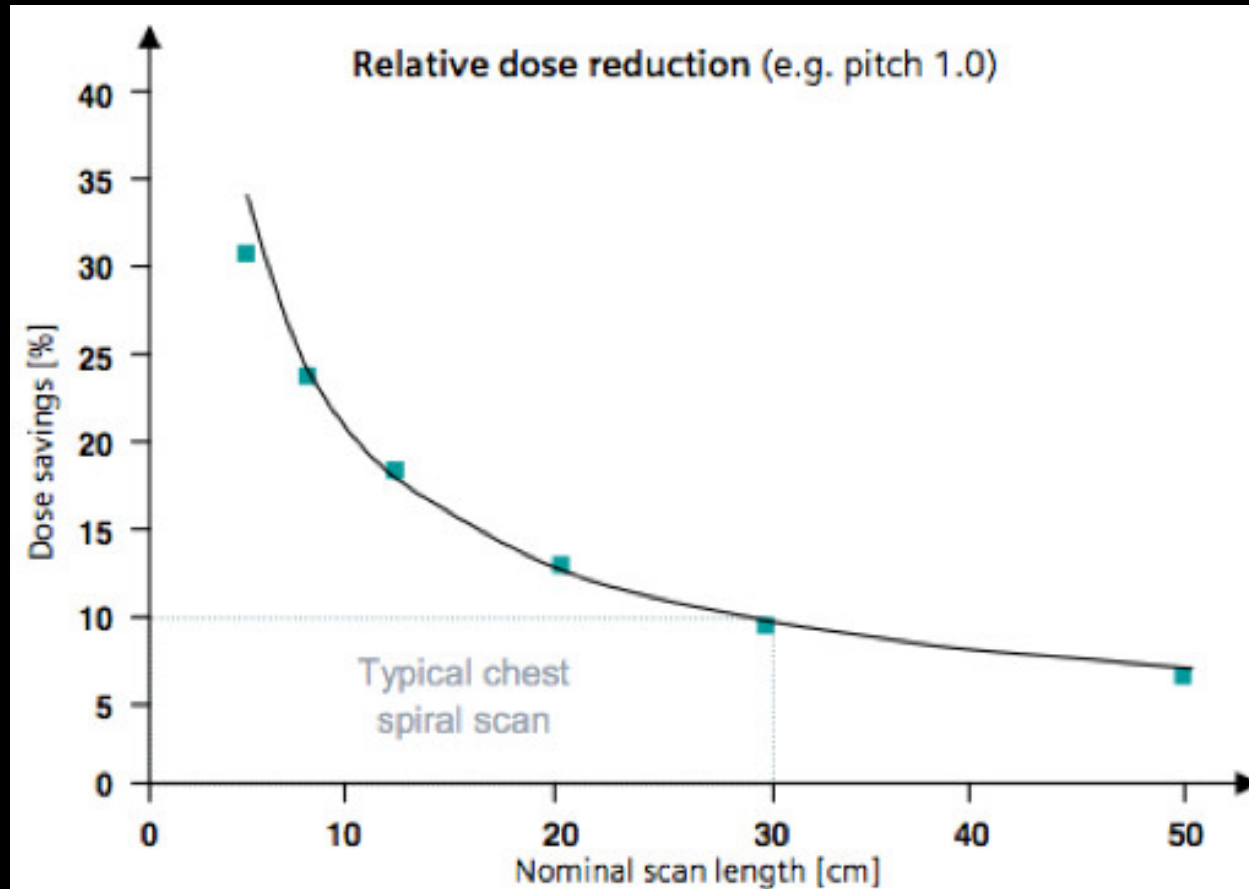
# Overranging et nombre de détecteurs



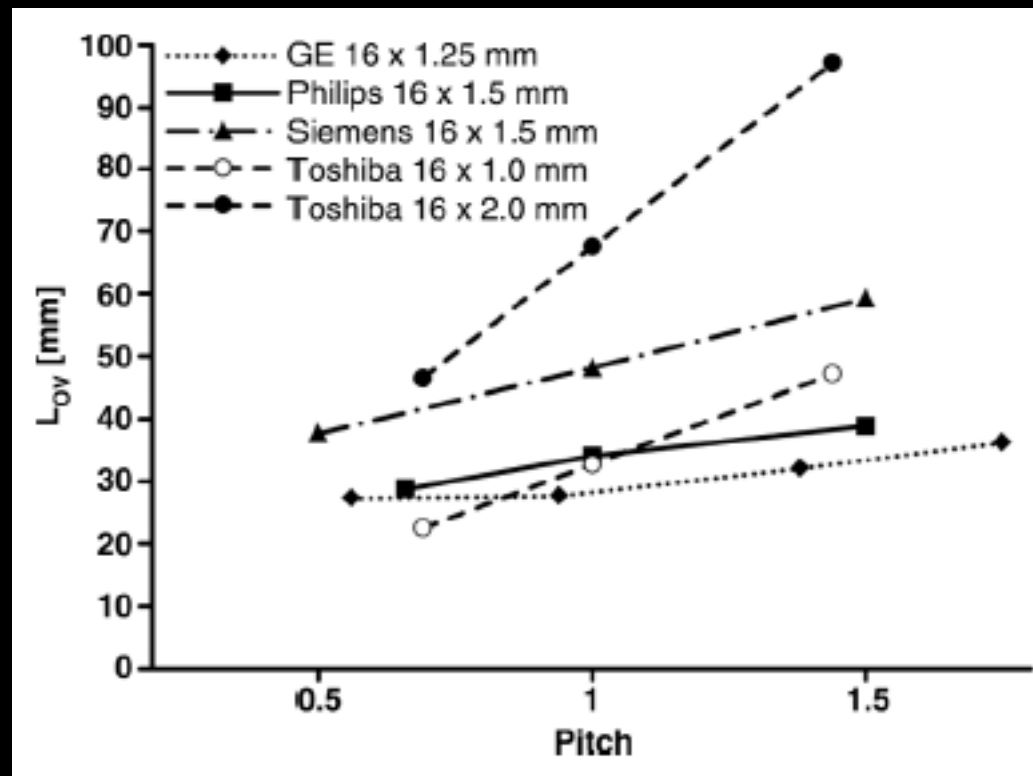
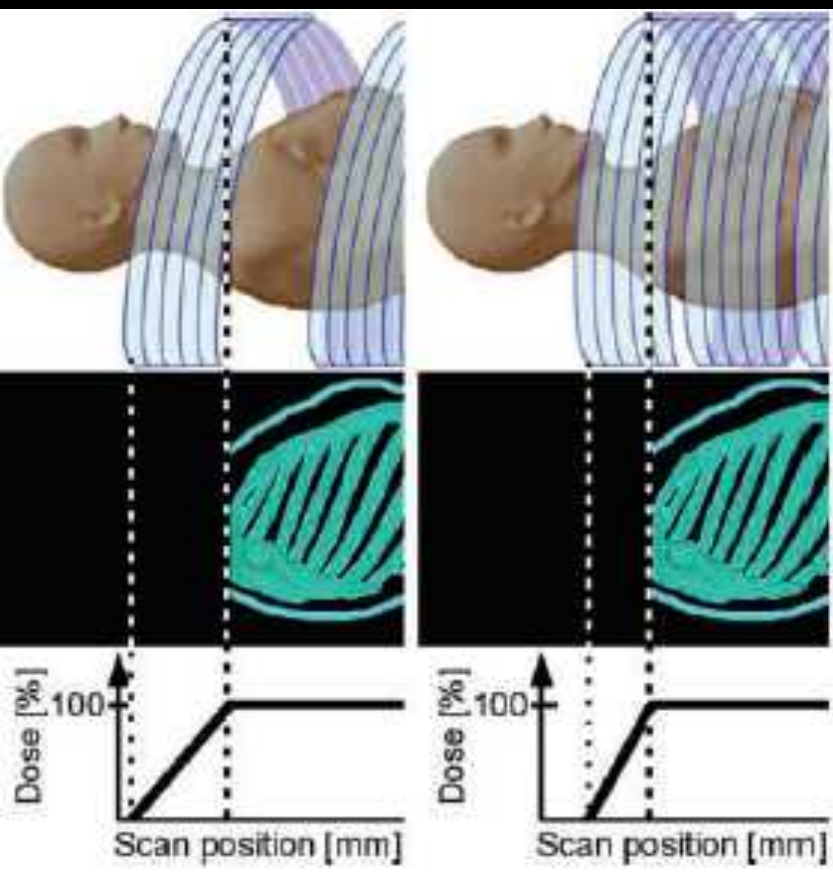
# Overranging et nombre de détecteurs



# Overranging et longueur d'acquisition



# Overranging et pitch



# Overranging et pitch

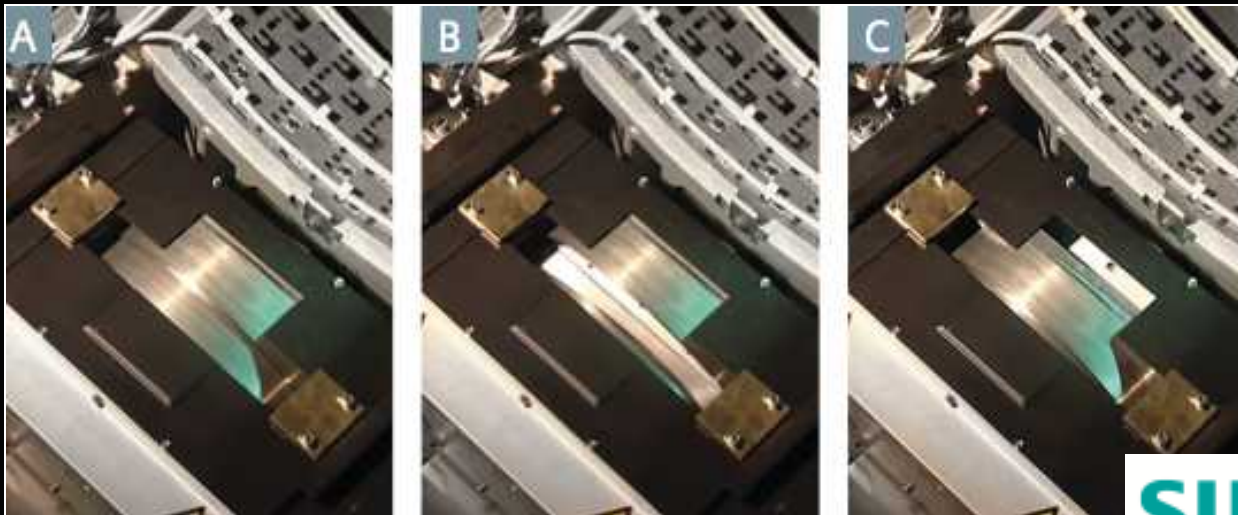
## En pratique :

- L' overranging est négligeable en cas d' exploration de grand volume (> 300 mm).
- En cas d' acquisition d' un petit volume avec un scanner 64-détecteurs :
  - préférer un petit pitch
  - faire une acquisition volumique ou séquentielle
- Utiliser une collimation active

# Collimation active

## Collimation active

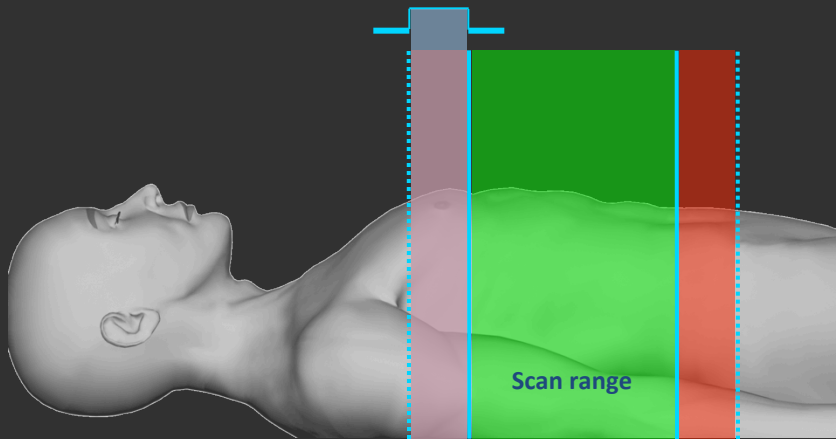
- Collimation de part et d'autre de l'hélice pour éviter irradiation inutile due à l'overranging
- Ouverture et fermeture asymétrique du collimateur primaire au début et à la fin de chaque acquisition.



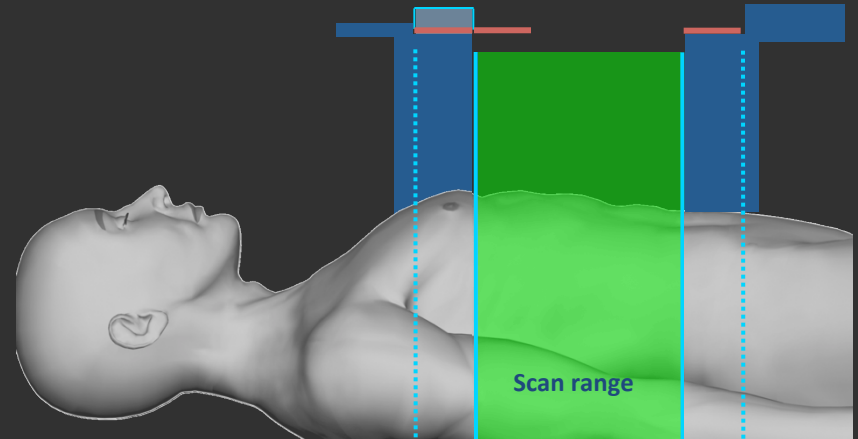
# Collimation active

SIEMENS

Adapté à une radioprotection maximale  
Bouclier RX adaptatif



Technologie conventionnelle



SOMATOM Definition AS  
Bouclier RX Adaptatif

# Dose Reduction in Helical CT: Dynamically Adjustable z-Axis X-Ray Beam Collimation

**TABLE 5: Estimated Reductions in Effective Dose for Representative Clinical Protocols**

Anatomic Region	Pitch	Scan Length (mm)	CTDI <sub>vol</sub> (mGy)	Dose–Length Product (mGy·cm)	Effective Dose With Fixed z Collimation (mSv)	Reduction in Total Incident Radiation in Air at Isocenter With Dynamic z Collimation (%)	Effective Dose Reduction With Dynamic z Collimation (mSv)
Head	1.0	150	64	1,044	2.6	16	0.4
Chest	1.0	300	18	587	9.0	9	0.8
Liver	1.0	250	27	746	12.6	11	1.4
Abdomen and pelvis	1.0	500	16	844	13.5	6	0.8
Coronary arteries							
Single-source CT	0.2	120	47	663	9.7	4	0.4
Dual-source CT	3.4	120	3	58	1.8	55	1.0

Note—All protocols have assumed collimation of 128 × 0.6 mm and 120-kV tube potential. CTDI<sub>vol</sub> = volume CT dose index.

## Pitch : en pratique

- Le paramétrage du pitch ne se fait plus en fonction de la dose mais en fonction :
  - Du temps d'acquisition
  - Du type d'examen
- De plus, maintenant, apparition en cardiologie d'acquisition avec pitch variable en fonction du rythme cardiaque ...



Merci de votre  
attention

PLAY  
TIME  
. . 30  
09 . .  
2011

[WWW.NUITBLANCHEMETZ.COM](http://WWW.NUITBLANCHEMETZ.COM)

