

# Imagerie par rayons X

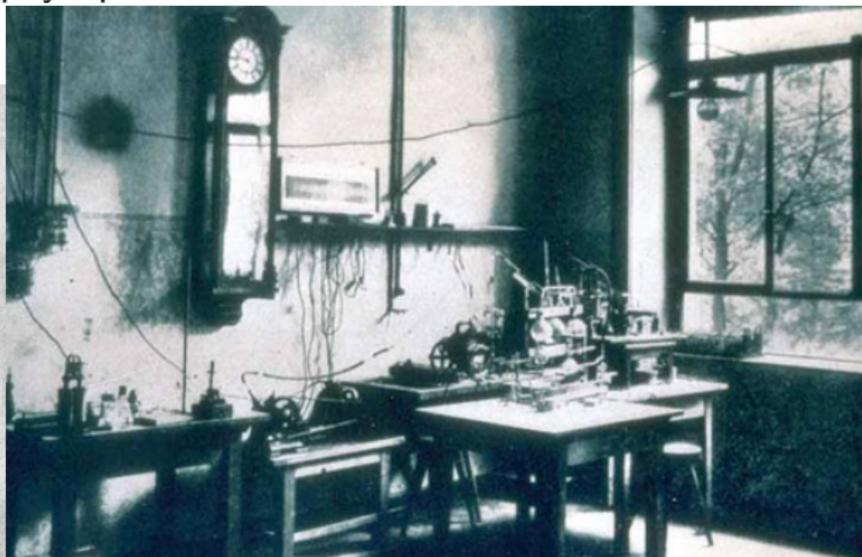
Isabelle Bloch  
LTCI - Télécom Paris



# Découverte des rayons X

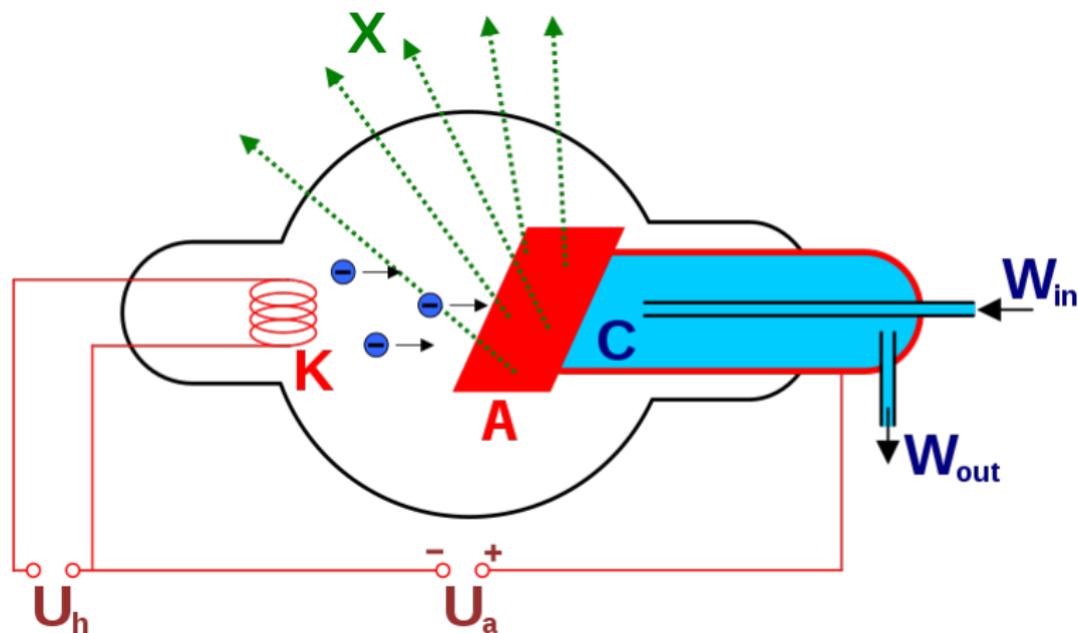
1895 : Découverte des rayons X par Wilhelm Conrad Röntgen.

1901 : Prix Nobel de physique.



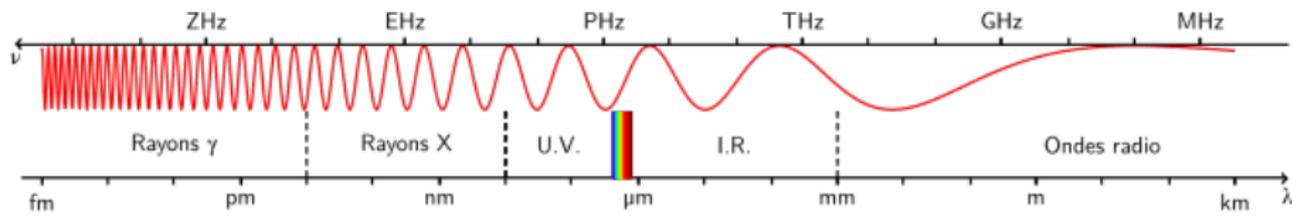
# Production des rayons X

- Collision d'électrons sur des atomes de matière.
- Conversion de leur énergie cinétique en onde électromagnétique.



# Caractéristiques électromagnétiques

- Longueur d'onde très courte : entre  $10^{-10}$  et  $10^{-11}$  m.
- Forte énergie :  $10^4 - 10^6$  eV.
- Fréquence très élevée :  $10^{18} - 10^{20}$  s $^{-1}$ .



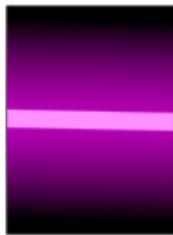
0.01nm



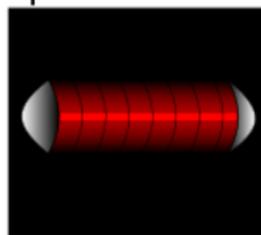
1nm



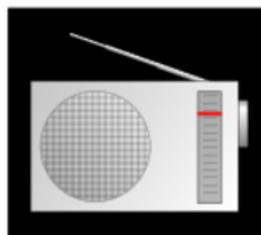
100nm



1 $\mu$ m



1cm

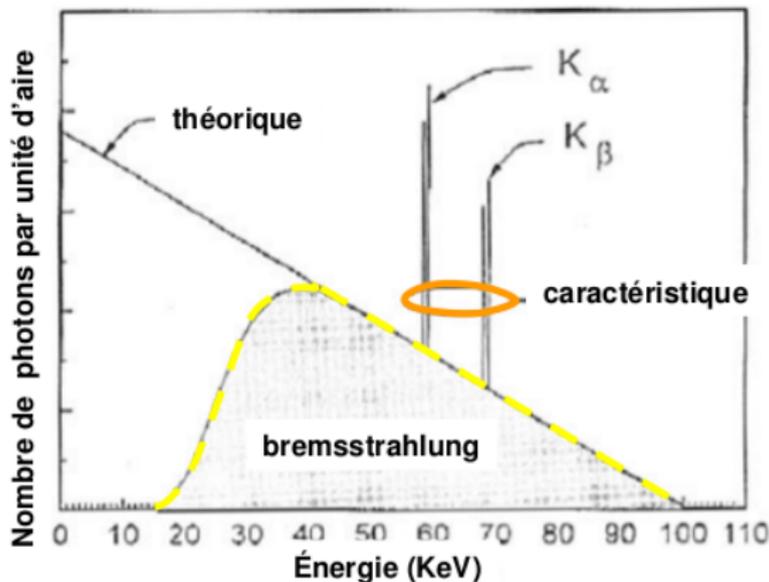


1m

1km

# Radiations

- de freinage (Bremsstrahlung) : déviation de l'électron incident,
- caractéristiques (Tungstène : 59,3 KeV) : collision avec un électron de l'atome, qui est éjecté, avec émission d'un photon, et l'atome est ionisé.



- Valeur de pic (25-150 kVp en diagnostic et radiologie interventionnelle, 100-140kVp pour l'abdomen, 80kVp pour le cerveau).
- Flux d'électrons dans la cathode, en mAs, produit
  - du temps d'exposition,
  - et du courant (1-3 mA en fluoroscopie, 50-1000 pour les autres acquisitions).

- Diffusion élastique de Rayleigh : déviation d'un rayon par un noyau petit devant la longueur d'onde, sans transfert d'énergie (peu d'effet pour l'imagerie).
- Diffusion Compton : déviation avec transfert d'énergie.
- Absorption photo-électrique : interaction avec un atome, électron éjecté, émission d'un photon X caractéristique, ionisation.
- Production de paires électron / positon (pour des photons de très haute énergie). N'apparaît pas en radiologie de diagnostic ou interventionnelle.

# Atténuation

⇒ intensité atténuée par ces interactions le long de chemins rectilignes.  
Coefficient d'atténuation linéaire  $\mu$  dans un volume  $dv$  :

$$\log\left(\frac{I + dI}{I}\right) = -\mu dv$$

$$\Rightarrow I = I_0 \exp\left(\int -\mu dv\right)$$

$\mu$  dépend

- de la densité  $\rho$ ,
- de l'énergie.

Coefficient massique d'atténuation =  $\mu/\rho$ .

Exemple à 100 keV :

Tissu	$\mu$	$\rho$
Air	0,0001	0,0012
Eau	0,1687	1
Muscle	0,18	1,032
Sang	0,178	1,036
Os	0,48	1,84
Matière blanche	0,172	1,0274
Matière grise	0,1727	1,0355

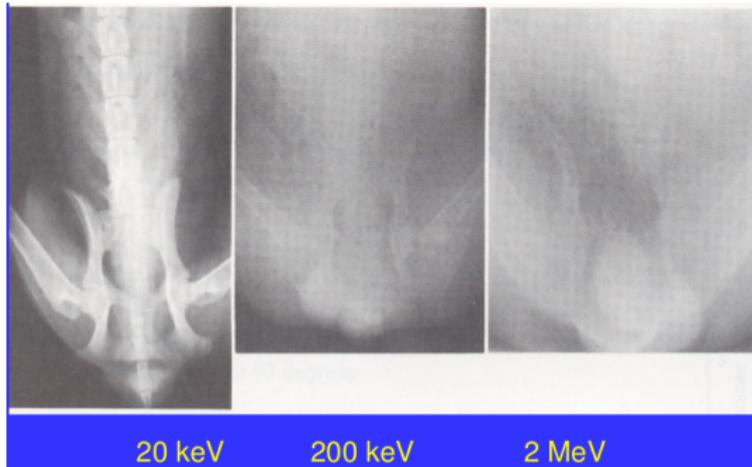
⇒ influence sur le contraste entre les tissus.

$\mu/\rho$  en fonction de l'énergie :

Energie (MeV)	Air	Eau	Os	Muscle
0,02	0,0516	0,0523	0,251	0,0544
0,2	0,00268	0,00300	0,00302	0,00297
2	0,00234	0,00260	0,00248	0,00257

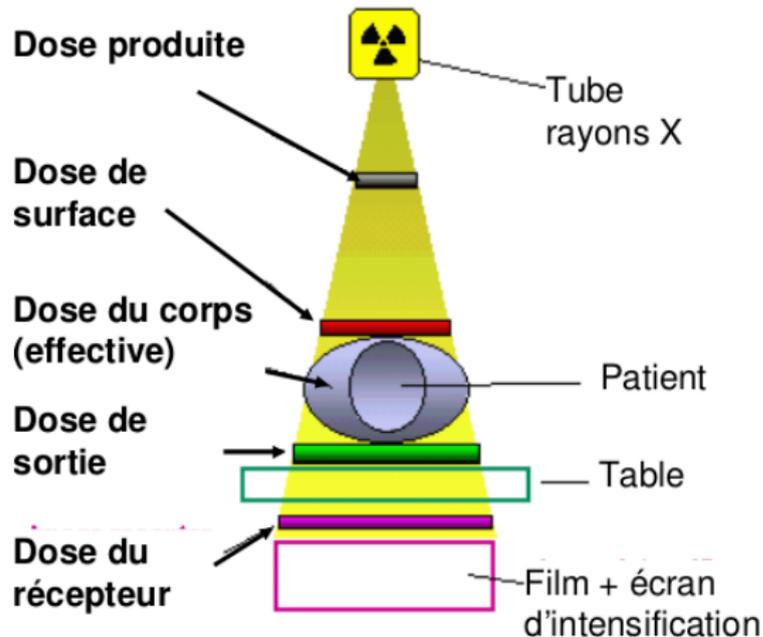
⇒ Diminution du contraste lorsque l'énergie augmente.

kVp bas : meilleur contraste mais mauvaise pénétration ⇒ on augmente les mAs...



# Dosimétrie

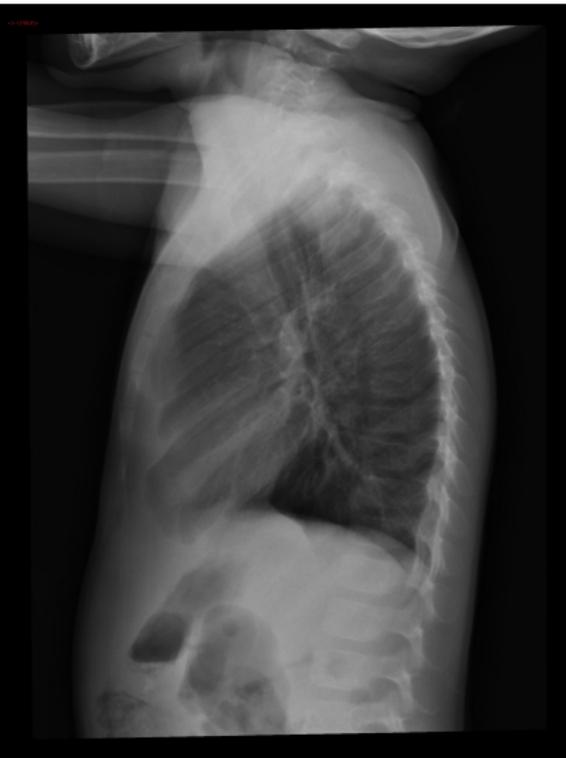
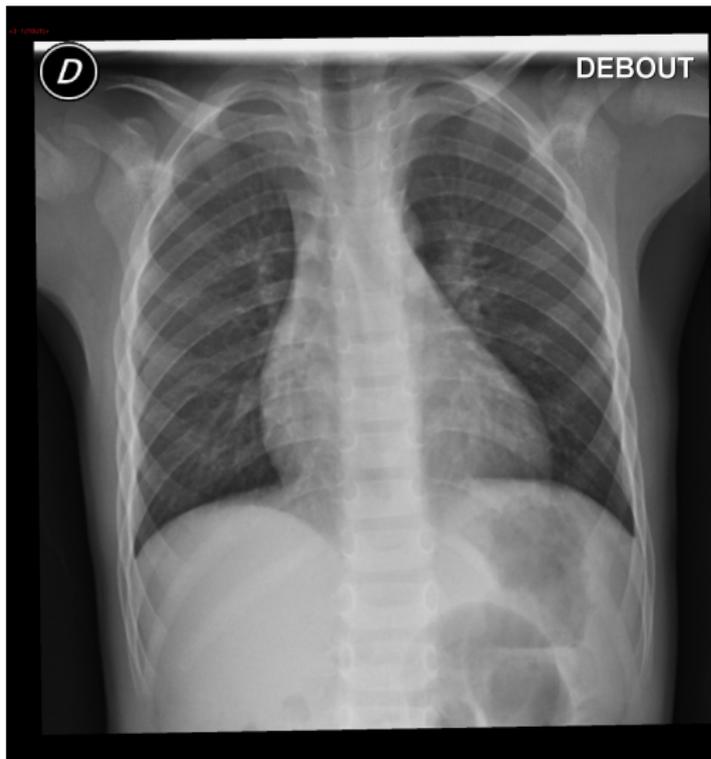
Mesure de l'exposition.

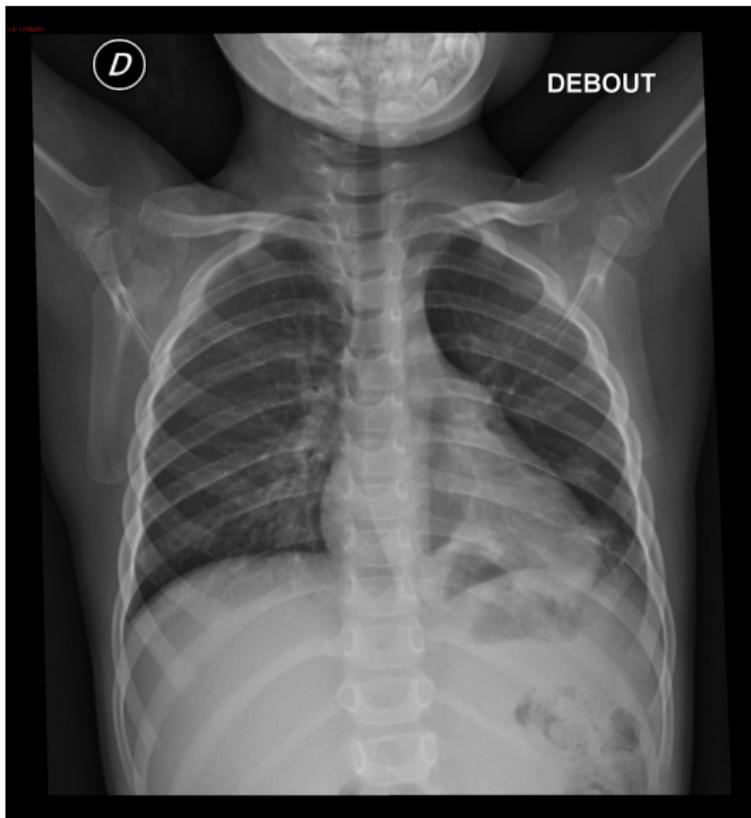


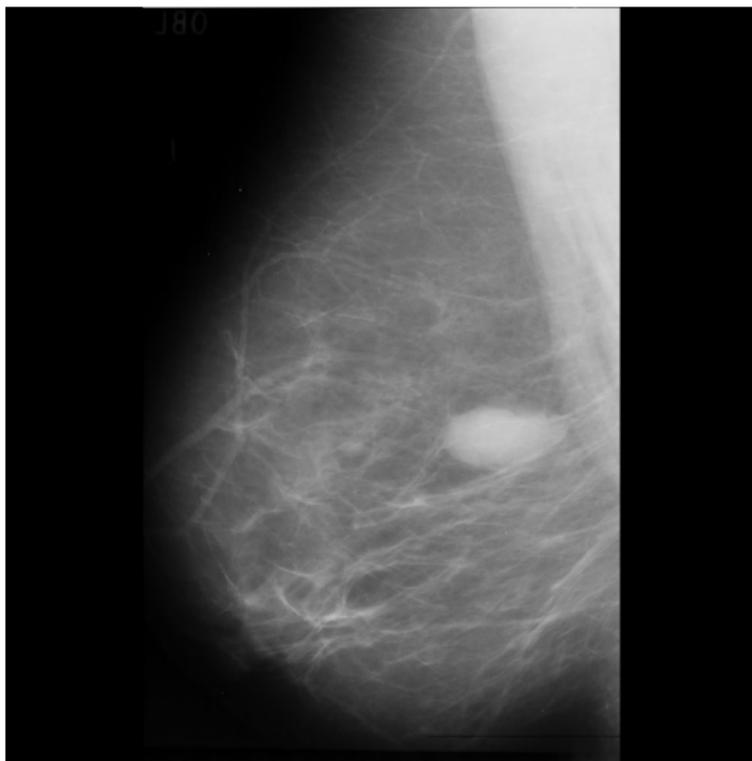
kVp	Dose effective (mR)
50	1656
60	841
70	546
80	391
90	304
100	251
110	215
120	188
130	168
140	153

- Collimateur (pour éliminer la diffusion Compton).
- Détection sur un film.
- Détection numérique : matériau de scintillation + CCD (conversion des photons en signal numérique).
- Scanner à rayons X : reconstruction tomographique : projections → coupes.

















## Angiographie :



## Acquisition à faible dose :



EOS Low Dose  
 $115.62\mu\text{Gy}$

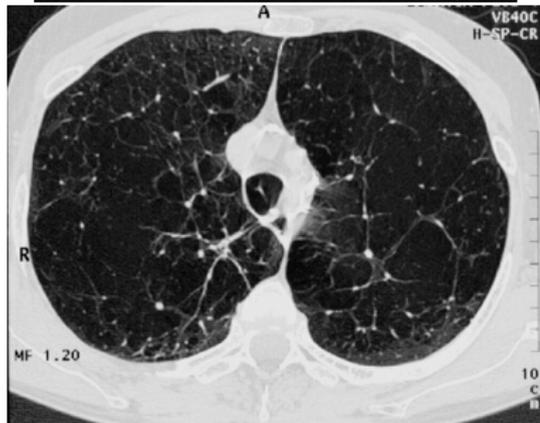
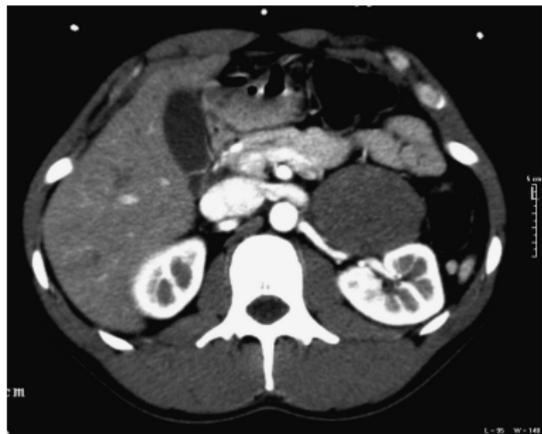


EOS Micro Dose  
 $14.64\mu\text{Gy}$

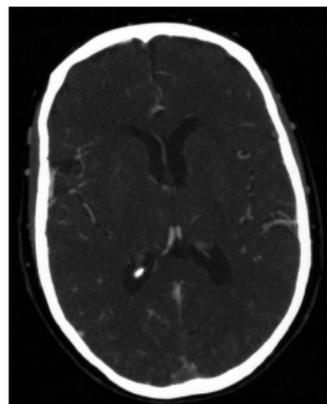
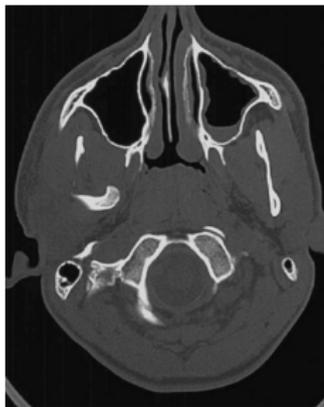
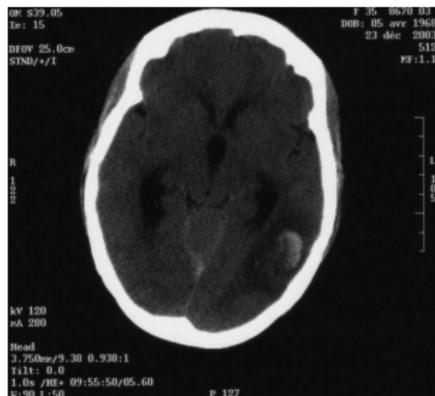


EOS preview  
 $1.44\mu\text{Gy}$

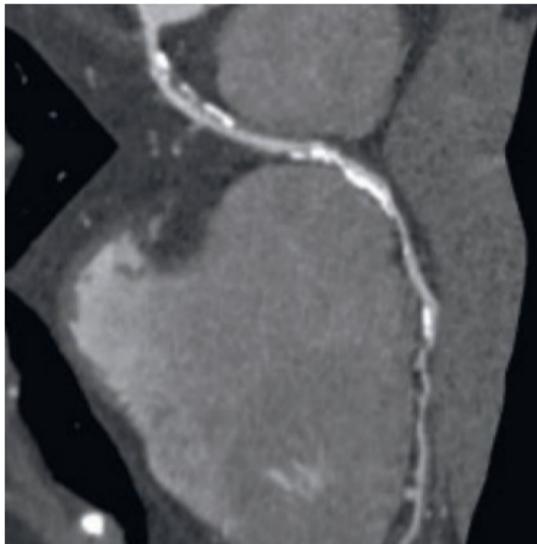
## Scanner (CT) :

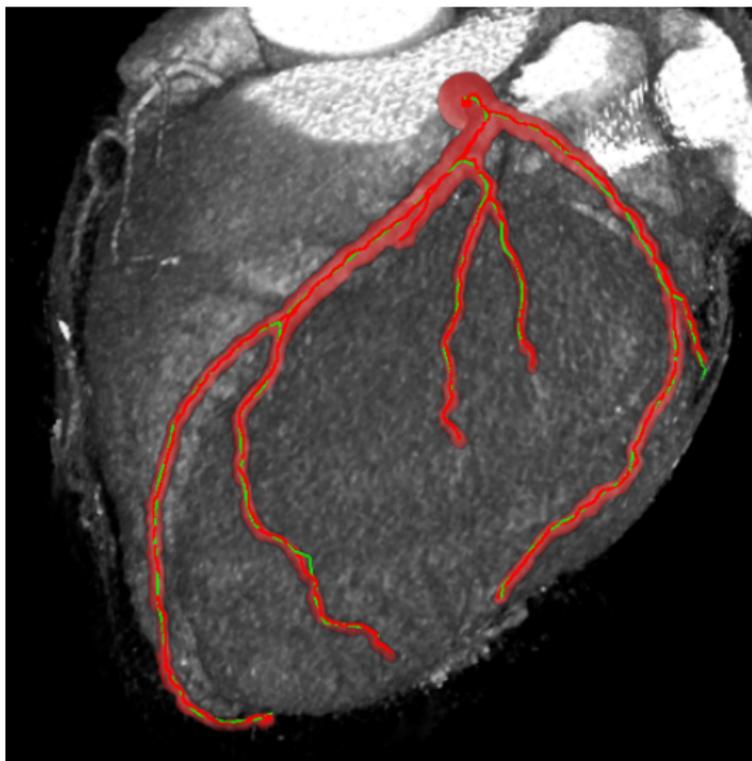


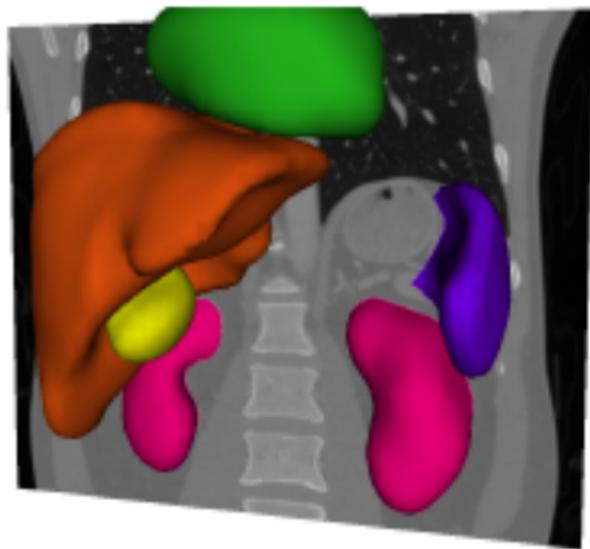
## Scanner (CT) :



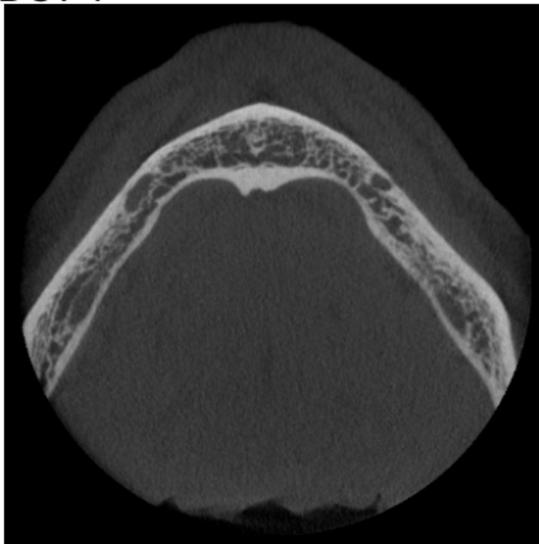
CT de haute résolution :



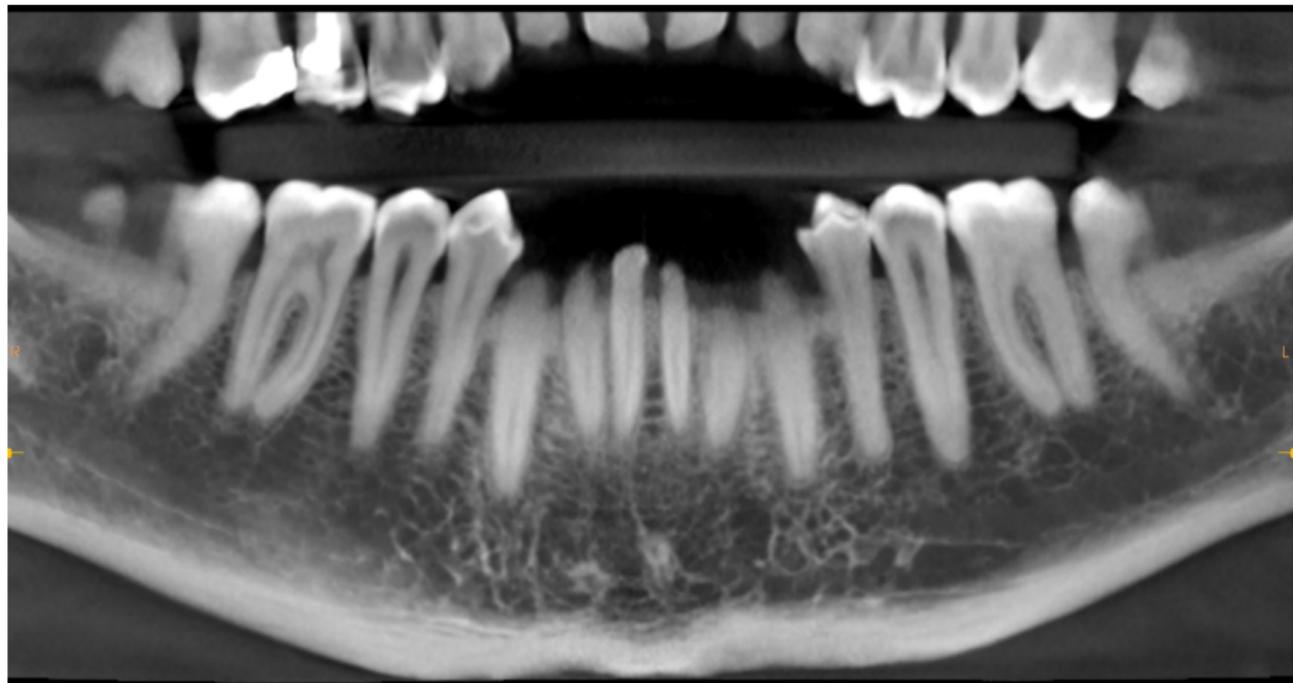




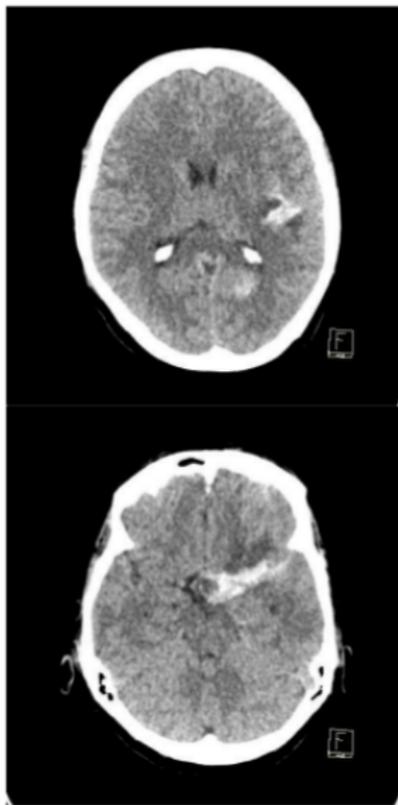
CBCT :







# CT



# CBCT

