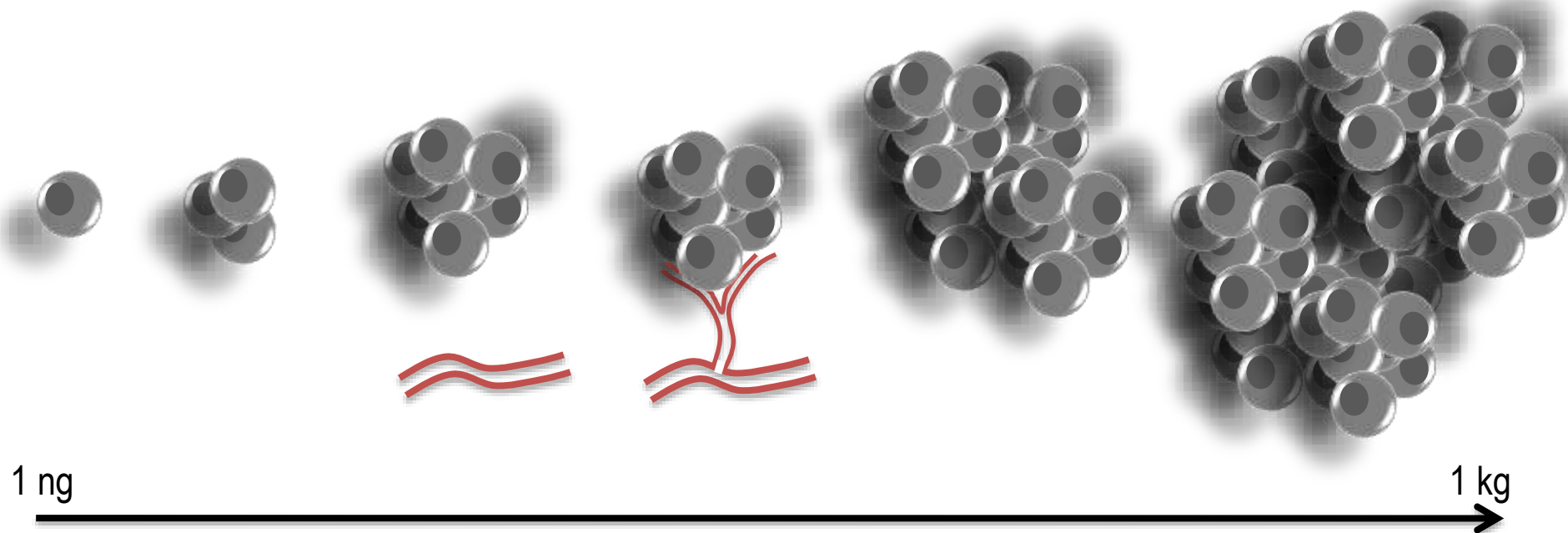


Imagerie fonctionnelle en Oncologie (hors neuroradiologie)

O Lucidarme

Pitié Salpêtrière Hospital APHP-UPMC-Paris





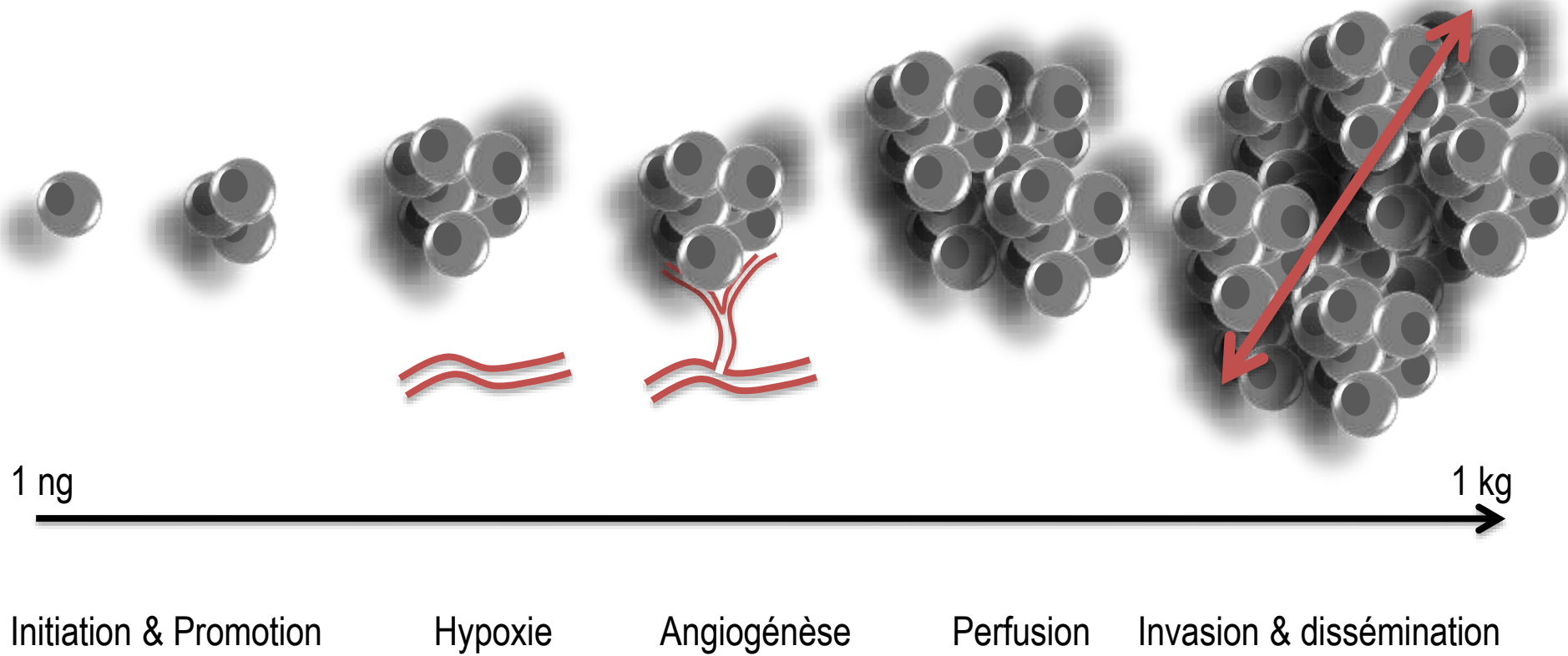
Initiation & Promotion

Hypoxie

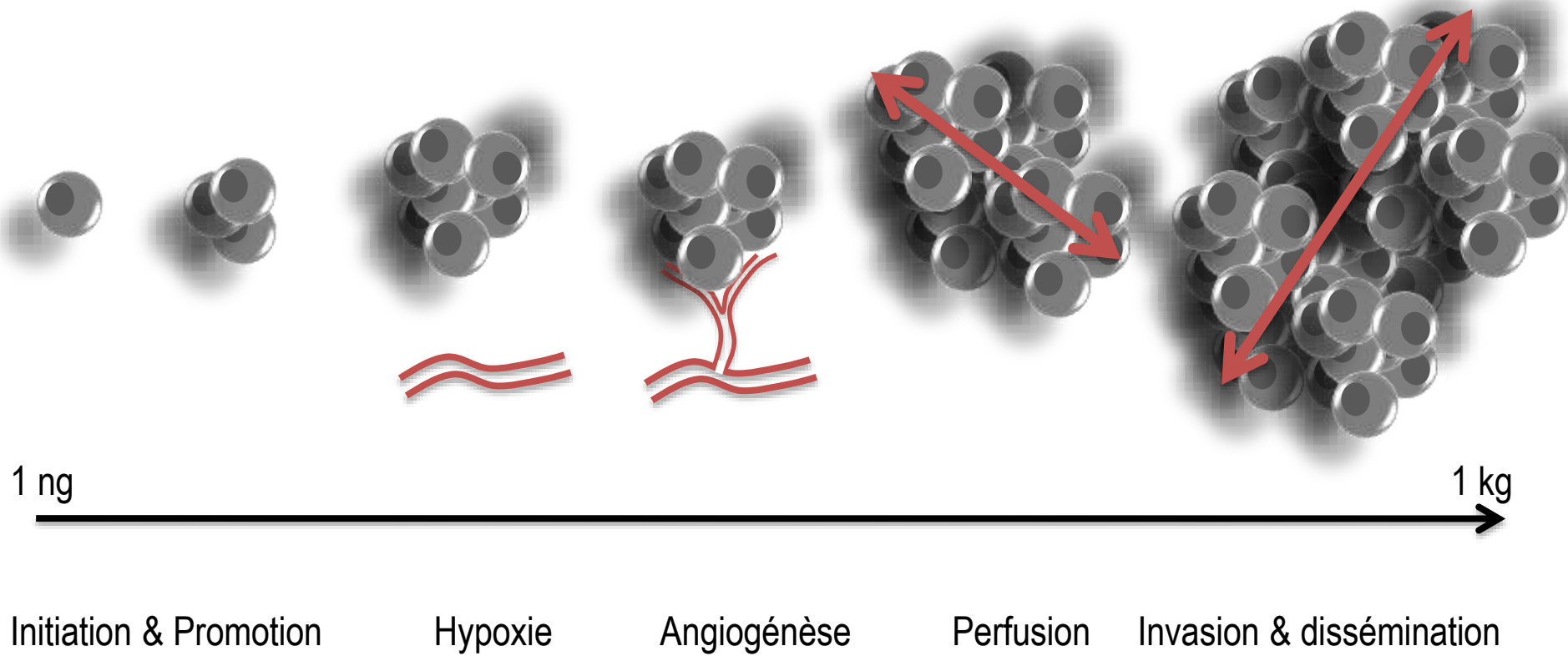
Angiogénèse

Perfusion

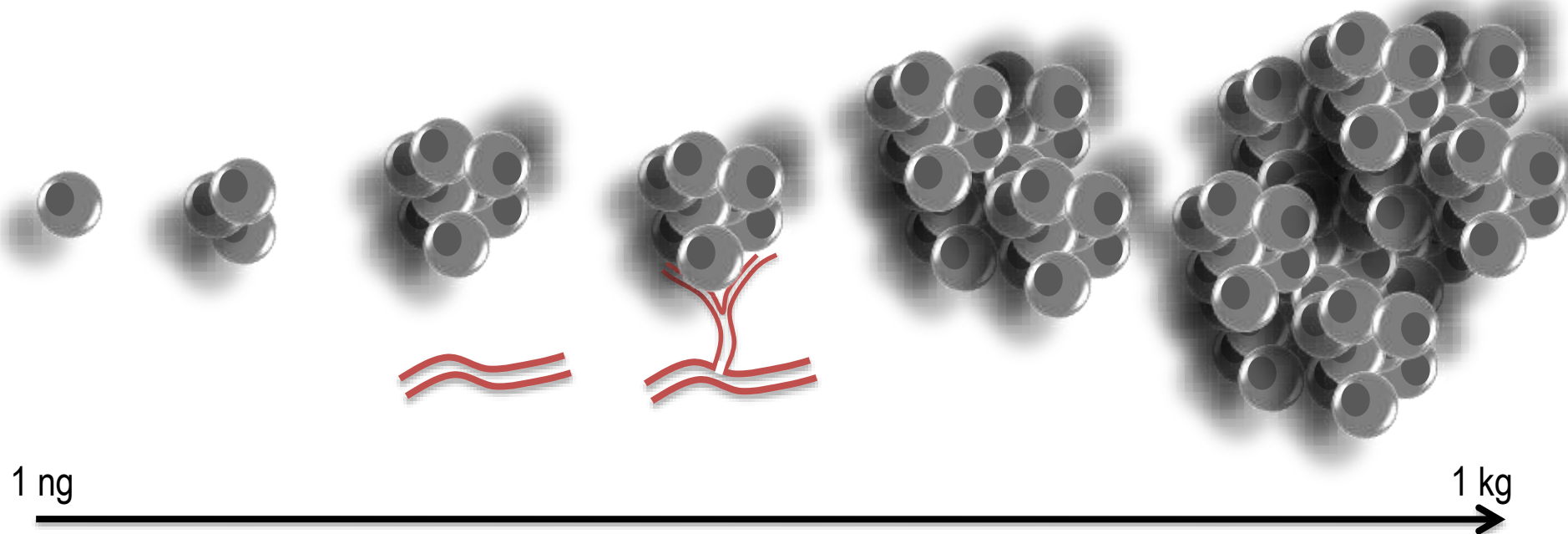
Invasion & dissémination



Anciennes techniques d'imagerie : TDM, IRM, échographie : voir et mesurer



**Anciennes techniques d'imagerie récentes : TDM, IRM, échographie :
voir plus petit et mesurer mieux**



Initiation & Promotion

Hypoxie

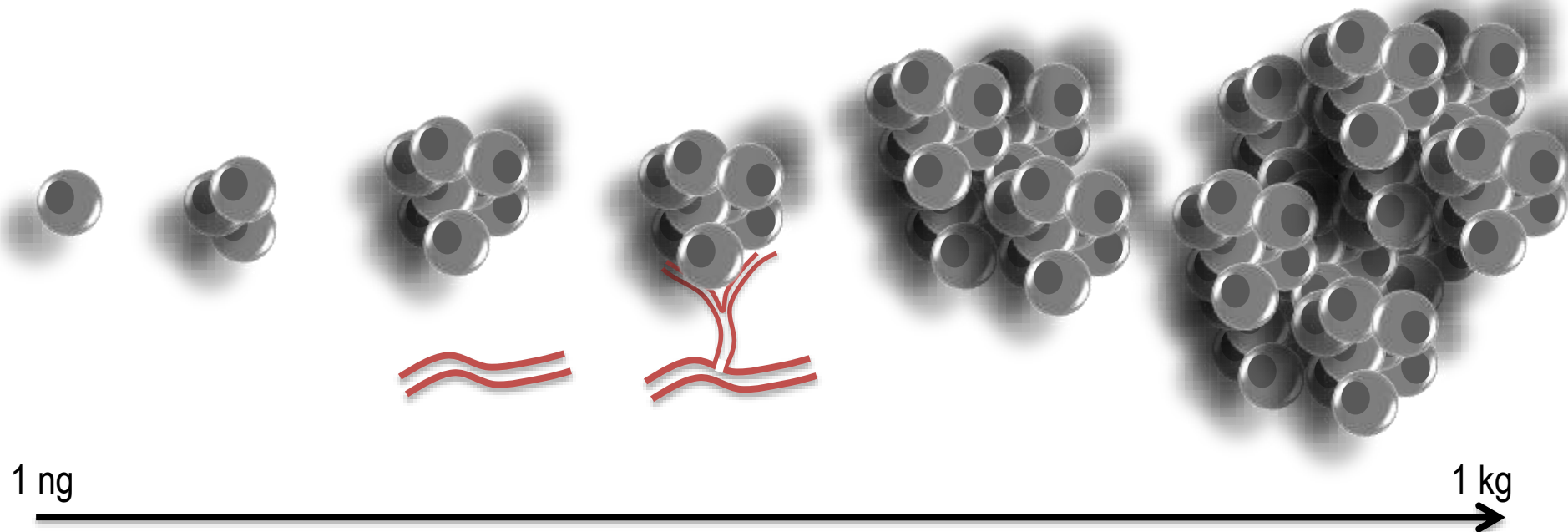
Angiogénèse

Perfusion

Invasion & dissémination

Mesurer autrement

Perfusion
Oxygénation
Glycolyse
Prolifération
Densité cellulaire
Nécrose



Initiation & Promotion

Hypoxie

Angiogénèse

Perfusion

Invasion & dissémination

Nouvelles (déjà anciennes) techniques d'imagerie

Mesurer autrement

PET

TDM

Perfusion

Oxygénation

Glycolyse

Prolifération

Densité cellulaire

Nécrose

Choi Criteria (GIST)

VOLUME 25 • NUMBER 13 • MAY 1 2007

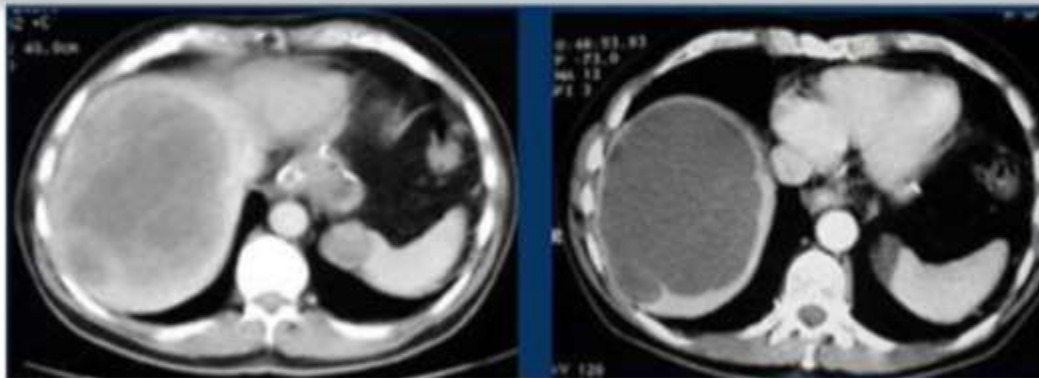
JOURNAL OF CLINICAL ONCOLOGY

ORIGINAL REPORT

Correlation of Computed Tomography and Positron Emission Tomography in Patients With Metastatic Gastrointestinal Stromal Tumor Treated at a Single Institution With Imatinib Mesylate: Proposal of New Computed Tomography Response Criteria

Haeun Choi, Chulip Charnsangavej, Silvana C. Faria, Homer A. Macapinlac, Michael A. Burgess, Shreyaskumar R. Patel, Lei L. Chen, Donald A. Podalski, and Robert S. Benjamin

74mm
38HU



69mm
12HU

- 10% of the longest diameter or
- 15% HU after IV

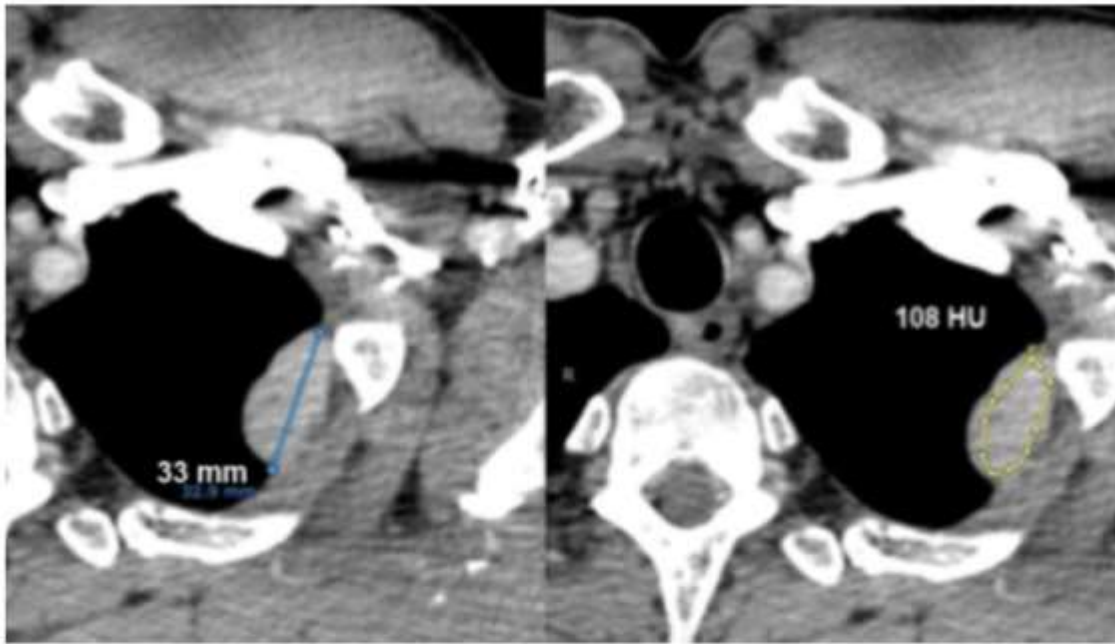
1 kg

& dissémination

n
ation
e
tion
cellulaire



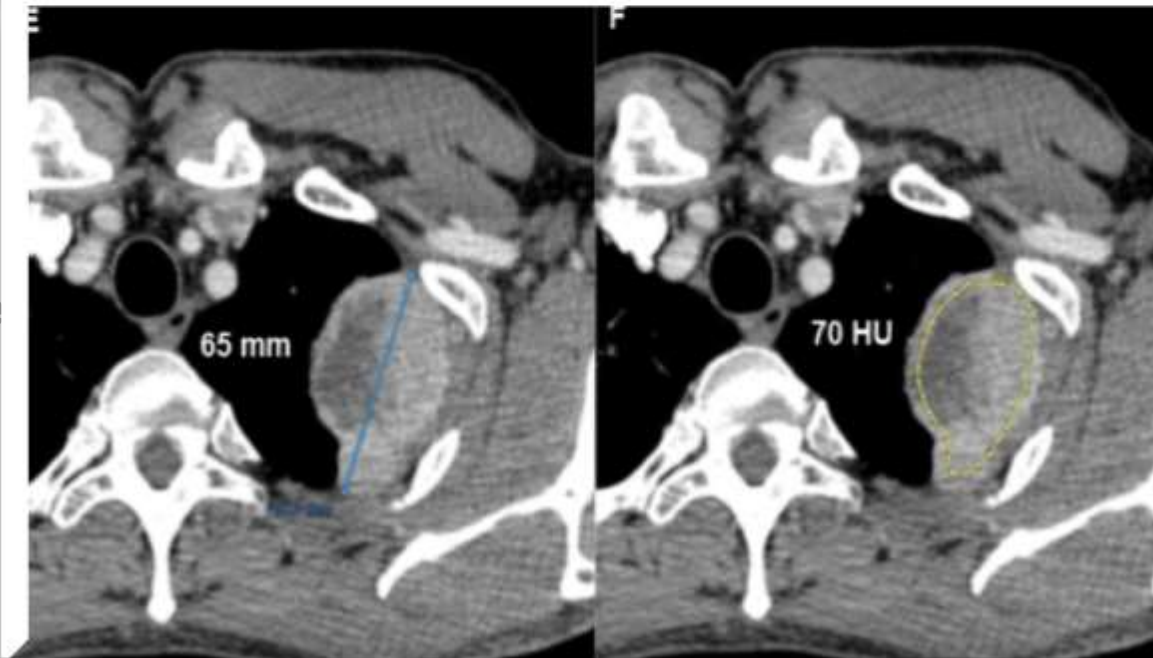
1 ng



1 kg

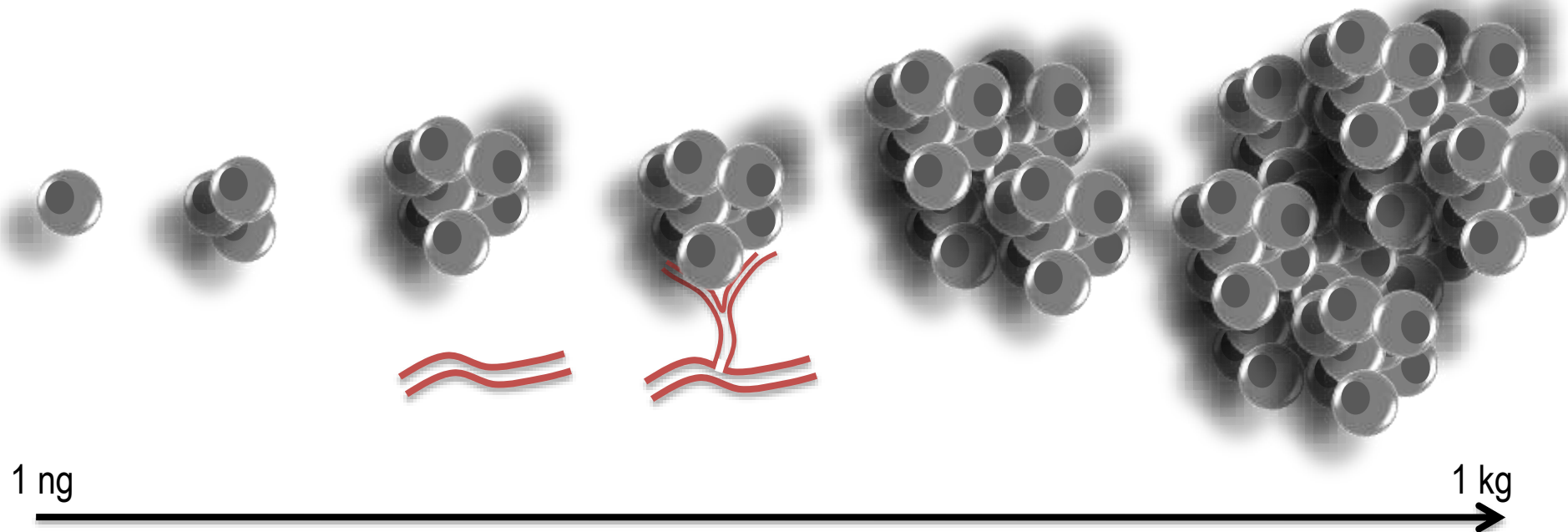
Initiation &

Nouve



vasion & dissémination

perfusion
oxygénation
lyse
olifération
densité cellulaire
écrose



Nouvelles (nouvelles) techniques d'imagerie

Mesurer autrement

TDM, IRM, Echo

PET

IRM

Perfusion

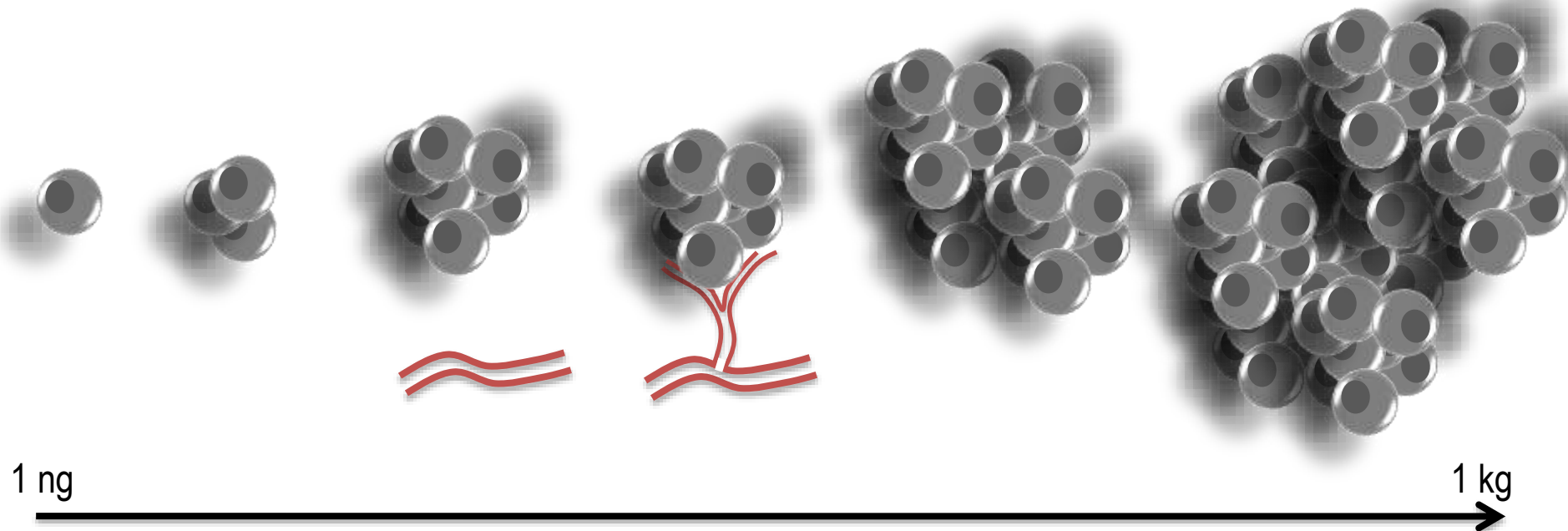
Oxygénation

Glycolyse

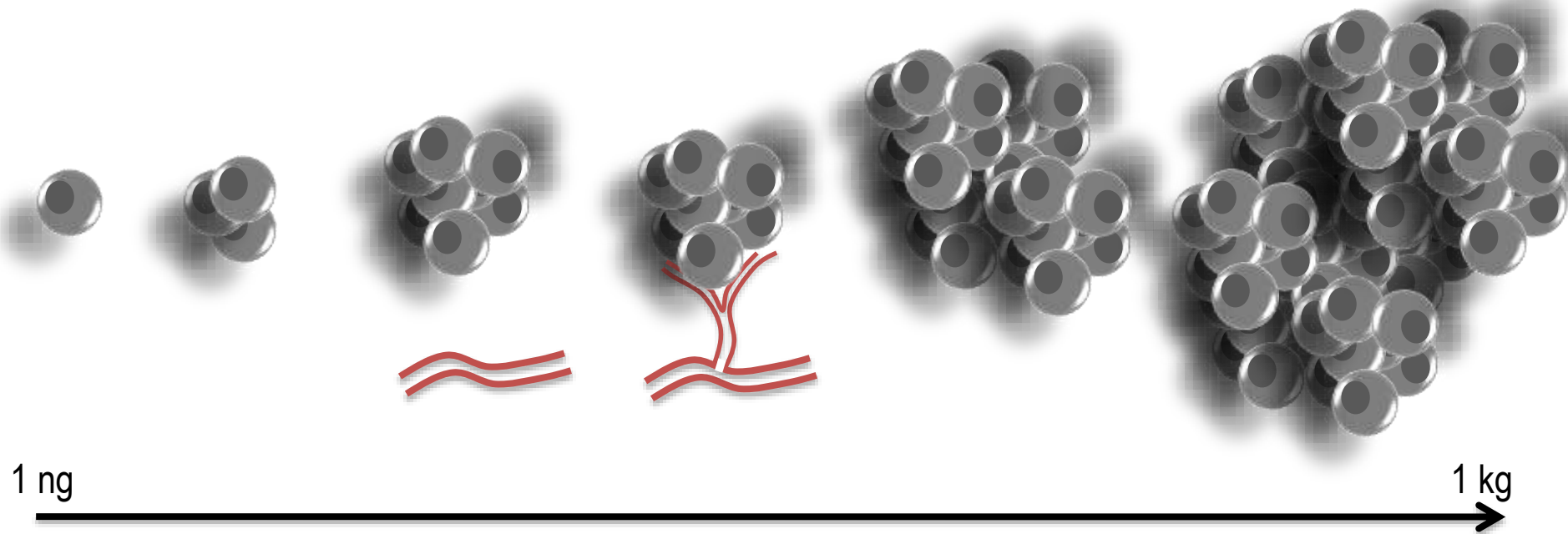
Prolifération

Densité cellulaire

Nécrose



Mesurer et voir autrement



Initiation & Promotion

Hypoxie

Angiogénèse

Perfusion

Invasion & dissémination

Nouvelles (nouvelles) techniques d'imagerie

TDM, IRM, Echo

PET

IRM

Perfusion

Oxygénation

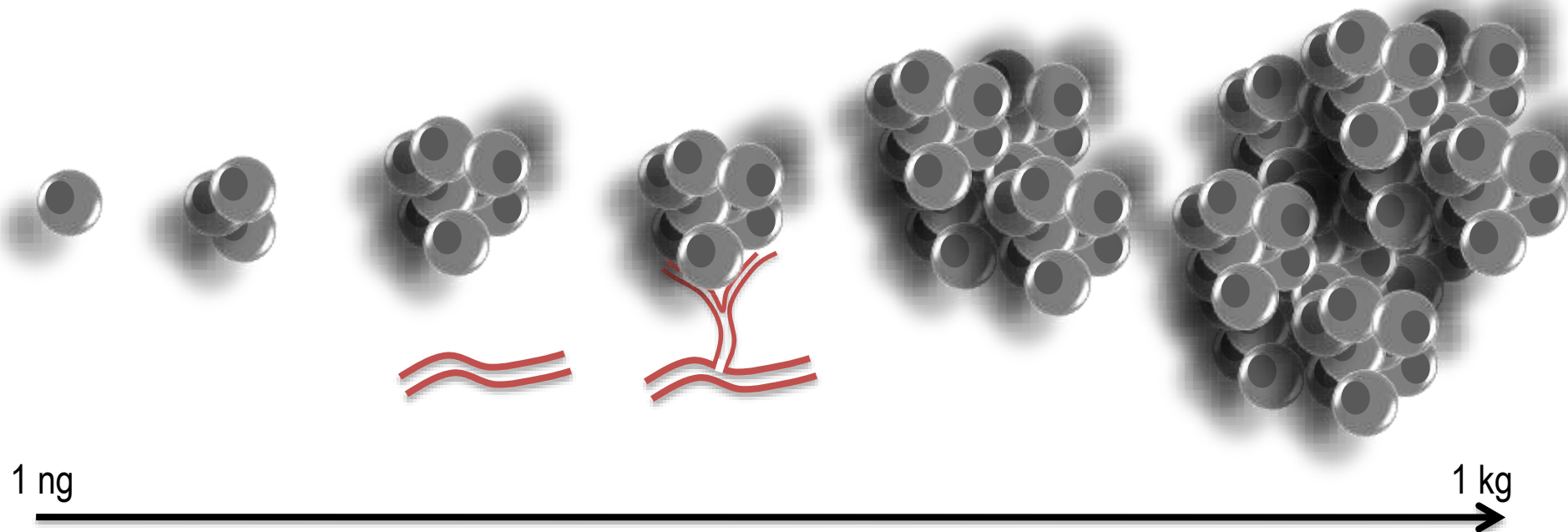
Glycolyse

Prolifération

Densité cellulaire

Nécrose

Mesurer et voir autrement



Initiation & Promotion

Hypoxie

Angiogenèse

Perfusion

Invasion & dissémination

Nouvelles (nouvelles) techniques d'imagerie

TDM, IRM, Echo

PET

IRM

Imagerie de diffusion

Perfusion

Oxygénation

Glycolyse

Prolifération

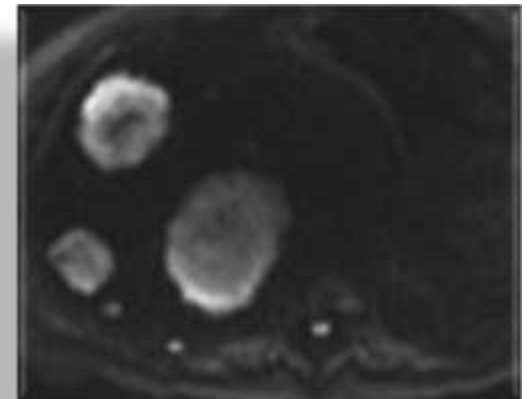
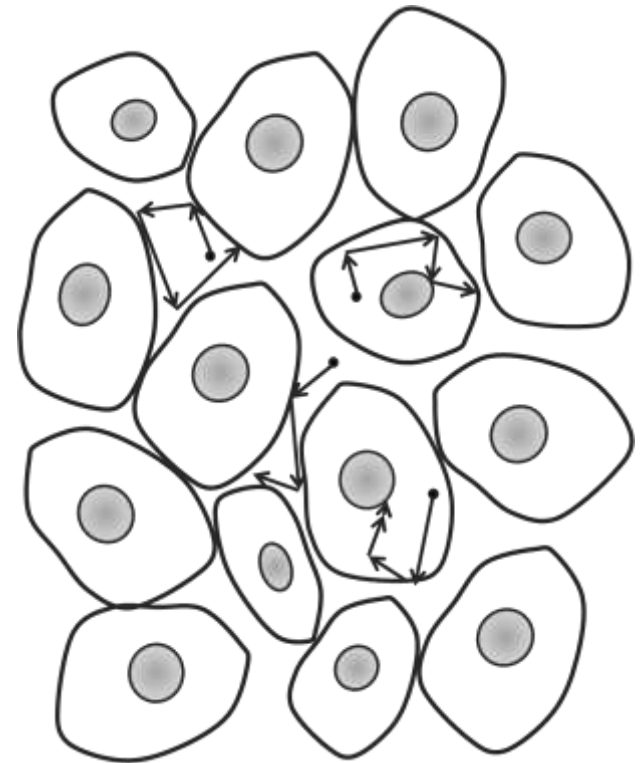
Densité cellulaire

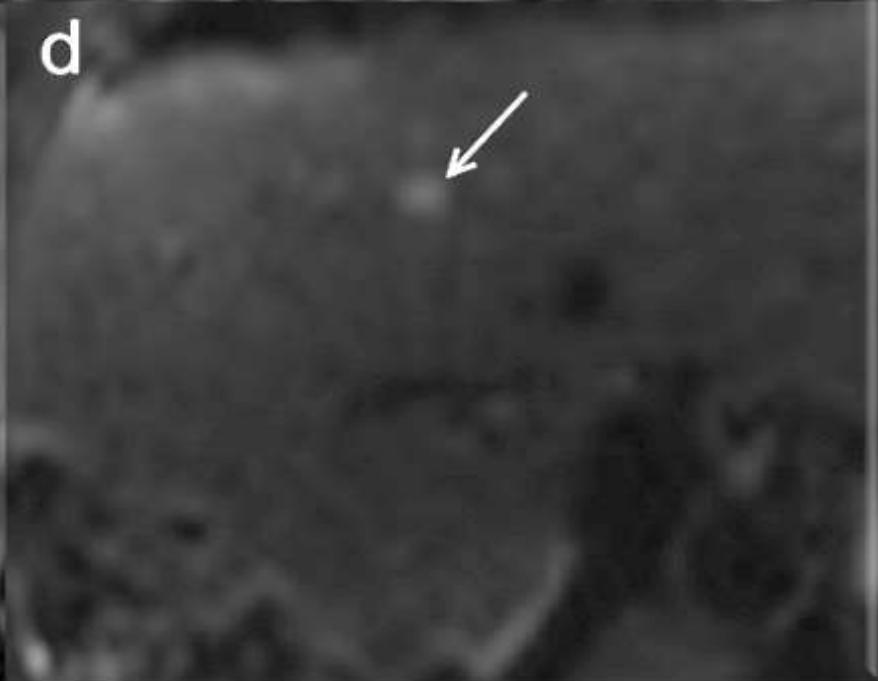
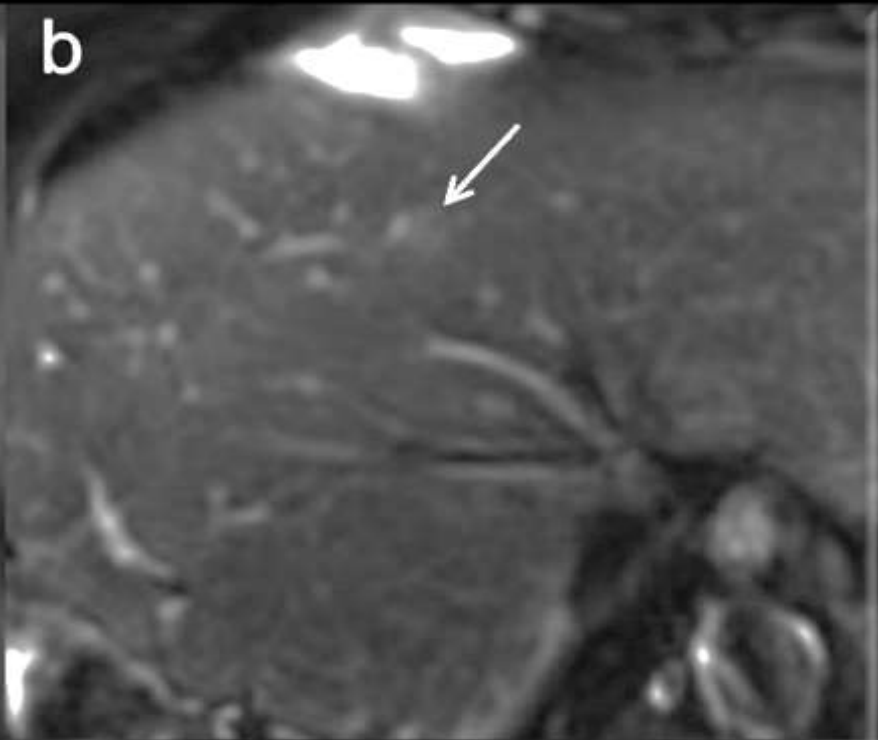
Nécrose

Mesurer et voir autrement

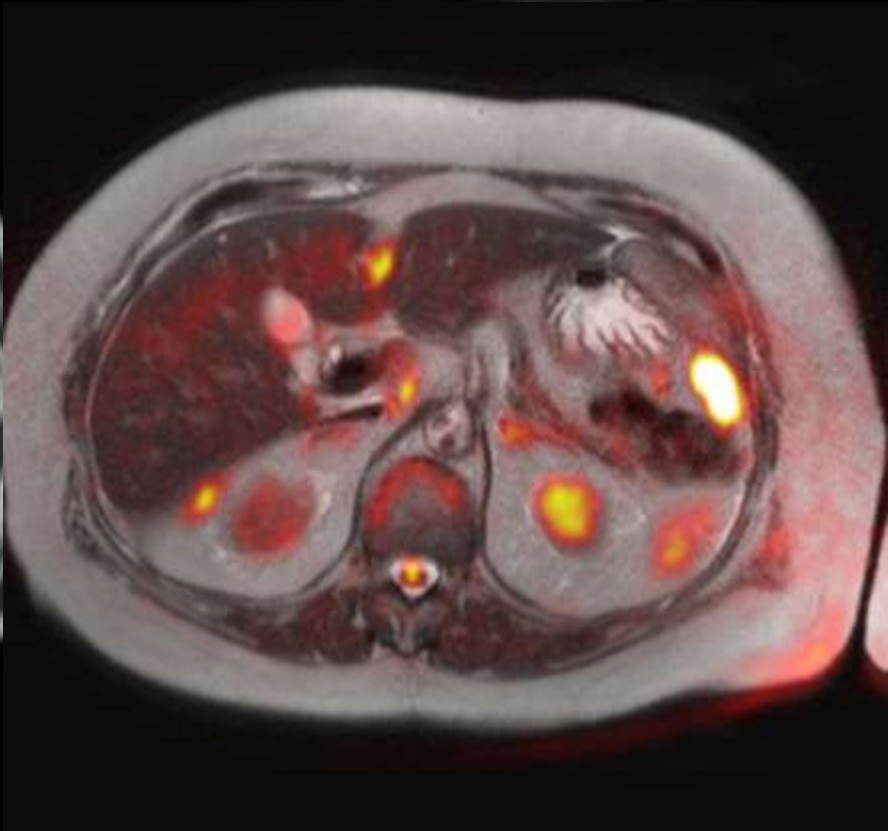
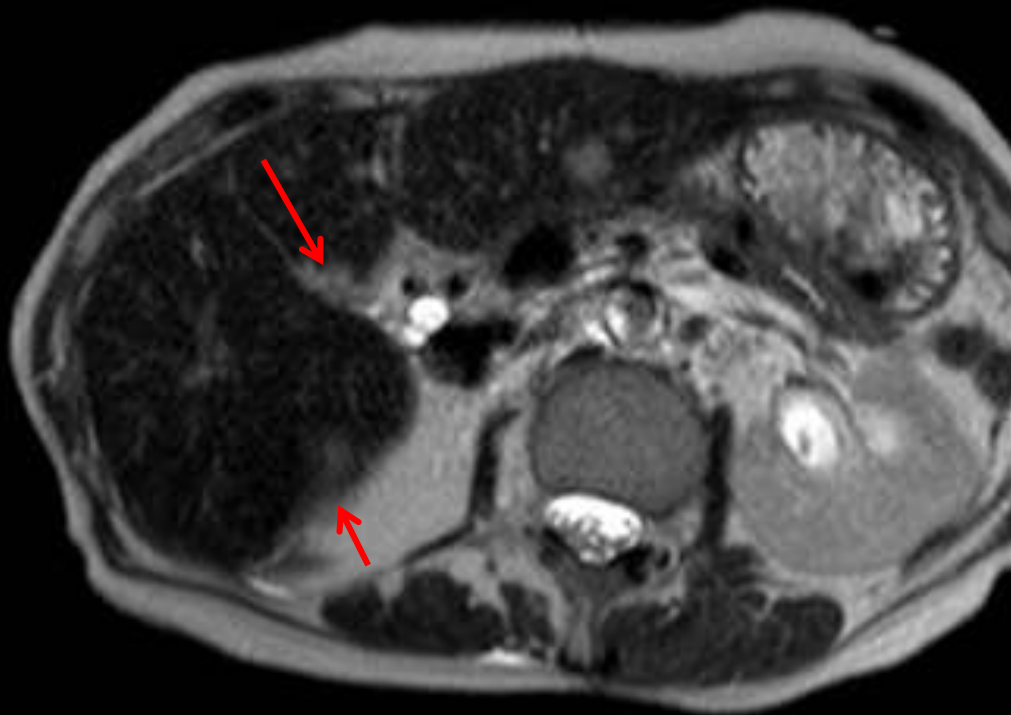
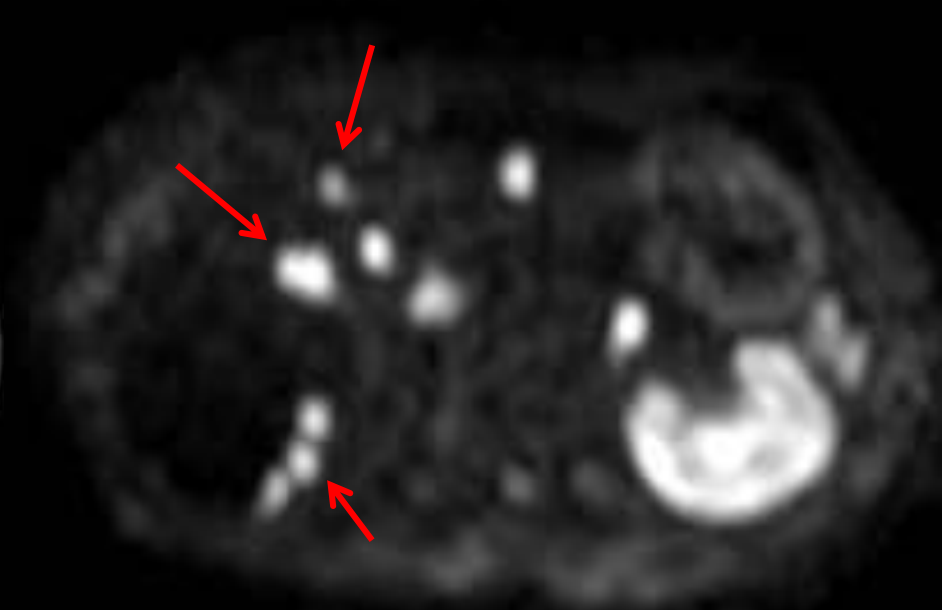
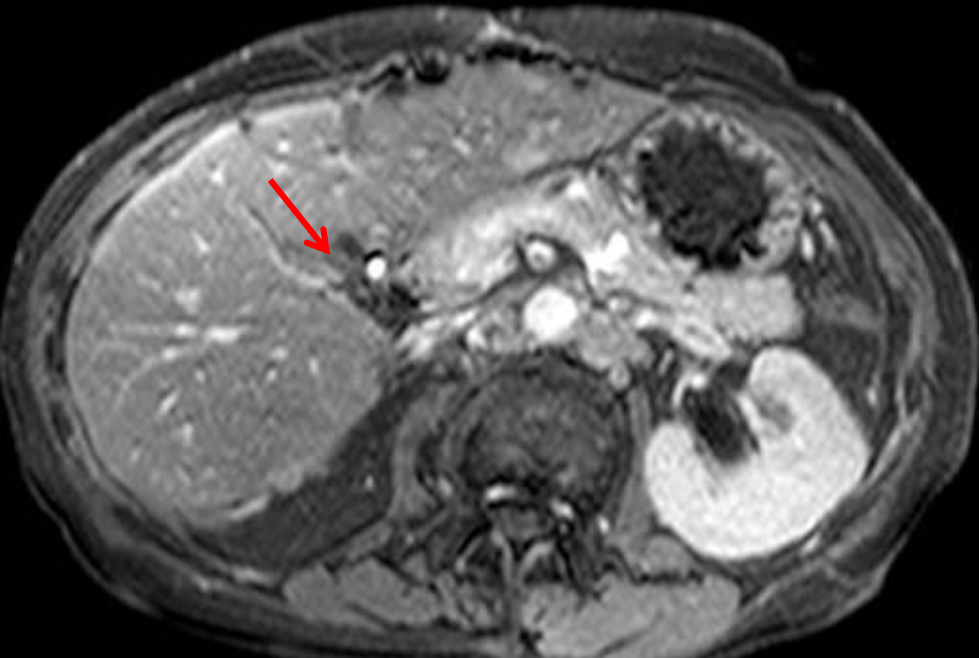
DWI-MRI

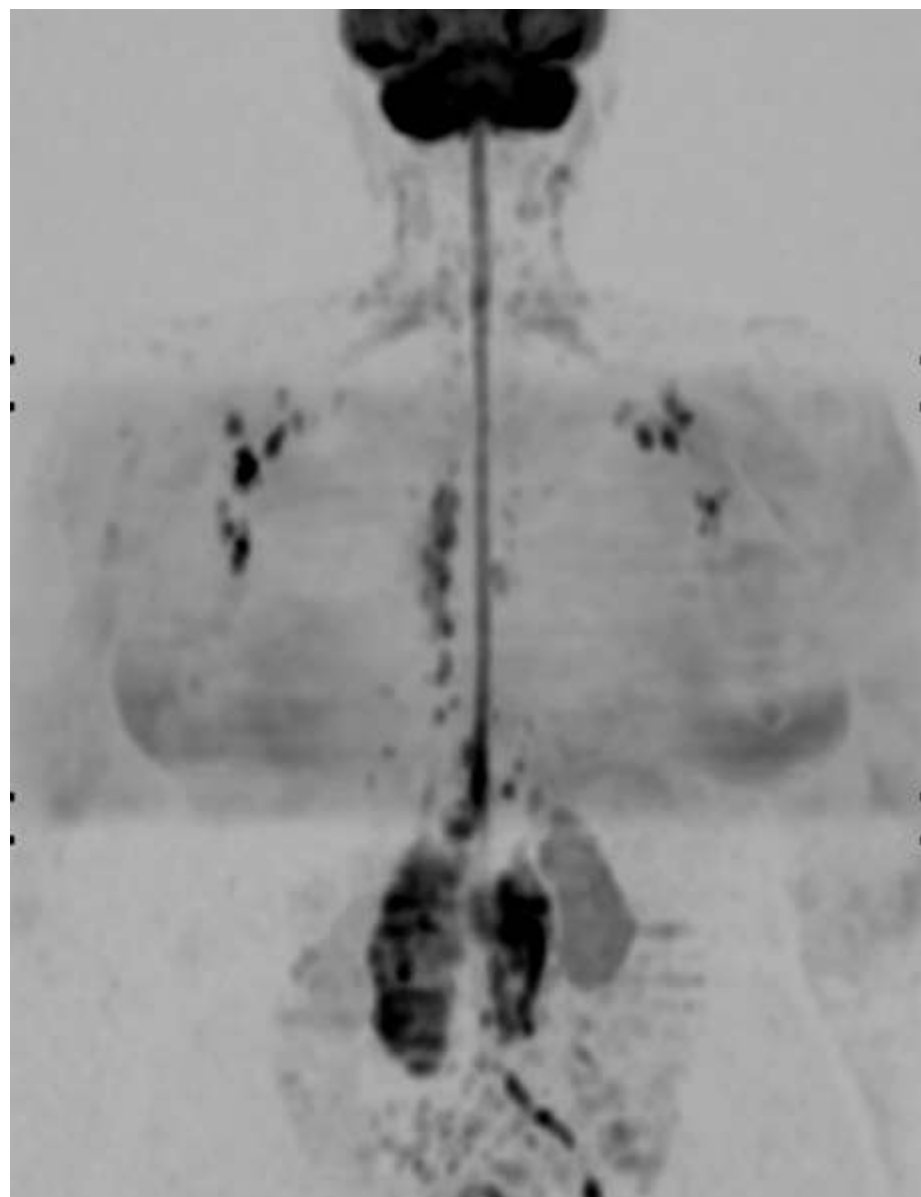
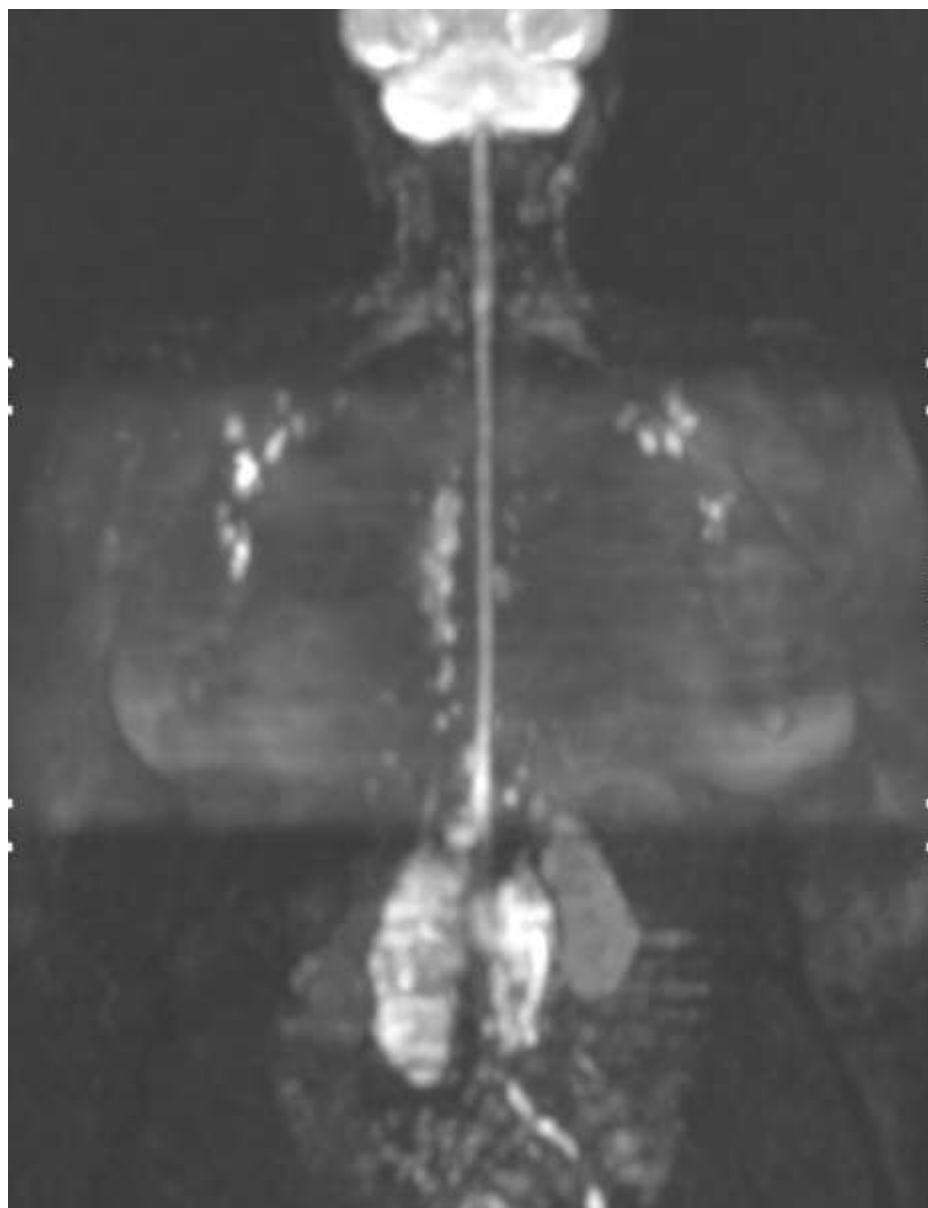
- **Totalement intégrée en pratique clinique**
- **Estimation des mouvement Browniens**
 - Mouvement Browniens des molécules d'eau sont limités par les membranes cellulaires hydrophobes
 - Tissus très cellulaires = Restriction diffusion = Hypersignal sur les séquences DWI





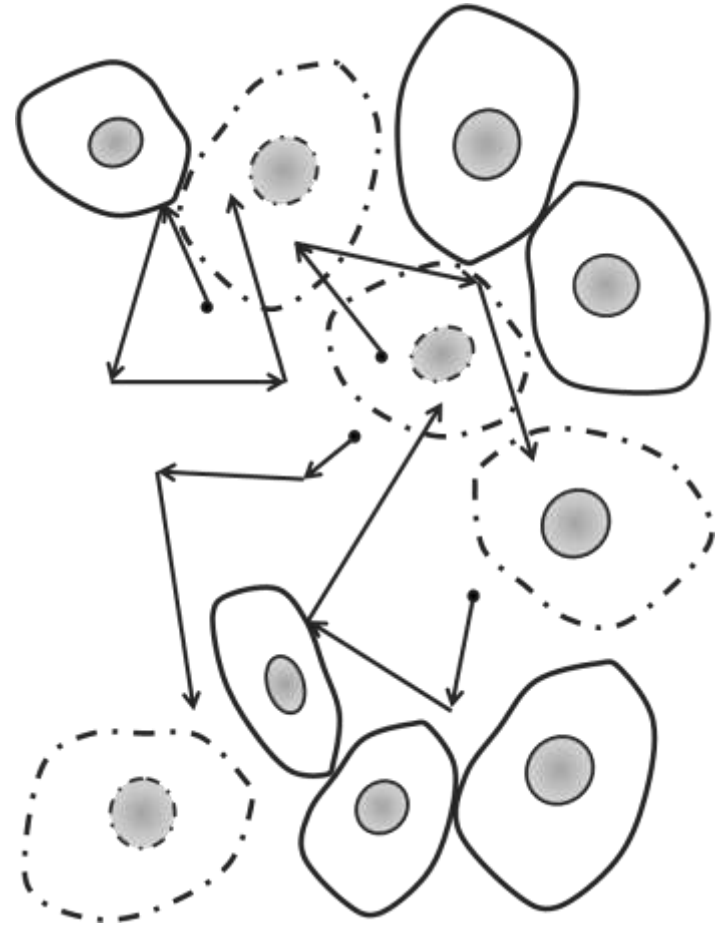
	Sensibilité toute lésion	Sensibilité lésion < 1 cm	Spécificité
Echographie	40-50%	25%	37%
Echographie de contraste	84-87%	80%	88%
Scanner multidetecteur	64-96%	30-70%	17%
IRM + gadolinium	64-85%	9-59%	63-100%
IRM + gadolinium EOB DTPA	95 %	92%	
IRM + ferumoxide	70-98%	30-77%	
IRM + diffusion	73-92%	63%	63-100%
PET FDG	75-94%	faible	75%
Echographie peropératoire	80-98%		





DWI-MRI

- **Totalement intégrée en pratique clinique**
- **Estimation des mouvement Browniens**
 - Mouvement Browniens des molécules d'eau sont limités par les membranes cellulaires hydrophobes
 - Tissus très cellulaires = Restriction diffusion = Hypersignal sur les séquences DWI
 - En cas de lyse, apoptose, nécrose ou œdème = cellularité des tumeurs diminue = les mouvement de l'eau augmentent



Evaluation préclinique de l'IRM de diffusion : preuve du concept

- 1994: modèles murin de tumeur cérébrale et du sein: modifications de l'ADC sont le reflet des modifications de cellularité et peuvent être mesurées plus tôt que la réponse en volume^{1,2}
- 1996: Le traitement des xénogreffes de tumeur mammaires par cyclophosphamide induit une augmentation significative de 30% à 40% de l'ADC 2 jours après le traitement, qui précède la modification du volume (spectroscopic method)²
- 1997: modèles murin de tumeur cérébrale traités par des agents alkylants : élévation de l'ADC 1,5 fois > à la baseline après 2 jours (sans changement de l'ADC pour le cerveau normal)³. Le volume des tumeurs stables jusqu'à J8, alors que l'ADC diminuait pour retourner aux valeurs initiales

1-Ross BD et al: Q Magn Reson Biol Med 1:89-106, 1994

2-Zhao M, et al: Br J Cancer 73:61-64, 1996

3-Chenevert TL, et al: Clin Cancer Res 3:1457-1466, 1997

Etudes Cliniques

- 2001-2006: Les premières études ont montré que les valeurs préthérapeutiques de l'ADC¹ et ses modifications^{2,3,4} sont prédicteurs de la réponse des tumeurs cérébrales traitées par chimio³ et radiothérapies¹⁻⁴
- 2002-2012: d'autres sites sont étudiés : rectal cancer du rectum, cancer primitif et secondaire du foie, cancer du sein, meta du rachis et du squelette et ostéosarcome

1- Mardor Y, et al: Neoplasia 6:136-142, 2004

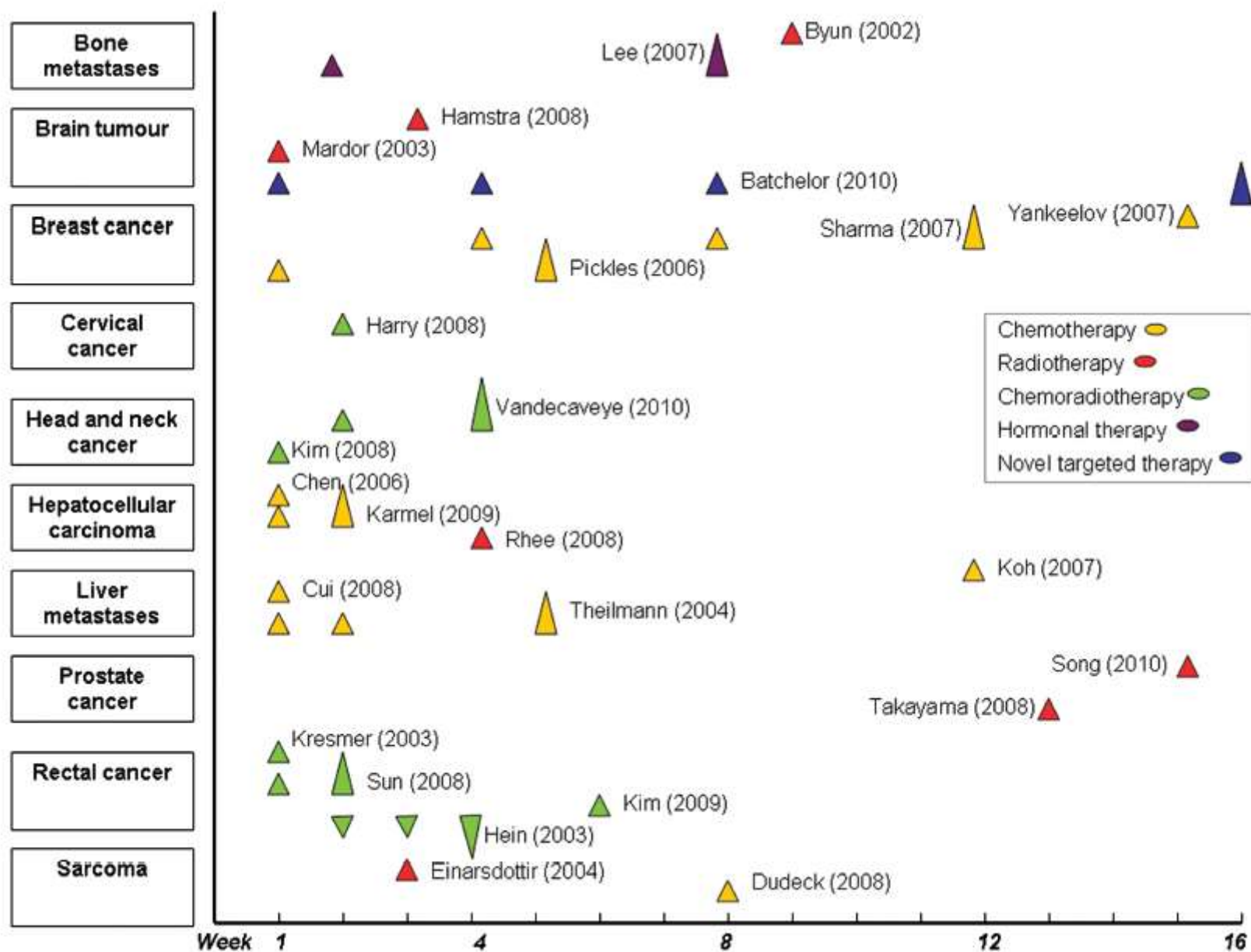
2-Tomura N, et al: J Comput Assist Tomogr 30:496-500, 2006

3- Schubert MI, et al: Acta Radiol 47:1100-1104, 2006

4- Moffat BA, et al: Proc Natl Acad Sci U S A 102:5524-5529,2005

Baseline ADC: prédictif ?

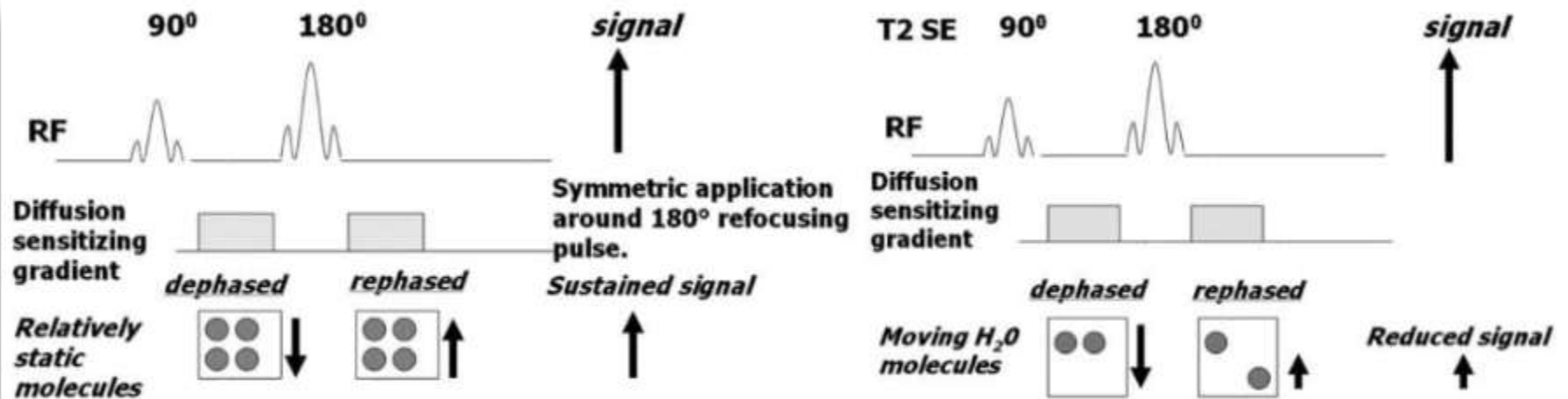
- Les valeurs de Baseline peuvent prédire la réponse : faibles valeurs d'ADC => meilleure réponse à la chimiothérapie/radiothérapie que les valeurs élevées
 - Pour le cancer du rectum, Int J Radiat Oncol Biol Phys 2003;56: 958-65. Dzik-Jurasz A .Lancet 2002; 360: 3078/.Sun YS Radiology 2010; 254: 1708.
 - gliomes, Oh J. JMRI 2004; 19: 546-54/Moffat BA, Proc Natl Acad Sci USA 2005;102: 552-49.
 - Métastases hépatiques colorectales et gastriques, Cui Y, Radiology 2008; 248: 894-900, Koh DM, AJR Am J Roentgenol 2007; 188: 1001-8.
- Des valeurs plus élevées d'ADC sont observées dans les tissus nécrotiques ce qui peut indiquer une lésion plus agressive. Les lésions hypoxiques sont moins sensibles à la chimiothérapie et à la radiothérapie
- Mais, les valeurs de Baseline de l'ADC ne se sont pas révélées prédictives pour d'autres types de tumeur,
 - Sein Woodhams R. Radiology 2010; 254: 357-66. Nilsen F. Acta. Oncol 2010; 49: 354-60.
 - Cancer du col, Harry VN, Gynecol Oncol 2008; 111: 213-20.
- Résultats contradictoires pour tête et cou Kato H. Eur Radiol 2009; 19: 1039 /. King AD, Eur Radiol 2010;23



Emploi à large échelle dans l'évaluation de la réponse?

- Problème de standardisation des résultats
 - Paramètres d'acquisition
 - Méthodes de mesure
 - Caractéristiques tumorales et des tissus alentours

Paramètres d'acquisition #1



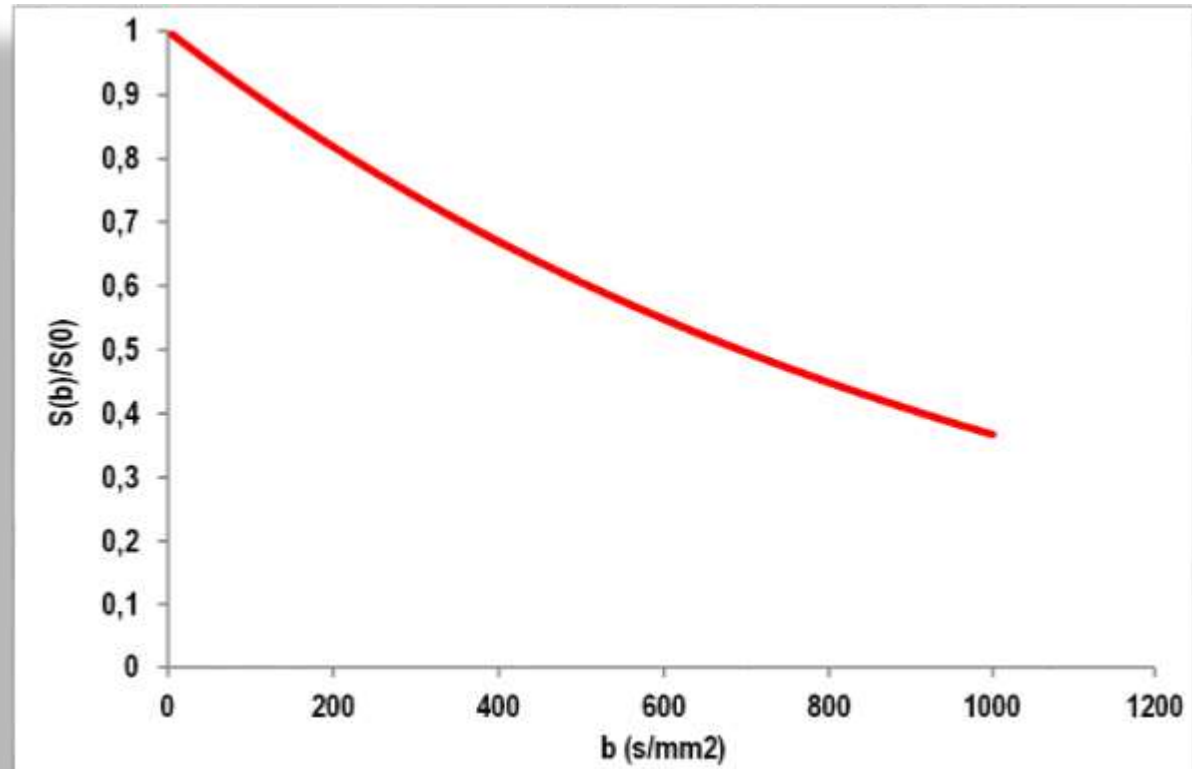
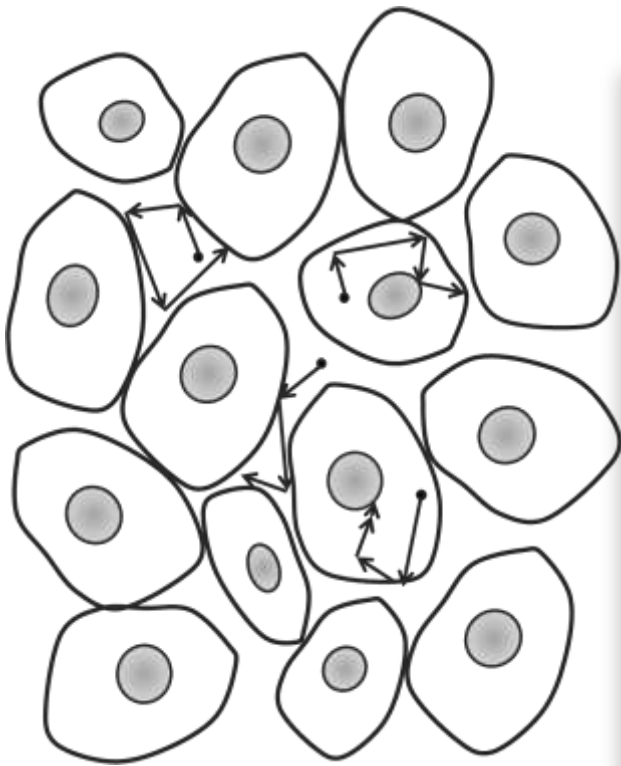
Mean signal intensity with diffusion gradient

Diffusion gradient

$$\frac{S(b)}{S(0)} = e^{-bD}$$

Mean signal intensity without diffusion gradient

Diffusion coefficient,



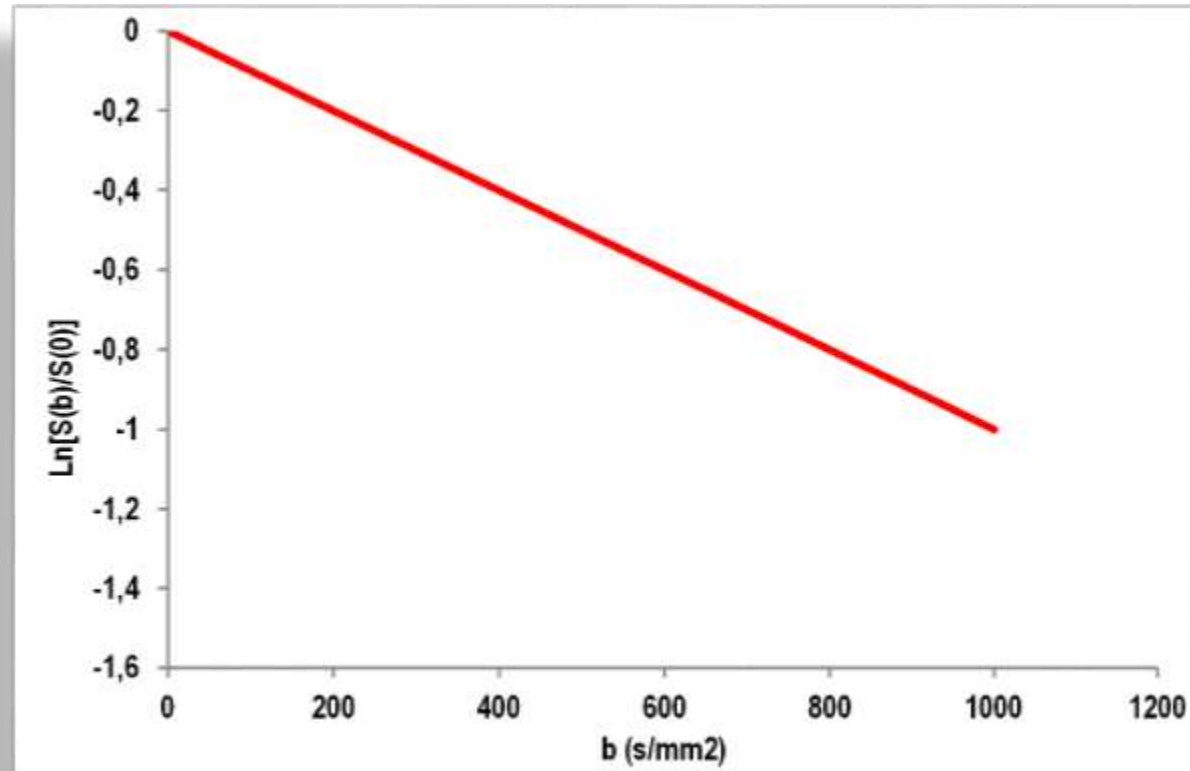
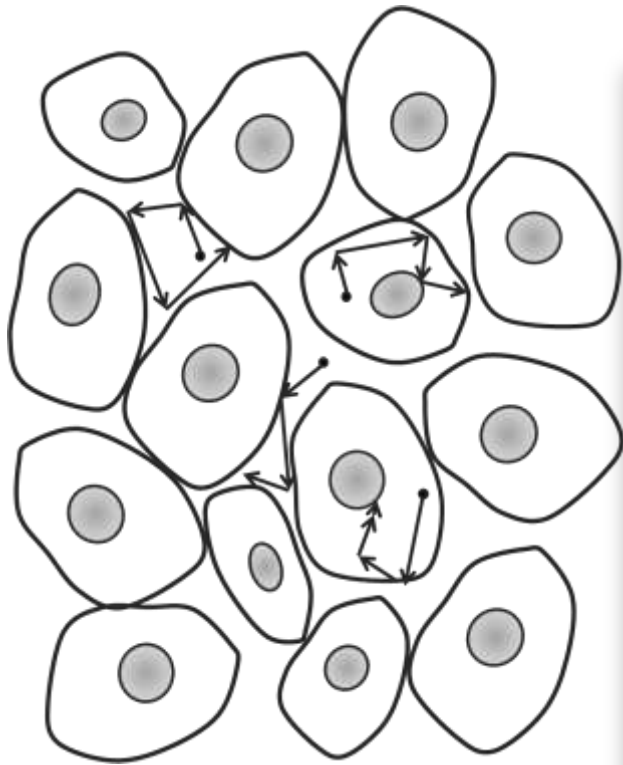
Mean signal intensity with diffusion gradient

Diffusion gradient

$$\ln \left[\frac{S(b)}{S(0)} \right] = -Db$$

Mean signal intensity without diffusion gradient

Diffusion coefficient,



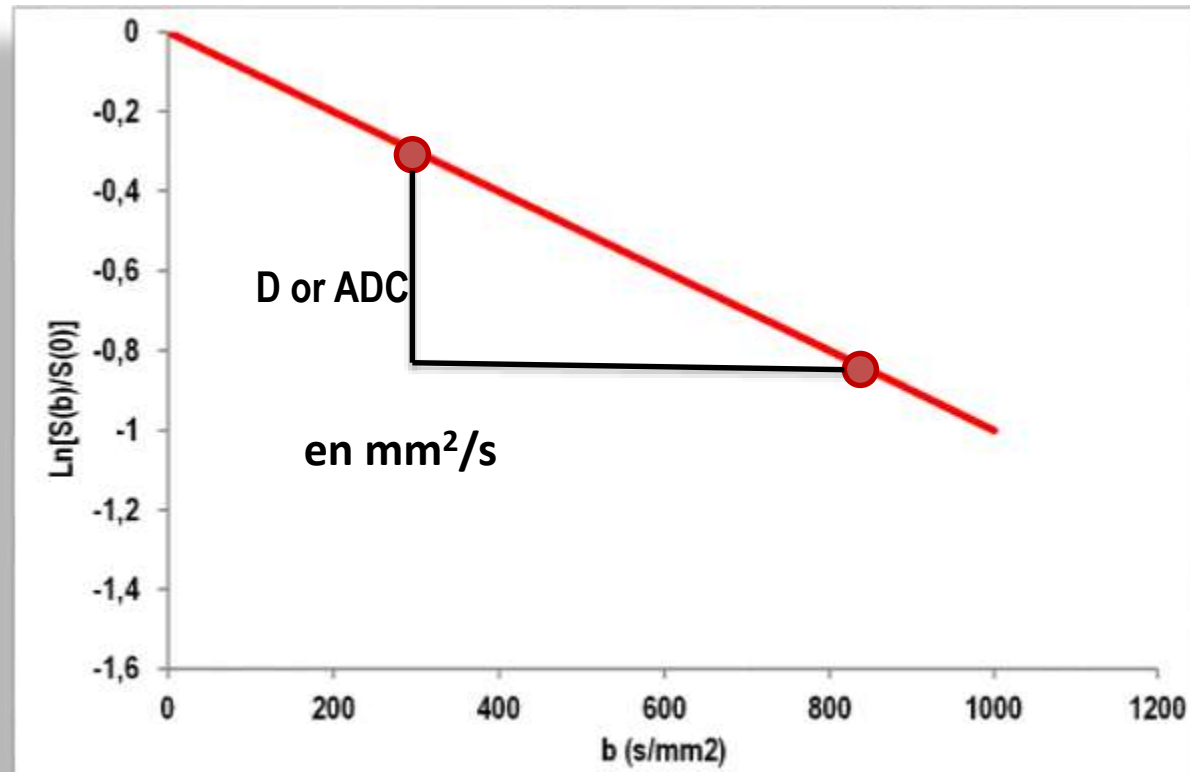
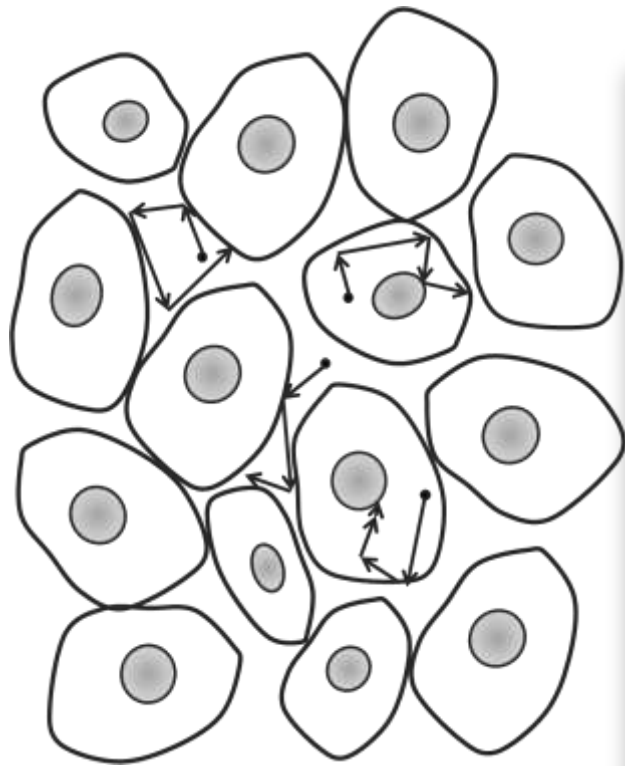
Mean signal intensity with diffusion gradient

Diffusion gradient

$$\ln \left[\frac{S(b)}{S(0)} \right] = -Db$$

Mean signal intensity without diffusion gradient

Diffusion coefficient,



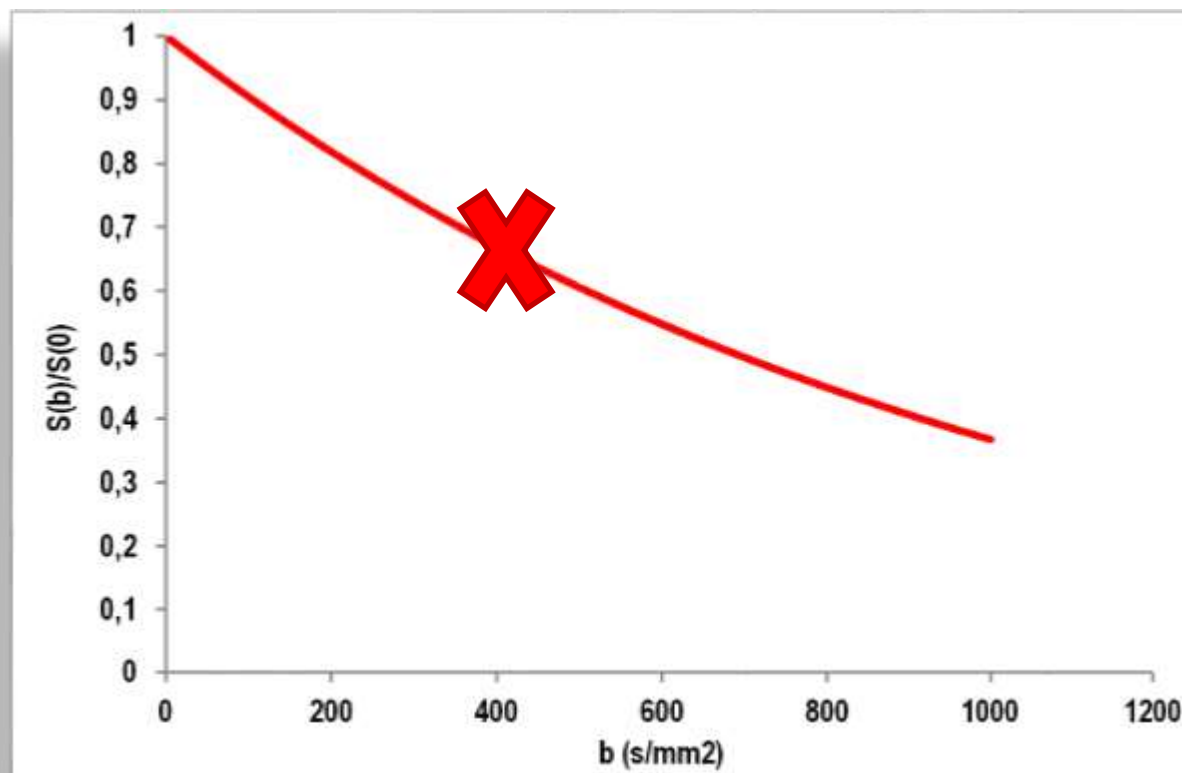
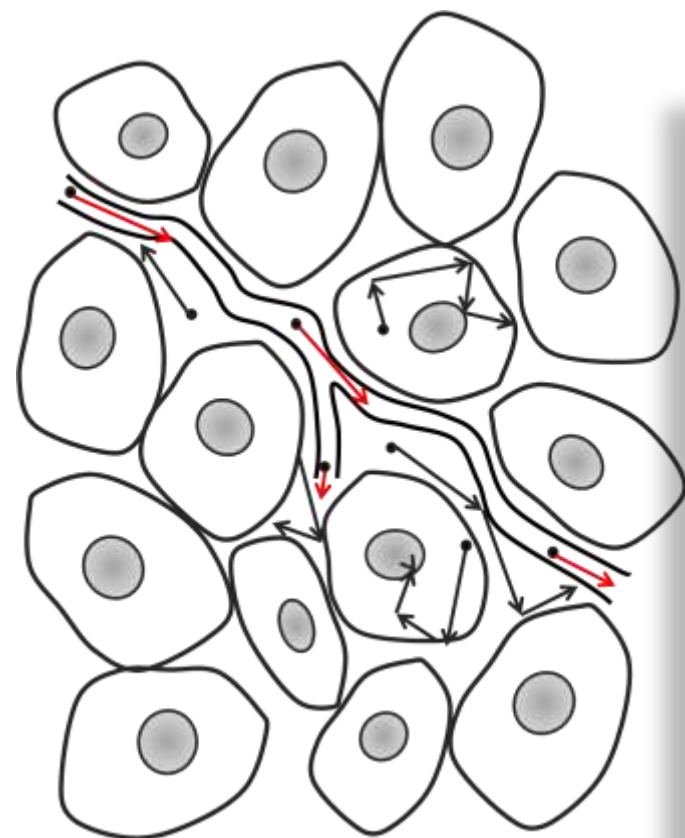
Mean signal intensity with diffusion gradient

Diffusion gradient

$$\frac{S(b)}{S(0)} = e^{-bD}$$

Mean signal intensity without diffusion gradient

Diffusion coefficient,



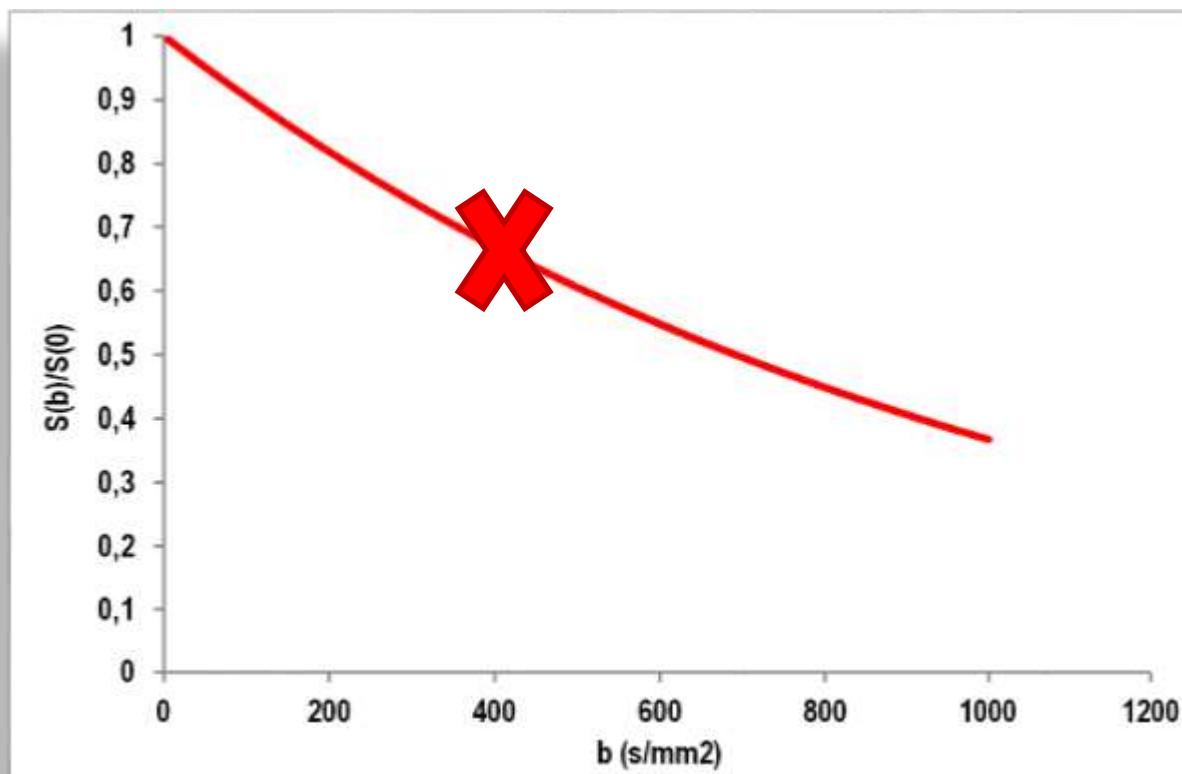
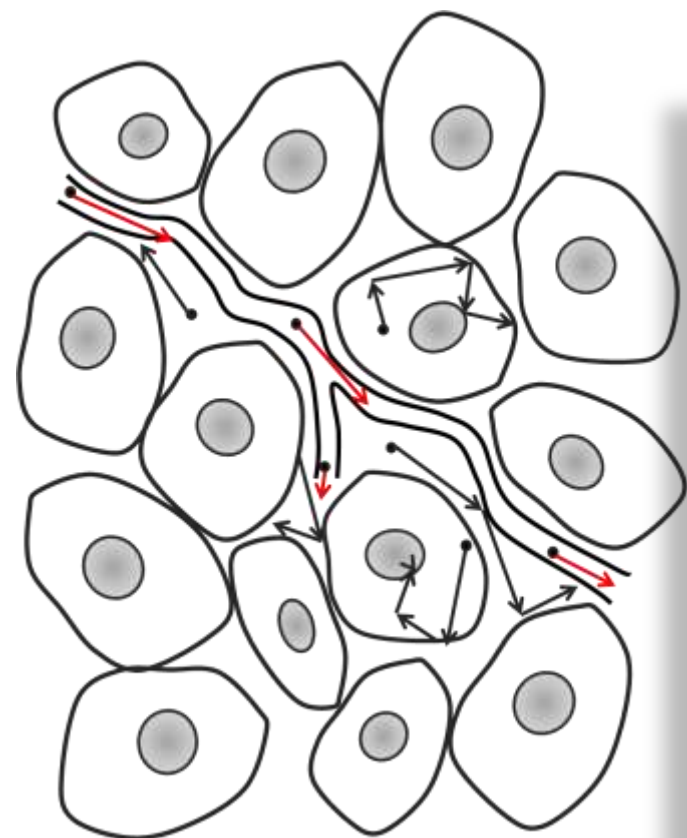
Mean signal intensity with
diffusion gradient

Mean signal intensity
without diffusion gradient

$$\frac{S(b)}{S(0)} = e^{-bD} + e^{-b(D + D^*)}$$

Pure diffusion coefficient

Microcirculation related
diffusion coefficient,



Mean signal intensity with
diffusion gradient

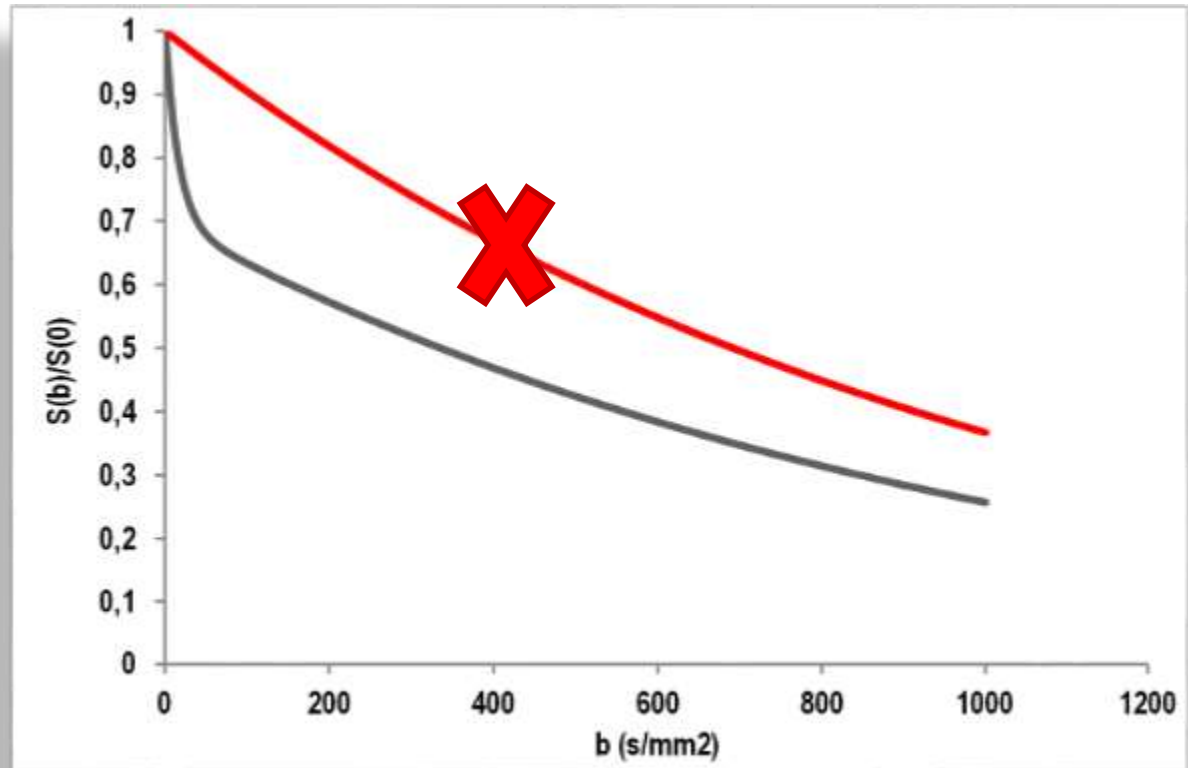
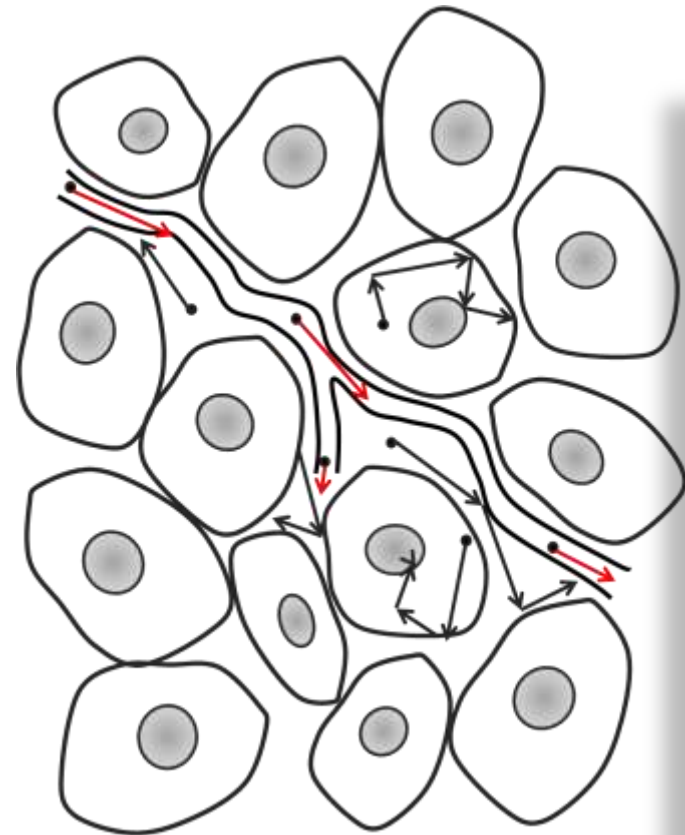
Mean signal intensity
without diffusion gradient

$$\frac{S(b)}{S(0)} = (1-f) e^{-bD} + f e^{-b(D+D^*)}$$

Diffusion gradient

Pure diffusion coefficient

Microcirculation related
diffusion coefficient,



Mean signal intensity with
diffusion gradient

Mean signal intensity
without diffusion gradient

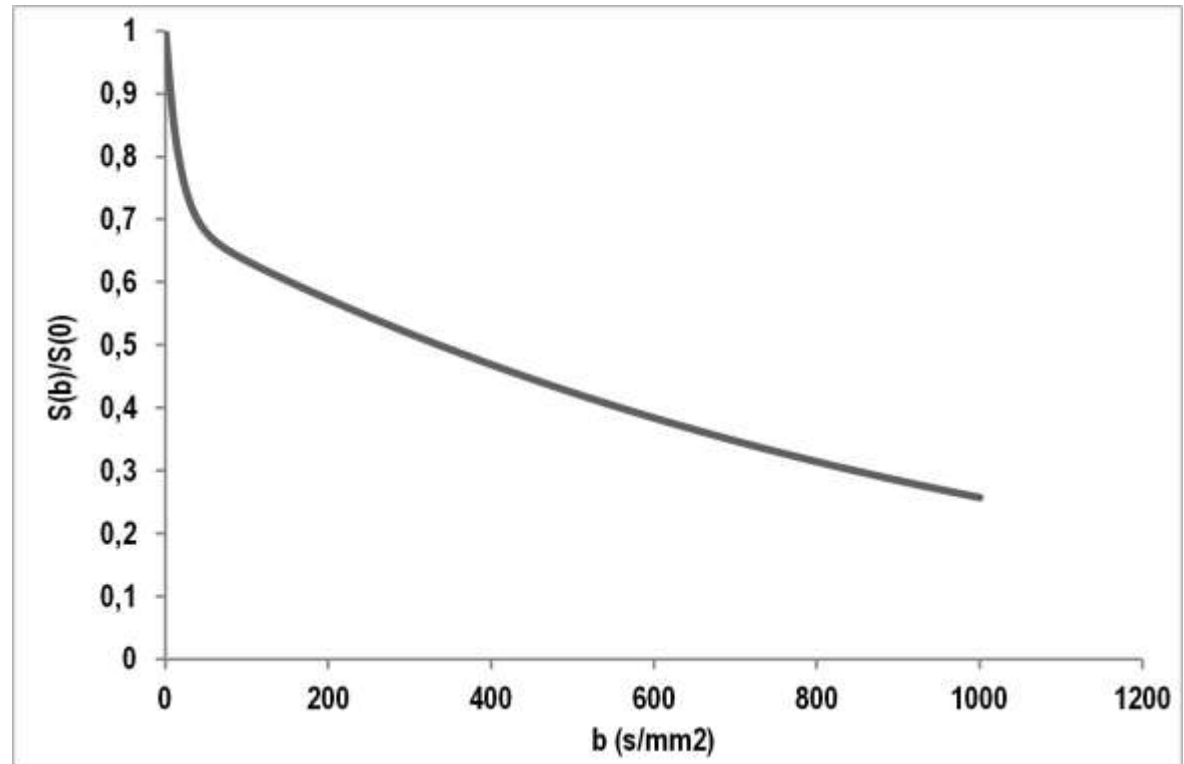
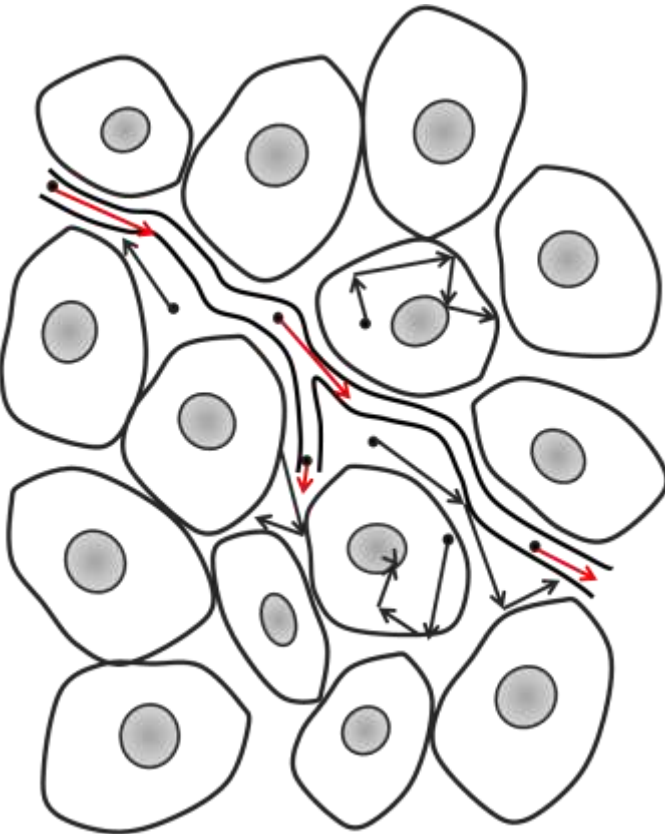
$$\frac{S(b)}{S(0)} = (1-f) e^{-bD} + f e^{-b(D+D^*)}$$

Diffusion gradient

Pure diffusion coefficient

Microcirculation related
diffusion coefficient,

IVIM



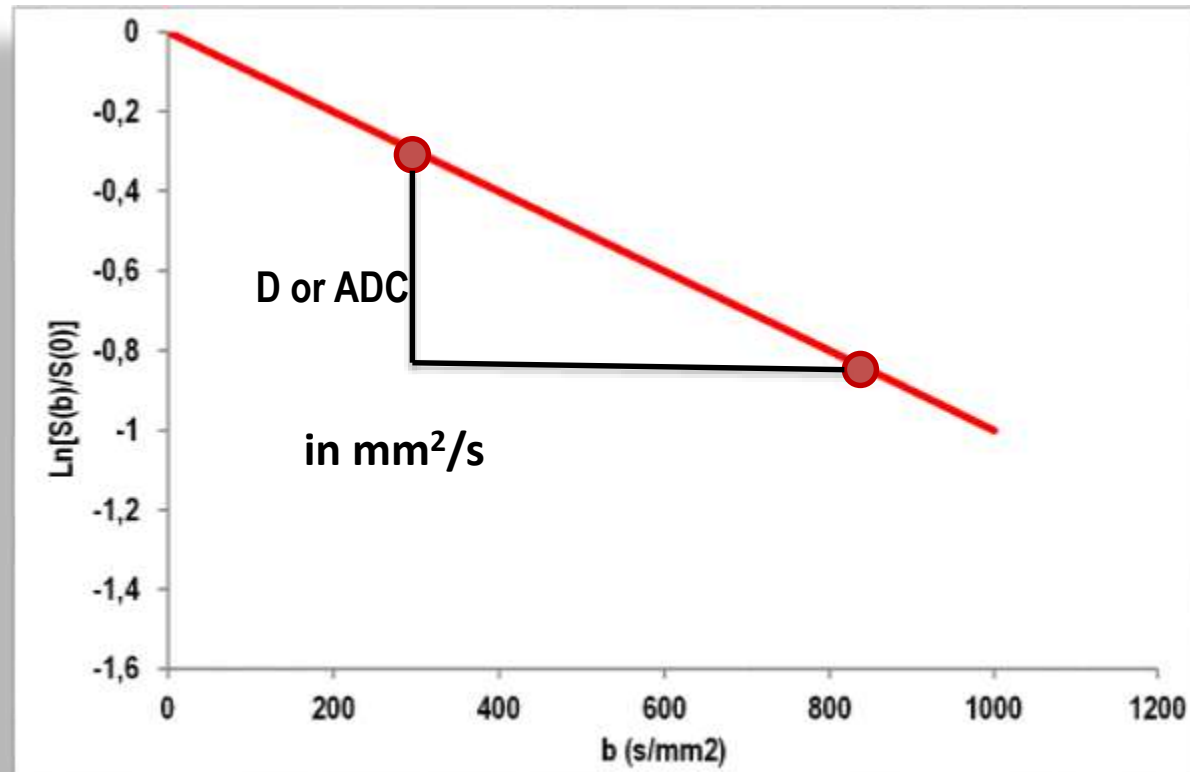
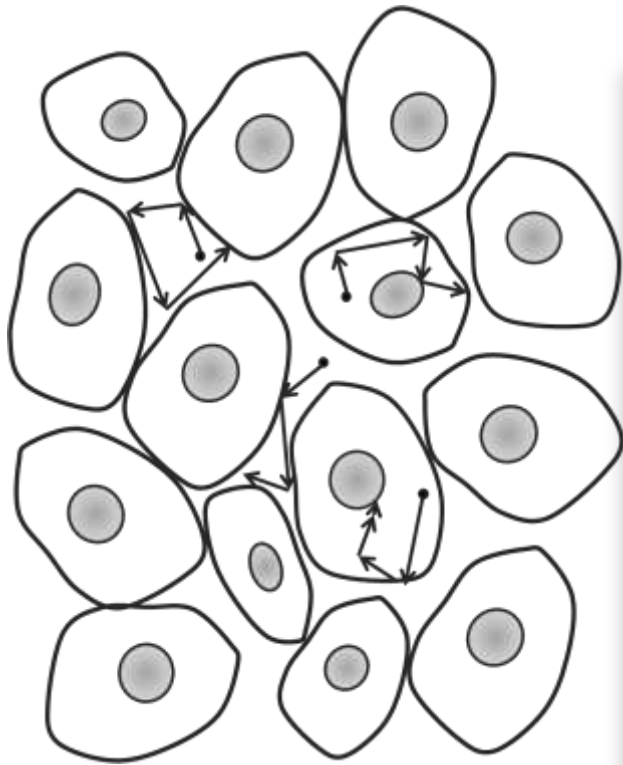
Mean signal intensity with diffusion gradient

Diffusion gradient

$$\ln \left[\frac{S(b)}{S(0)} \right] = -Db$$

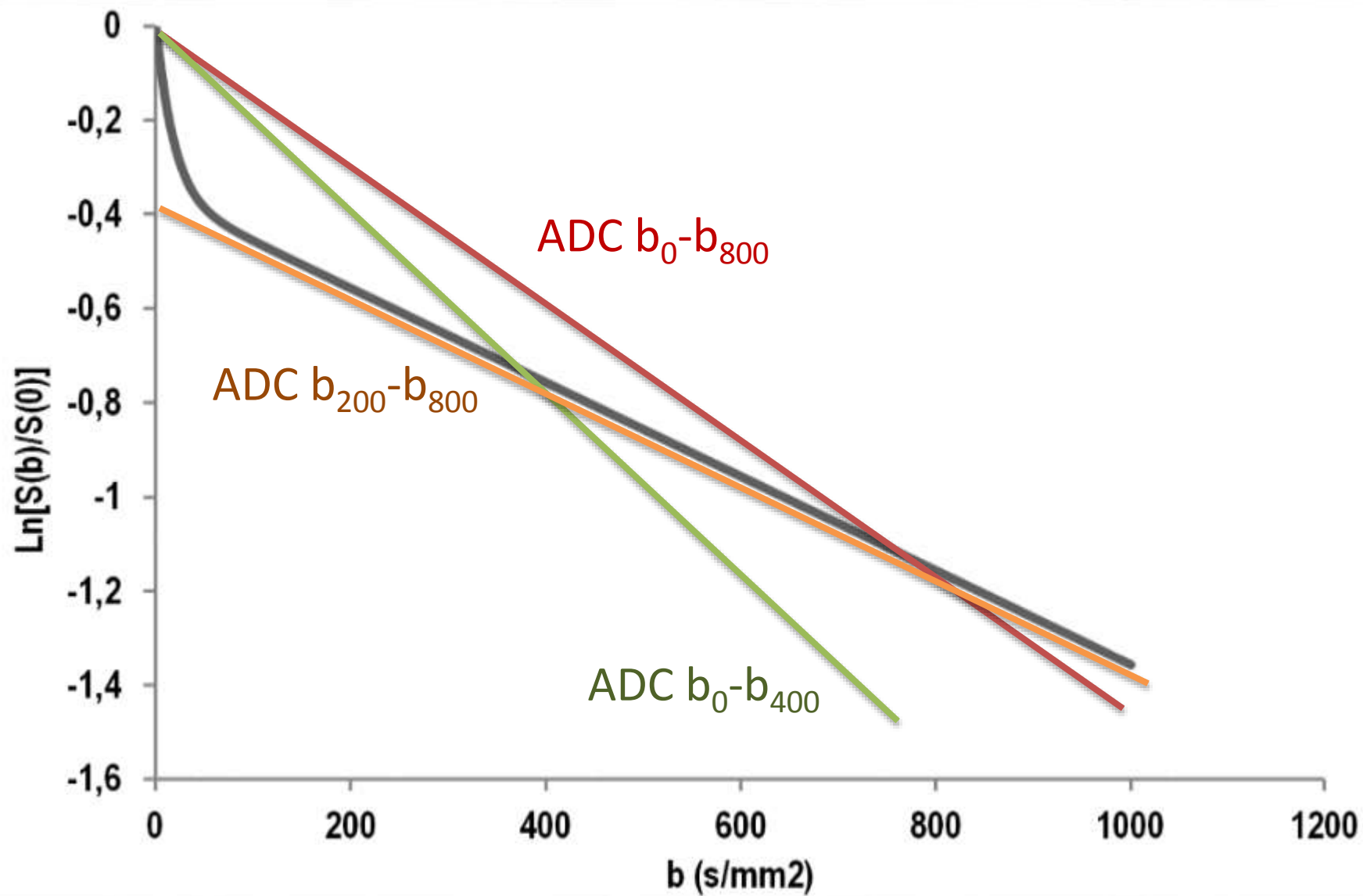
Mean signal intensity without diffusion gradient

Diffusion coefficient,



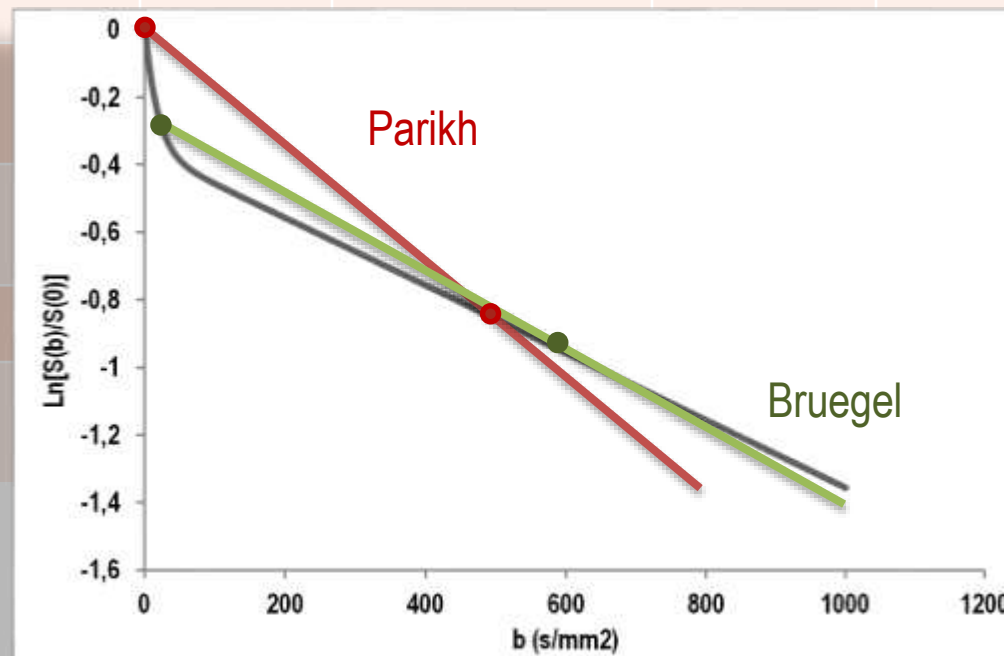
Seuil d'ADC pour définir la malignité

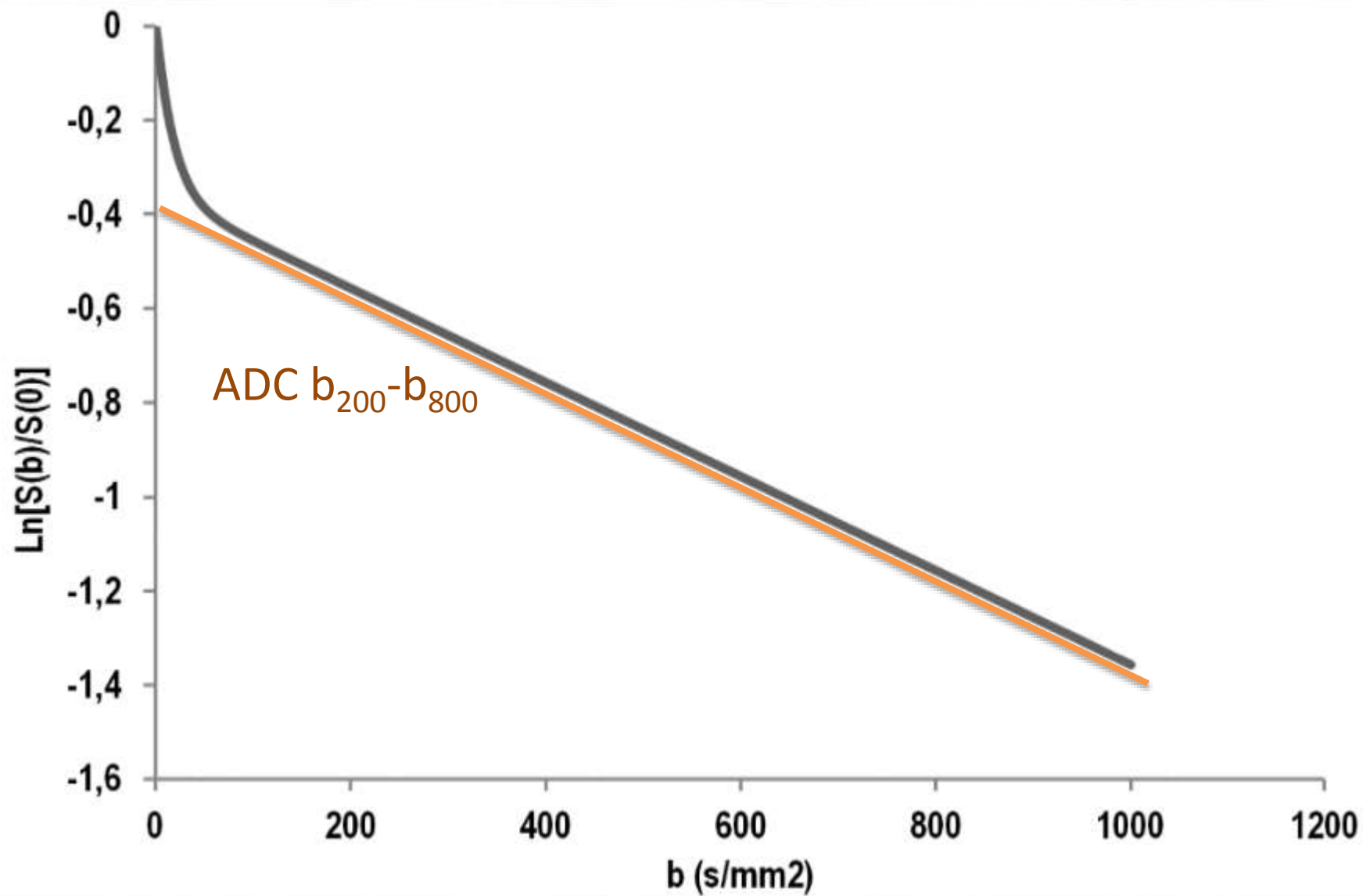
Study	ADC cutoff (10^{-3} mm ² /s)	Sens. (%)	Spe. (%)	Extreme b values (s/ mm ²)
Holzapfel et al (2010)	1.41	90.8	89.9	50-600
Felipe et al 2012	1.43	89.7	90.6	50-700
Gourtsoyianni et al (2008)	1.47	100	100	0-1000
Taouli et al (2009)	1.50	100	100	0-500
Bruegel et al 2008	1.63	90	86	50-600



example

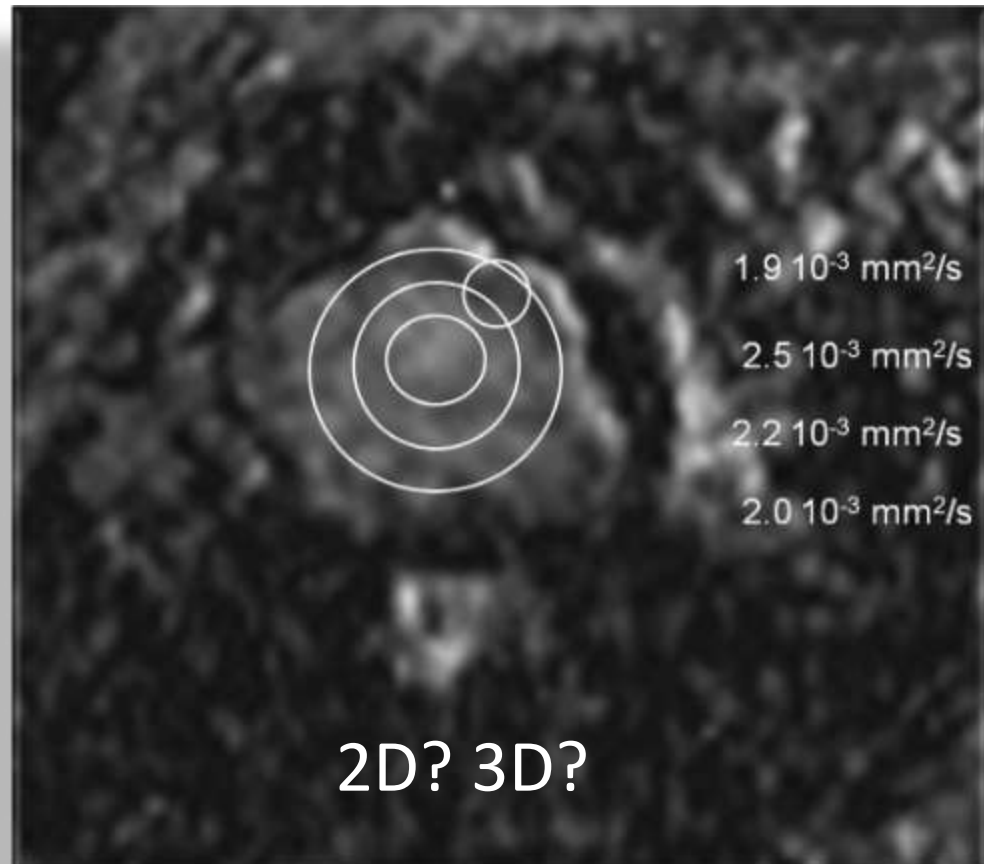
Study	Liver ($10^{-3} \text{ mm}^2/\text{s}$)	FNH ($10^{-3} \text{ mm}^2/\text{s}$)	Hemangiomas ($10^{-3} \text{ mm}^2/\text{s}$)	HCC ($10^{-3} \text{ mm}^2/\text{s}$)	Mets ($10^{-3} \text{ mm}^2/\text{s}$)	B values (s/mm^2)
Parikh et al 2008		1.49	2.54	1.31	1.50	0-500
Bruegel et al 2008		1.40	1.92	1.05	1.22	50-600



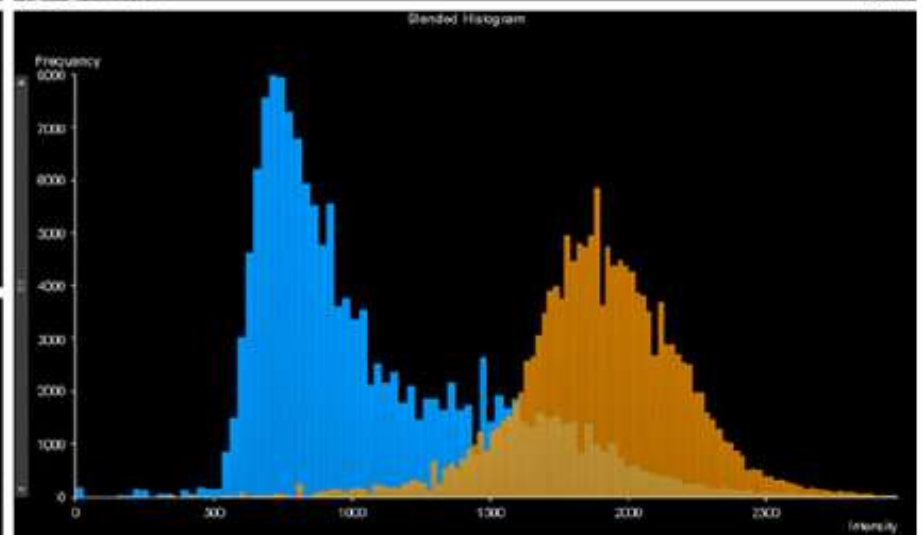
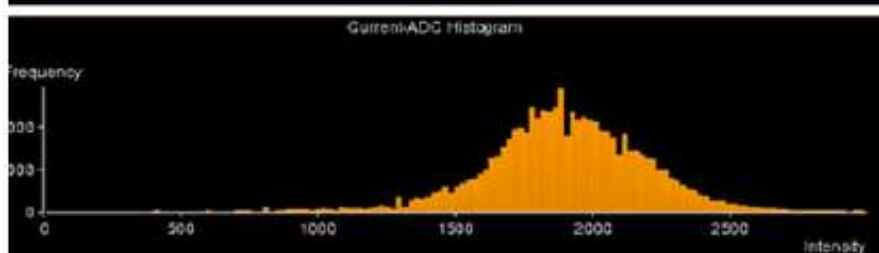
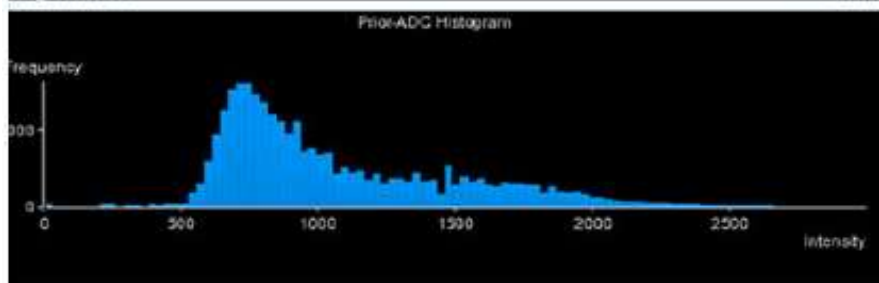
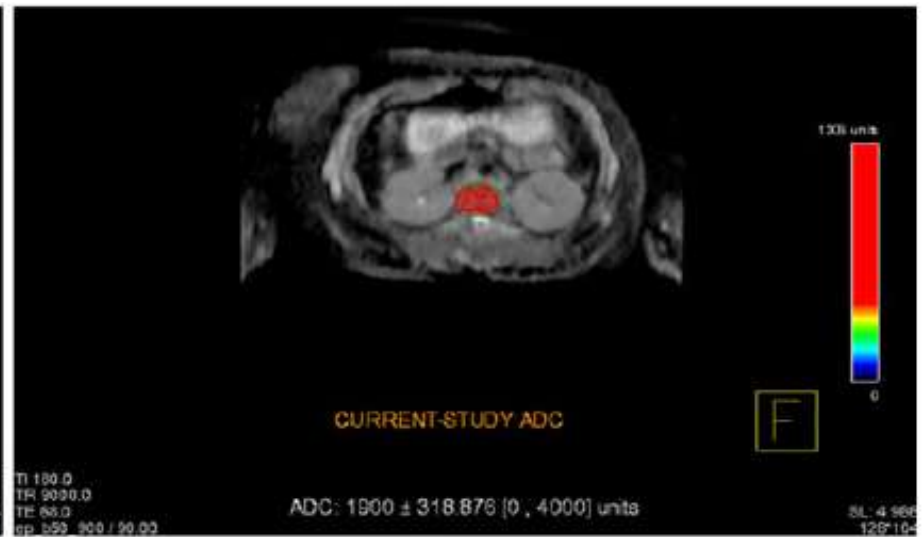
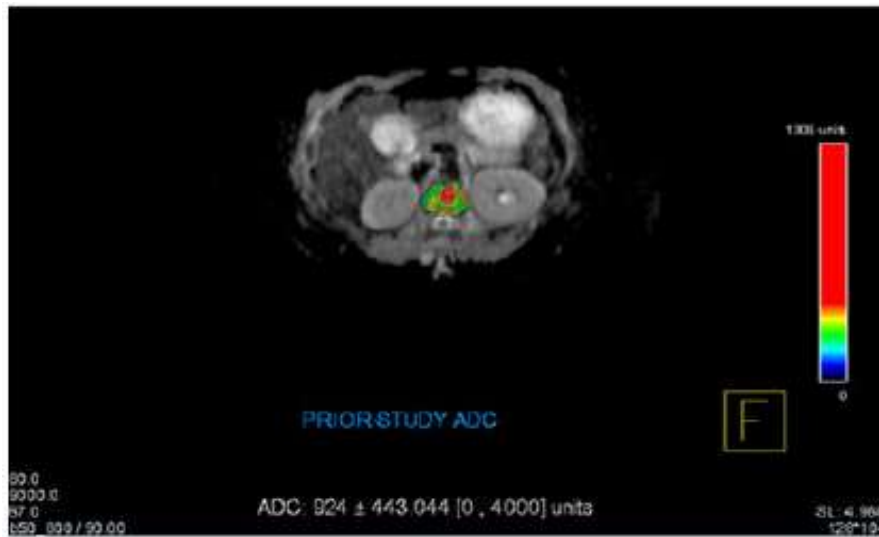


Méthodes de mesure

- Equivalent quand tumeur homogène¹
- Pas clair si hétérogène
 - Eviter d'utiliser seulement la moyenne?



Méthodes de mesure



Caractéristiques tumorales

ADC

Variability : 7%

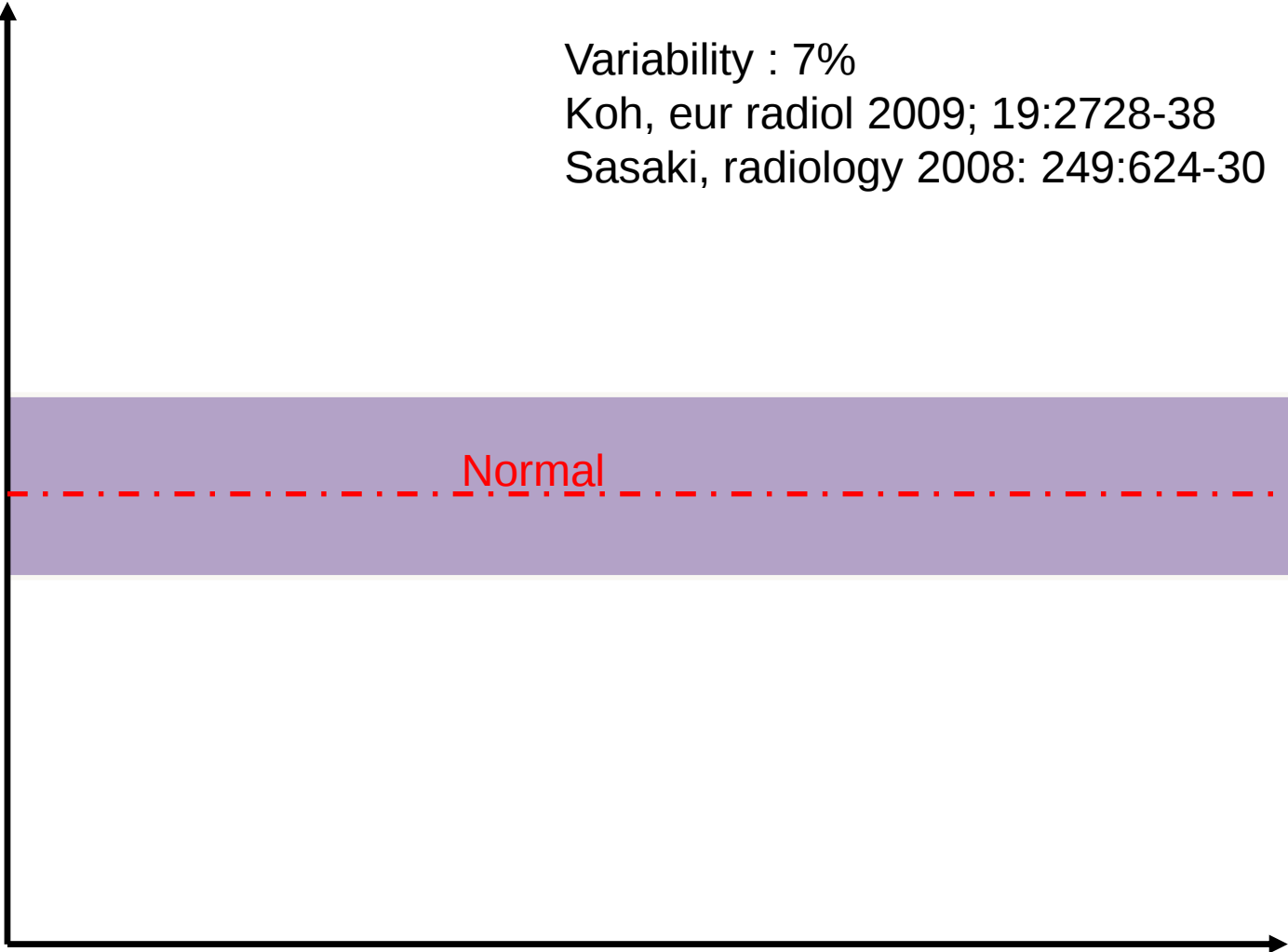
Koh, eur radiol 2009; 19:2728-38

Sasaki, radiology 2008: 249:624-30

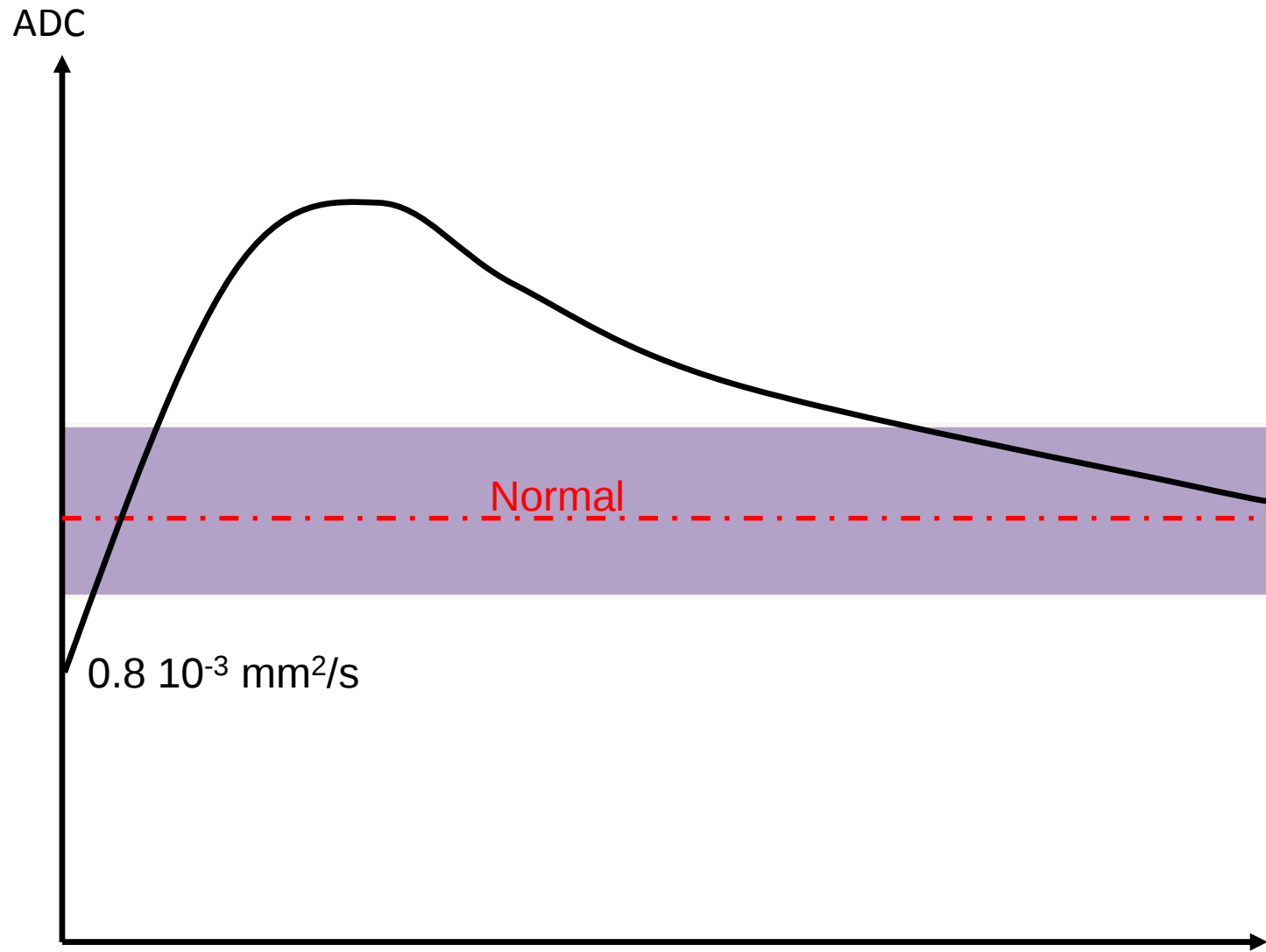
Normal

$1.8 \cdot 10^{-3} \text{ mm}^2/\text{s}$

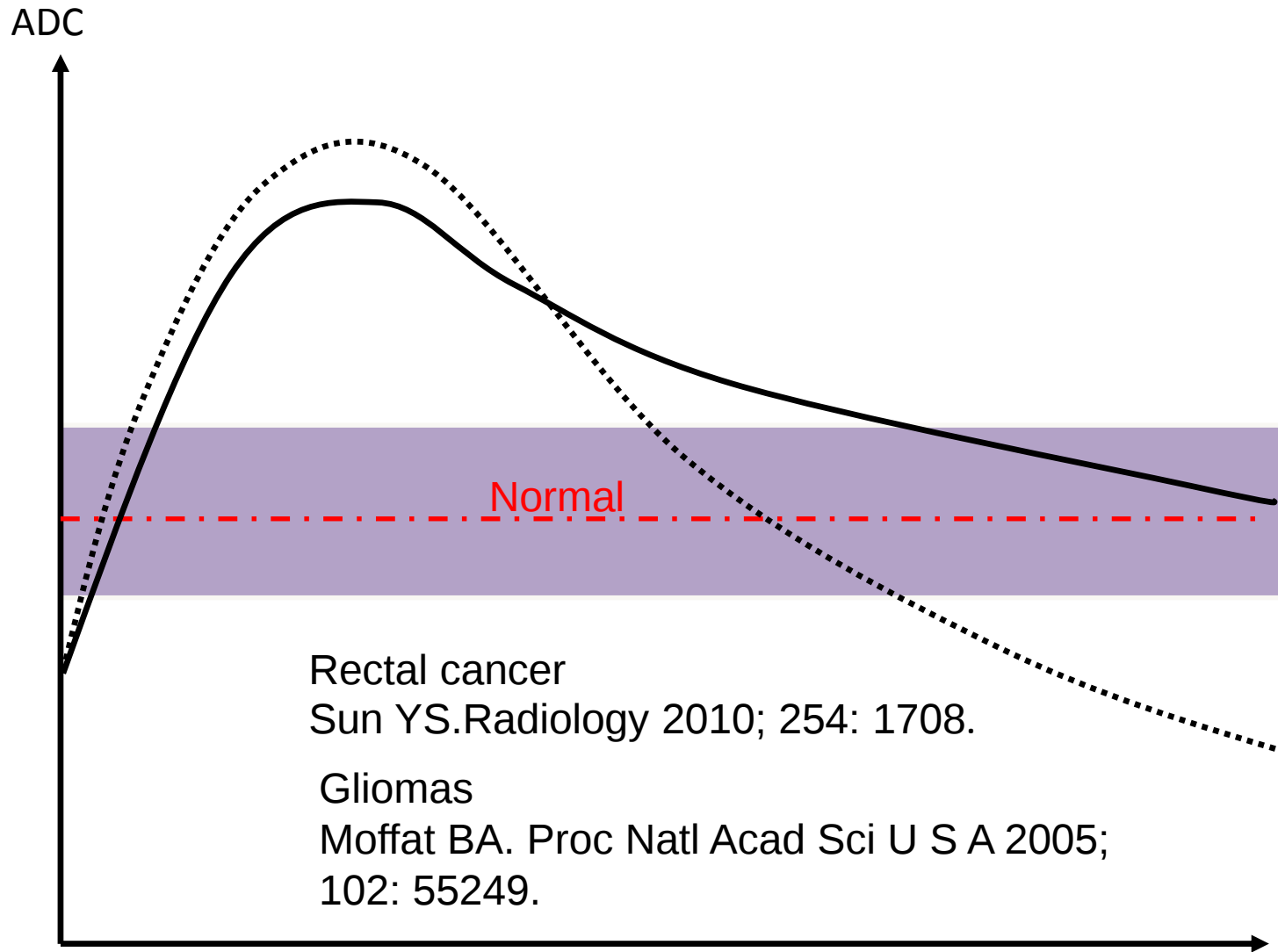
Temps



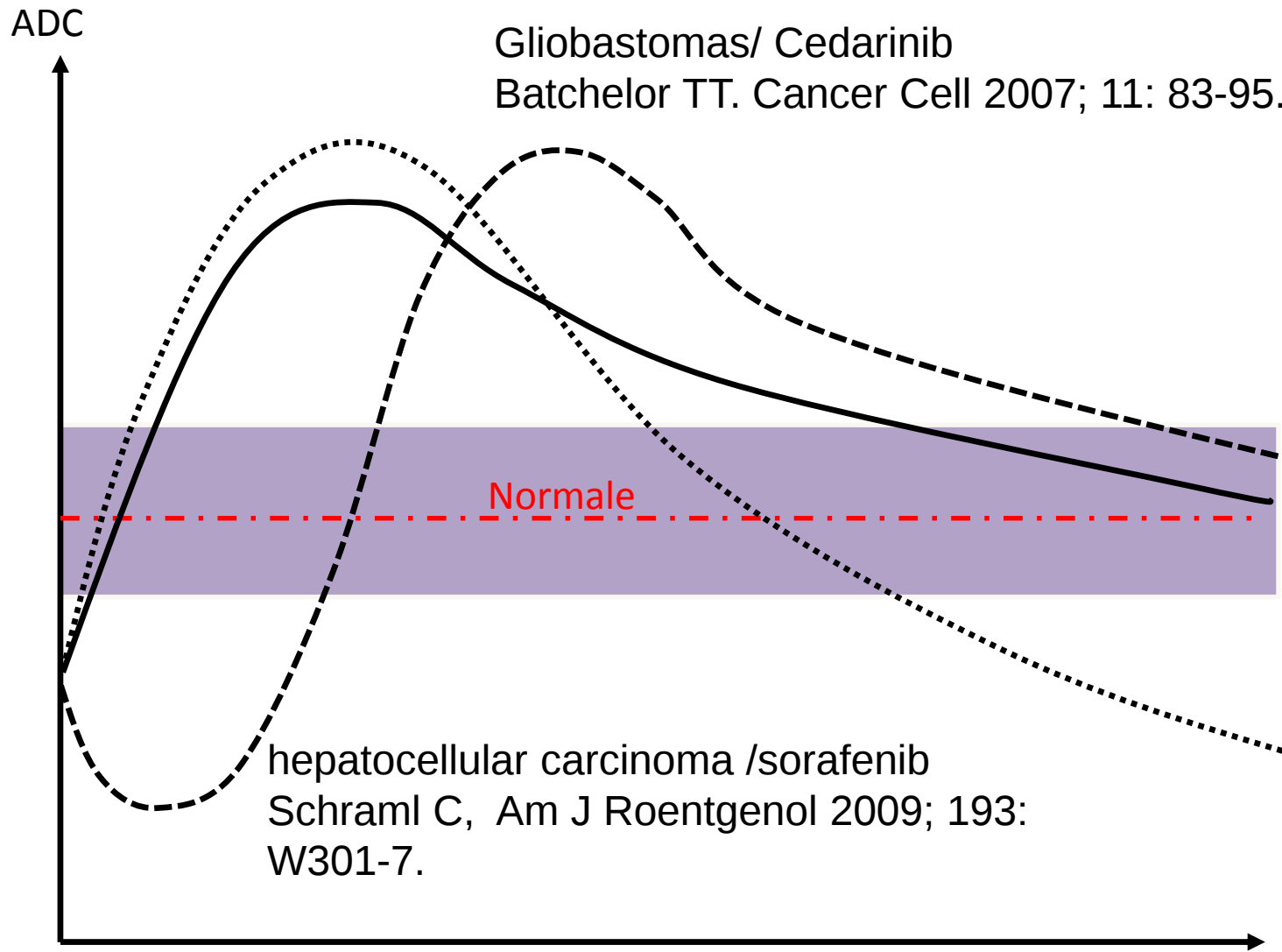
Variation ADC



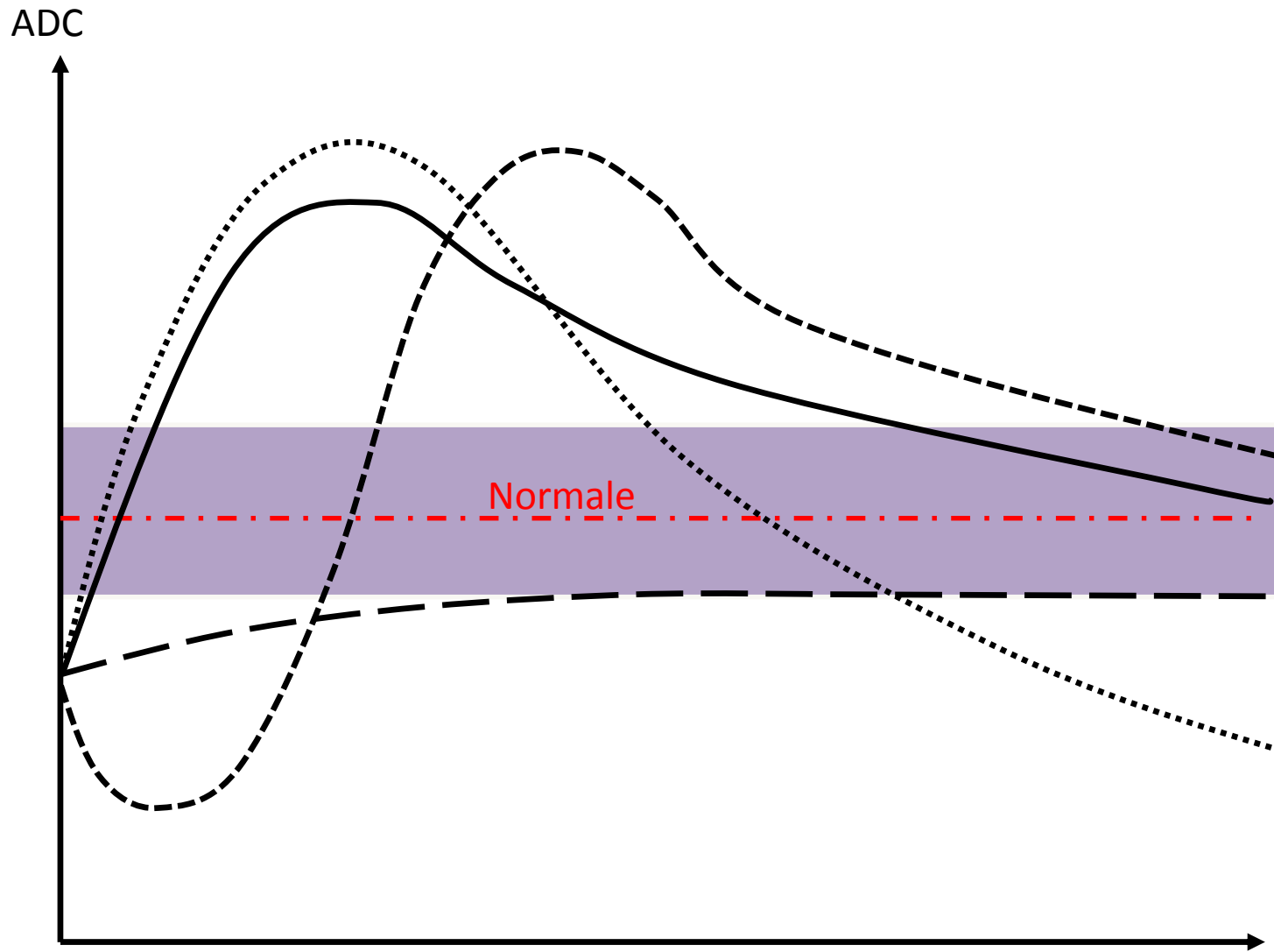
Variation ADC



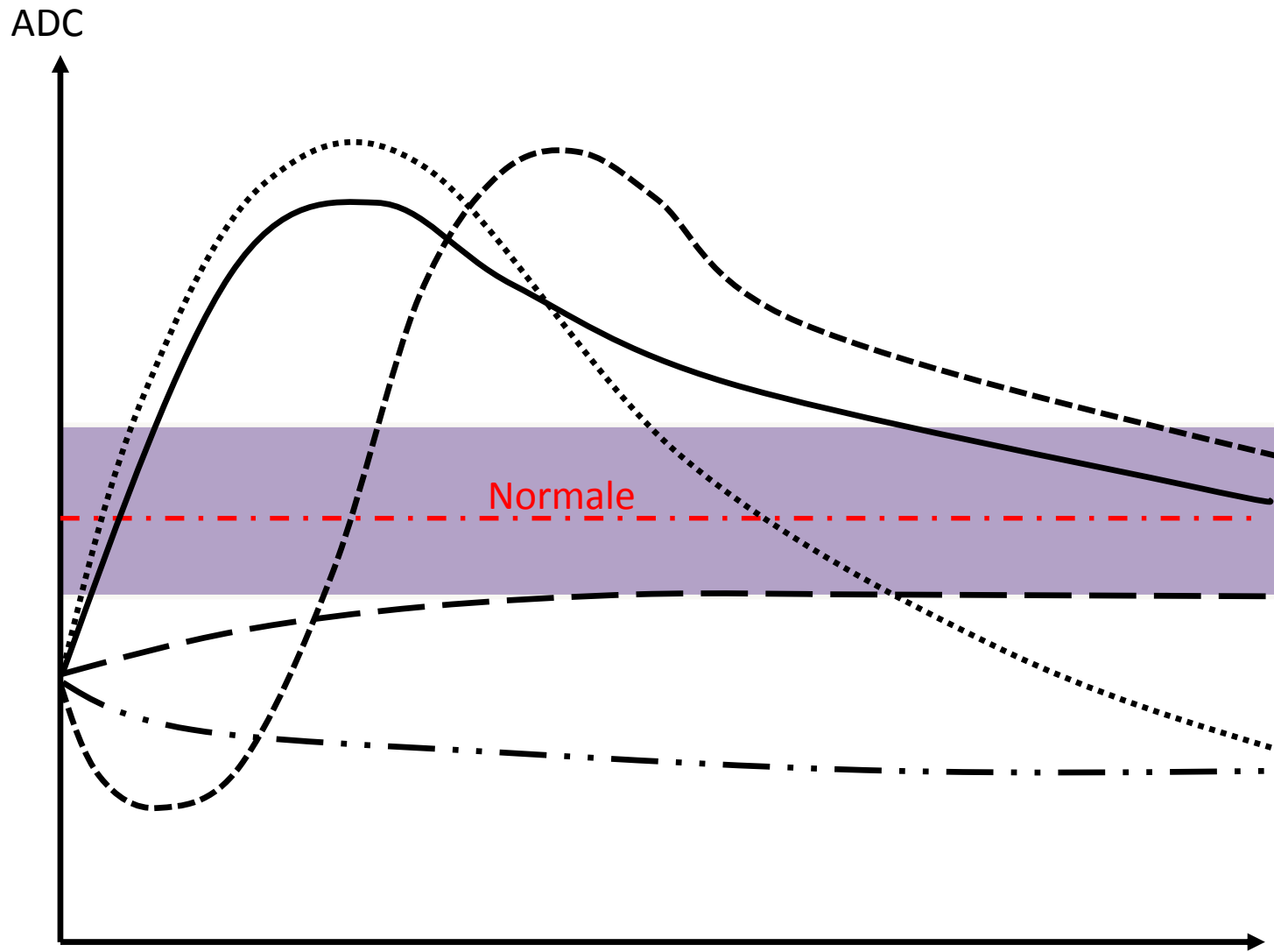
Variation ADC



Variation ADC

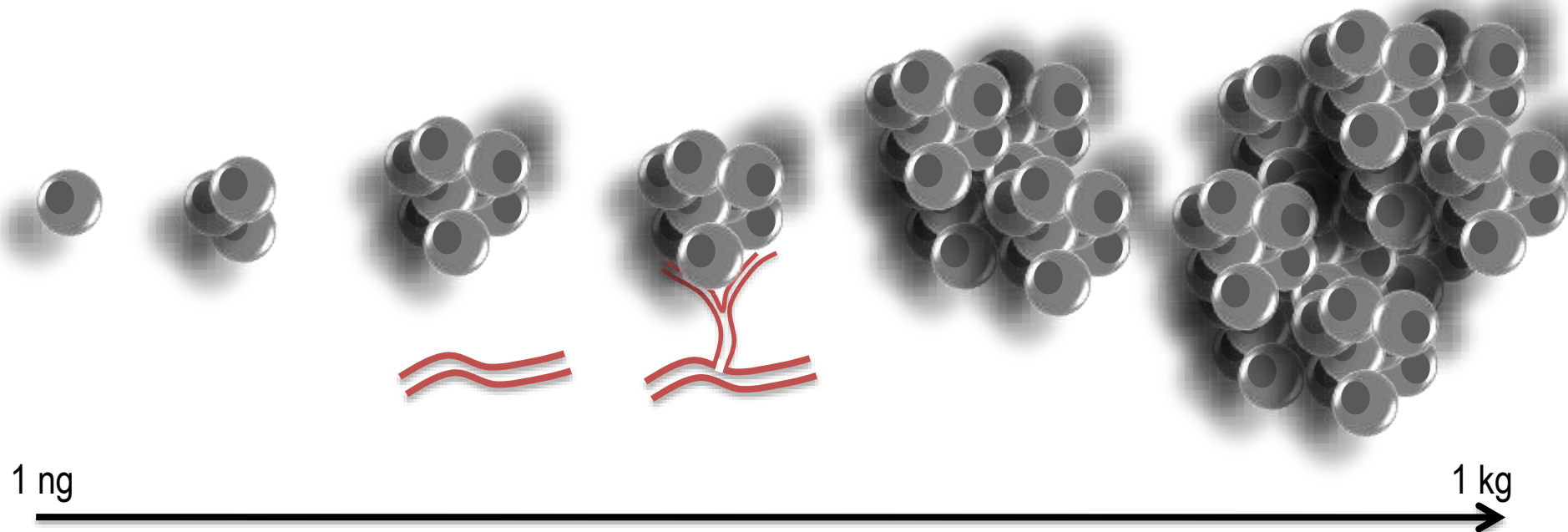


Variation ADC



DW-MRI-ADC

- De nombreuses études ont validé le concept
- Très utile en détection lésionnelle
- Plus complexe pour l'étude de la réponse
 - Mieux entre b150 and b600 or 800 s/mm² ou IVIM
 - Histogrammes > Valeurs moyennes
 - Le comportement de l'ADC va dépendre du type de traitement, du type de tumeur et du timing de l'imagerie
 - Il est donc nécessaire de définir pour chaque tumeur/traitement le profil évolutif de l'ADC pour les répondeurs et non répondeurs



Initiation & Promotion

Hypoxie

Angiogenèse

Perfusion

Invasion & dissémination

Nouvelles (nouvelles) techniques d'imagerie

TDM, IRM, Echo

PET

IRM

Perfusion

Oxygénation

Glycolyse

Prolifération

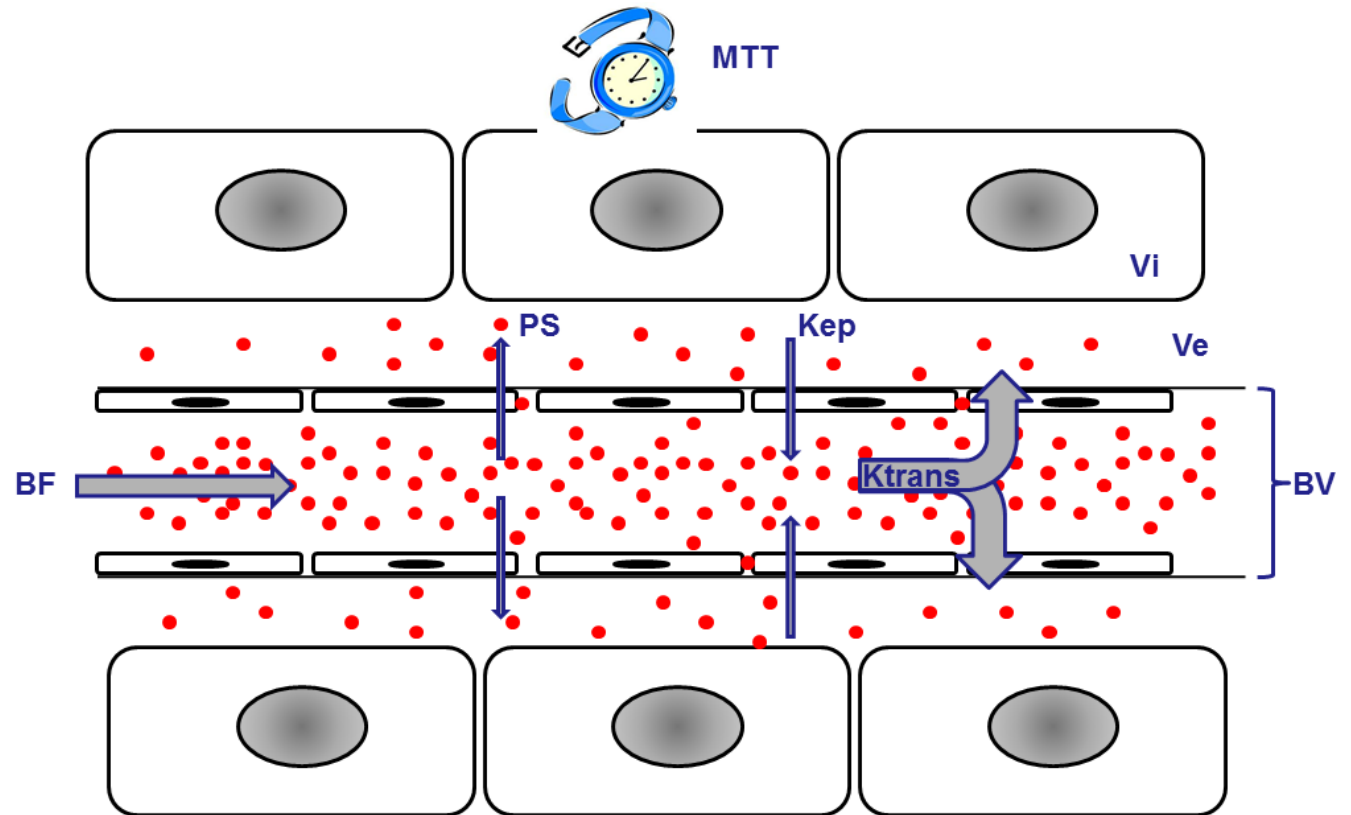
Densité cellulaire

Nécrose

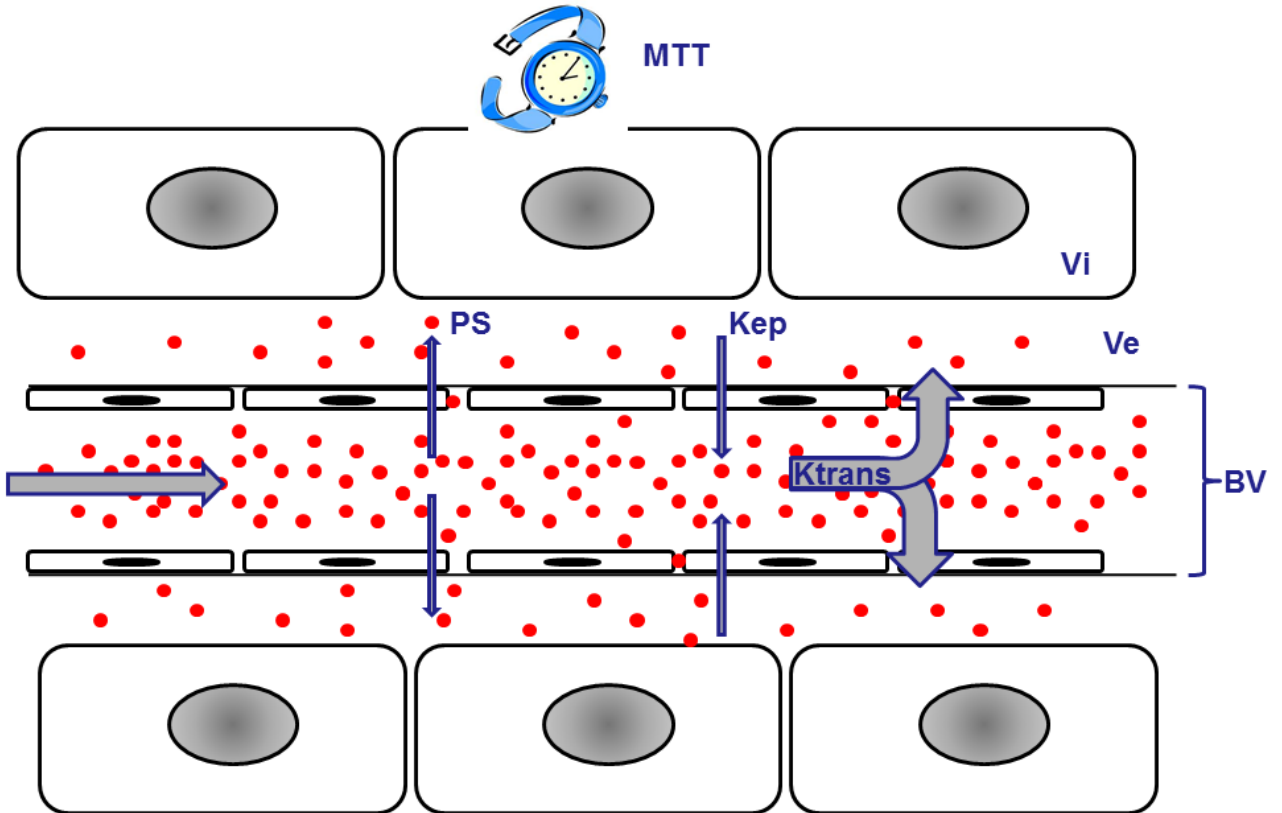
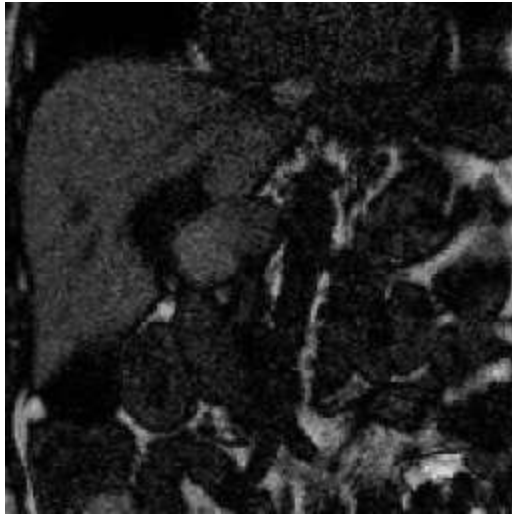
Imagerie de Perfusion

Mesurer et voir autrement

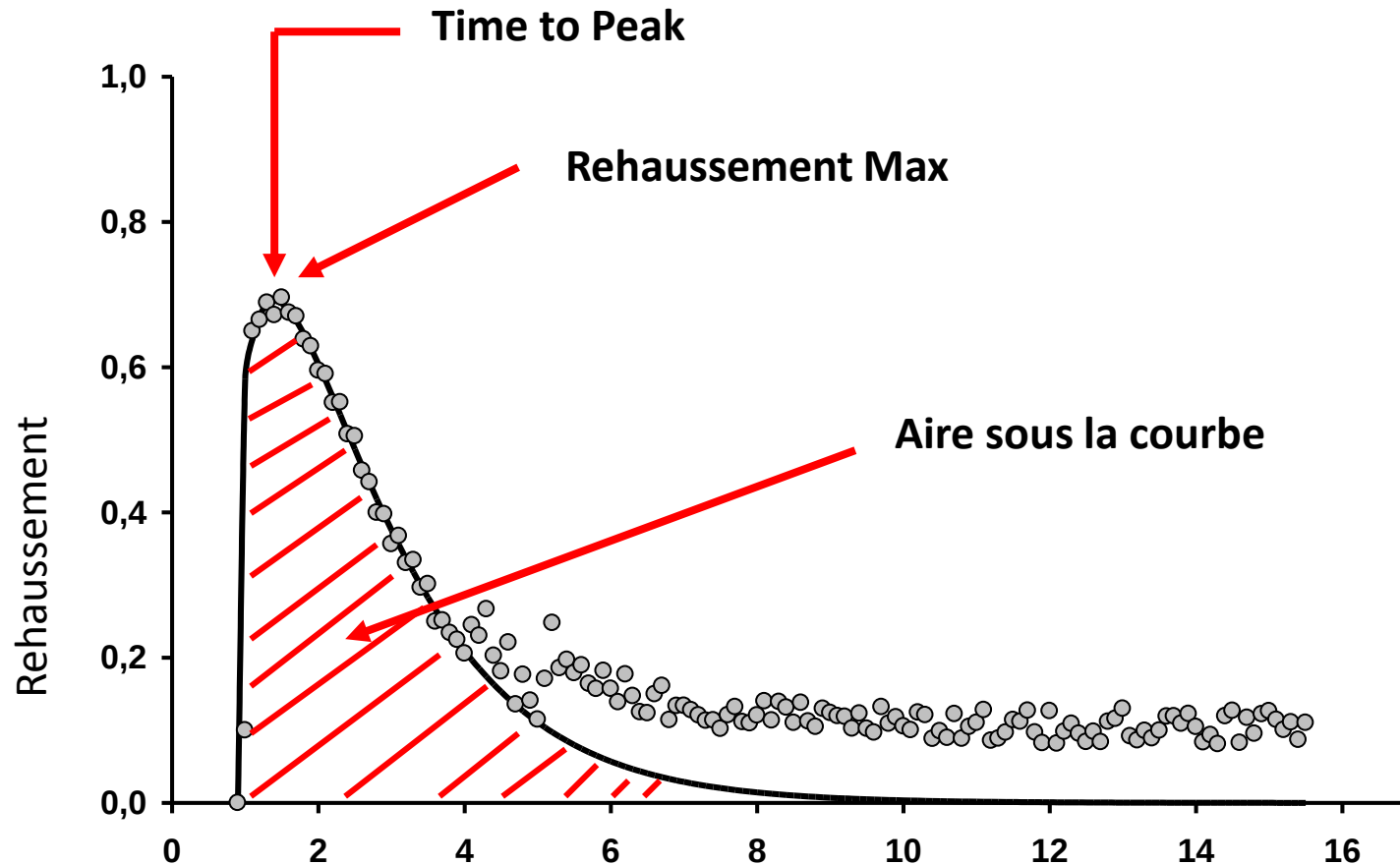
Perfusion tumorale



Perfusion tumorale

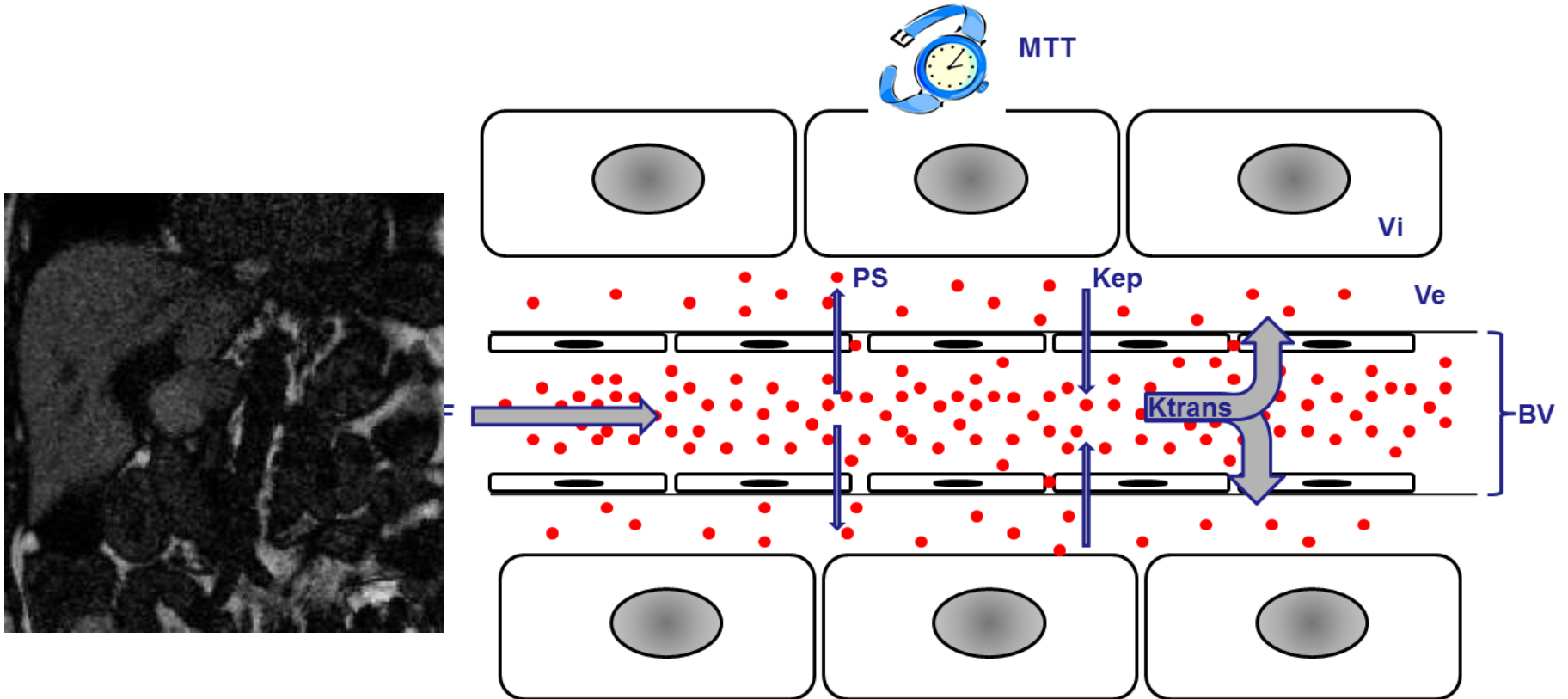


Analyse Semi Quantitative



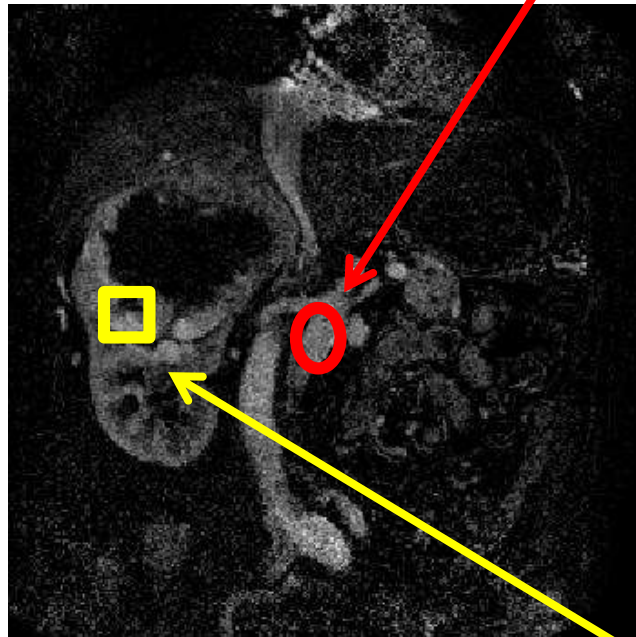
- Pas de relation simple avec les paramètres physiologiques
- Pas comparable d'une machine à une autre

Perfusion tumorale

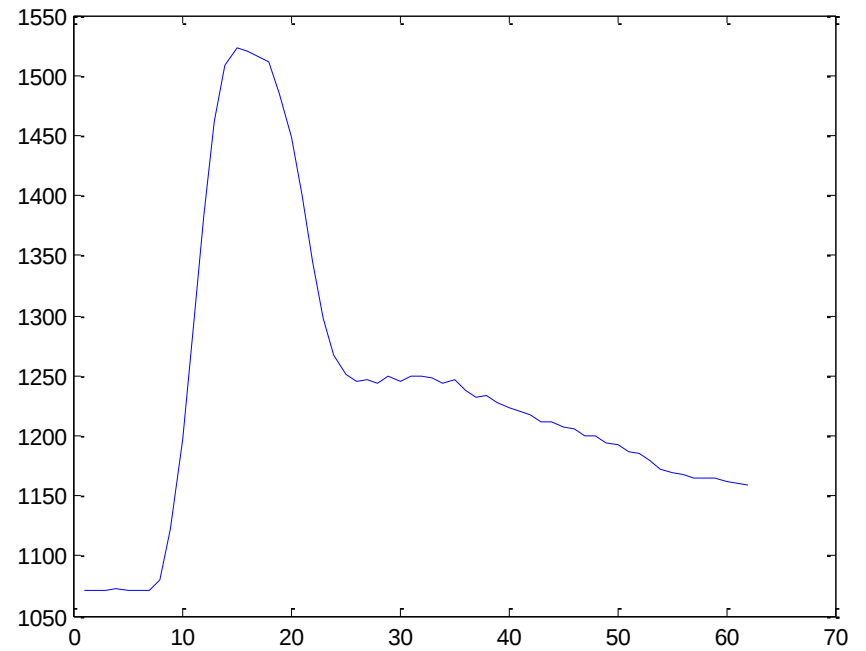


$$C_t(t) = C_a(t) \otimes R(t)$$

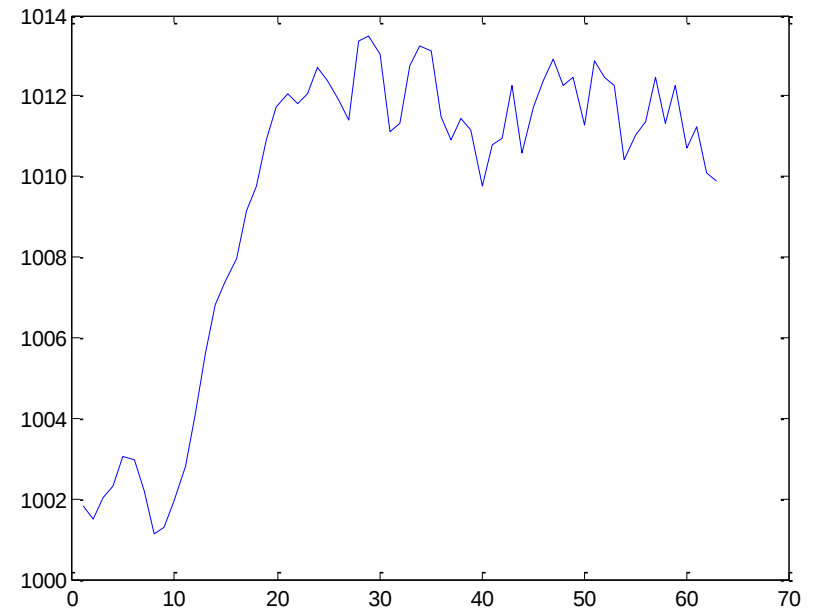
$$C_t(t) = C_a(t) \otimes R(t)$$



$C_a(t)$

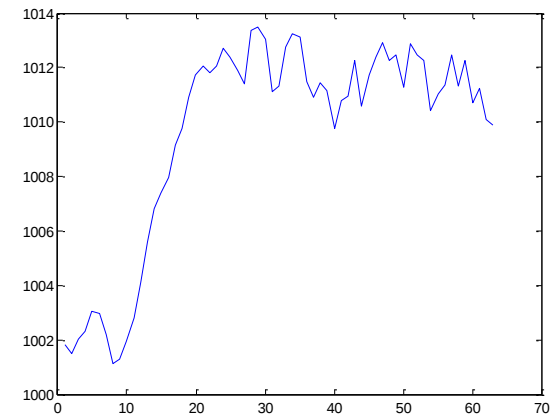
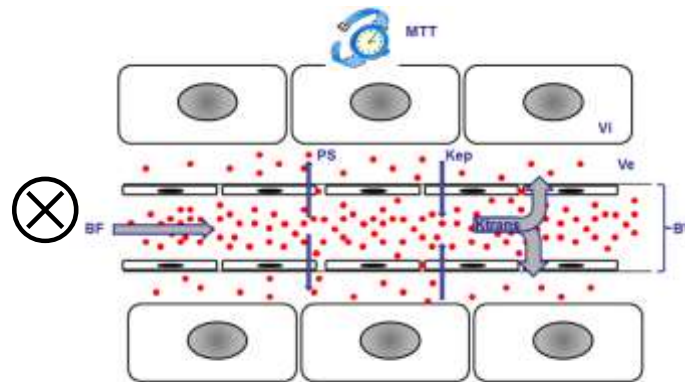
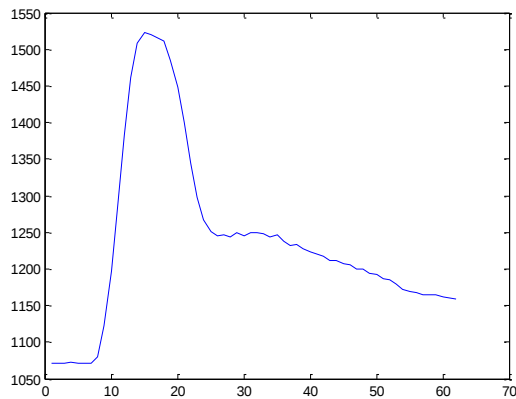


$C_t(t)$



Perfusion tumorale

$$C_a(t) \otimes R(t) = C_t(t)$$



DCE MRI and CTp & Anti VEGF treatment

Evidence of drug efficacy

Author	Year	Tumor	Imaging Biomarker	Conclusion
Pham CD	1998	breast cancer	MRI-assayed permeability	Permeability ↓ after anti-VEGF treatment
Pradel C ³	2003	prostate tumor	MR perfusion based parameters	tumor vascular permeability , tumor vascular volume and tumor blood flow ↓ after anti-VEGF treatment
Koukourakis MI	2007	CRC	DCE-CT based parameters	CT based parameters ↓ after anti-VEGF treatment
Wilmes LJ	2007	Breast cancer	DCE-MR based parameters	Kep ↓ after anti-VEGF treatment
de Bazelaire C	2008	RCC	arterial spin labeling (ASL)	Tumor blood flow ↓ after anti-VEGF treatment
Flaherty,KT,	2008	RCC	DCE_MRI (Ktrans)	K(trans) ↓ after Sorafenib, that correlated with ↑ PFS
Yopp AC	2011	HCC	DCE-MR based parameters	K(trans), AUC ↓ in tumors expressing VEGF after systemic therapy

Baseline DCE MRI & CTP: predicting response?

Clinical Application	Author (Journal/Year)	Observations
Head and neck	Zima et al (Am J Neuroradiol 2007)	Upper aerodigestive tract cancers with high BF and BV values respond well to induction chemotherapy
	Hermans et al (Int J Radiat Oncol Biol Phy 2003)	Head and neck cancers with lower perfusion rate (BF) show poor response to radiotherapy (high local failure).
Pancreas	Park et al (Radiology 2009)	Pancreatic cancers with high baseline K^{Trans} values responded better to concurrent chemoradiation
Colon and Rectum	Sahani et al (Radiology 2005)	Rectal cancers with high baseline BF and low MTT responded poorly to chemoradiation
	Bellomi et al (Radiology 2007)	Rectal cancers with high baseline BF and BV showed good response to chemoradiation
HCC	Tao J et al. Invest Radiol 2011	Baseline CTP: High BF and low MTT showed poor outcome

Emploi à large échelle dans l'évaluation de la réponse?

- Problème de standardisation des résultats
 - Paramètres d'acquisition
 - Méthodes de mesure

Perfusion tumorale: point clé #1

$$C_t(t) = C_a(t) \otimes R(t)$$

$S(t)$

S_b = signal sans contraste (baseline)

$T1_0$ = tps de relaxation du tissu avant injection

$r1$ = constante de relaxivité



Perfusion tumorale: point clé #1

$$C_t(t) = C_a(t) \otimes R(t)$$

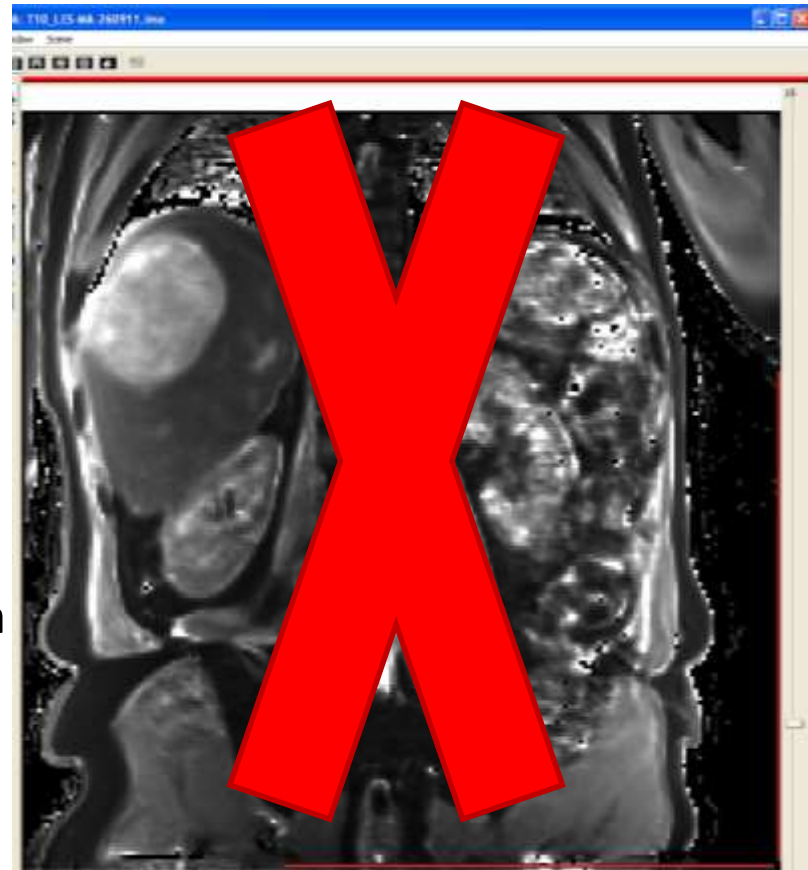
1000 ms

$$S(t) = r1 \cdot \frac{1}{T1_0} \cdot C(t) \cdot S_b + S_b$$

S_b = signal sans contraste (baseline)

$T1_0$ = tps de relaxation du tissu avant injection

$r1$ = constante de relaxivité



Perfusion tumorale: point clé #2

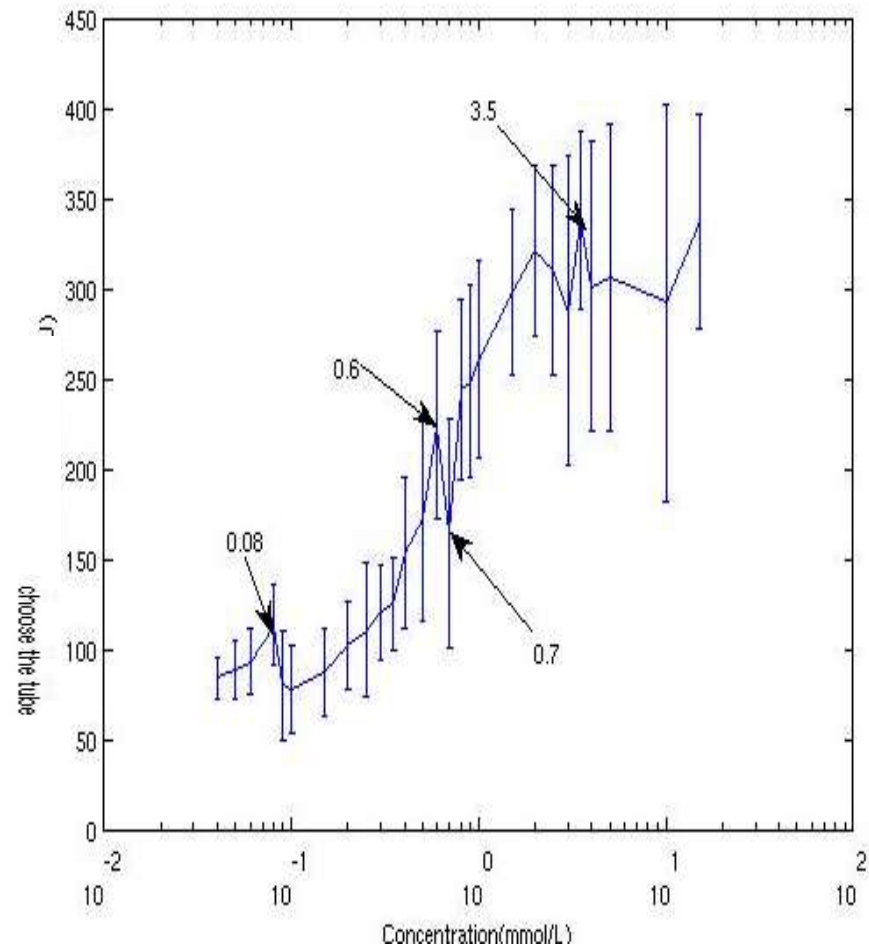
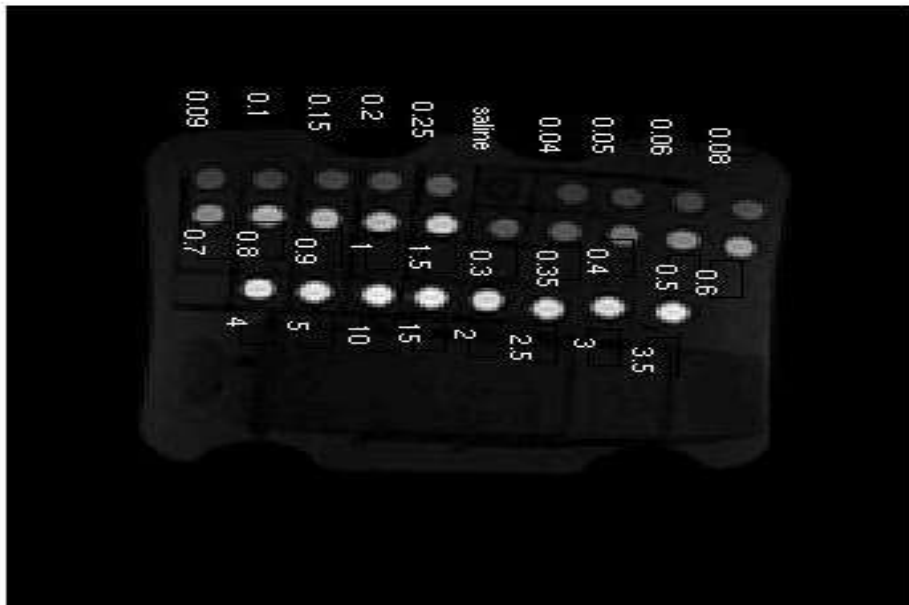
$$C_t(t) = C_a(t) \otimes R(t)$$

$$S(t) = r1.T1 \times S_b + S_b$$

Perfusion tumorale: point clé #2

$$C_t(t) = C_a(t) \otimes R(t)$$

$$S(t) = r1.T1 \otimes S_b + S_b$$



Difficultés de l'estimation de l'entrée artérielle : AIF

A partir de l'aorte:

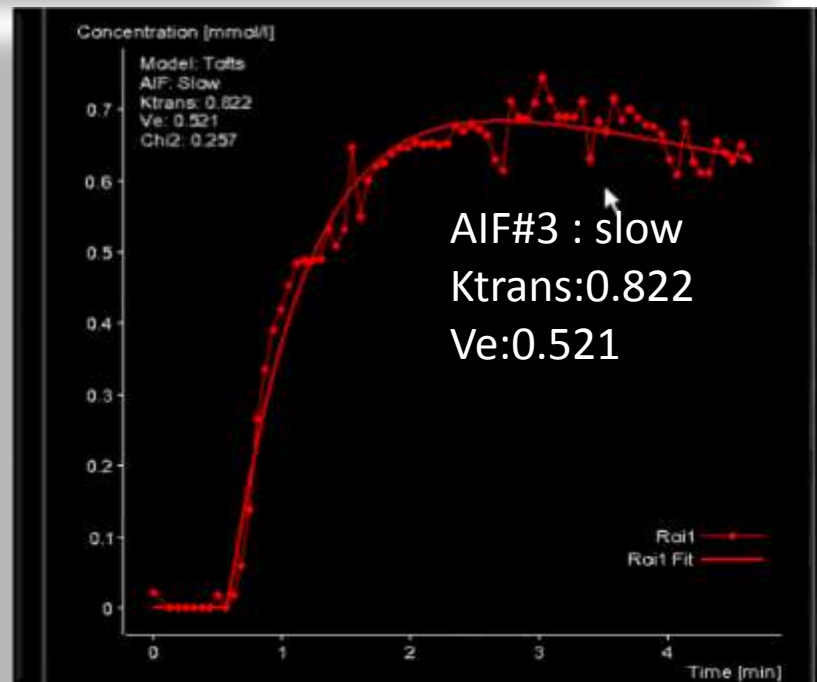
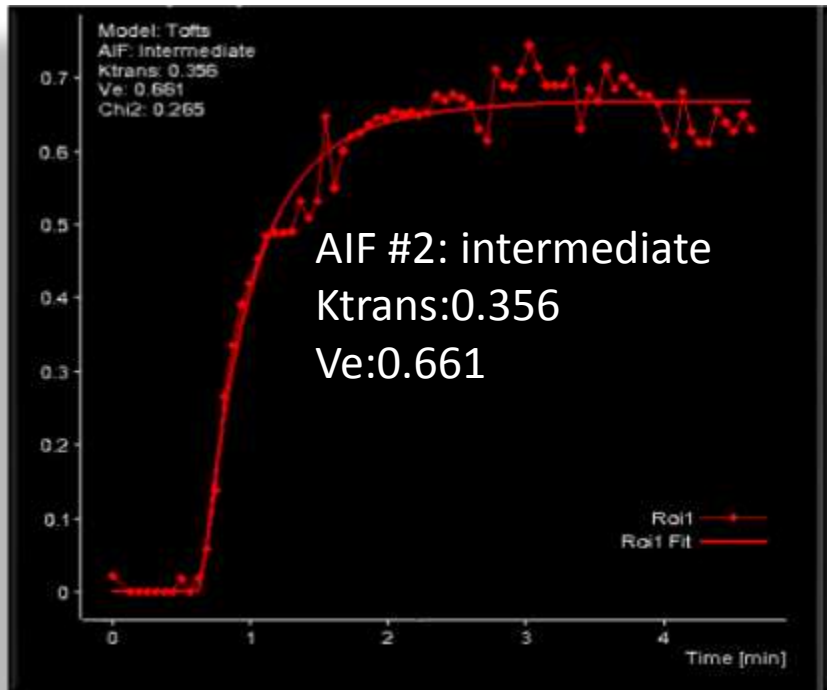
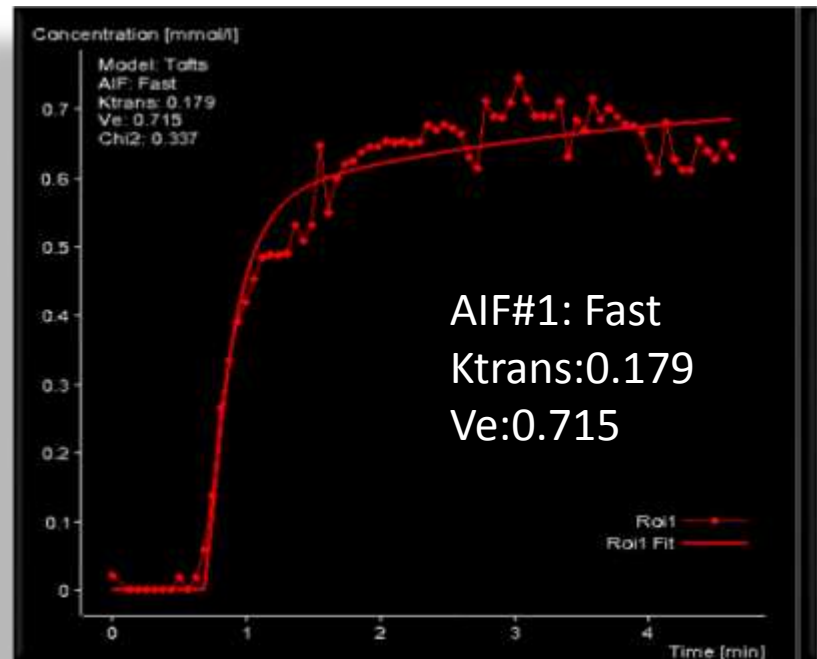
- Effet T2* à concentration élevée
- L' AIF mesurée dans l'aorte peut ne pas réellement refléter l'AIF de l'artère nouricière de la lésion

A partir d'une petite artère nouricière lésionnelle :

- Haute résolution spatiale est nécessaire pour éviter des volumes partiels
- Très haute résolution temporelle est nécessaire pour enregistrier le pic de rehaussement.
- De petites ROI conduisent à des courbes de rehaussement bruitées.
- Des artefacts de mouvement (respiratoire ou pulsatiles) dégradent le résultats.
- **Il a été montré qu'une AIF incorrecte peut conduire à une erreur d'estimation de la perfusion de 60%**

Estimation AIF : Solutions

- Pas de mesure de la vrai AIF
- Utilisation d'AIF statistiques calculées sur des populations
 - 3 AIF prédéfinies

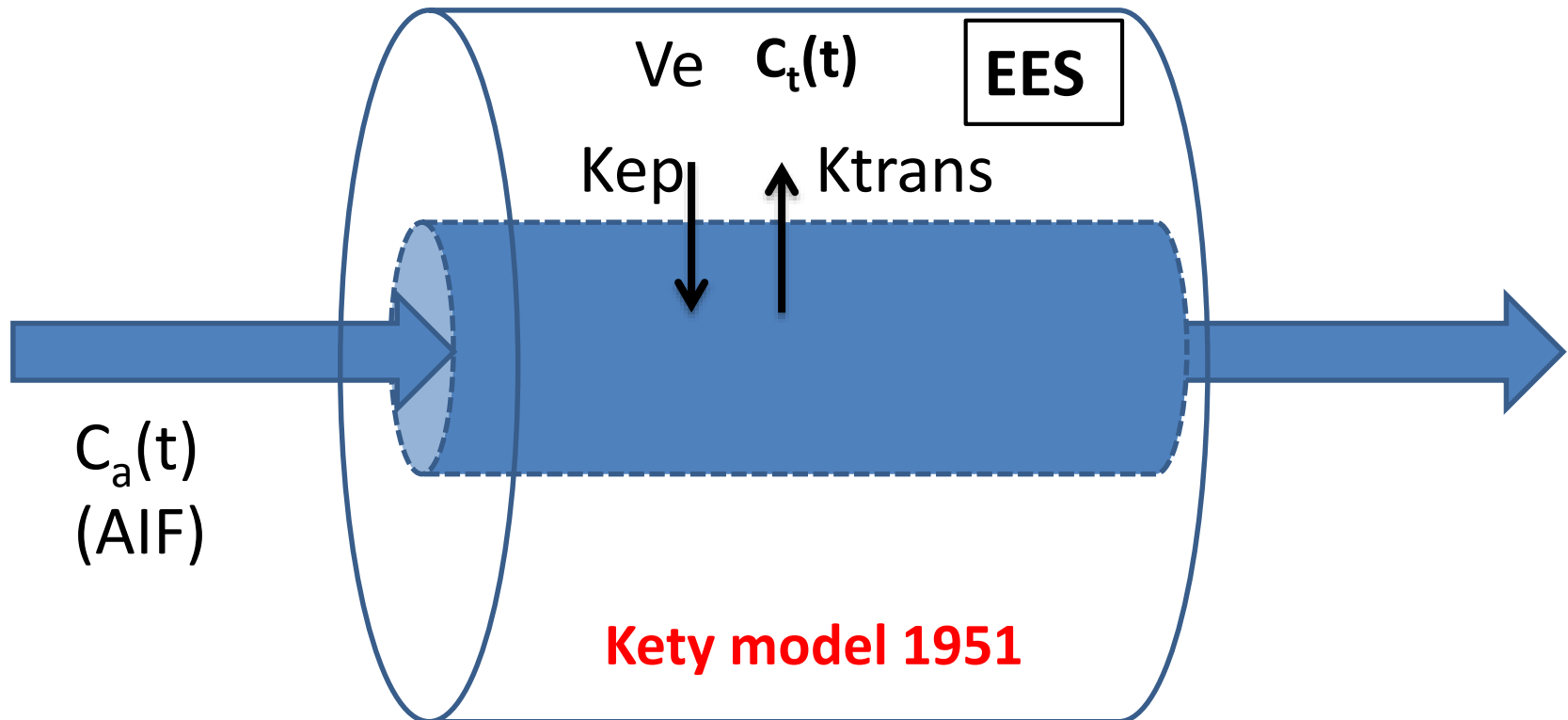


Perfusion tumorale: point clé #3

$$C_t(t) = C_a(t) \otimes R(t)$$

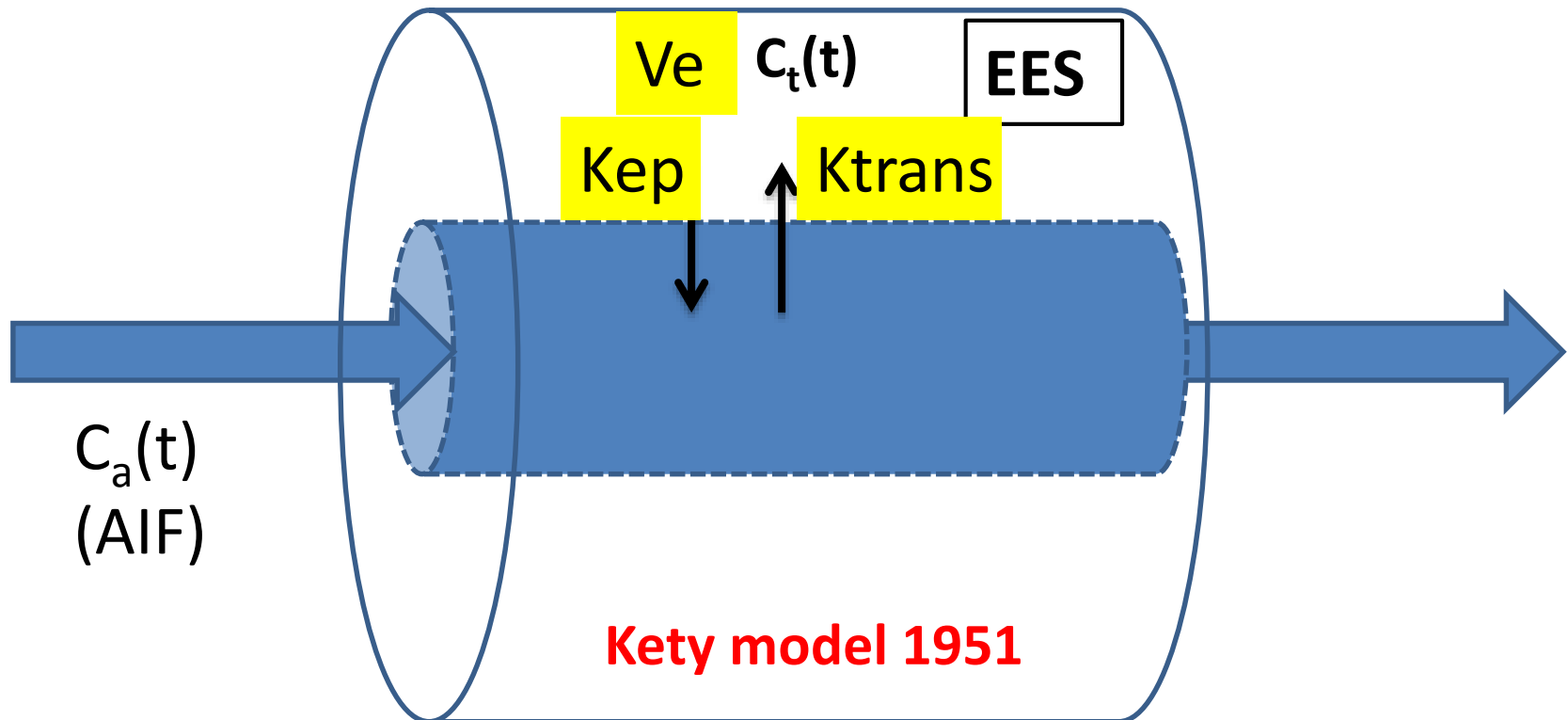
Perfusion tumorale: point clé #3

$$C_t(t) = C_a(t) \otimes R(t)$$



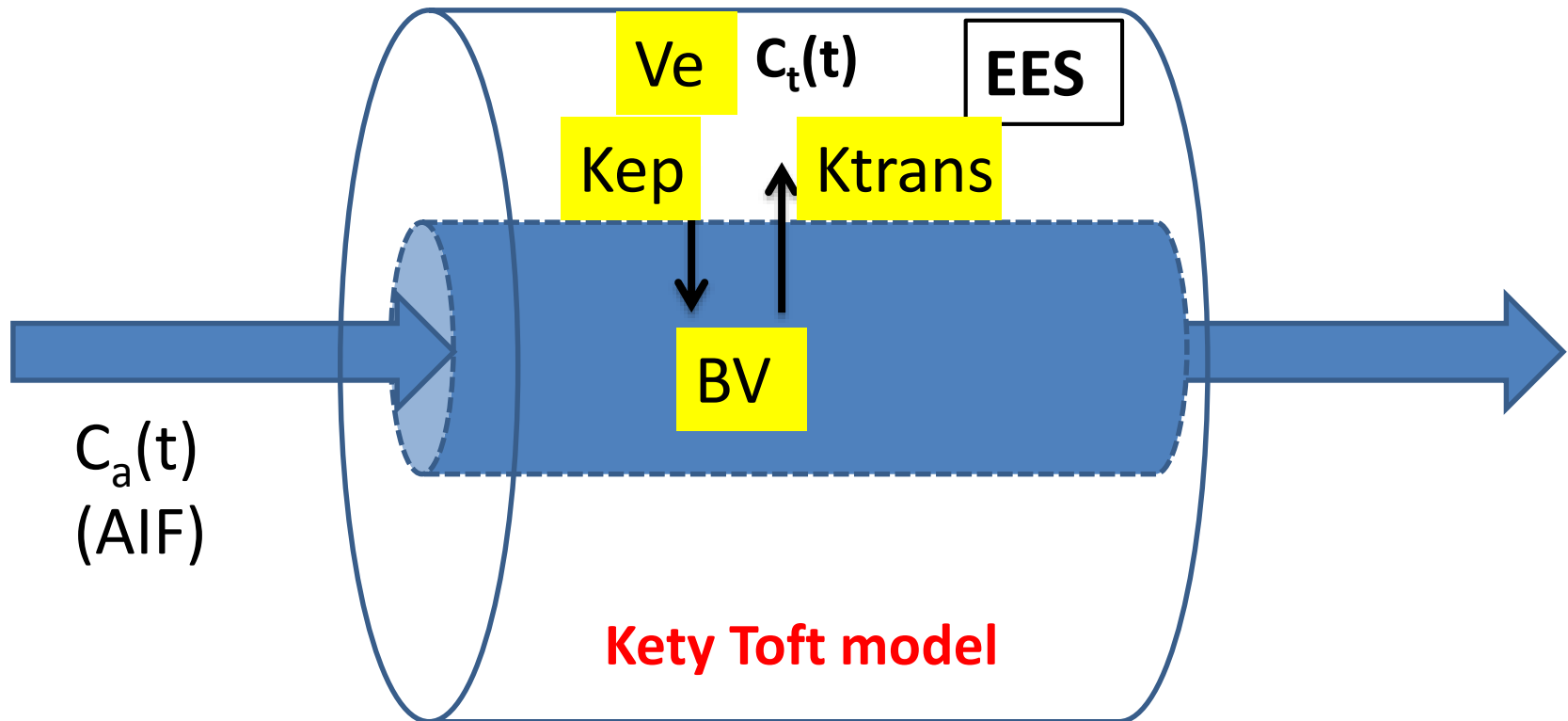
Perfusion tumorale: point clé #3

$$C_t(t) = C_a(t) \otimes R(t)$$



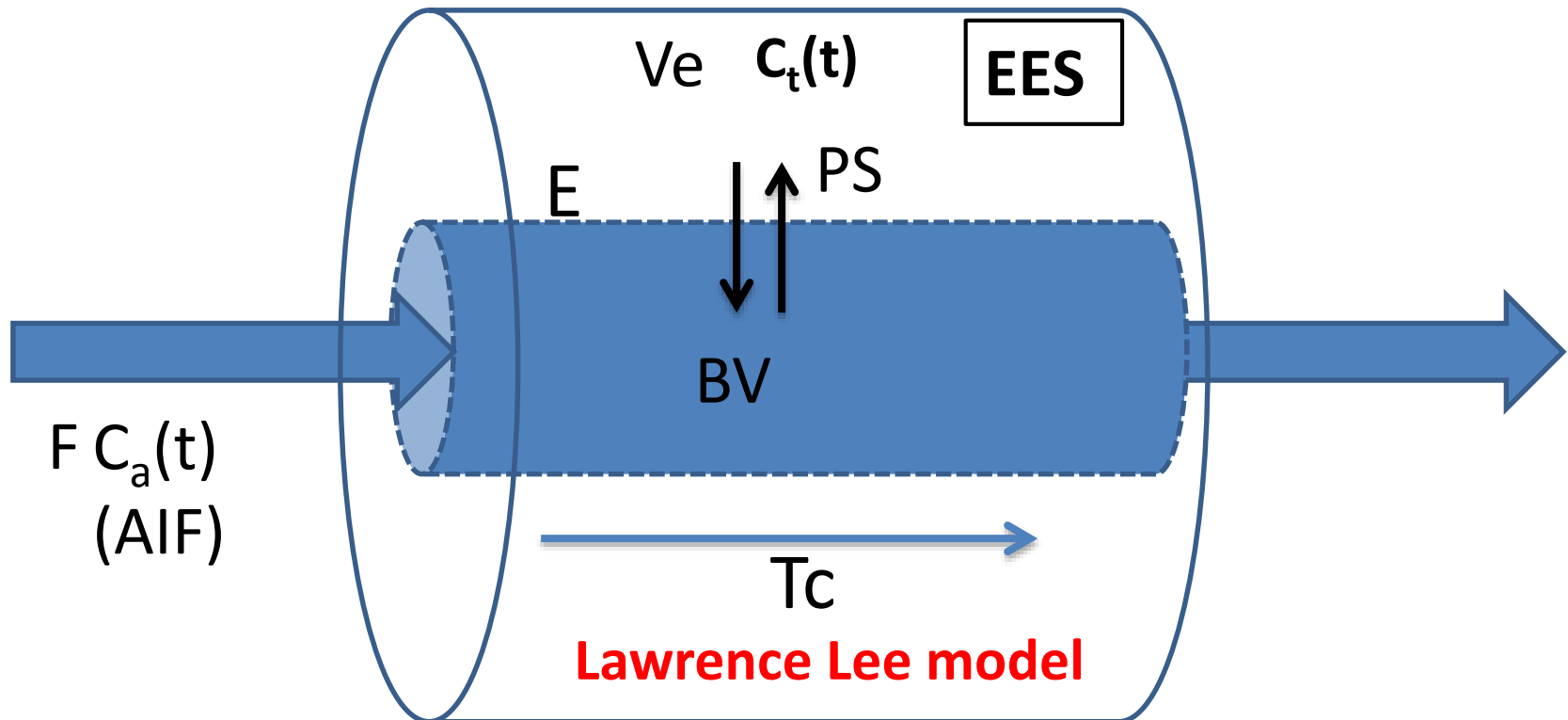
Perfusion tumorale: point clé #3

$$C_t(t) = C_a(t) \otimes R(t)$$



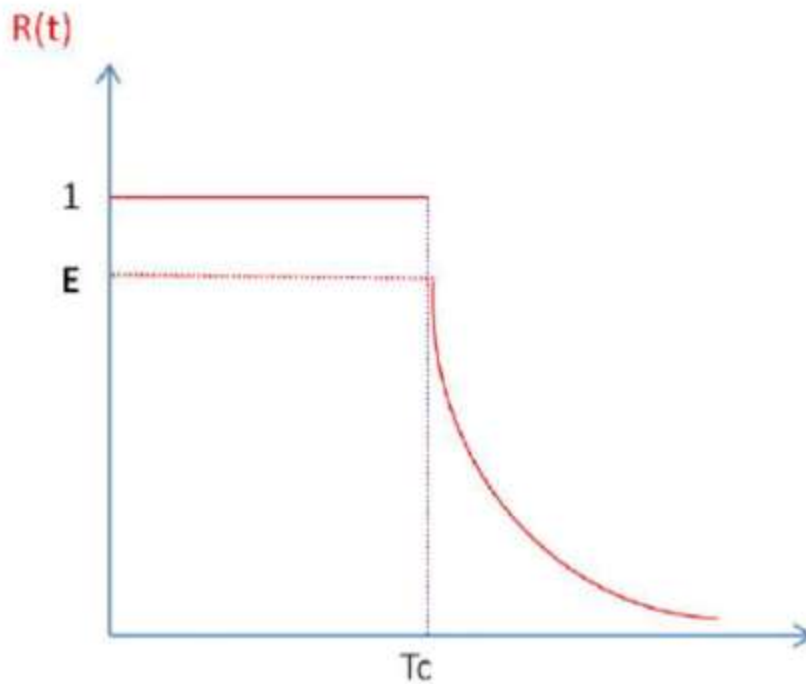
Perfusion tumorale: point clé #3

$$C_t(t) = C_a(t) \otimes R(t)$$



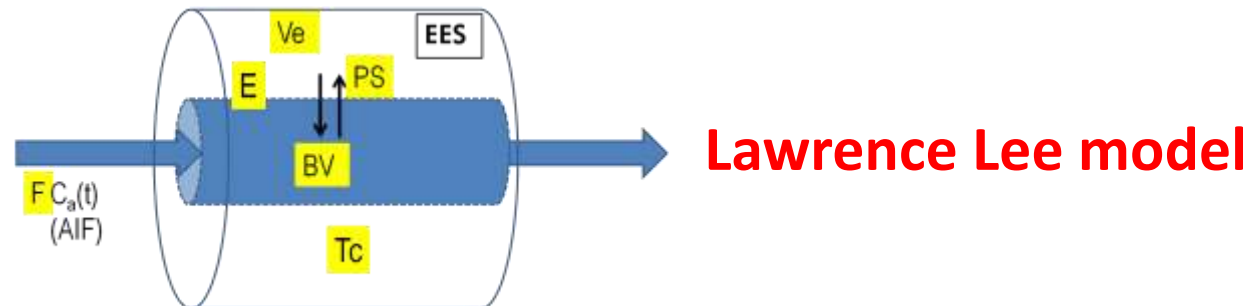
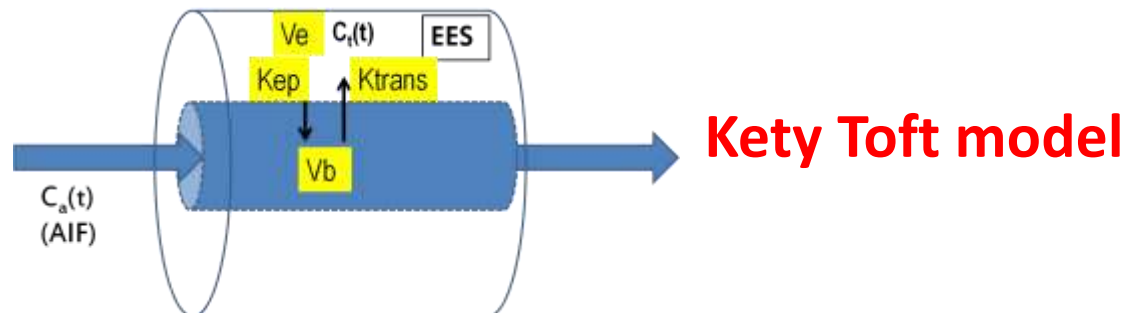
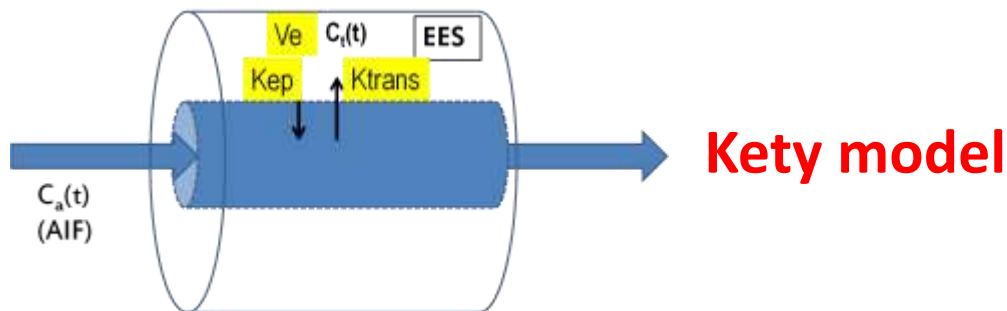
Perfusion tumorale: point clé #3

$$C_t(t) = C_a(t) \otimes R(t)$$



Tumor perfusion: Key point #3

$$C_t(t) = C_a(t) \otimes R(t)$$



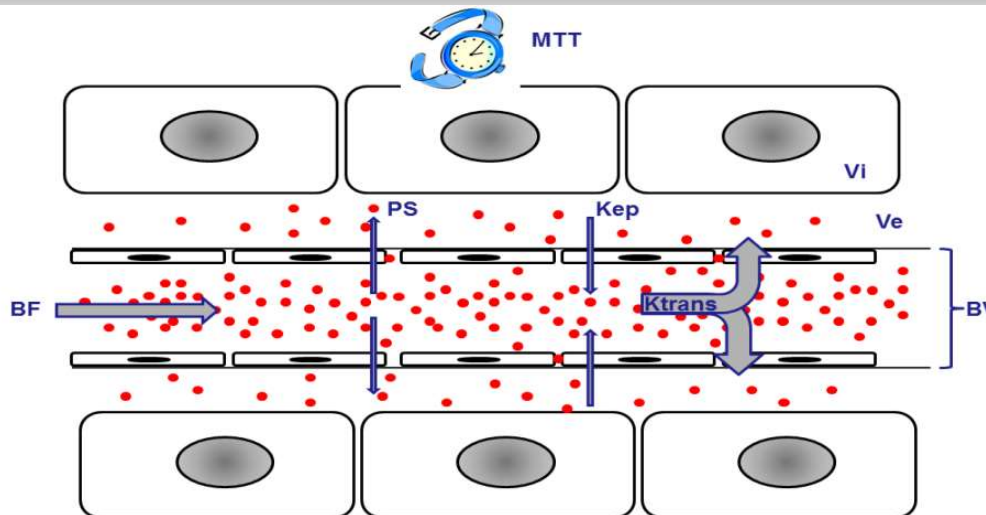
Paramètres de perfusion

- BV : Blood volume
- MTT : Mean transit time
- BF : Blood flow
- PS : Permeability x Surface

CTp

- K trans : Transfert Constant
- AUGdC : Area under the Gd Concentration curve

DCE-MRI



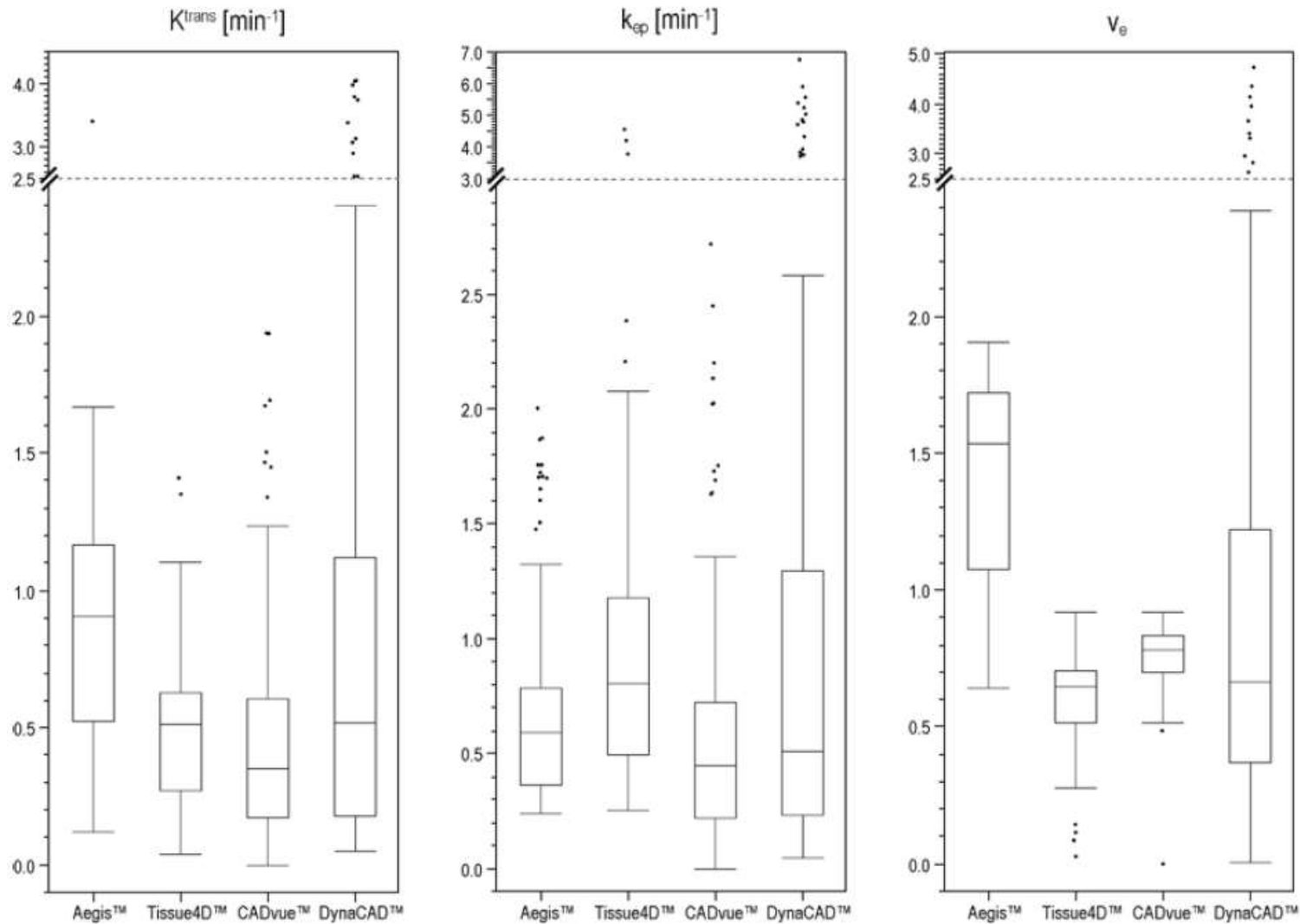
Donc...

- Les paramètres obtenus en imagerie de perfusion peuvent être influencés par plusieurs facteurs:
 - Nécessité de réaliser un T1 mapping pour convertir le rehaussement en concentration
 - Résoudre le problème de l'AIF (IRM) : Mesure individuelle ou statistiquement déterminée. Aorte ou petite artère?
 - Choix du modèle cinétique

Mais...

Mais...

Toft and Kermode model



Perfusion tumorale: Variabilité

Toft and Kermode model

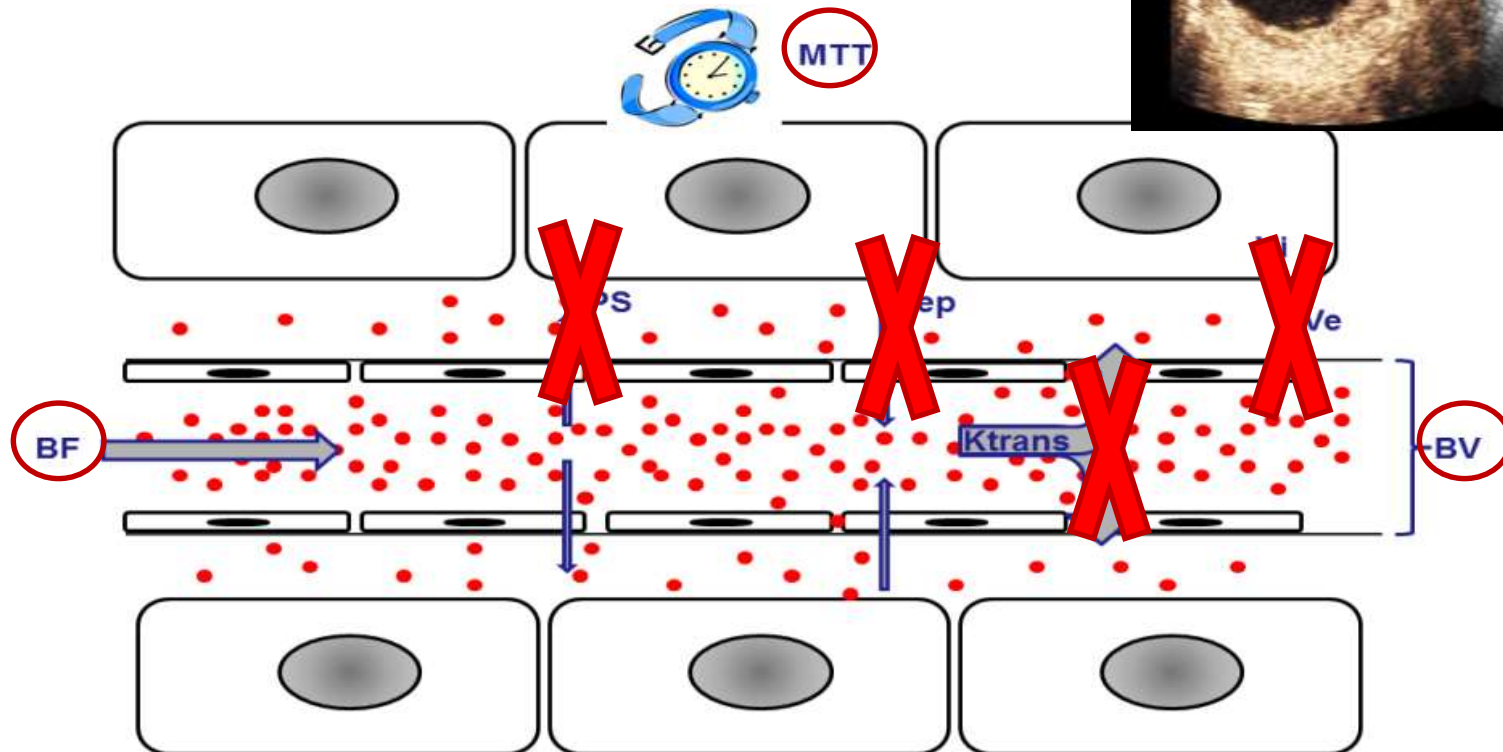
Detailed Overview of Adjustable Parameters for DCE MR Imaging Postprocessing according to Perfusion Analysis Solution

Characteristics	Aegis	Tissue4D	CADvue	DynaCAD
Motion correction and registration	NA	Performed (Chefd'Hotel et al [31, 32])	NA	NA
AIF	Population based (Walker-Samuel et al [33])	Population based (Parker et al [34])	Population based (Weinmann et al [2])	Population based (Weinmann et al [2])
T1 relaxation time estimation	Reference value (1043 msec)	Variable-flip-angle T1 map	Variable-flip-angle T1 map	Reference value (1043 msec)
Contrast material arrival time definition	Automatic detection	Manual definition*	Automatic detection	Automatic detection

L'écho de contraste : un monde à part?

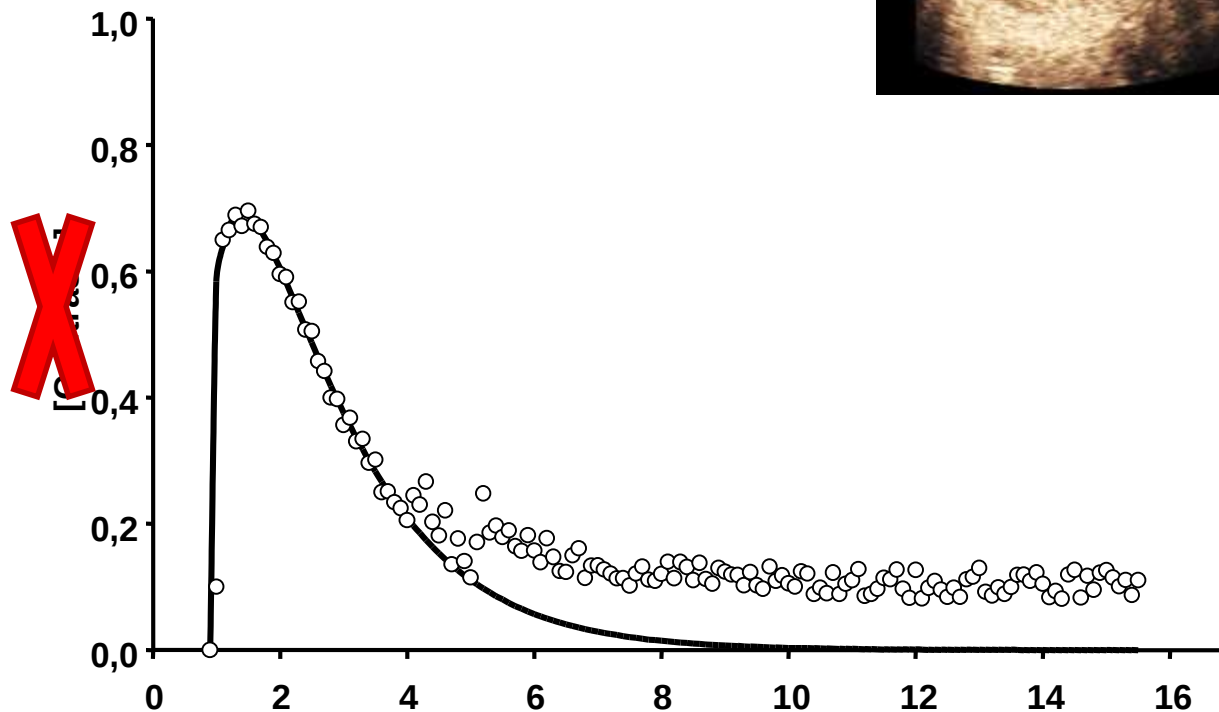


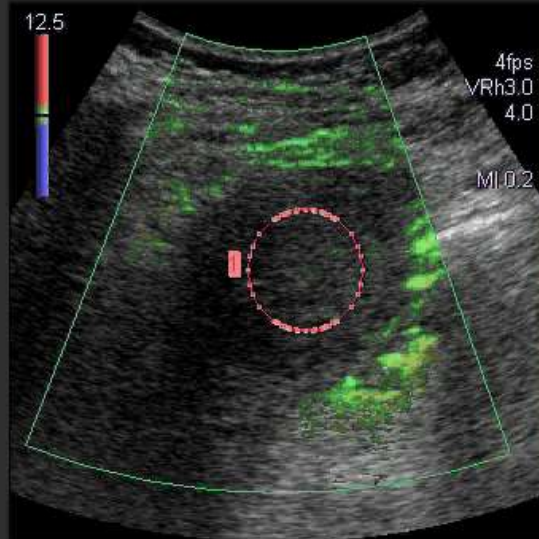
En échographie



En échographie

$$\text{X}(t) \otimes R(t) = \text{C}(t)$$





TCA

M-Graph

Fitting

Set ROI

Draw ROI

Del CH

Scale

Linear

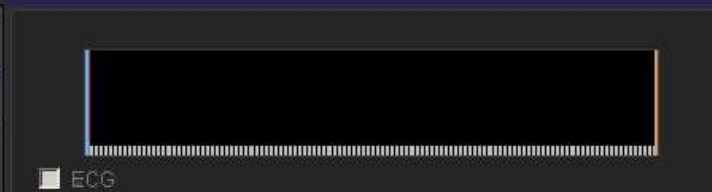
Log

Del All CH

ROI Tracking

off

on



ROI

Cf

CV

Err

Type: Ellipse

Boundary Box: (23.3mm, 24.6mm)

Circumference: 77.0mm

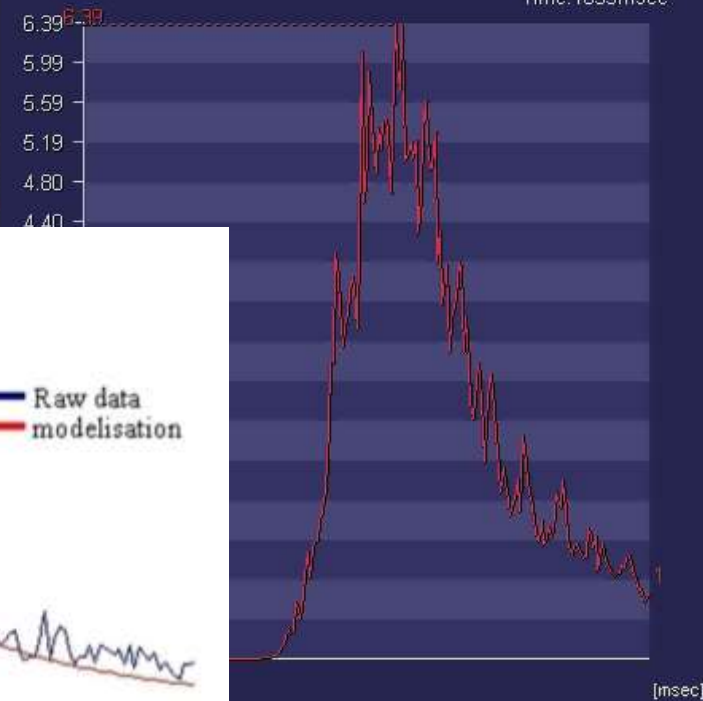
Area: 448.3mm²



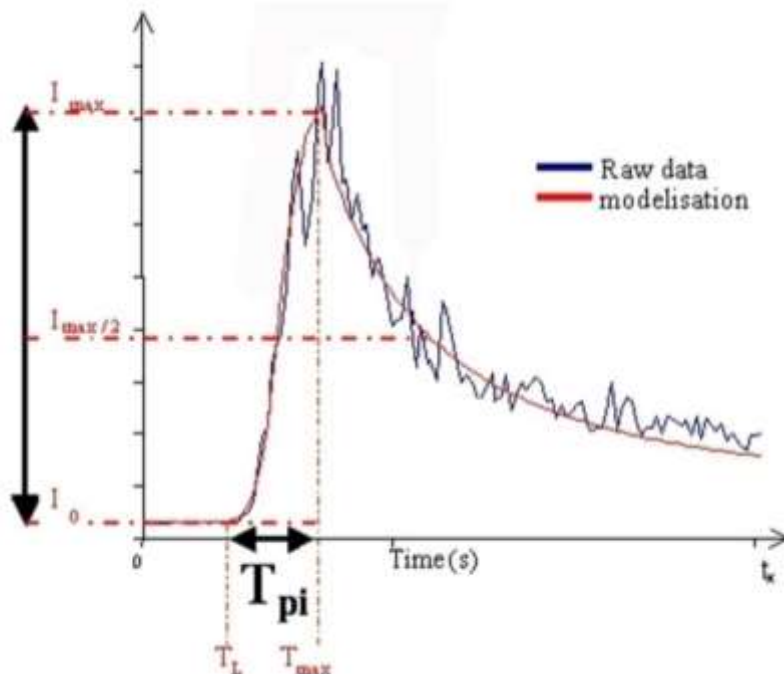


Power $\times 10^{(-3)}$

Time: 1053msec



PI



ECG

ROI Cf CV Err

Type: Ellipse

Boundary Box: (23.3mm, 24.6mm)

Circumference: 77.0mm

Area: 448.3mm²

IGR Studies: Correlation DCE-US and RECIST

Parameters

patients = 117

DCE-US= 801

AUC

AUC Wash-in

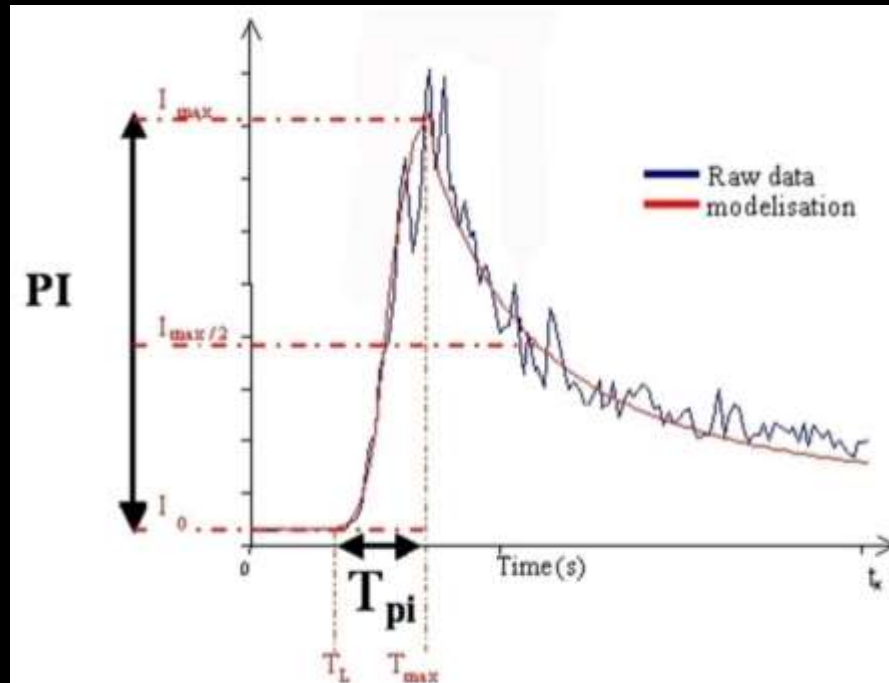
AUC Wash-out

slope

Peak intensity

TTP

MTT

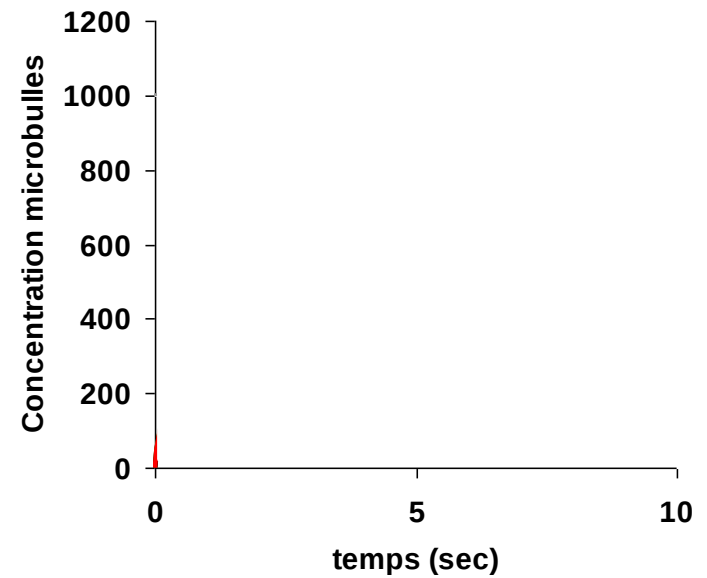
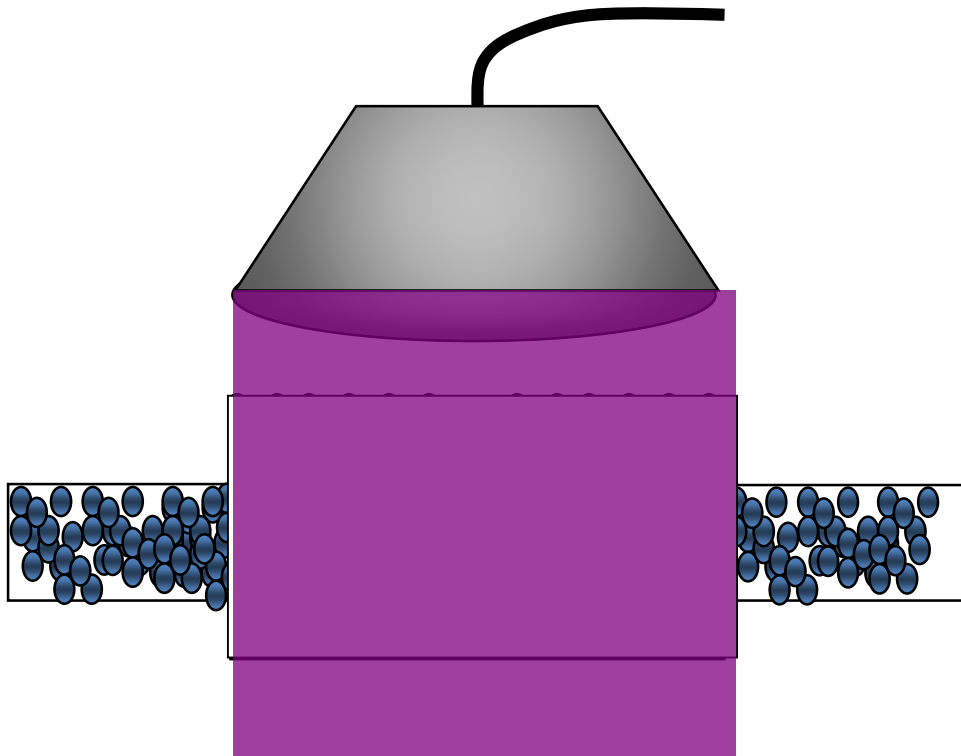


Lassau et al. ASCO 2009.

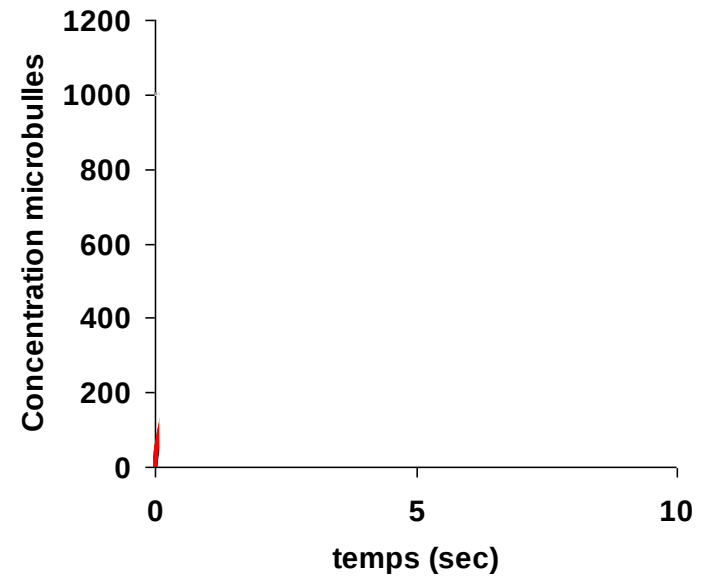
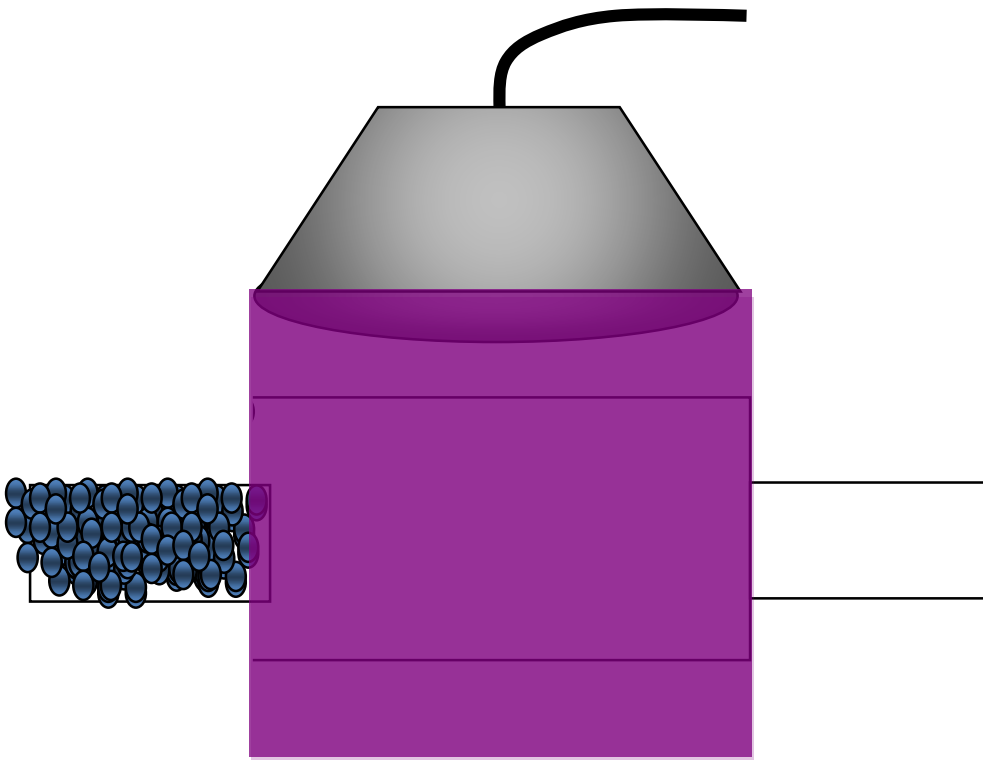
Destruction reperfusion

- Indépendante des conditions d'injection
- Modèle cinétique simple et original

Destruction reperfusion



Destruction reperfusion

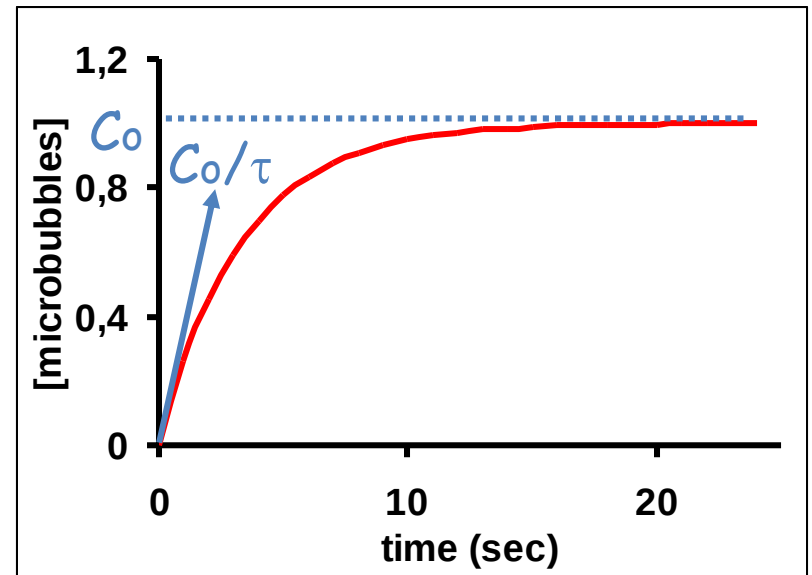


Destruction reperfusion

$$C(t) = C_0 \left(1 - e^{-\frac{t}{\tau}} \right)$$

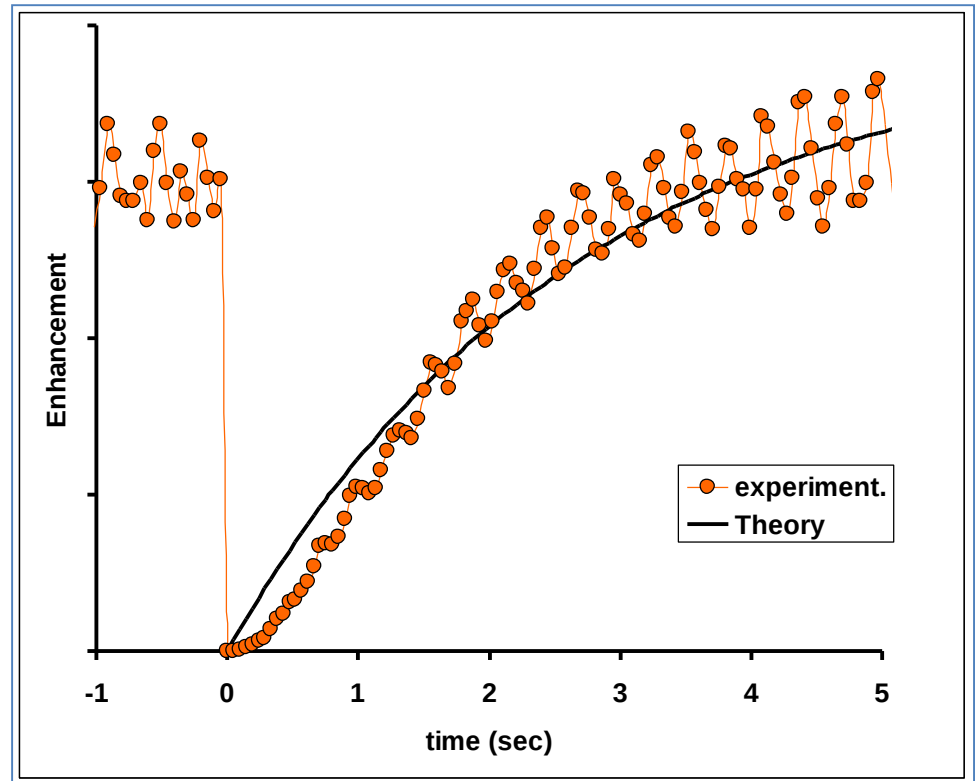
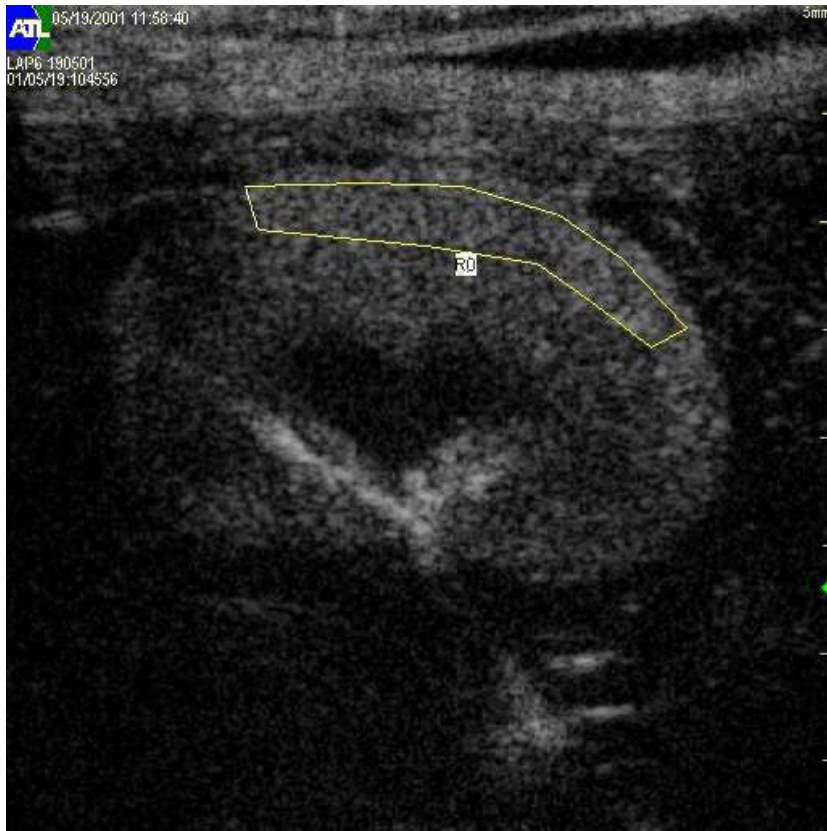
$C_0 \Rightarrow$ Fractional bld vol = A

$1/\tau$: Fraction of blood
replaced per s = β



$$\text{Perfusion} = A\beta$$

Example



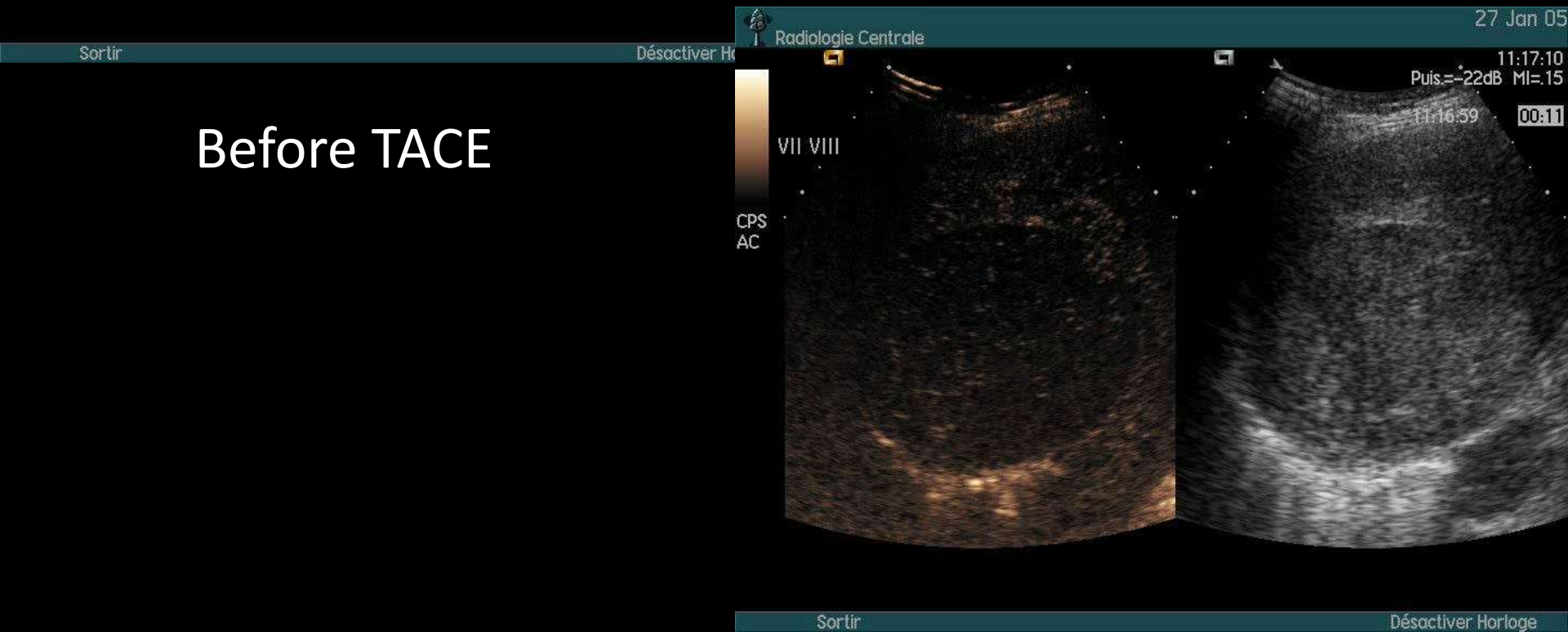
Authors	Tumour type	Drug	Patient Number	Technique	Contrast agent	Analysis	Standardization	Results	Reproducibility study
Bertolotto et al, 2006	HCC	Thalidomide		DCE US	SonoVue	destruction/replenishment	No	A and A*beta reduced significantly after 15 days, 3 and 6 months of treatment earlier than the morphological changes	No
Williams et al, 2011	Renal Cell carcinoma	Sunitinib	30	DCE-US, CT	Deifnity	Bolus and disruption-replenishment	yes	Relative vascular volume decreased in responding patients before RECIST or modified Choi criteria	Coeff variation 9% for infusion method

La technique de destruction reperfusion

- En faveur
 - Pas sensible aux conditions d'injection
 - Modèle cinétique simple
 - Paramètre quantitatifs vrais
 - Très utilisé en préclinique
- En défaveur
 - Très sensibles aux mouvements (préclinique, 3D)
 - Plus compliquée à mettre en œuvre (injecteur)



After TACE



TACE: CEUS vs MRI or CT ?

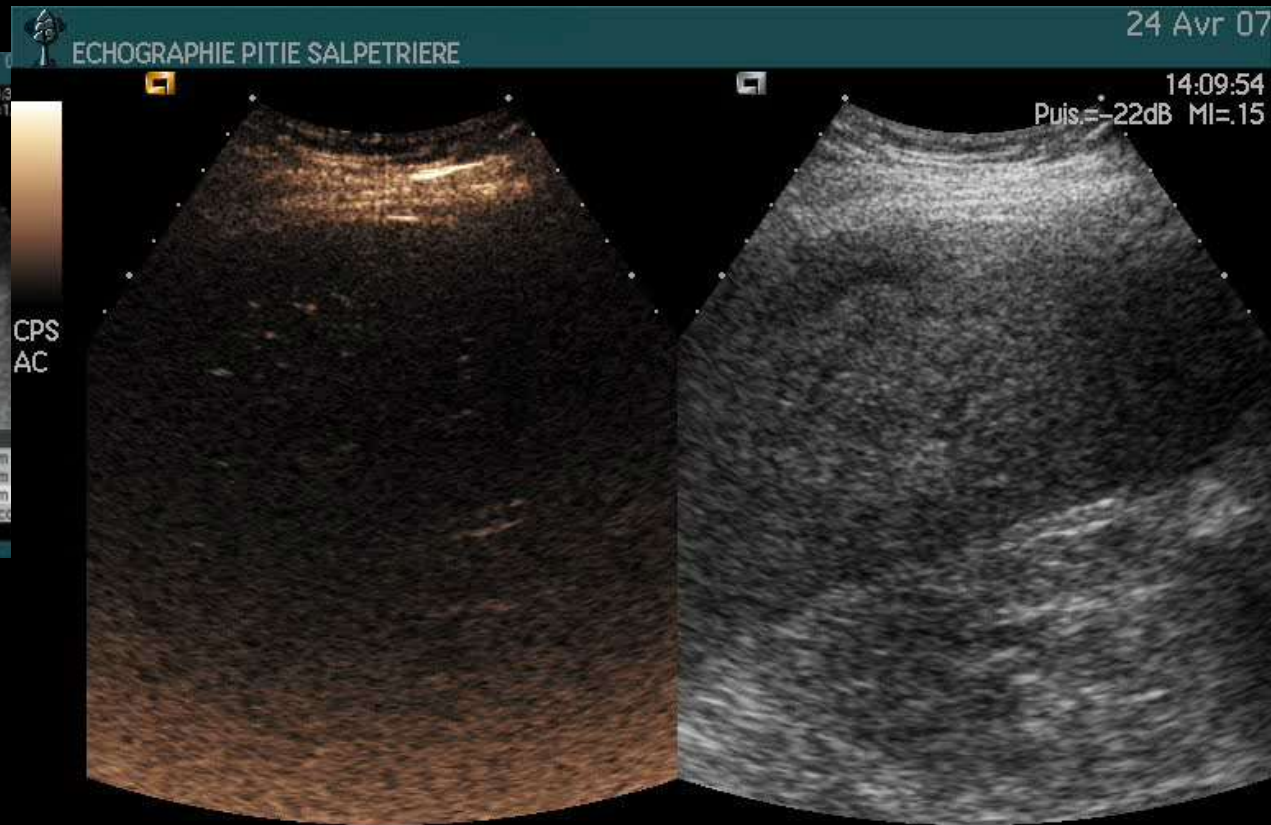
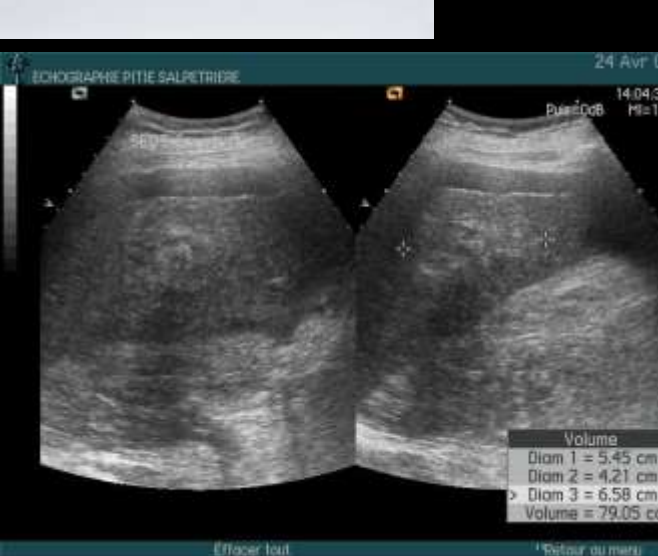
- Pendant la procédure pour évaluer immédiatement son succès¹
- CEUS semble plus sensible que CT pour identifier une destruction incomplète de CHC 1 semaine après TACE²⁻³
- Pas d'étude comparative avec l'IRM

1- Moshouris et al, Cardiovasc Intervent Radiol 2010;16:Ahead of print

2- Xia et al, Oncology 2008;75:99-105

3- Kim et al, j Ultrasound Med 2006;25:477-86

RFA



Sortir

Données Affich./Masquer

Double animé

Double G/D

RFA: CEUS vs CT ?

Shiozawa et al, J Clin Ultrasound 2010;38:182-189

TABLE 1
Area Under the ROC Curve and *p* Value for CEUS Using Sonazoid and Dynamic CT in Detecting Local Recurrence of HCC

	Observer 1	Observer 2	Mean Az	<i>p</i> Value
CT	0.939	0.988	0.964	<0.05*
CEUS	0.985	0.986	0.986	NS
<i>p</i>	NS	NS	NS	

* Statistical significance.

Abbreviations: CEUS, contrast-enhanced ultrasonography; HCC, hepatocellular carcinoma; ROC, receiver operating characteristic.

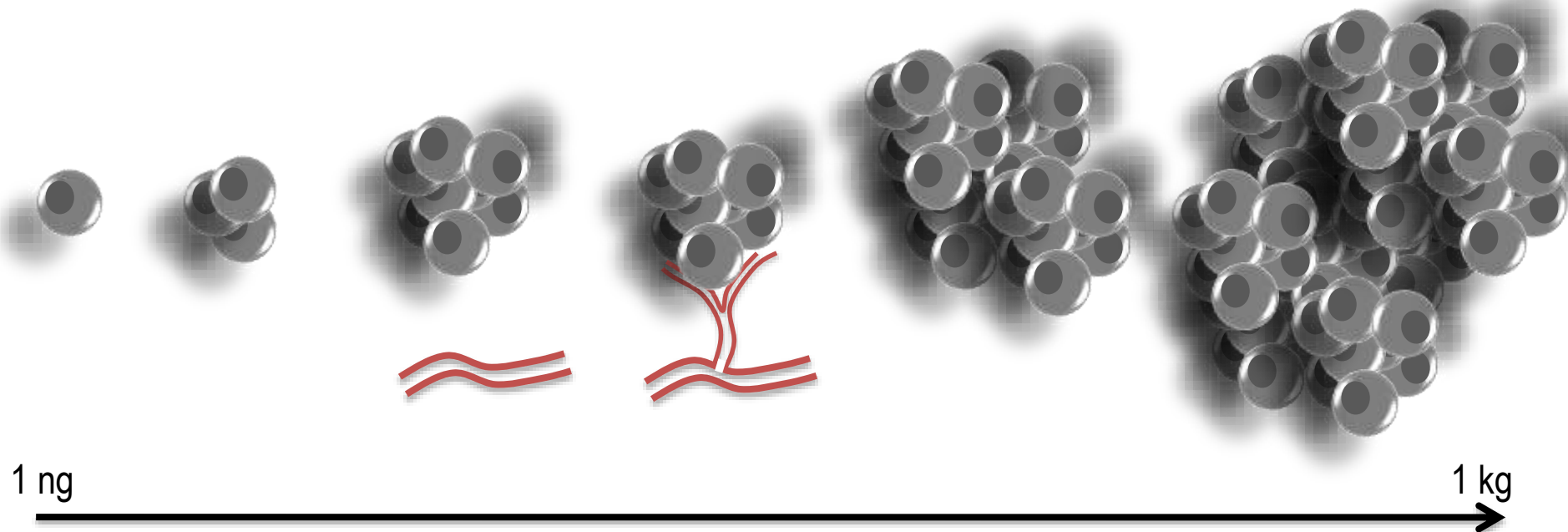
CEUS proposed alternately with CT or MRI to reduce irradiation or cost ?

GIST & Imatinib



Courtesy Dr Viviane Marcus, Reims, France





Initiation & Promotion

Hypoxie

Angiogénèse

Perfusion

Invasion & dissémination

Imagerie
moléculaire ciblée
PET, IRM, Echographie

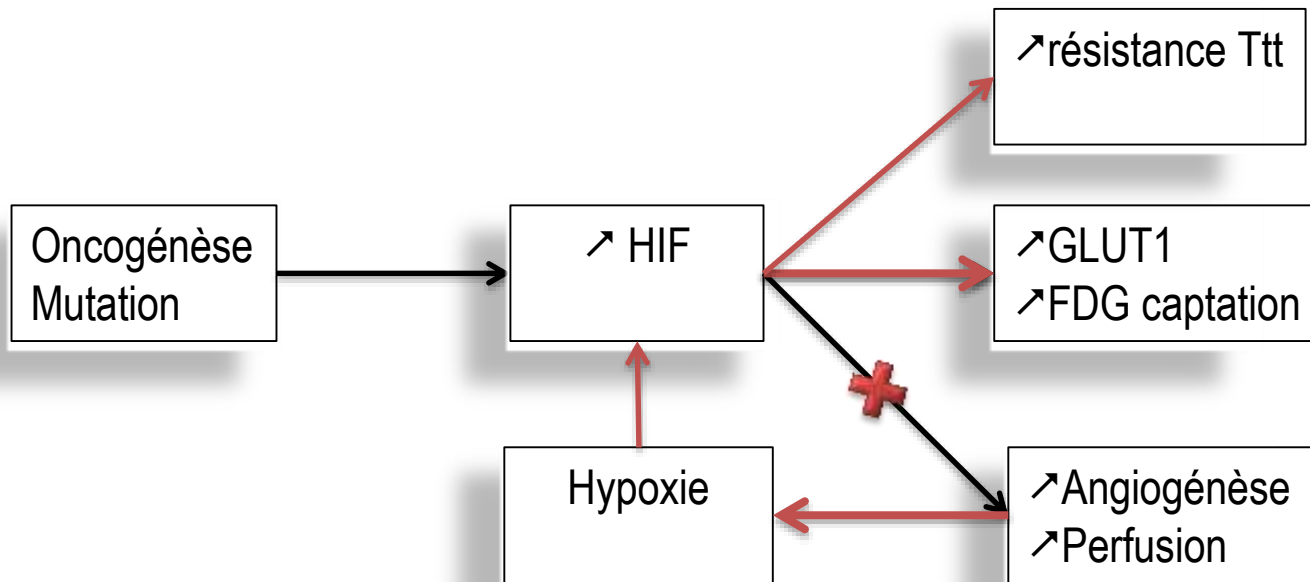
Nouvelles (futures) techniques d'imagerie

PET-IRM

Perfusion
Oxygénation
Glycolyse
Prolifération
Densité cellulaire
Nécrose

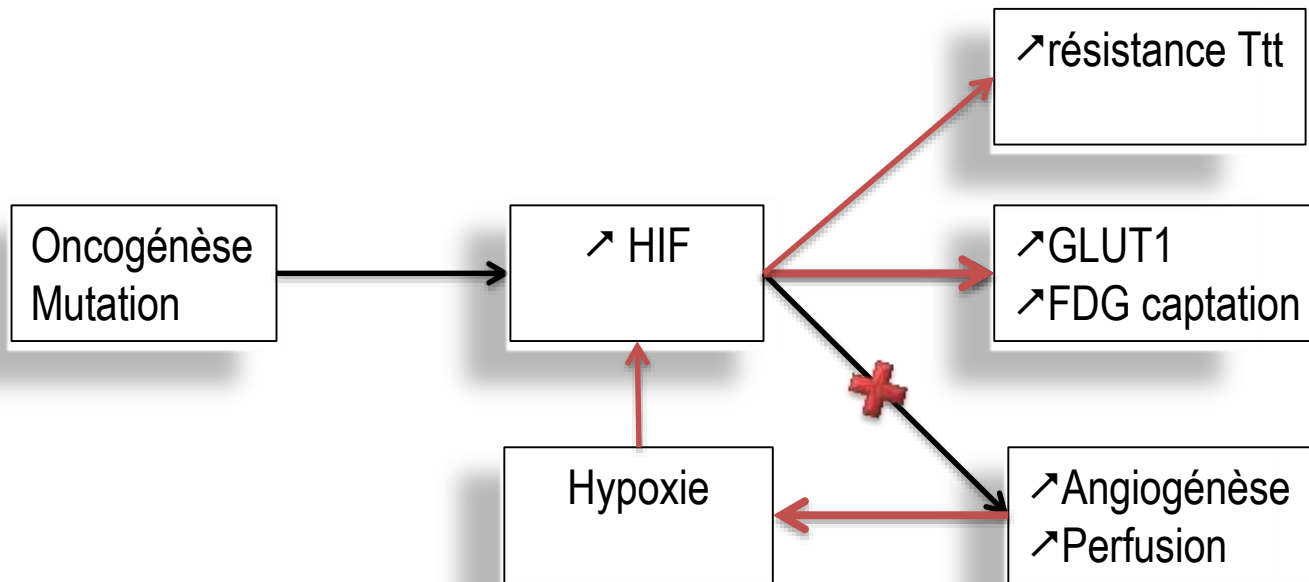
Imagerie
multiparamétrique
Multimodalité

Imagerie multiparamétrique : Hypoxie/Perfusion/Glycolyse



Donc ↘ perfusion - ↗métabolisme du glucose => hypoxie? Résistance au traitement?

Imagerie multiparamétrique : Hypoxie/Perfusion/Glycolyse



Donc ↘ perfusion - ↗métabolisme du glucose => hypoxie? Résistance au traitement?

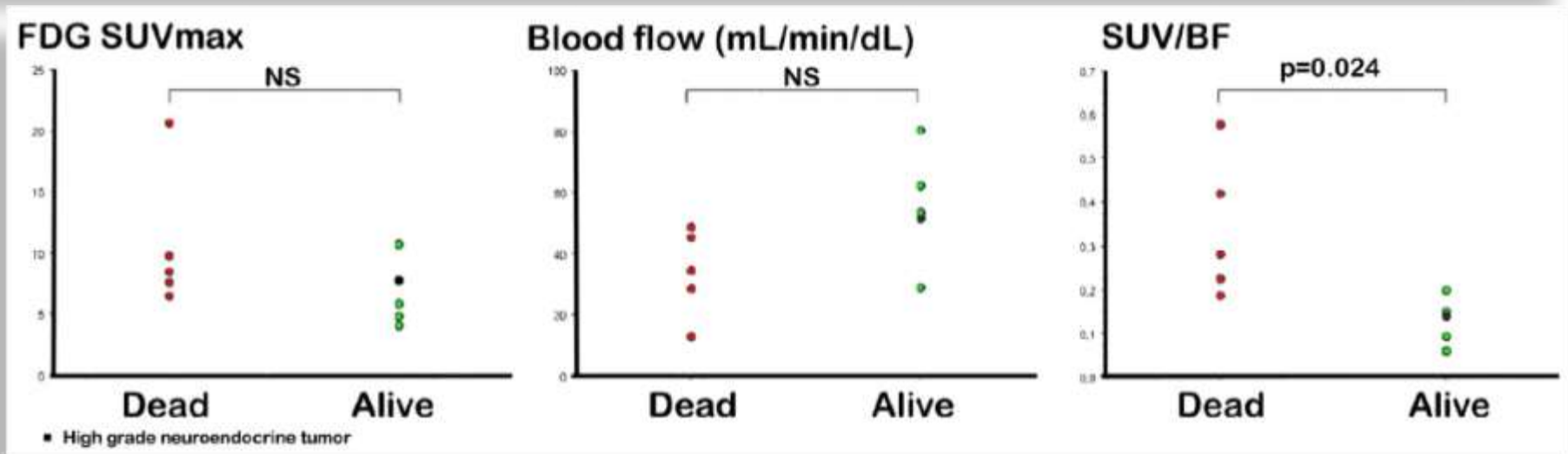
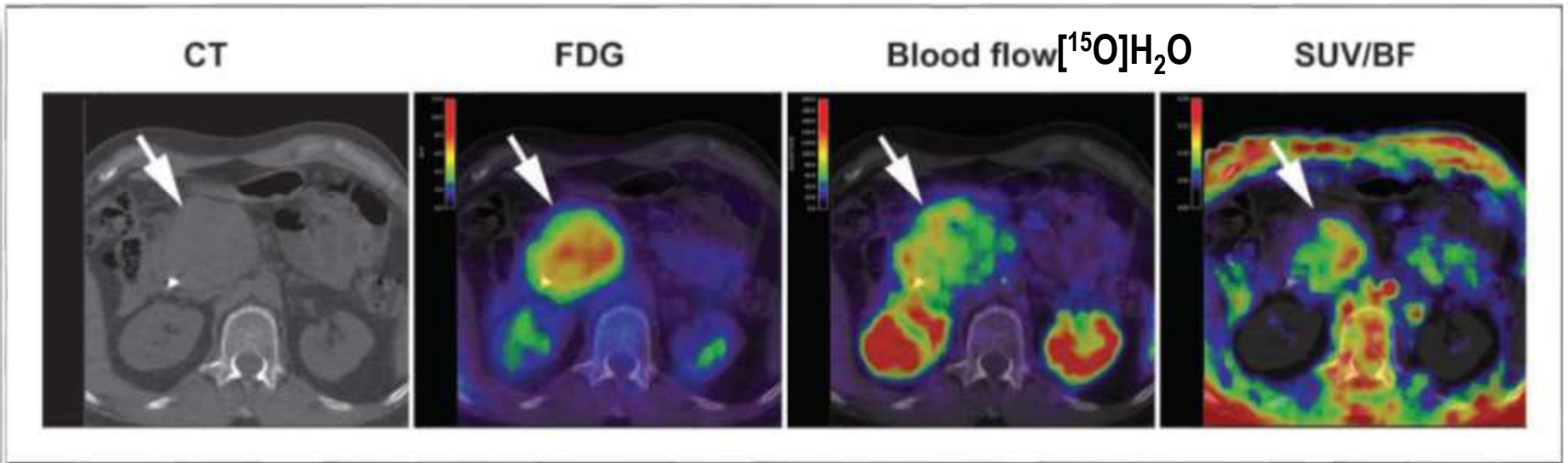
Cette réponse adaptative à l'hypoxie a été démontrée comme associée à un mauvais pronostic pour les cancers du sein et du pancréas

Mankoff DA , et al. Blood flow-metabolism mismatch: good for the tumor, bad for the patient . Clin Cancer Res 2009 ; 15 (17) : 5294 – 5296

Mankoff DA , et al .Blood flow and metabolism in locally advanced breast cancer: relationship to response to therapy . J Nucl Med 2002 ; 43 (4) : 500– 509

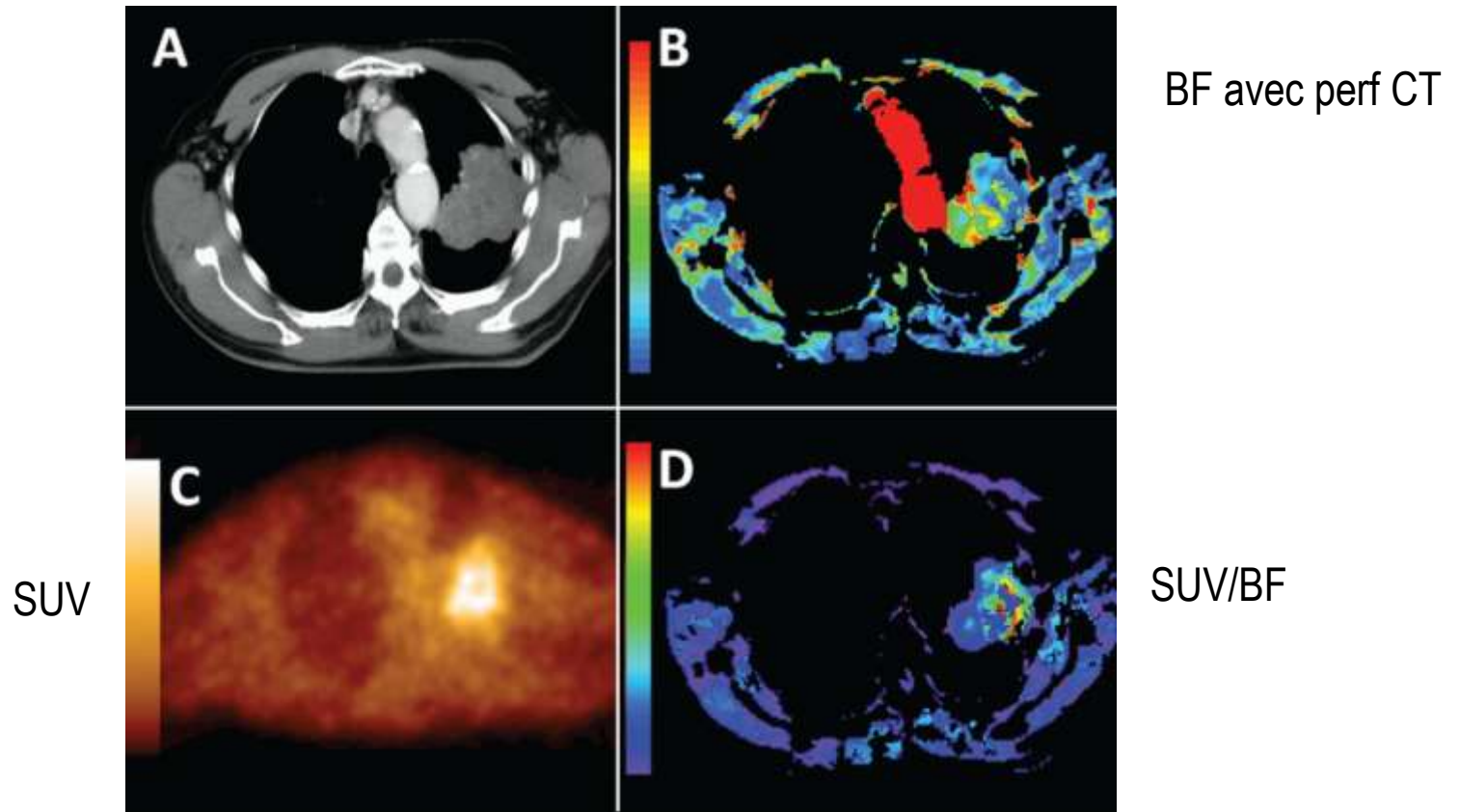
Komar G , et al . Decreased blood flow with increased metabolic activity: a novel sign of pancreatic tumor aggressiveness. Clin Cancer Res 2009 ; 15 (17): 5511 – 5517

Mismatch: Perfusion/FDG uptake



Komar G, et al. Decreased Blood Flow with Increased Metabolic Activity: A Novel Sign of Pancreatic Tumor Aggressiveness. Clin Cancer Res 2009; 15:5511-7

Mismatch: Perfusion/FDG uptake



Avenir: Imagerie multiparamétrique multimodalité ?

- Imagerie morphologique, fonctionnelle et métabolique
- Développement clinique de nombreuses techniques :
 - [18 F] fluorodeoxyglucose [FDG] positron emission tomography [PET]
 - Perfusion CT
 - Microbubble ultrasonography (US)
 - Et de nombreuses Séquences d'imagerie fonctionnelle IRM (spectro, diffusion, perfusion)
- => Images paramétriques qui peuvent être évaluées qualitativement or quantitativement
 - => Quantitative biomarkers
 - Spatialement distribués => qui peuvent être fusionnés avec des images morphologiques
- Jusqu'à récemment ces techniques étaient principalement utilisées seules. Il est désormais nécessaire d'envisager leur emploi en association (fusion d'images, acquisitions décalées ou simultanée)
 - SPECT/CT
 - PET/CT
 - PET/MR
- Voire même de les associer aux autres biomarqueurs : radiogénomique?

