

# Enseignement d'IRM DES Paris 2016 Flux + Angiographie

**Ph. Douek,**  
Hôpital Cardiologique  
UMR CNRS 5515 INSERM 1044  
CREATIS  
Lyon, France

*Creatis*

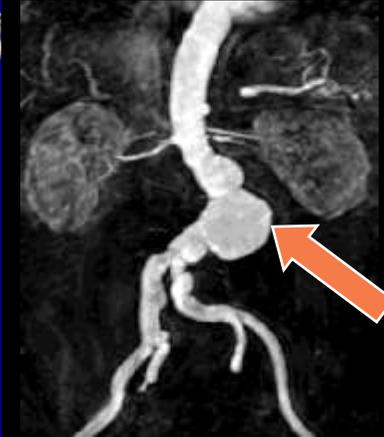


# Objectifs Pédagogiques

1. Décrire les différents phénomènes de flux en IRM
2. Expliquer le principe des gradients de compensation de flux
3. Détailler les méthodes d'ARM sans injection de produit de contraste (technique, résultats, avantages et inconvénients) :
  1. ARM par temps de vol (TOF)
  2. ARM par contraste de phase (PCA)
  3. ARM 3D balanced steady-state free precession SSFP and flow-sensitive dephasing (FSD)magnetization preparation
  4. Fresh blood imaging (FBI)
  5. Quiescent interval single-shot (QISS),Ghost
4. Décrire la technique d'angio IRM avec injection de produit de contraste, ses contraintes liées à l'injection, ses avantages

# Problématique Médicale

- Pathologie évolutive de la paroi vasculaire:
  - Anomalies morphologiques de la lumière et de l'arbre vasculaire
    - Sténose
    - Anévrisme
    - Fistule ou MAV
  - Anomalies fonctionnelles du flux sanguin et de la paroi vasculaire: (*vulnérabilité*)
    - Évaluation des vitesses et gradients
    - Forces de cisaillement
    - Rupture de la plaque: infarctus
    - Embolies et thrombose: AVC



# Principes

- **Contraste : propriétés physico-chimique du flux sanguin**
  - Vitesse
  - Direction
  - Presence de turbulence
- **Suppression du signal des tissus stationnaires**
- **Progrès liés à l'imagerie parrallèle**
  - Resolution spatiale
  - Resolution temporelle

# IRM Vasculaire

- **Exploration:**
  - . De la lumière vasculaire
  - . De la paroi vasculaire
- **Quantification**
  - . des flux

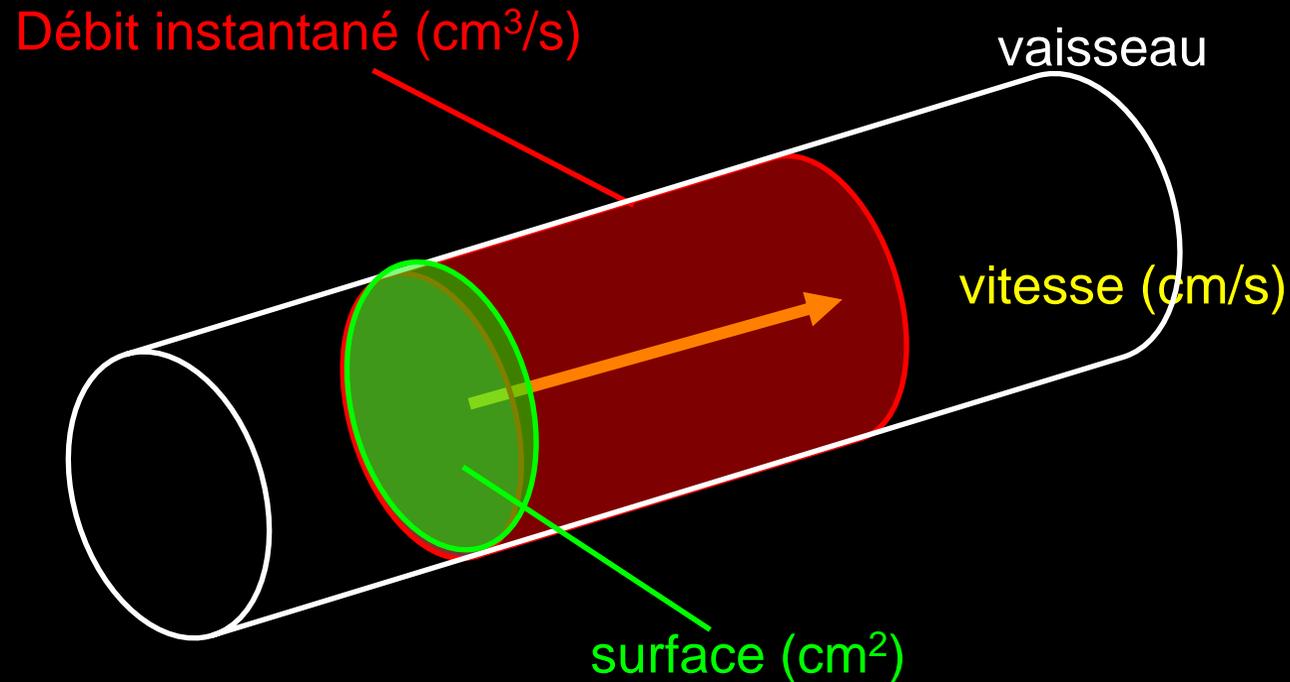
# IRM Vasculaire

- **Exploration de la lumière vasculaire**
  - . Temps de vol
  - . Contraste de Phase
  - . Effet T1 des produits de contraste
  - . FBI: imagerie sang frais
  - . bSSFP (imagerie à l'état d'équilibre) and Flow-Sensitive Dephazing (FSD)

# IRM Vasculaire

- **Exploration de la paroi vasculaire**
  - Imagerie haute résolution « sang noir »
    - Multi-paramétrique
    - produits de contraste

# Flux Sanguin



à l'origine de perturbations du codage spatial et d'artéfacts

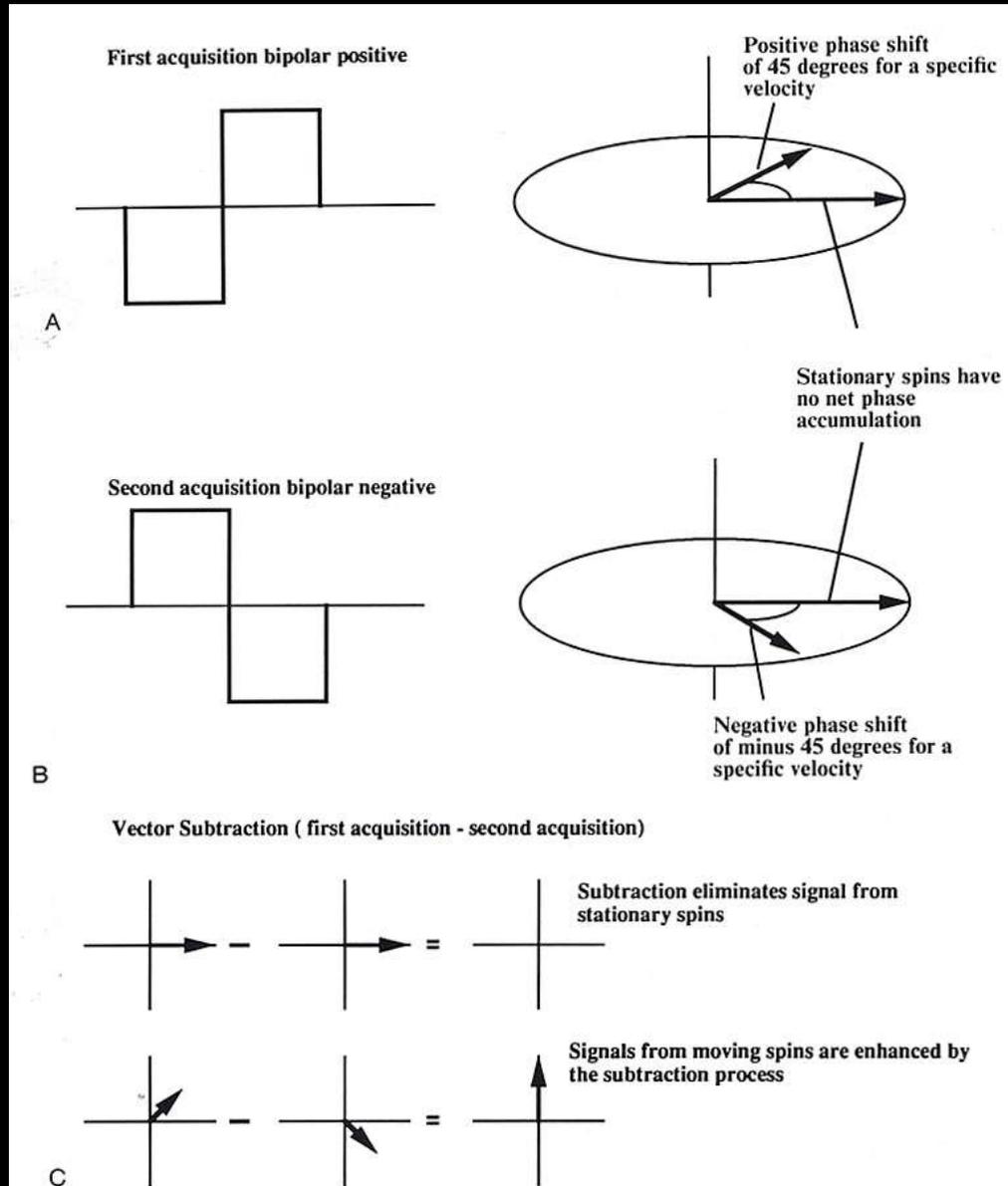
# 1 Contraste de Phase

*Creatis*

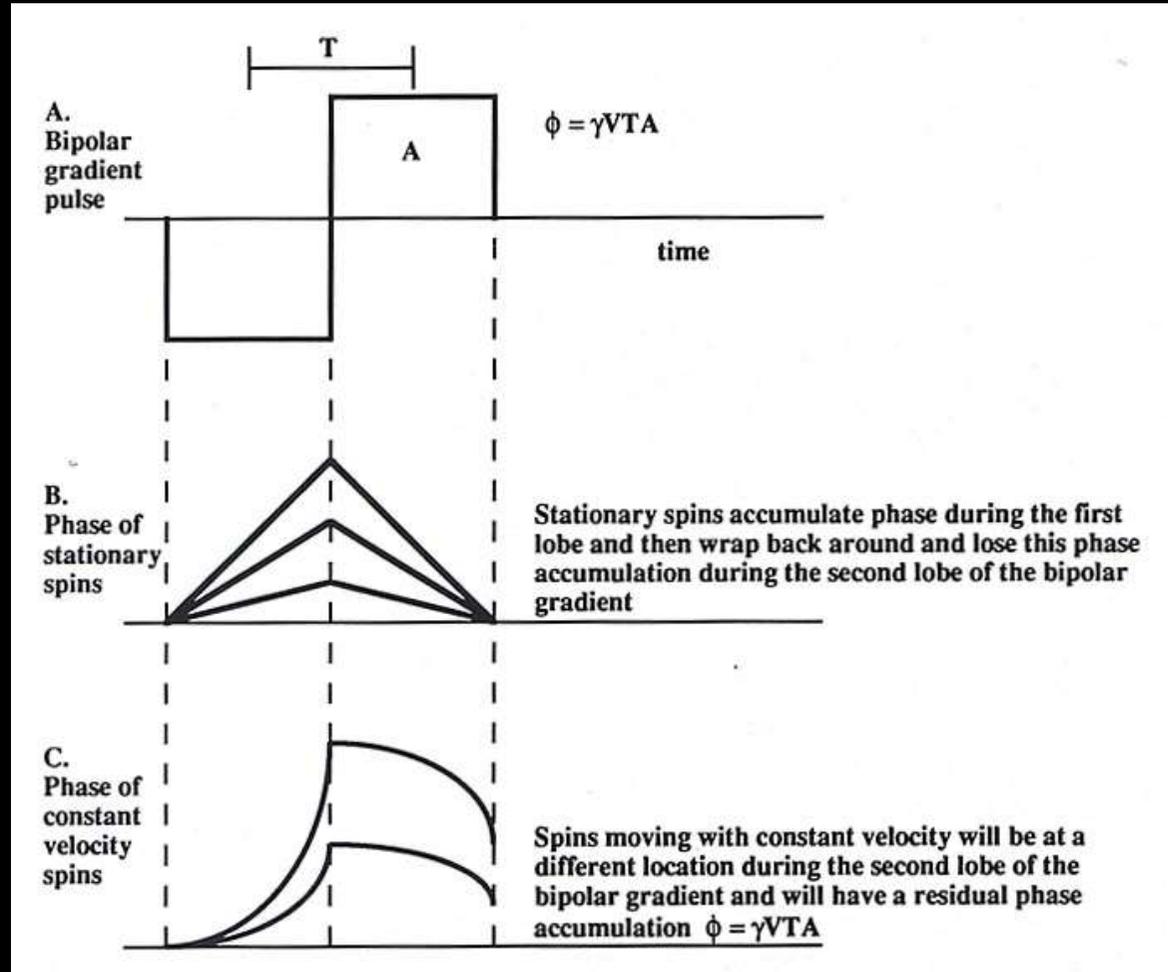


# Contraste de Phase

- Methode de phase
- relaxation transversal
  - Carte des vitesses sanguines
  - Déphasage # vitesse sang
  - Sang est "blanc" car en mouvement

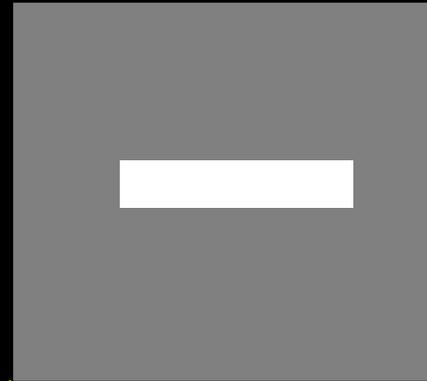


# Sequence : Contraste de Phase



# Imagerie fonctionnelle – quantification des flux

## Images



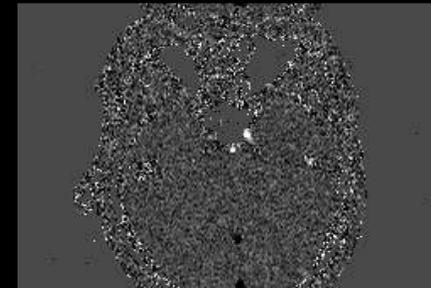
2 acquisitions avec  
différentes  
sensibilités de flux



FFE/M  
*anatomique*



PCA/M  
*flux anatomique*



PCA/P  
*flux quantitatif*

# Imagerie fonctionnelle – quantification des flux

## Principe

**Le contraste entre un vaisseau et les tissus est déterminé par:**

- *Différence* de phase  $\phi$  (du signal RM) entre les spins en mouvement et les spins statiques.

**Dans les séquences en Angiographie par Contraste de Phase (PCA) :**

- la phase  $\phi$  est proportionnelle à la vitesse du sang :  $\phi \sim v$
- spins statiques :  $\phi = 0$
- spins en mouvement :  $\phi = 180^\circ v / V_{enc}$
- $V_{enc}$  est la vitesse encodée ajustable dans la séquence

## Images dependent de l'encodage des gradients:

- gradients forts encodent flux lents
- gradients faibles encodent flux rapides



Low VENC factors



High VENC factors



Gradients peuvent coder  
le sens du flux



# Contraste de Phase : Indications cliniques

## MR Angiography

### Venous Occlusive Disease

- **3D PC**

VENC 15-20 cm/sec

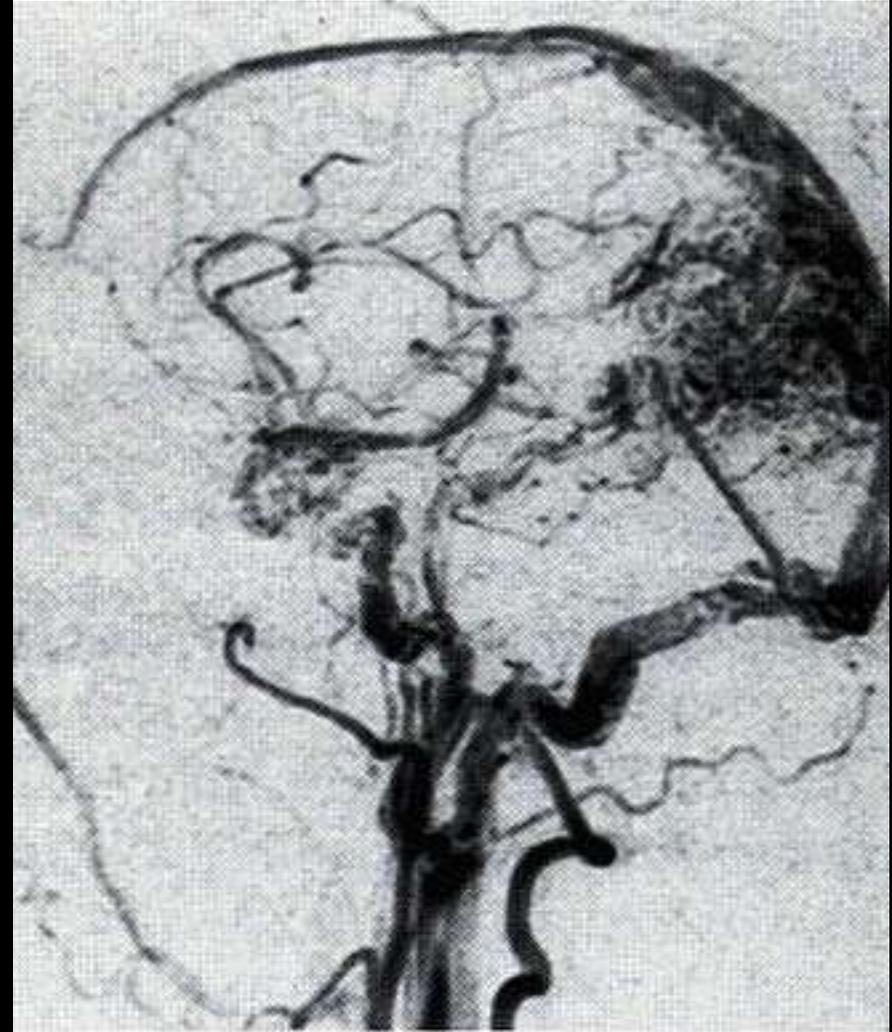
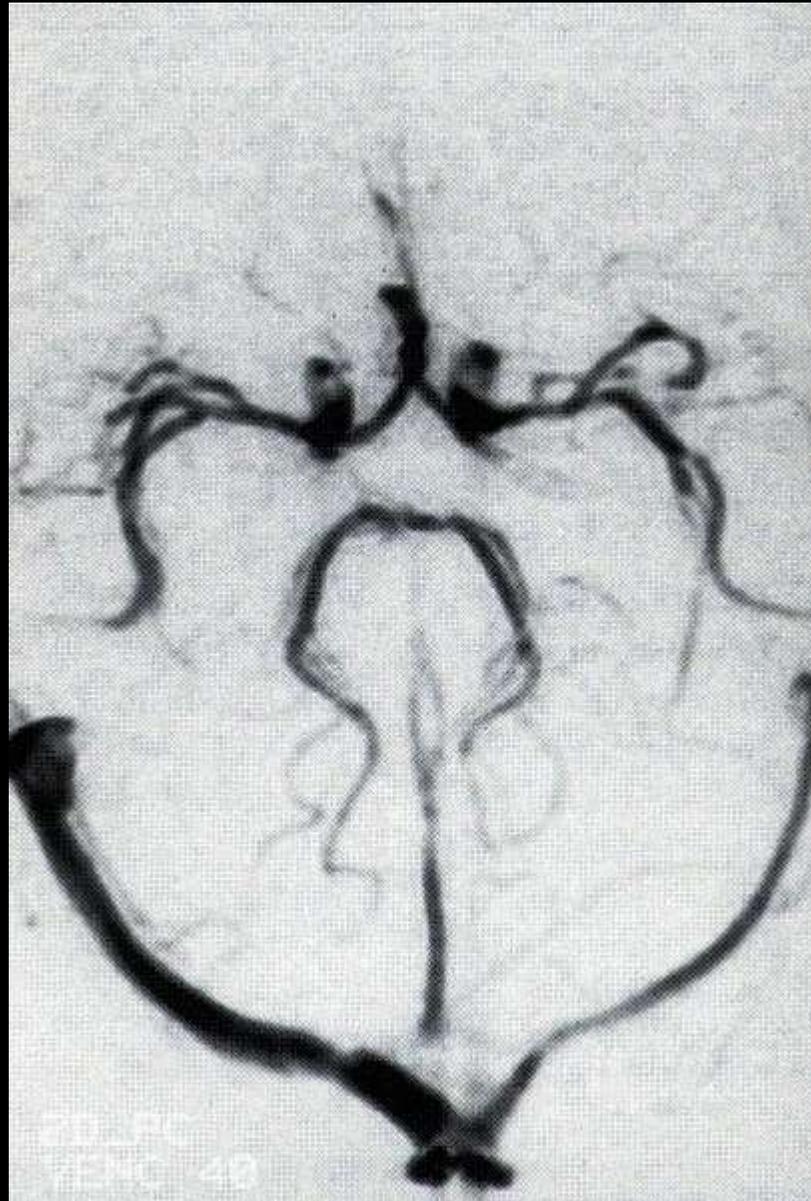
- **2D PC Slab**

Sagittal - Superior sagittal sinus

Axial - Transverse sinuses

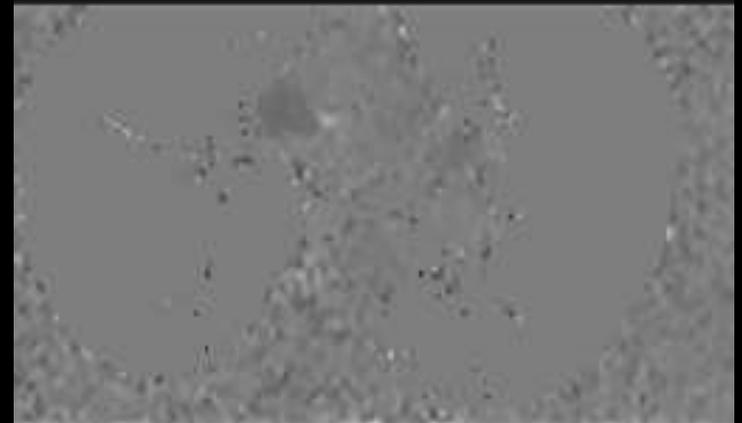
Coronal - Internal jugular veins

## Applications Cliniques



# Contraste de Phase: Imagerie des Flux: Applications Cardiaques

**Codage des vitesses  
en niveau de gris à  
différents moments  
du cycle cardiaque**

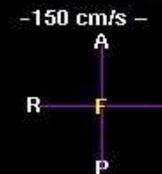


# Analyse: Selection d'une ROI et propagation temporelle au cours d'un cycle cardiaque

Flux:	-289.40 ml/s	Peak vel:	-81.76 cm/s
Mean vel:	-59.36 cm/s	Max vel:	0.59 cm/s
Area:	4.88 cm <sup>2</sup>	Min vel:	-81.76 cm/s
Pixels:	355	Stddev vel:	17.06 cm/s



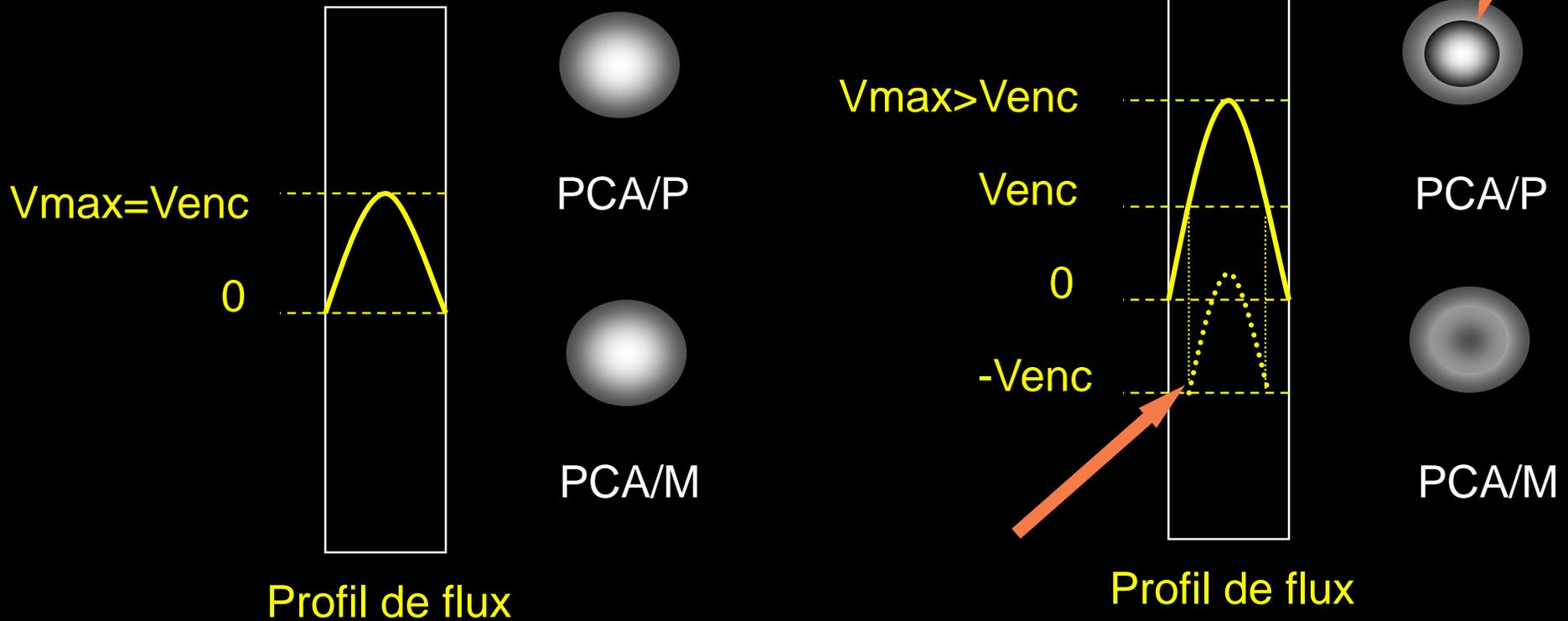
PCA / P  
SI 1  
Ph 4 / 120 ms  
VS AP 0, RL 0, FH 150 cm/s



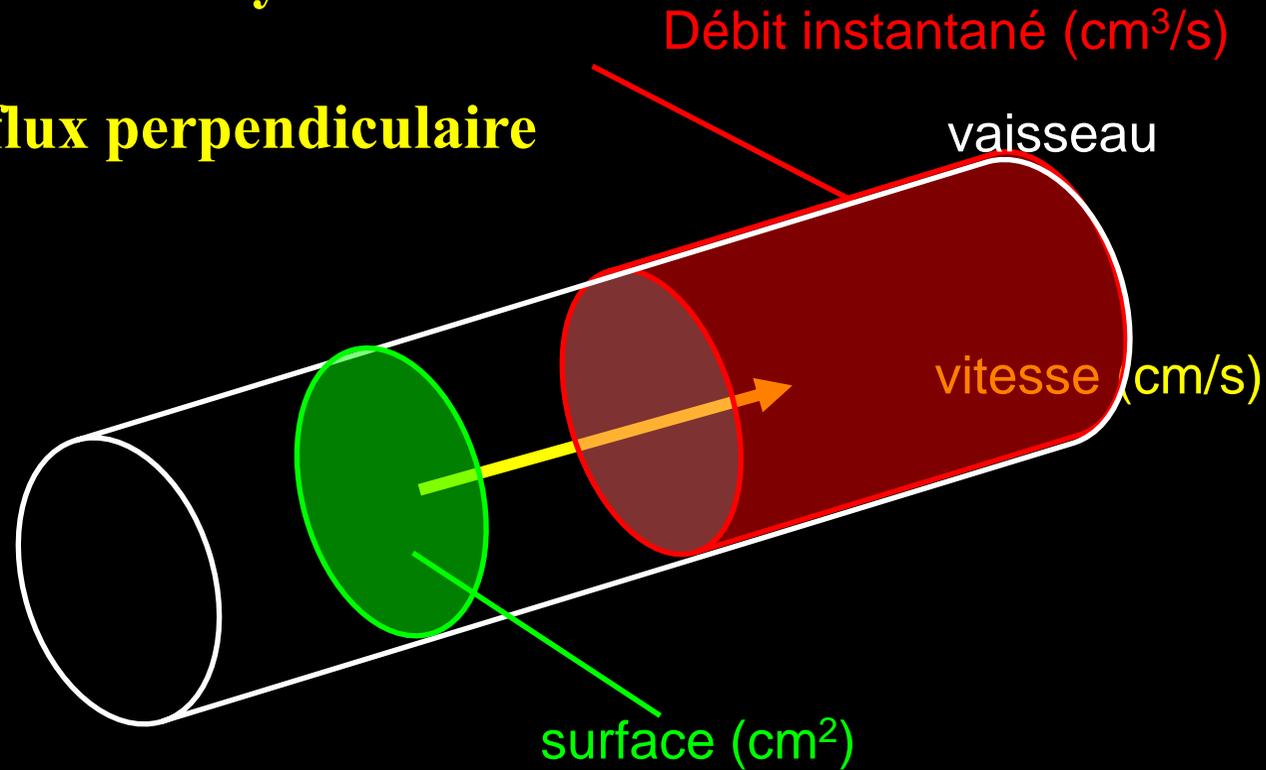
# Quantification des Flux

**Attention au choix de la vitesse !**

**4m/sec si RA**



1. **Vitesse: maximale, minimale, moyenne,**
2. **Débit/cycle (vitesse moyenne x surface)**
3. **seulement si flux perpendiculaire à la coupe!!)**



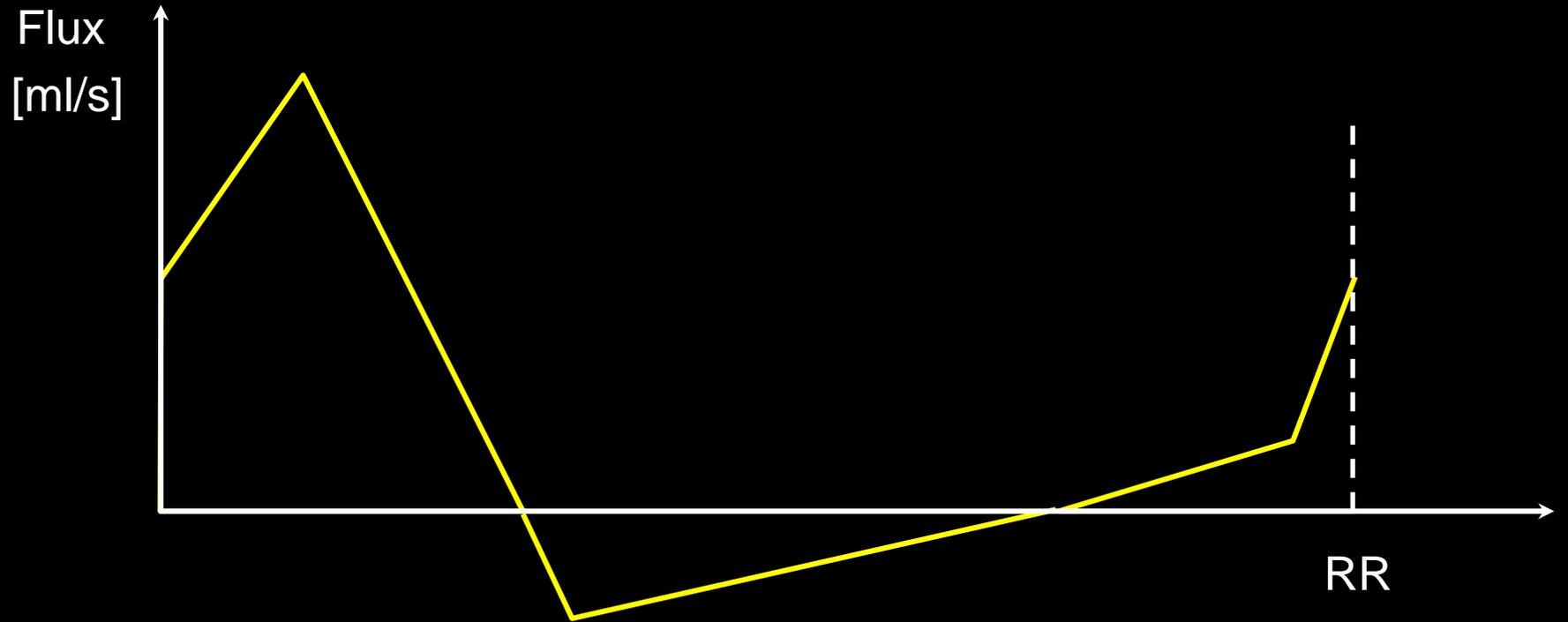
**Flux**

# Analyse:

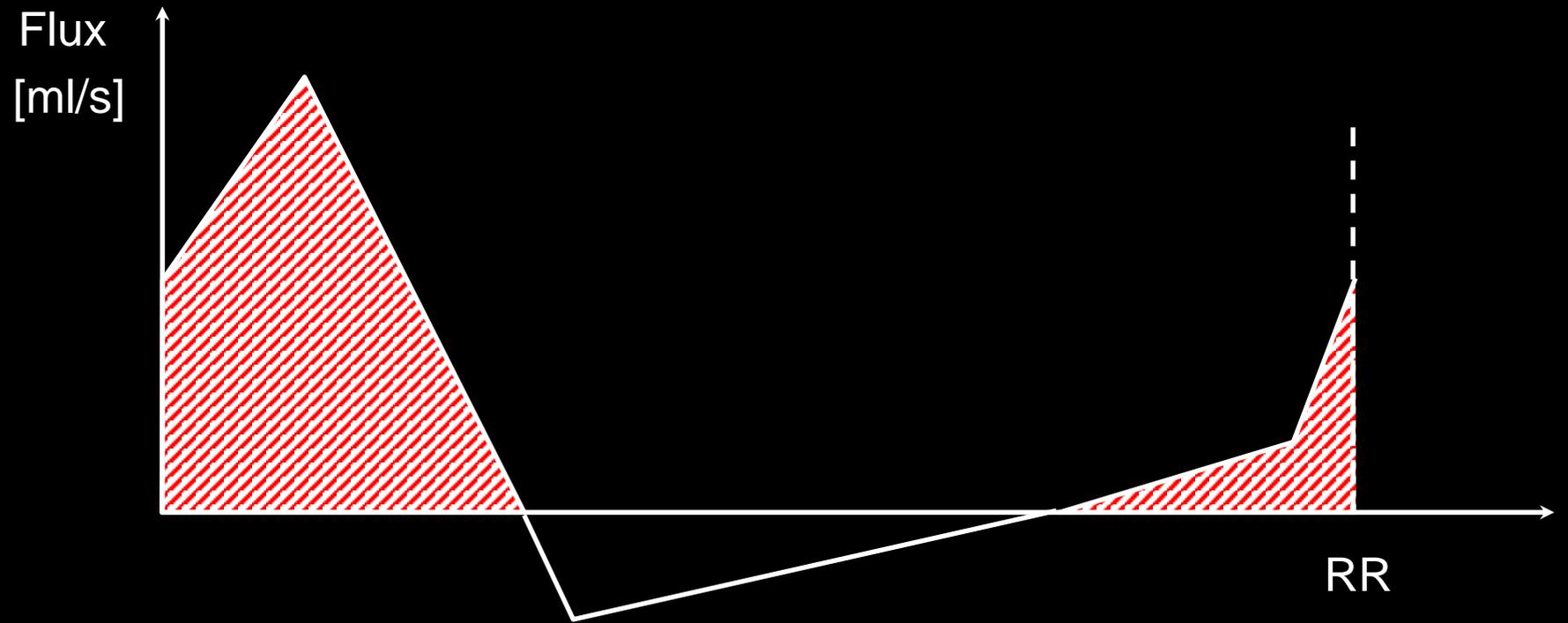
## Résultats par intervalle RR

- **Volume du flux éjecté**
- **Volume du flux régurgité**
- **Fraction de régurgitation, (flux éjecté/ flux régurgité)**
- **Volume d'éjection (flux éjecté - flux régurgité.)**

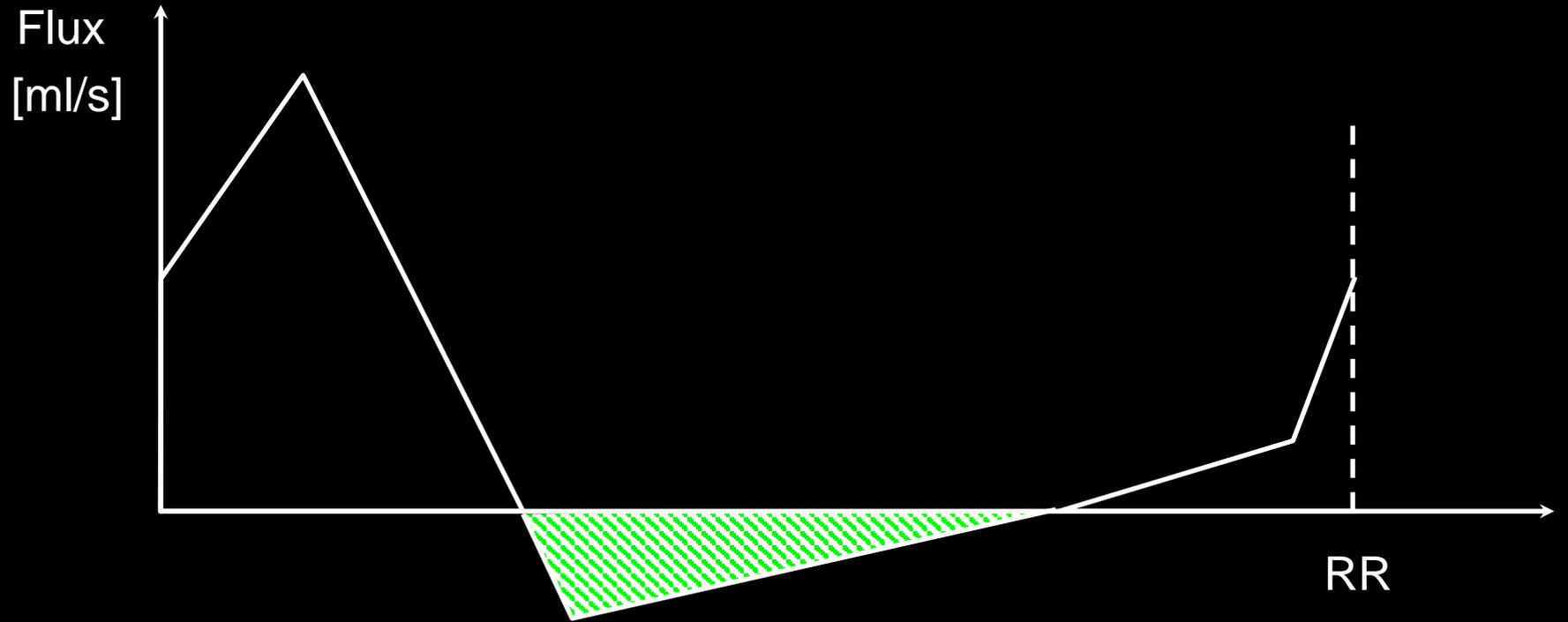
# Description Graphique Flux dans un intervalle RR



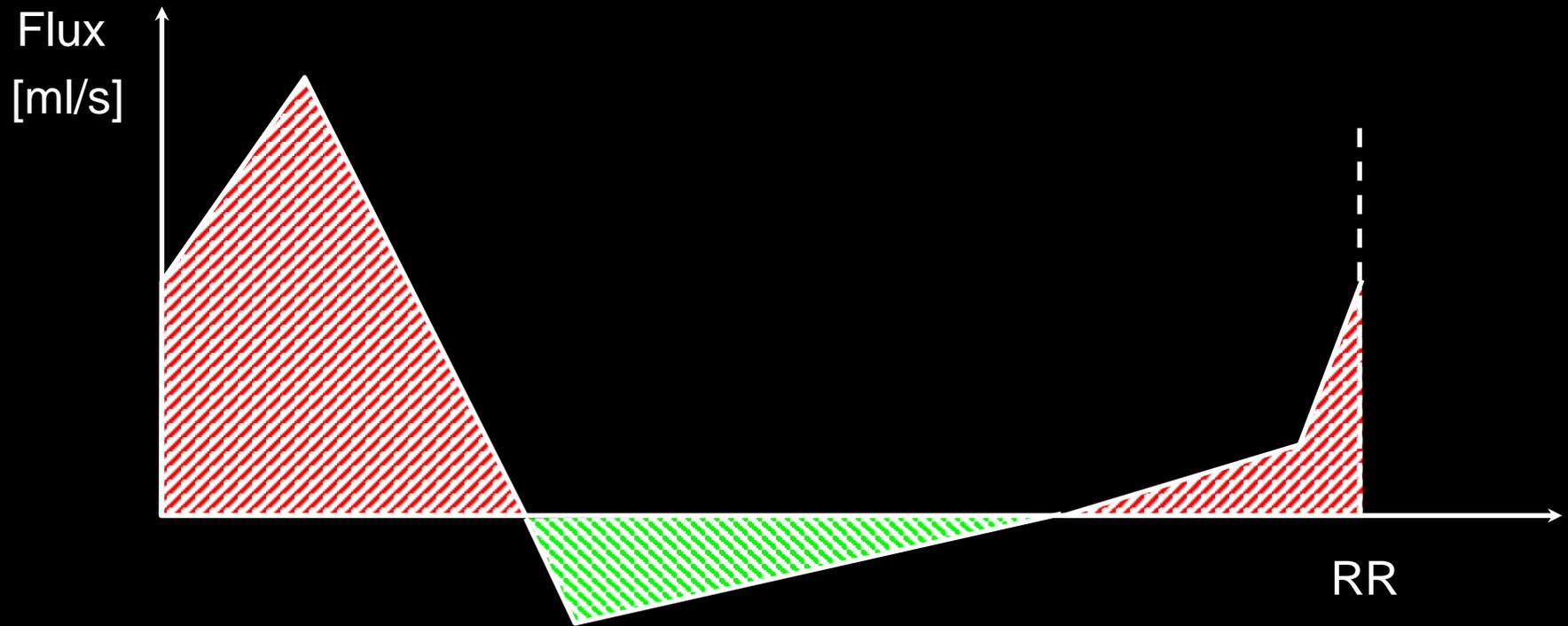
# Volume éjecté



# volume régurgitant

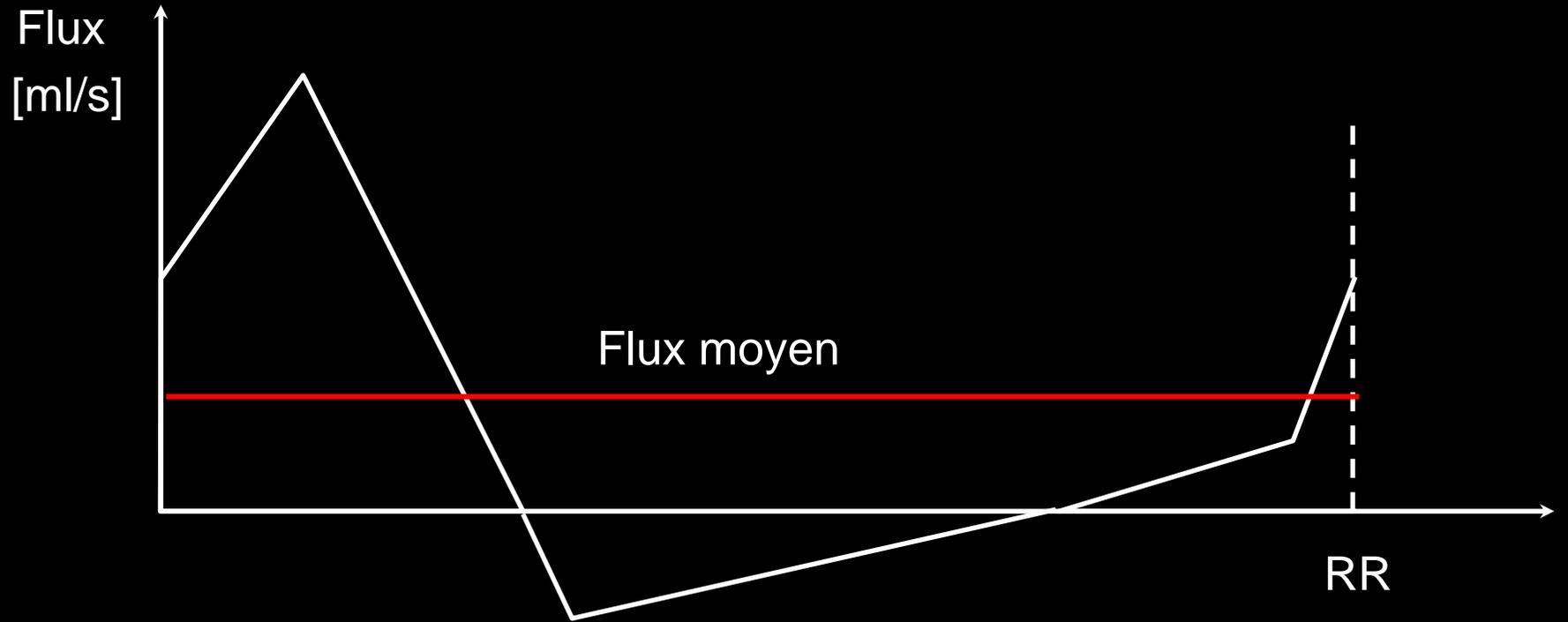


# Stroke volume

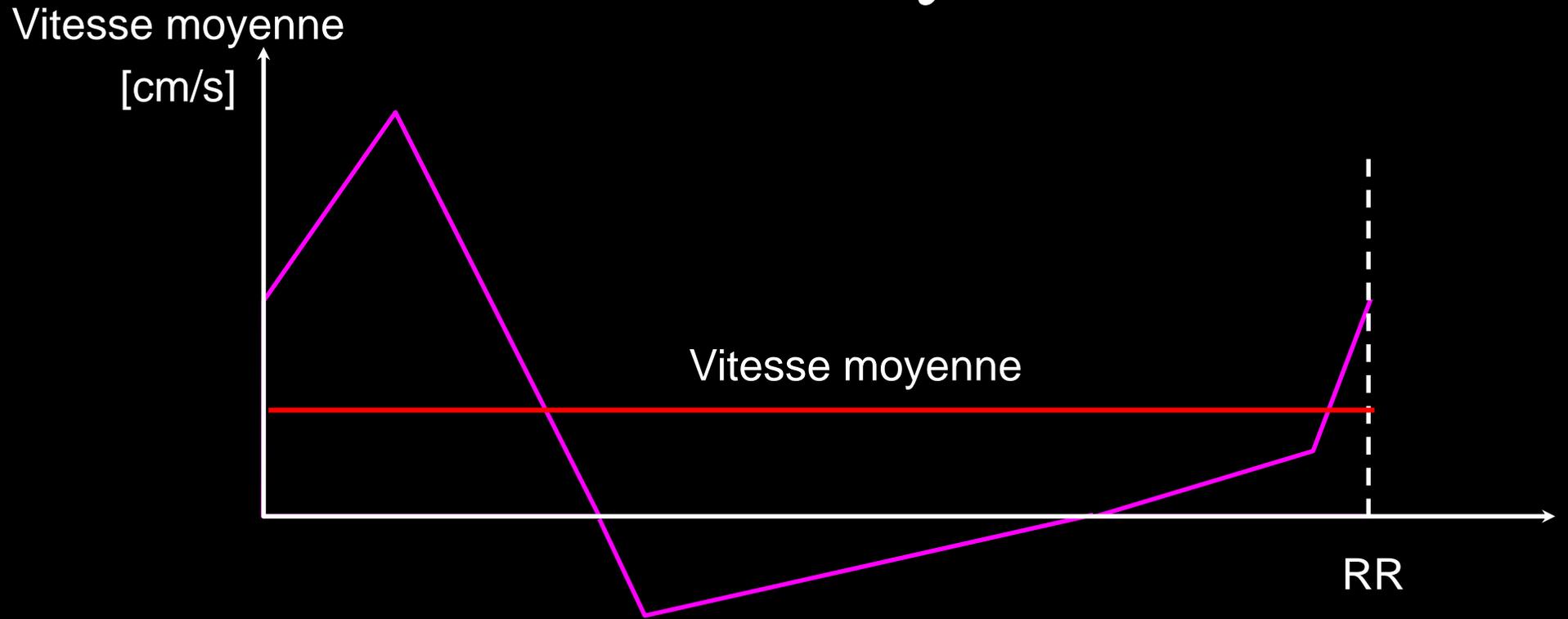


Stroke volume = volume éjecté – volume régurgité

# Flux moyen

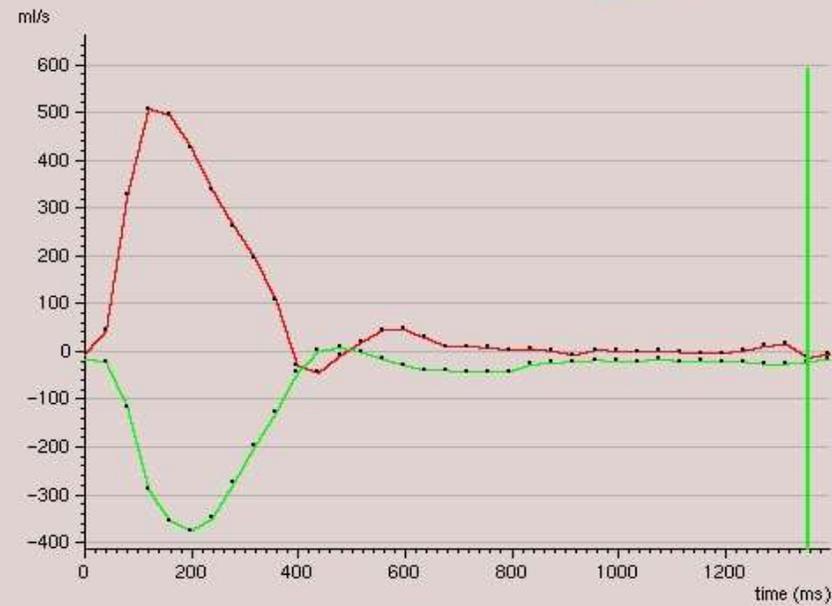


# Vitesse moyenne



# Graphique Flux

Q-Flow: hp (not validated)  
Flux results (slice 1)  
RR-interval: 1395 ms (from heart rate)



# Ex. valve aortique Evalauation de l'IA

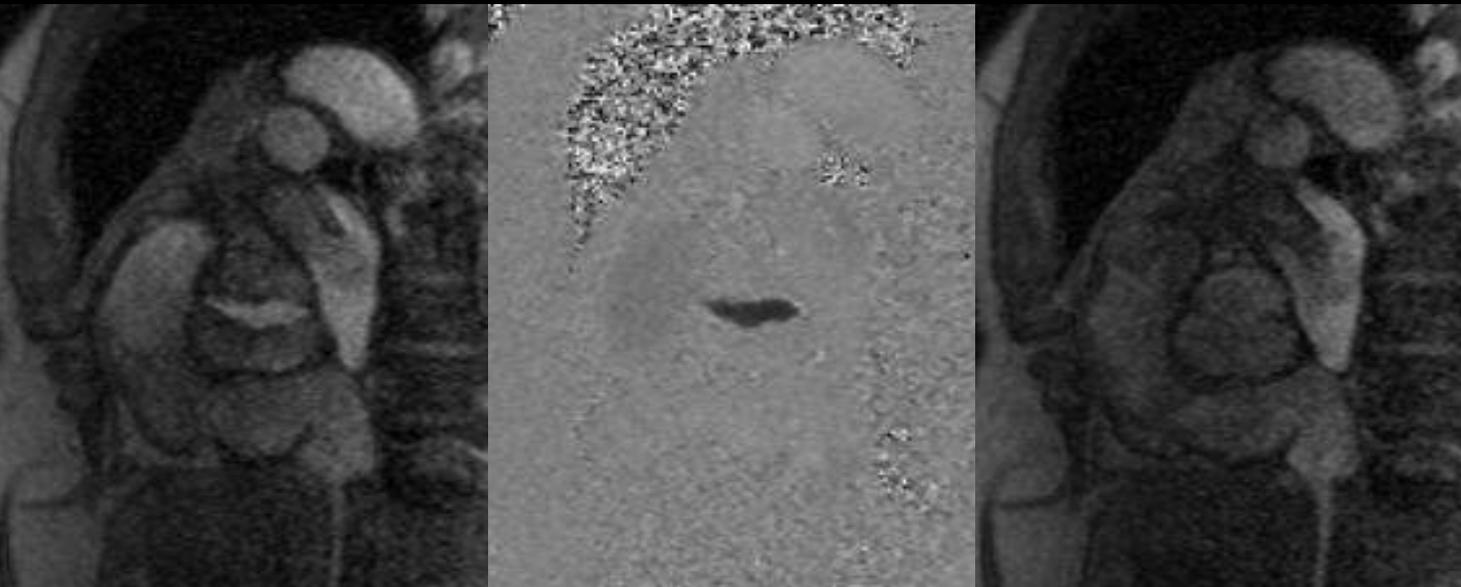


Positionnement de coupe dans aorte ascendante et descendante pour quantification de Flux à travers le plan



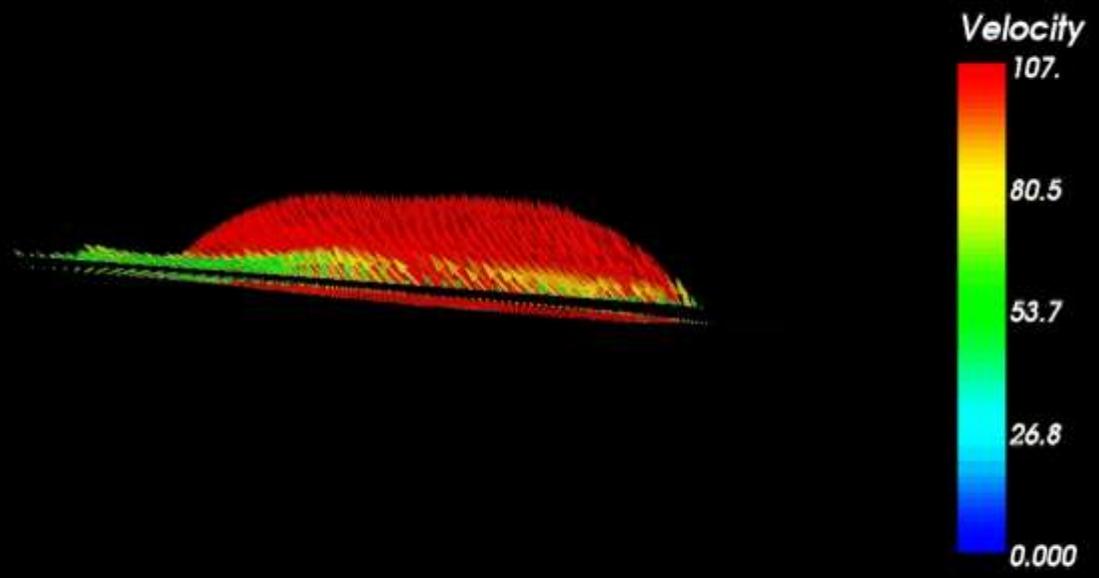
# Imagerie des Flux

Valve Aortique: Evaluation du RA et de l'IA



Flash Cine

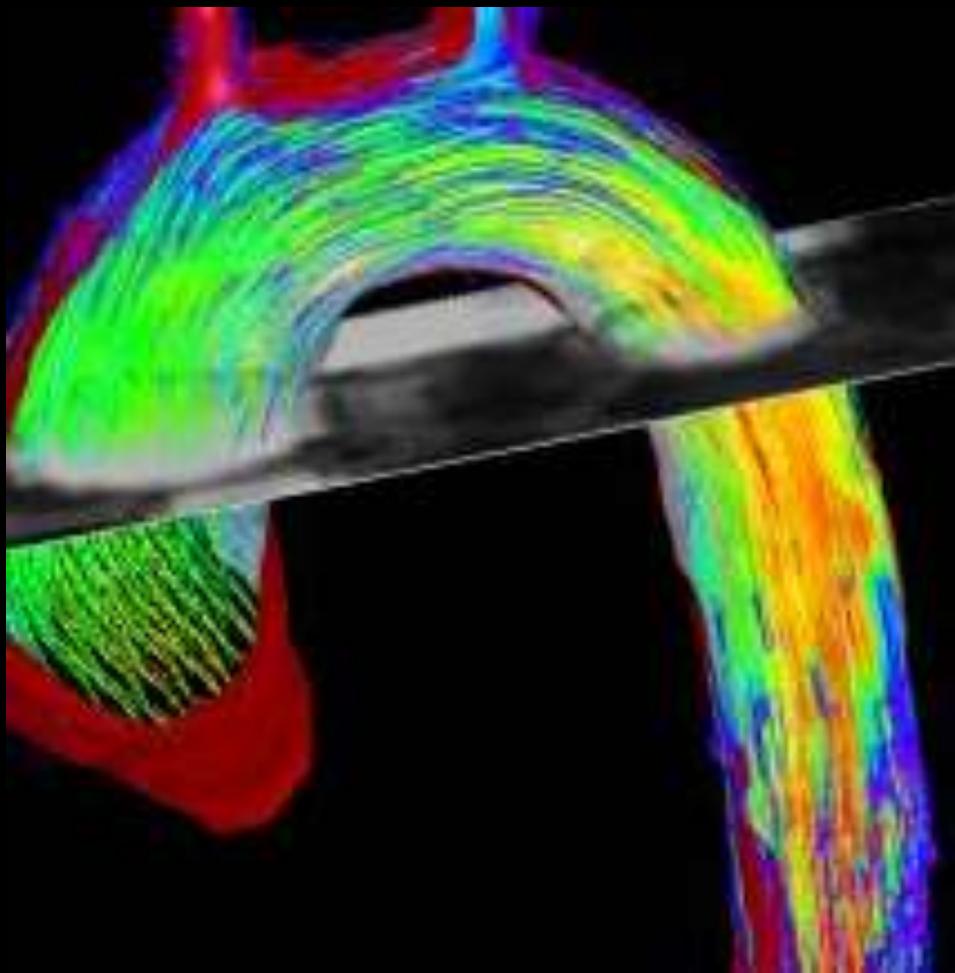
Ouverture/fermeture vAo



# Nouveaux Développements

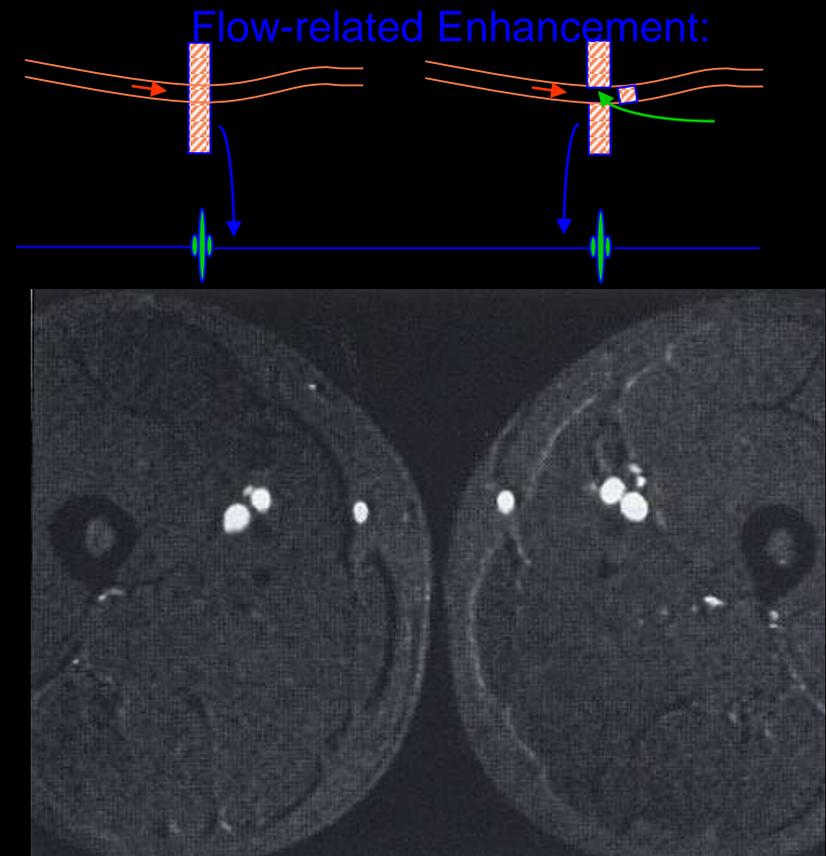
- Echantillonnage non cartésien de l'espace des K :
  - Spirale, radiale
  - Projection reconstruction
    - VIPR
    - 3D

# Aorte + Valves 4D



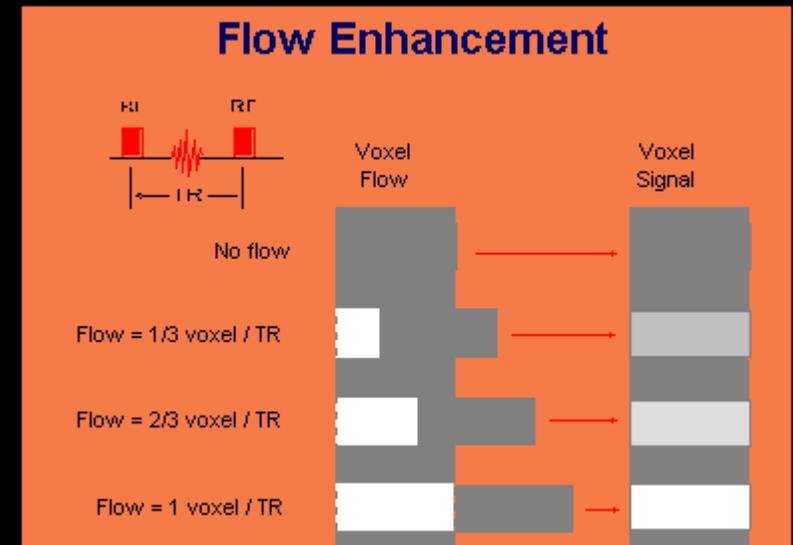
# Temps de Vol

- Repose sur les propriétés du sang :
  - TOF: méthode de magnitude relaxation longitudinale
    - Suppression des tissus stationnaires
    - Maximisation des protons du sang qui entre dans le volume
      - ◆ Protons entrant sont complètement relaxés et blanc
      - ◆ Tissus stationnaires saturés et noirs
      - ◆ Bande de saturation



# TOF: Principes

- Association de :
  - Maximisation de l'entrée de coupe et minimisation de la sortie de coupe
  - Saturation des spins stationnaires
- Variations de la vitesse du flux impose d'adapter les paramètres:
  - Épaisseur de coupe
  - Orientation de coupe
  - TR
  - TE

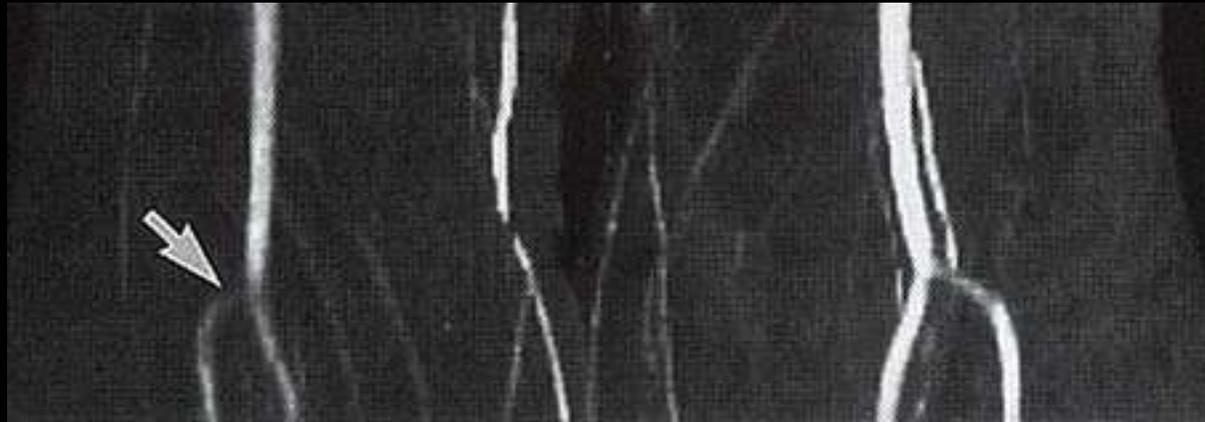


# Flow related enhancement and saturation: Vessel orientation / slice

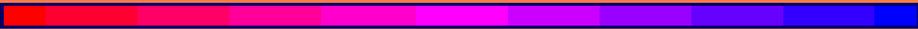
In plane saturation artifacts :



# 2D TOF : artéfacts de saturation dans le plan

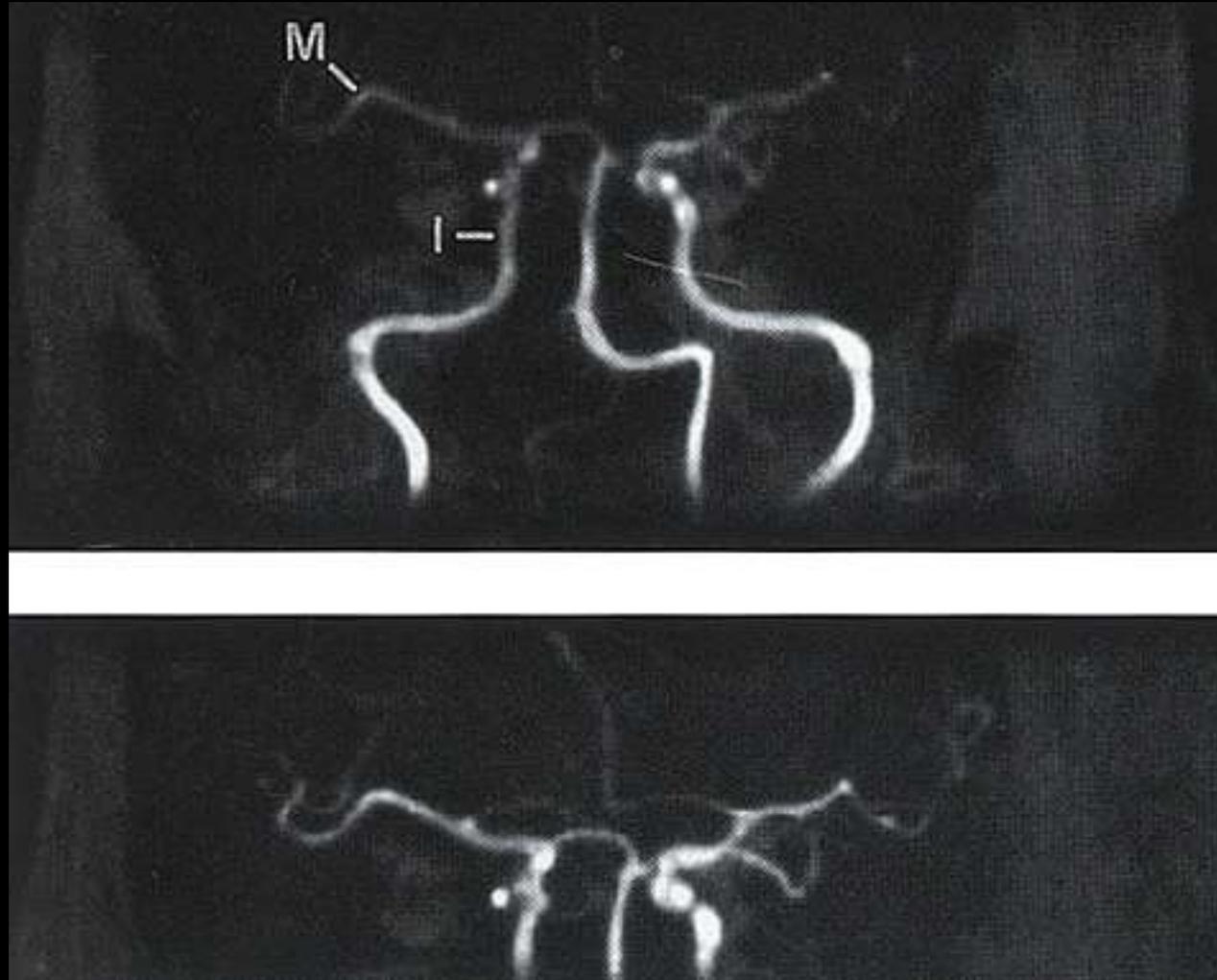


## 3D vs. 2D Time of Flight

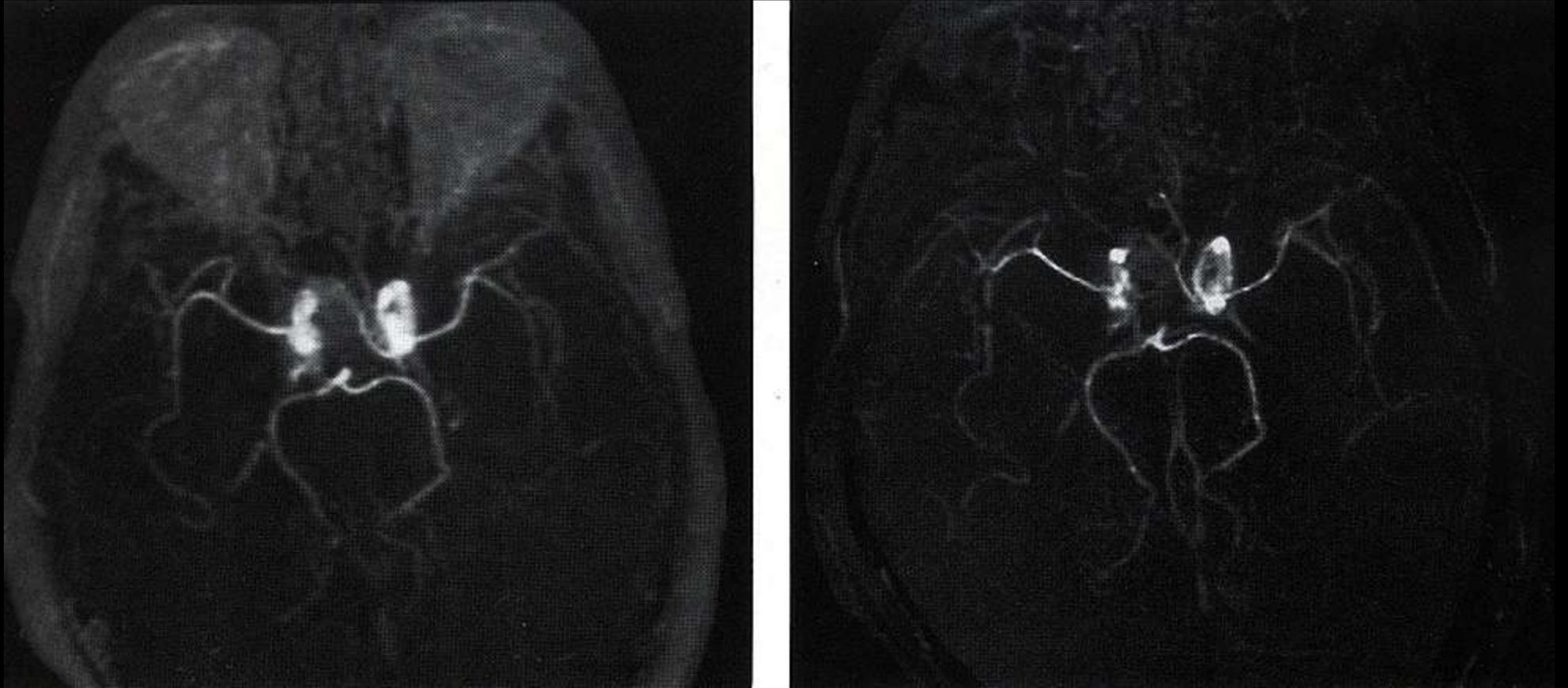


- Higher signal-to-noise
- Shorter imaging times
- Less intravoxel dephasing
- More saturation effects
- Smoother vessel contours

# 3D MOTSA: Moins d'artéfacts de saturation

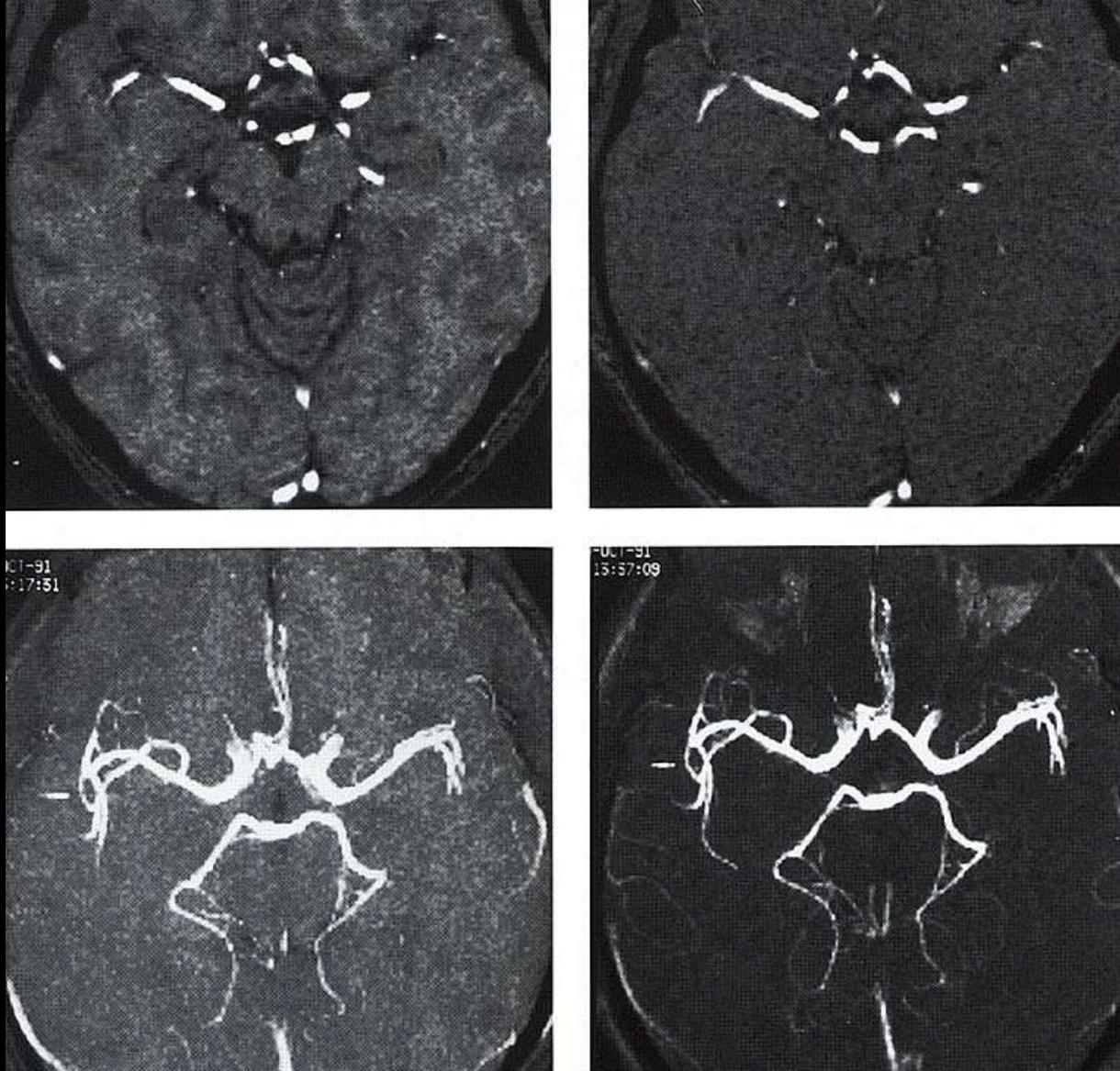


# Effet de saturation de la graisse

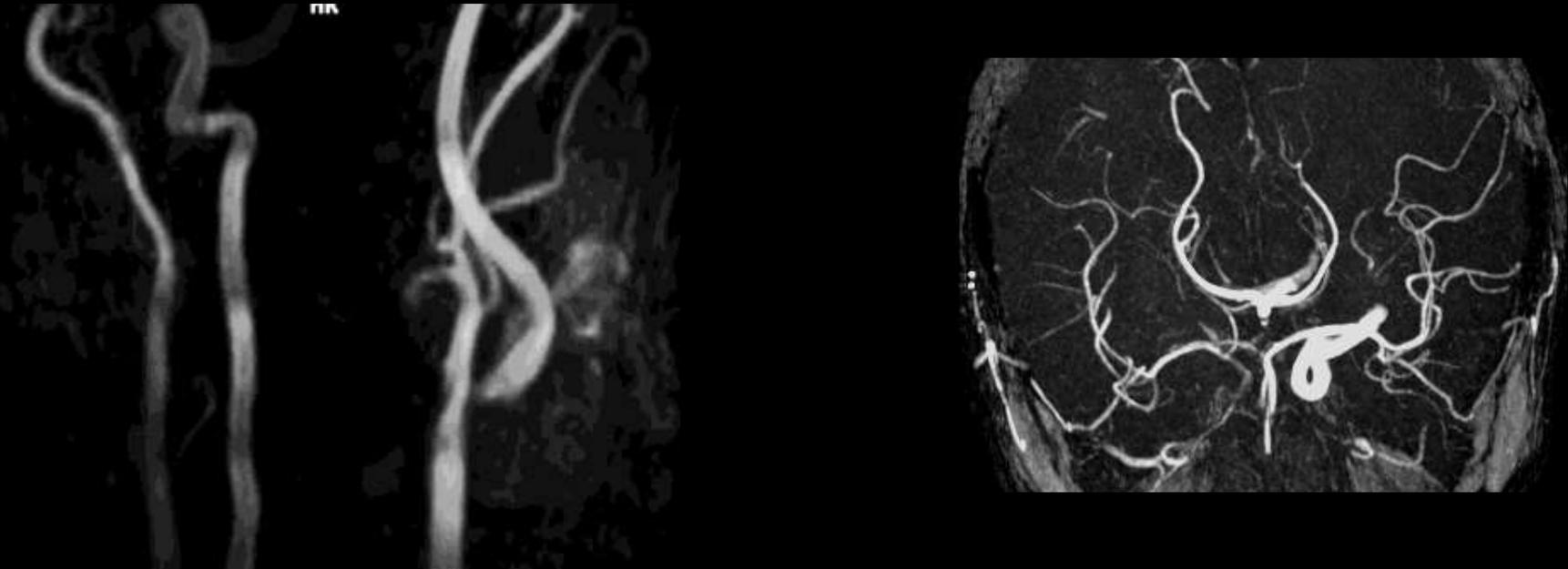


3D TOF 35/5/15°

# Transfert de Magnetisation augmente le contraste en 3D TOF

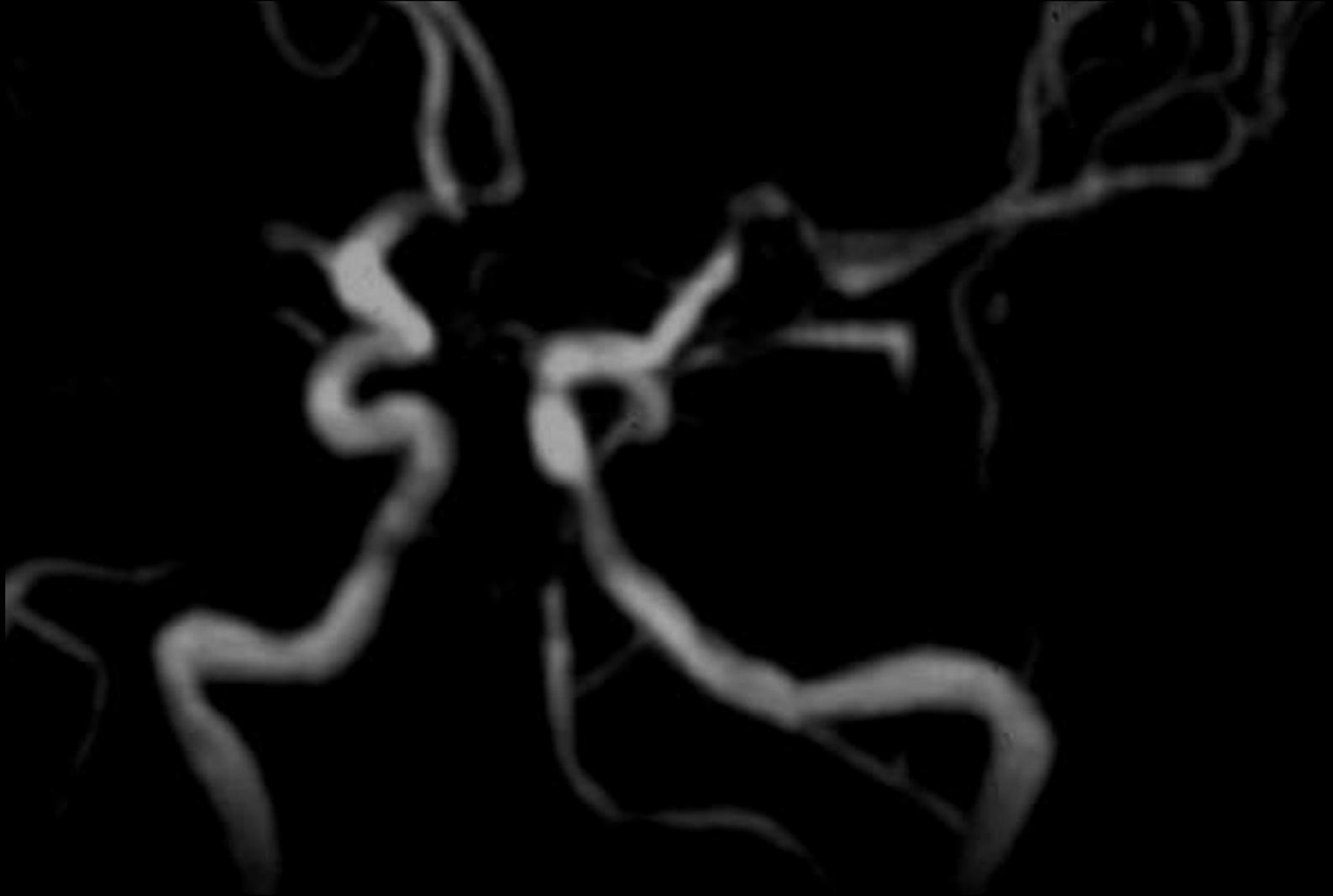


# Indications TOF: Artères carotides



ICA occlusion  
et vol vertebraal

# Intracranial MRA at 3T: haute resolution



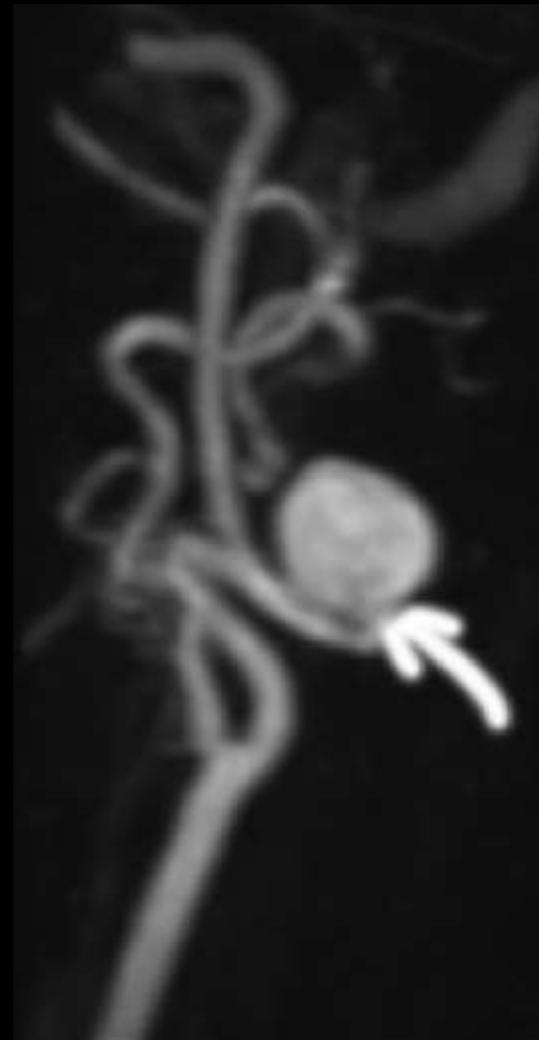
# LIMITES DU TEMPS DE VOL ET DU CONTRASTE DE PHASE

- Signal dépendant des flux : problèmes avec flux lent et turbulent
  - Saturation ↘
  - Déphasage ↗
- **Artéfacts**
- Durée d'acquisition: 1H 30
- Géométrie d'acquisition restreinte

# TOF Artéfacts de Mouvements



# TOF: Artéfacts de Saturation

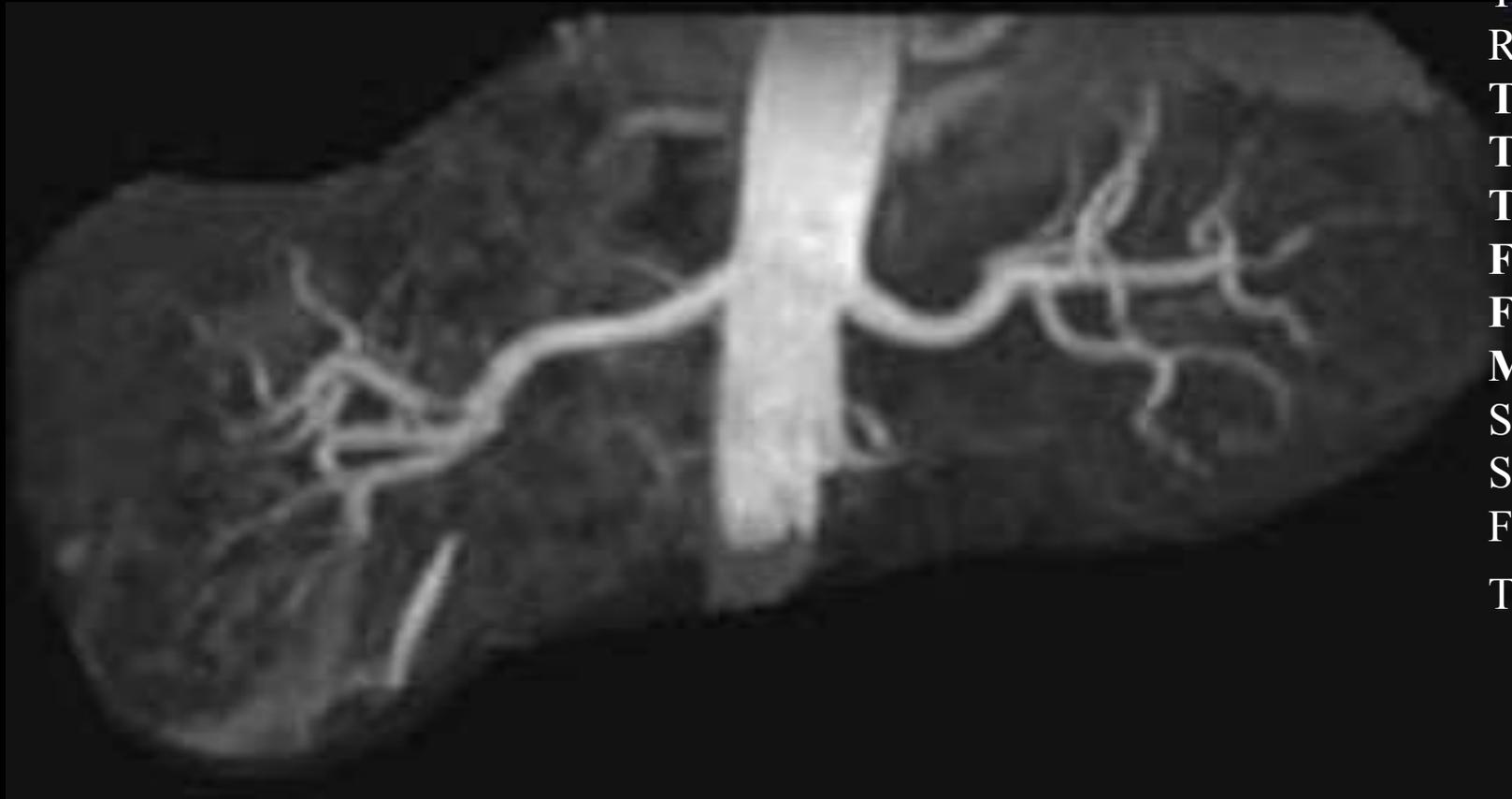


# ANGIOGRAPHIE

## ARTERES RENALES NORMALES

### TECHNIQUE T-SLIP :

(Time Spatial labeling inversion Pulse)  
avec SSFP et synchro respiratoire



Time-Slip SSFP  
Respiratory-gating  
**TR = 5.2 ms**  
**TI = [1200 1800] ms**  
**TE = 2.6 ms**  
**FA = 120**  
**FOV = 35x35 cm**  
**Matrix = 256X256**  
Speeder = 2  
Slice # = 35  
Fat Sat = ON  
Time = 4.30 min.

## **Angiographie 3D écho de spin ultra-rapide avec synchronisation ECG sans produit de contraste (FBI)**

- 1. une acquisition 3D en écho de spin ultra-rapide en demi-plan de Fourier**
- 2. une synchronisation ECG prospective**
- 3. l'absence d'injection de produit de contraste intra-vasculaire**
- 4. une préparation de l'aimantation par impulsion d'inversion pour supprimer le signal de la graisse (STIR)**

# ARM FBI

## Principes

1. **Echo de spin ultra-rapide 3D demi-Fourier**
2. **Synchronisation ECG prospective**
3. **Préparation STIR**

## Optimisation

1. **TE court, plan coronal, codage de phase dans la direction des vaisseaux**
2. **Calibration du délai entre onde R et acquisition ++**
3. **Double acquisition pour soustraire le signal veineux**

## Résultats

1. **Coronal**
2. **Possible en thorax/abdomen**
3. **Rapide**
4. **Perte de signal pour les flux rapides (alternative : acquisition en diastole)**

# ANGIOGRAPHIE MEMBRES INFÉRIEURS

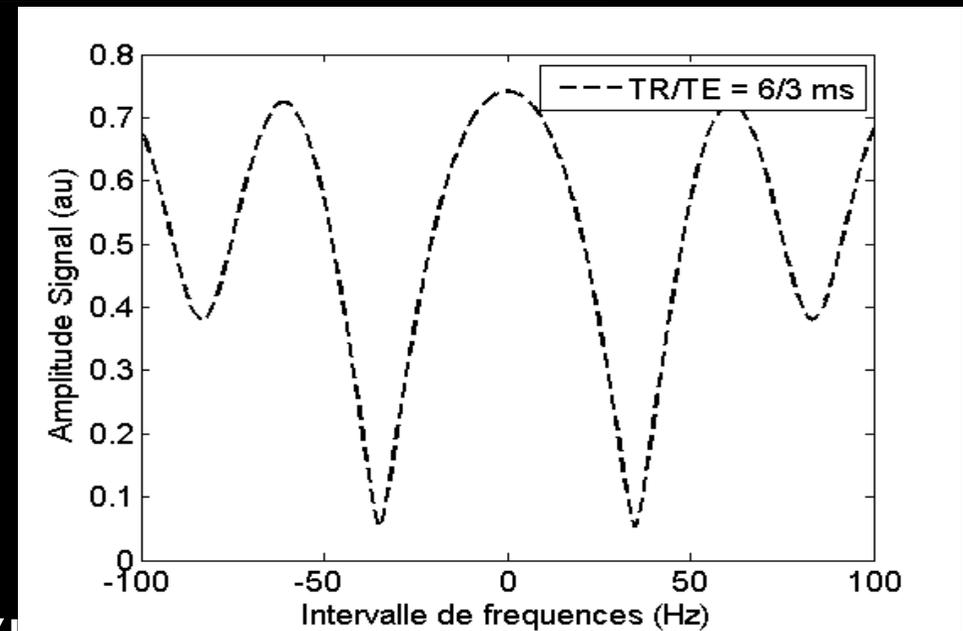
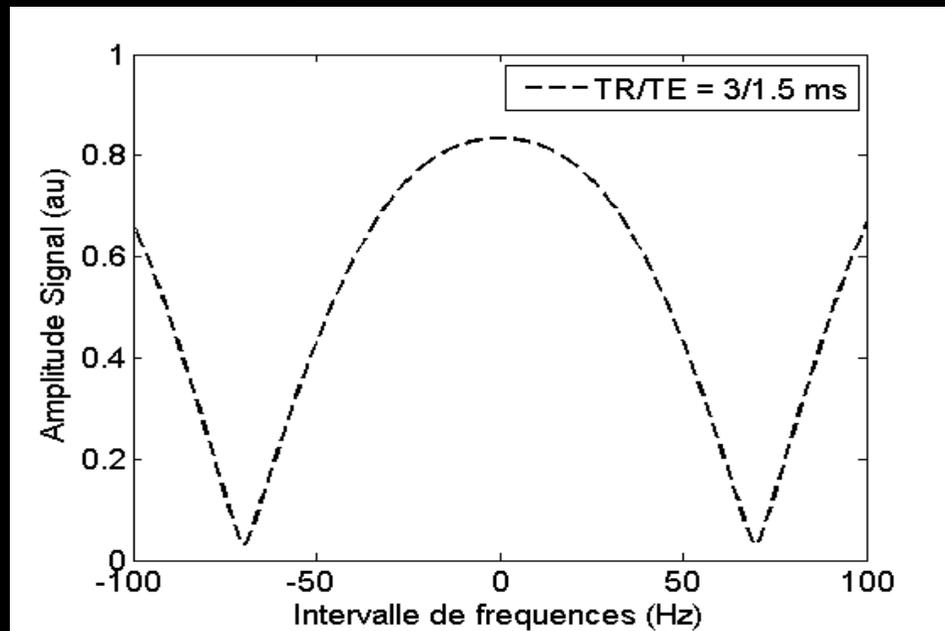
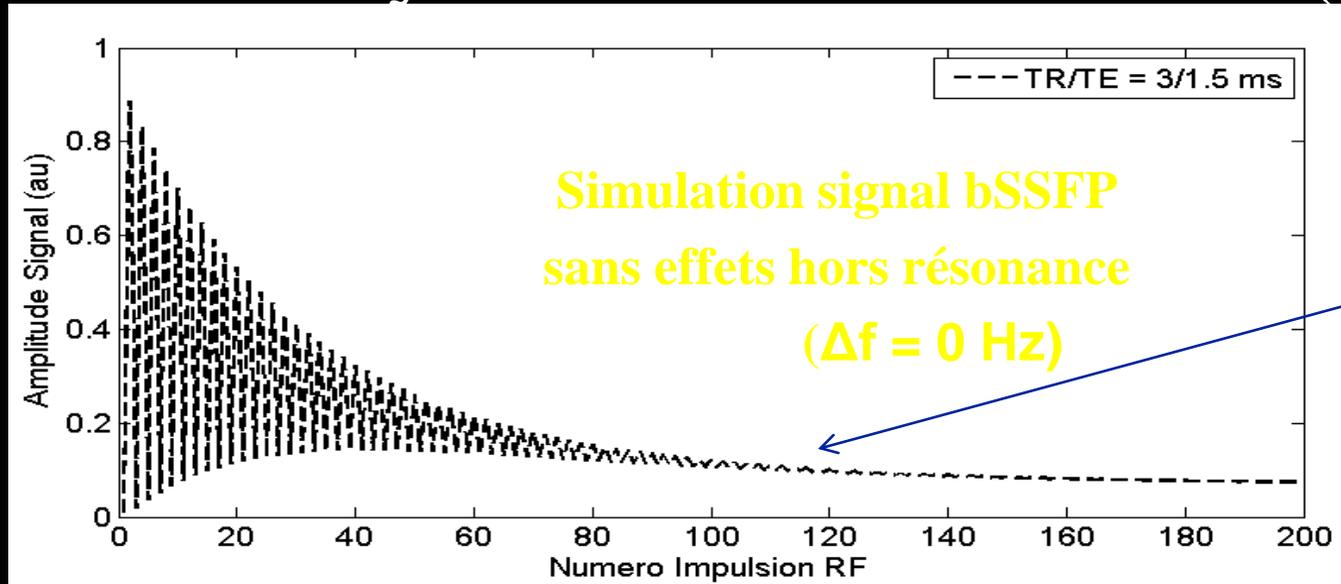
## TECHNIQUE FBI



# Angiographie IRM sans injection d'agent de contraste

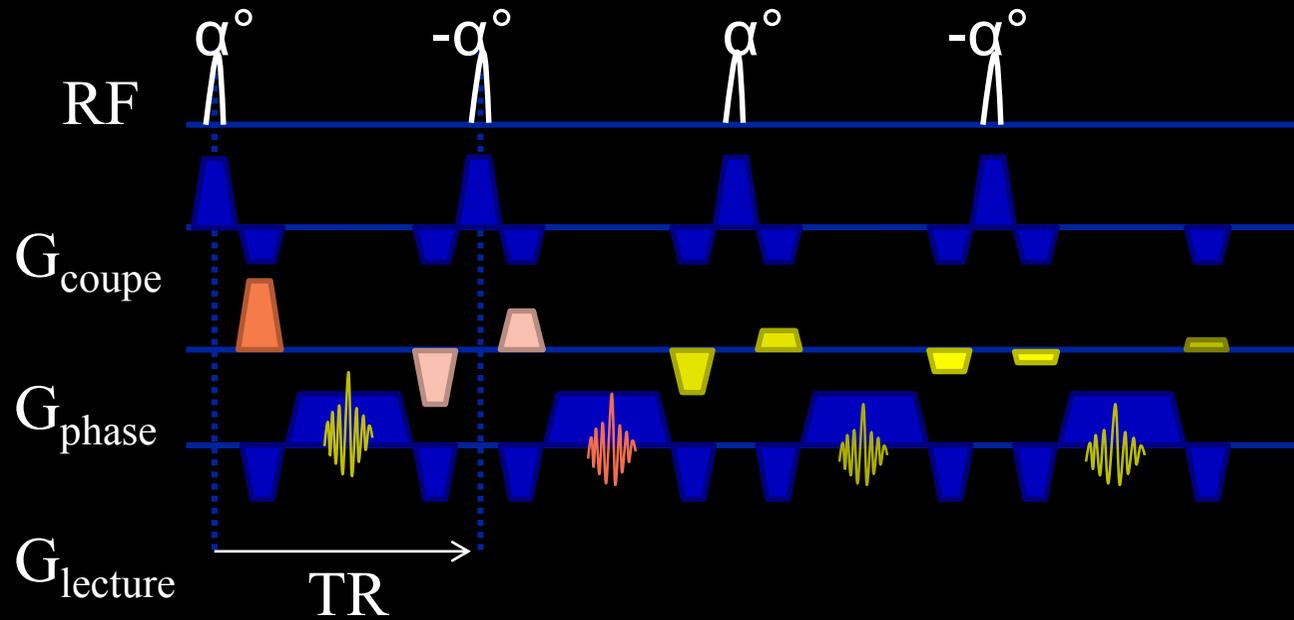
- Séquence bSSFP -

# Balanced Steady State Free Precession (bSSFP)

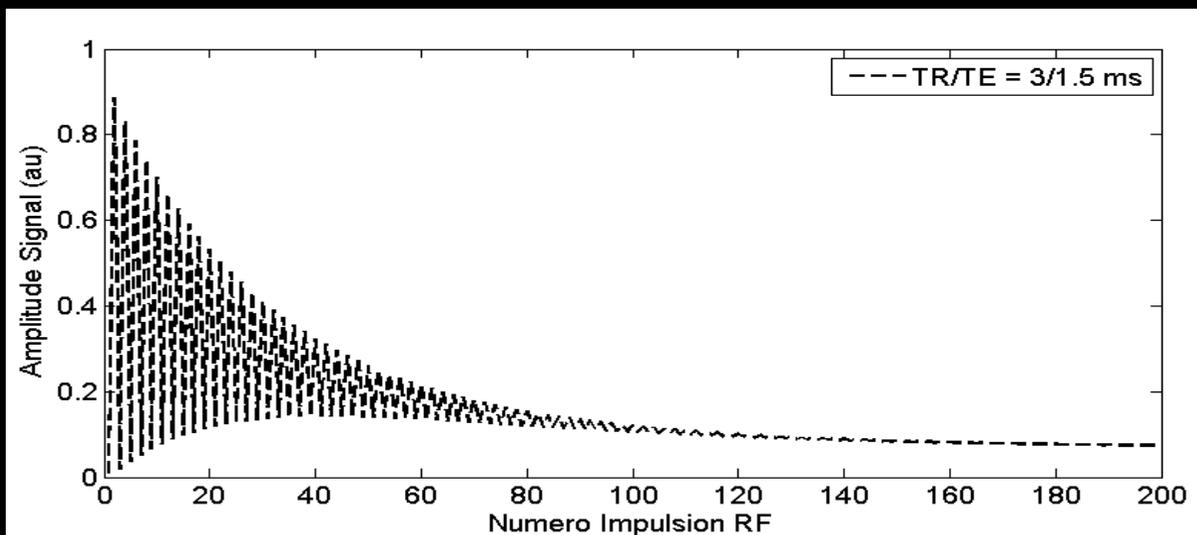


$\Delta f$  (Hz)

# Balanced Steady State Free Precession (bSSFP)



Espace de k



**Simulation signal bSSFP**  
**TR/TE = 3/1.5 ms; flip 70°**  
**sans effets hors résonance**

Signal1 **Cardiaque** **PACE**

1er signal/mode ECG/Prospectif

Cycle moyen 945 ± 6 ms

Cycle capturé -pas réglé-

Fenêtre acqui. 946 ms

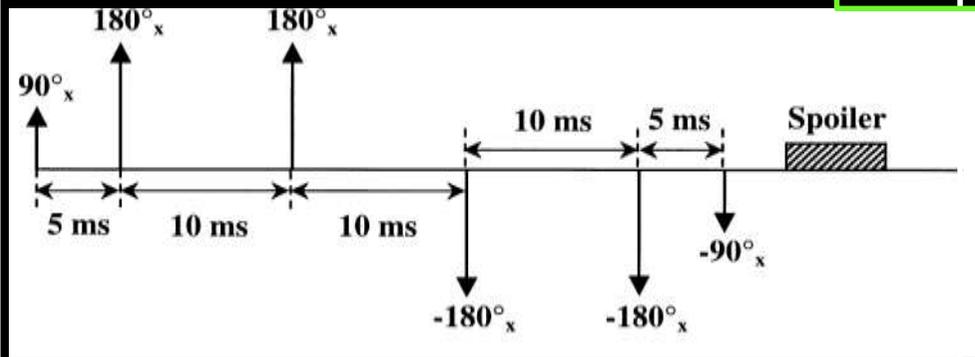
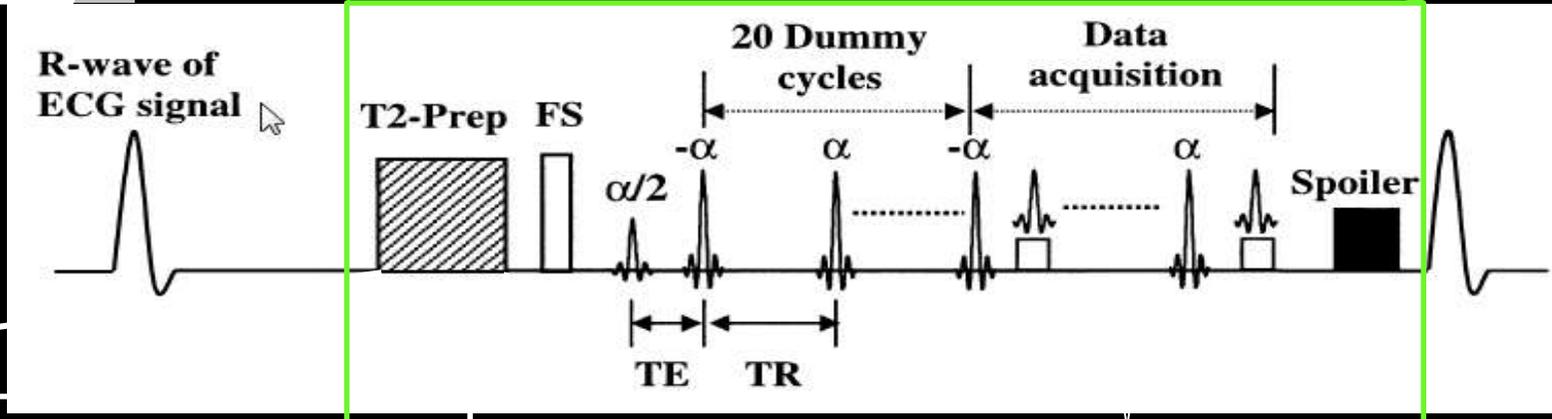
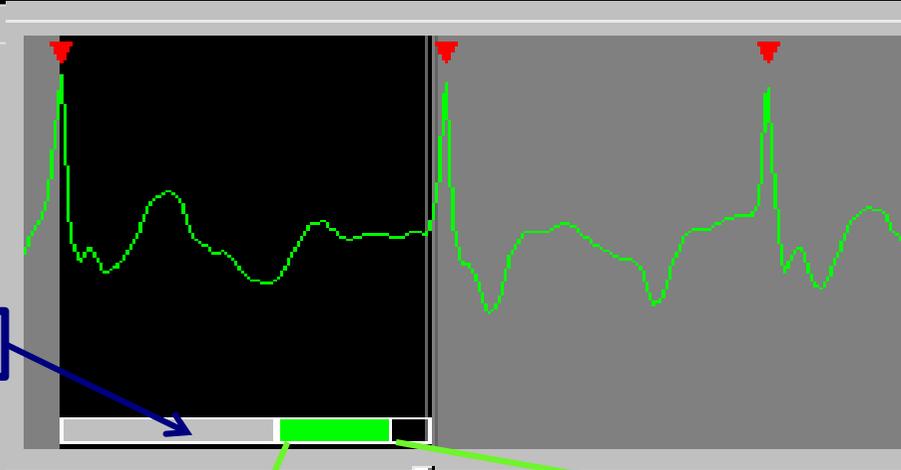
Imp. déclenc. 1

Temp. décl. 550 ms

TR 295.51 ms

Concaténations 1

Segments 40



Acquisition  
bSSFP  
segmentée

# Contraste Sang - Myocarde avec la sequence 3D bSSFP (TrueFISP)

Simulation numérique:

Séquence: bSSFP @ 1.5T

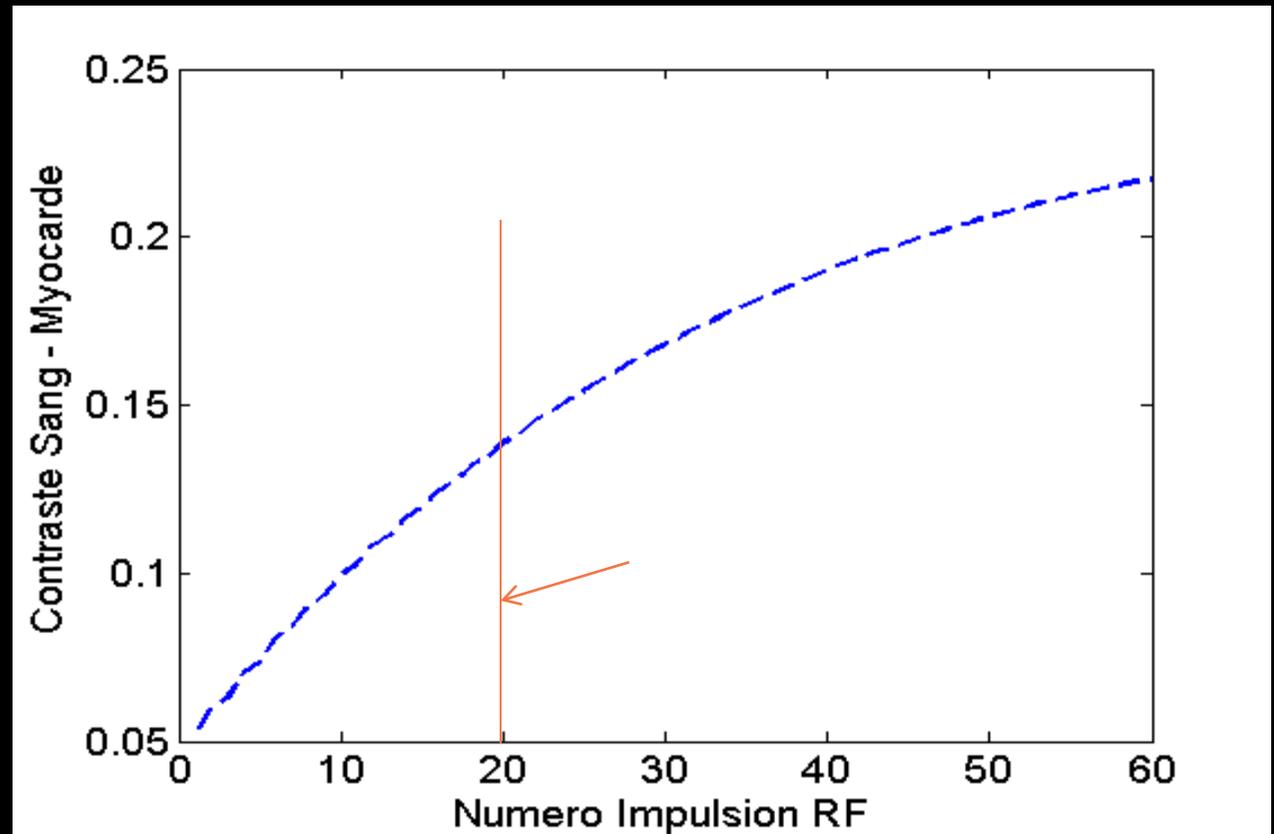
**Sang:** T1/T2 = 1200/250  
ms

**Myocarde:** T1/T2 =  
900/50 ms

TR/TE = 3/1.5 ms

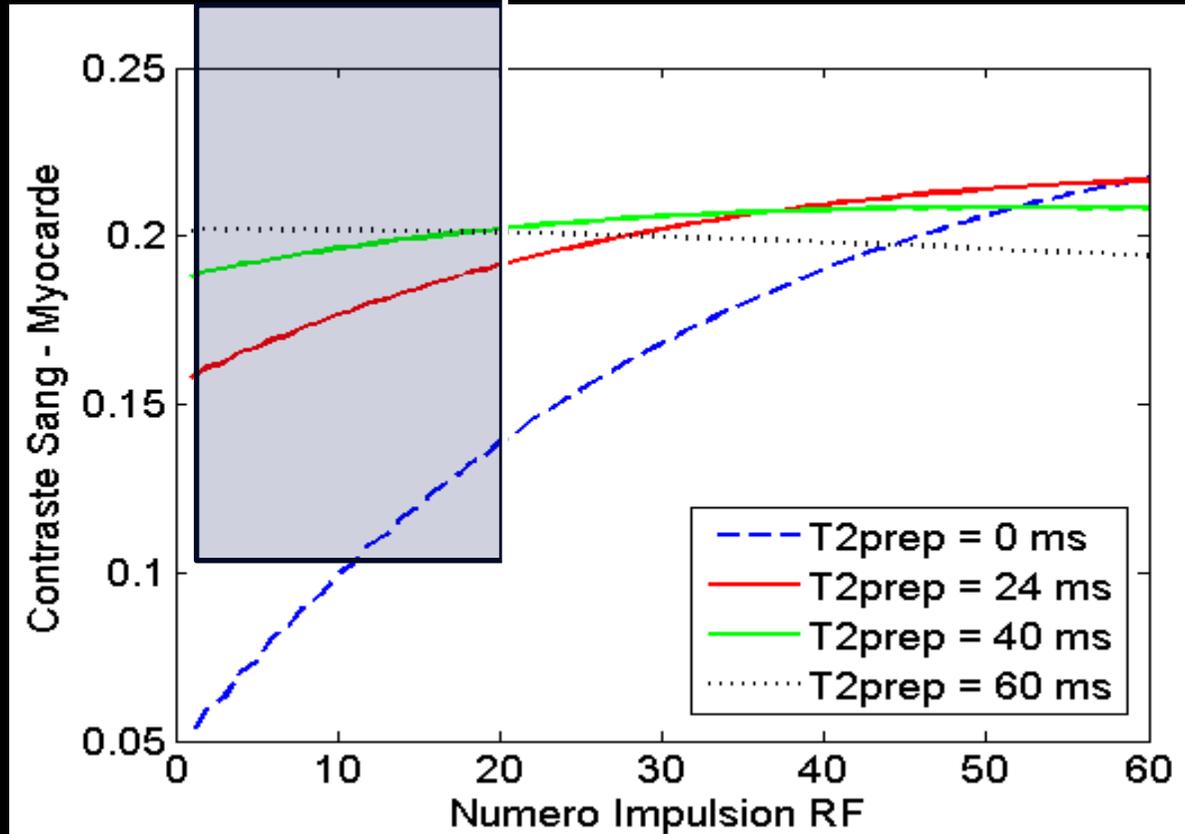
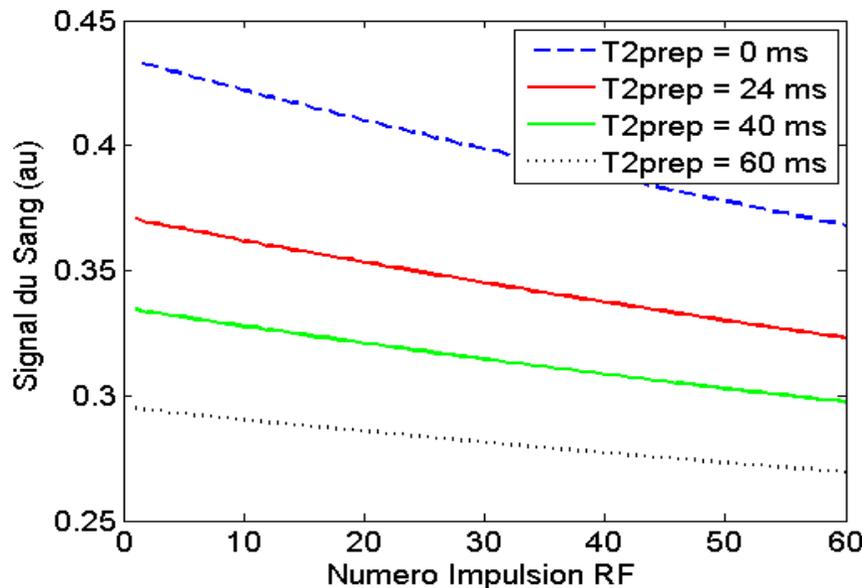
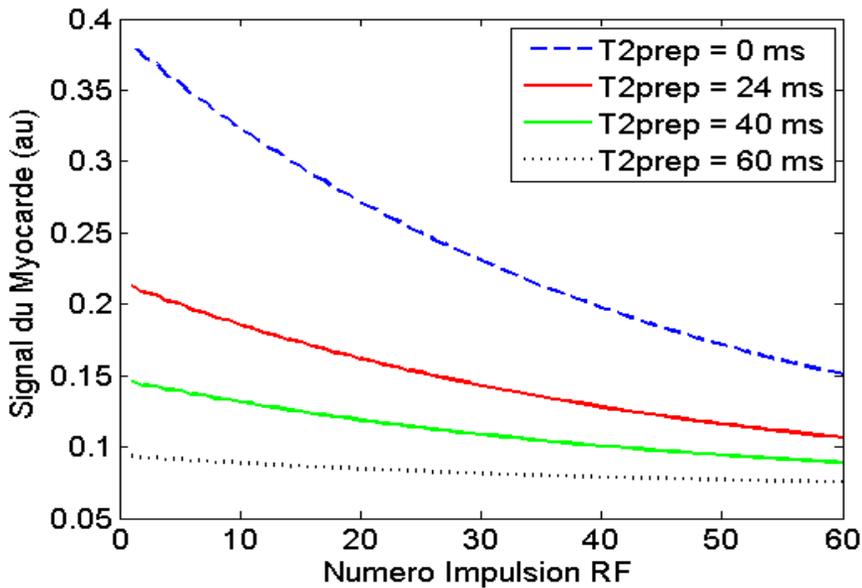
Angle = 70°

Sans effets hors-  
résonance



# Role de la Preparation T2 -> augmenter le contraste

Centre de l'espace  
de k



# Contraste Sang - Myocarde avec la sequence 3D bSSFP (TrueFISP)

Simulation numérique:

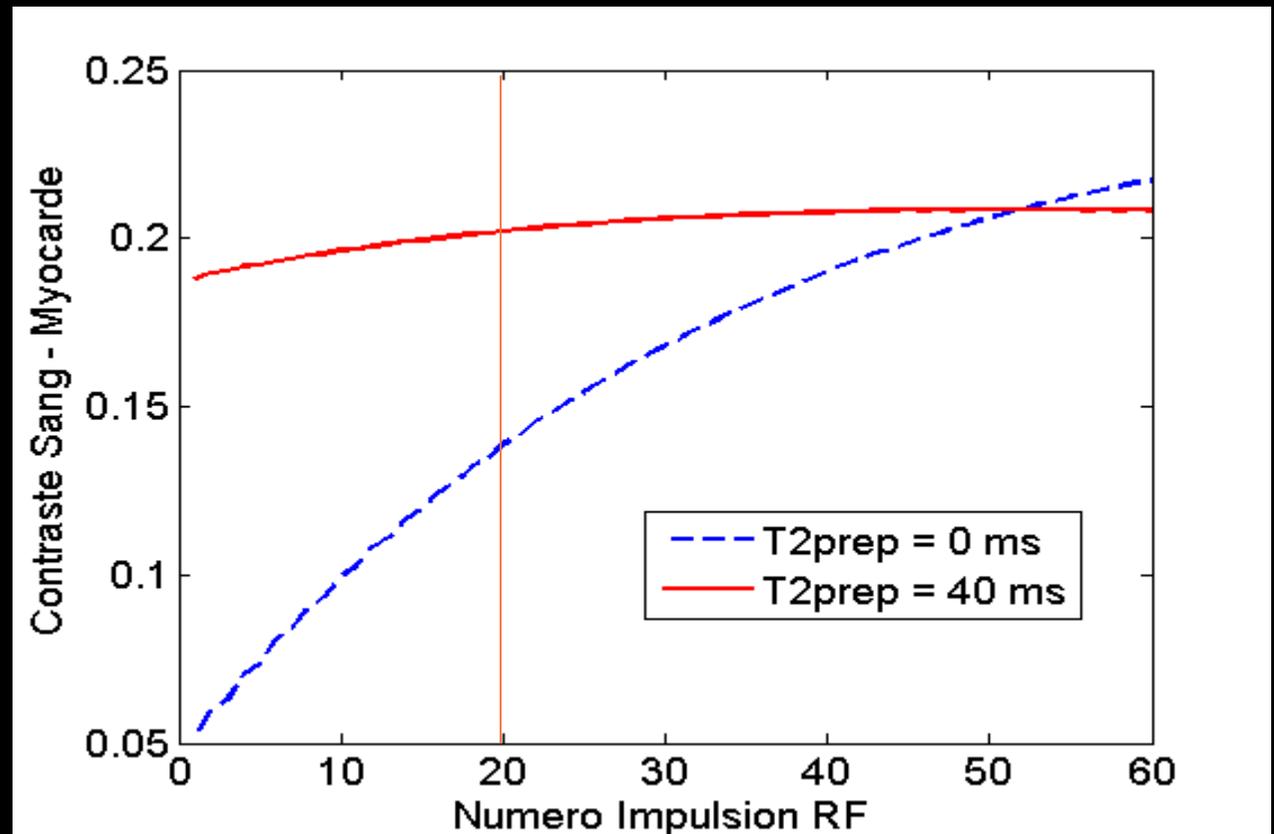
Séquence: bSSFP @ 1.5T  
+  $T_{2\text{prep}} = 40$  ms

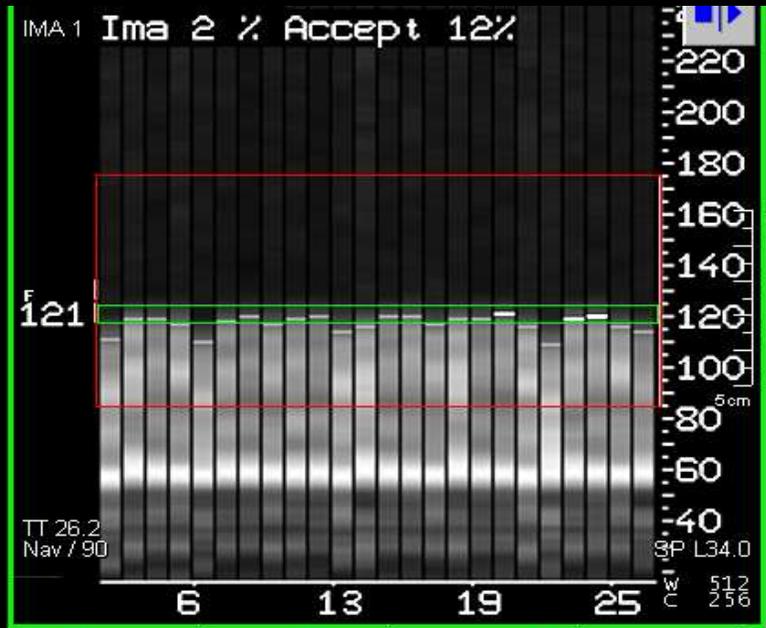
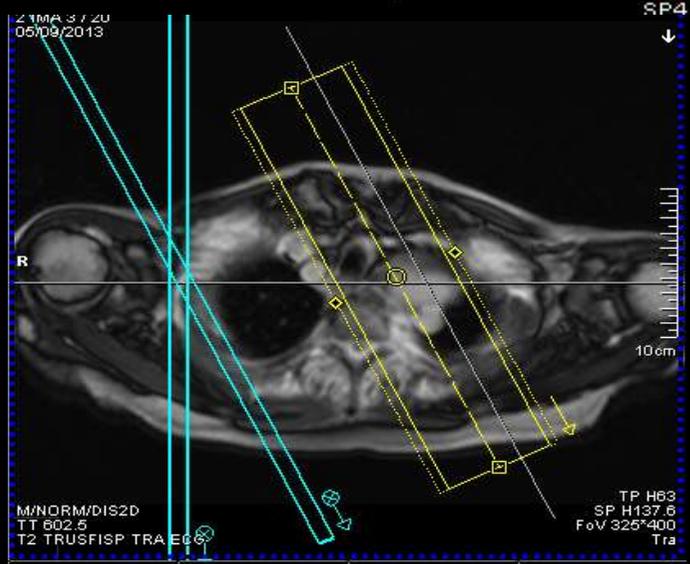
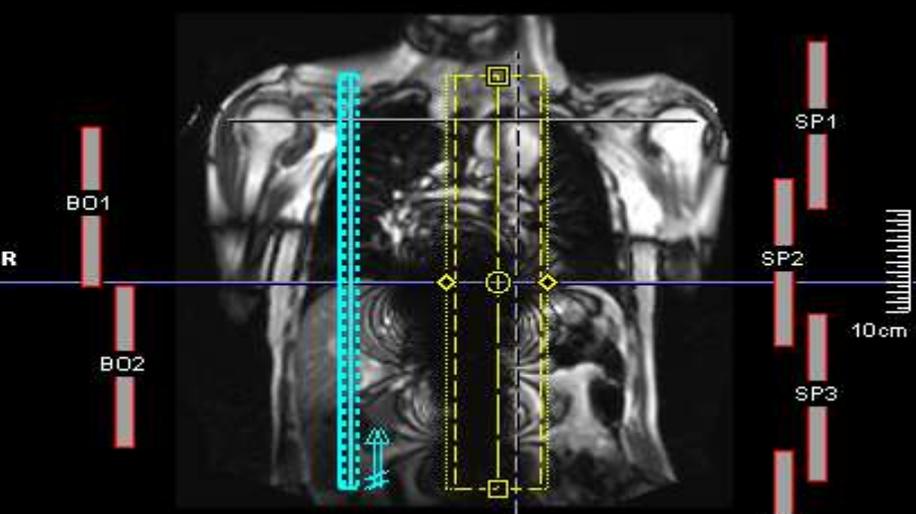
Sang:  $T_1/T_2 = 1200/250$   
ms

Myocarde:  $T_1/T_2 = 900/50$   
ms

$TR/TE = 3.1/1.3$  ms

Angle =  $70^\circ$



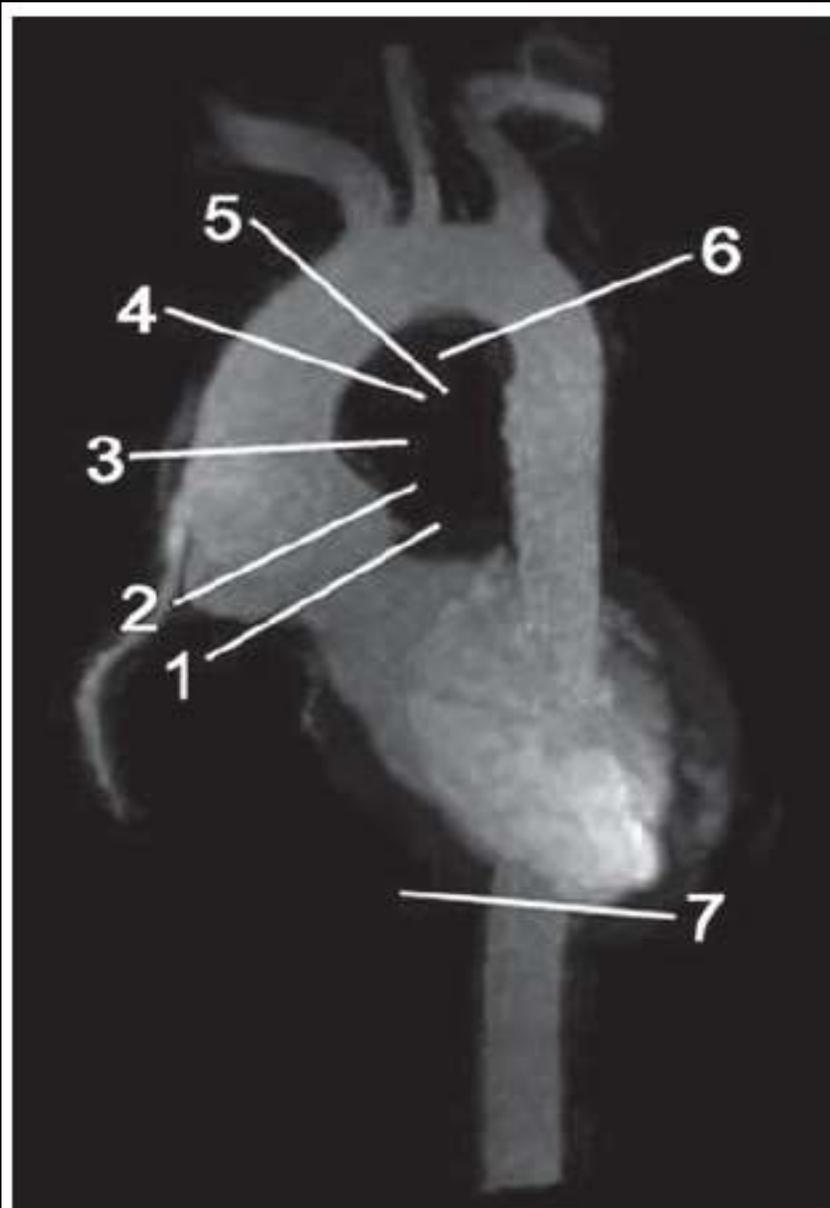


Signal1 Cardiaque PACE

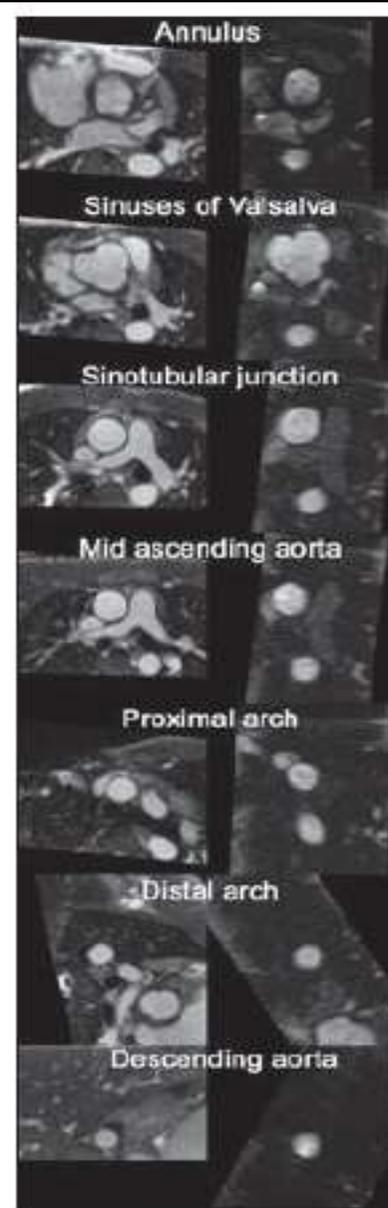
1er signal/mode ECG/Prospectif

Cycle moyen	945 ± 6	ms
Cycle capturé	-pas réglé-	
Fenêtre acqui.	946	ms
Imp. déclenc.	1	
Temp. décl.	550	ms
TR	295.51	ms
Concaténations	1	
Segments	40	

Phases 1



**A**



**B**

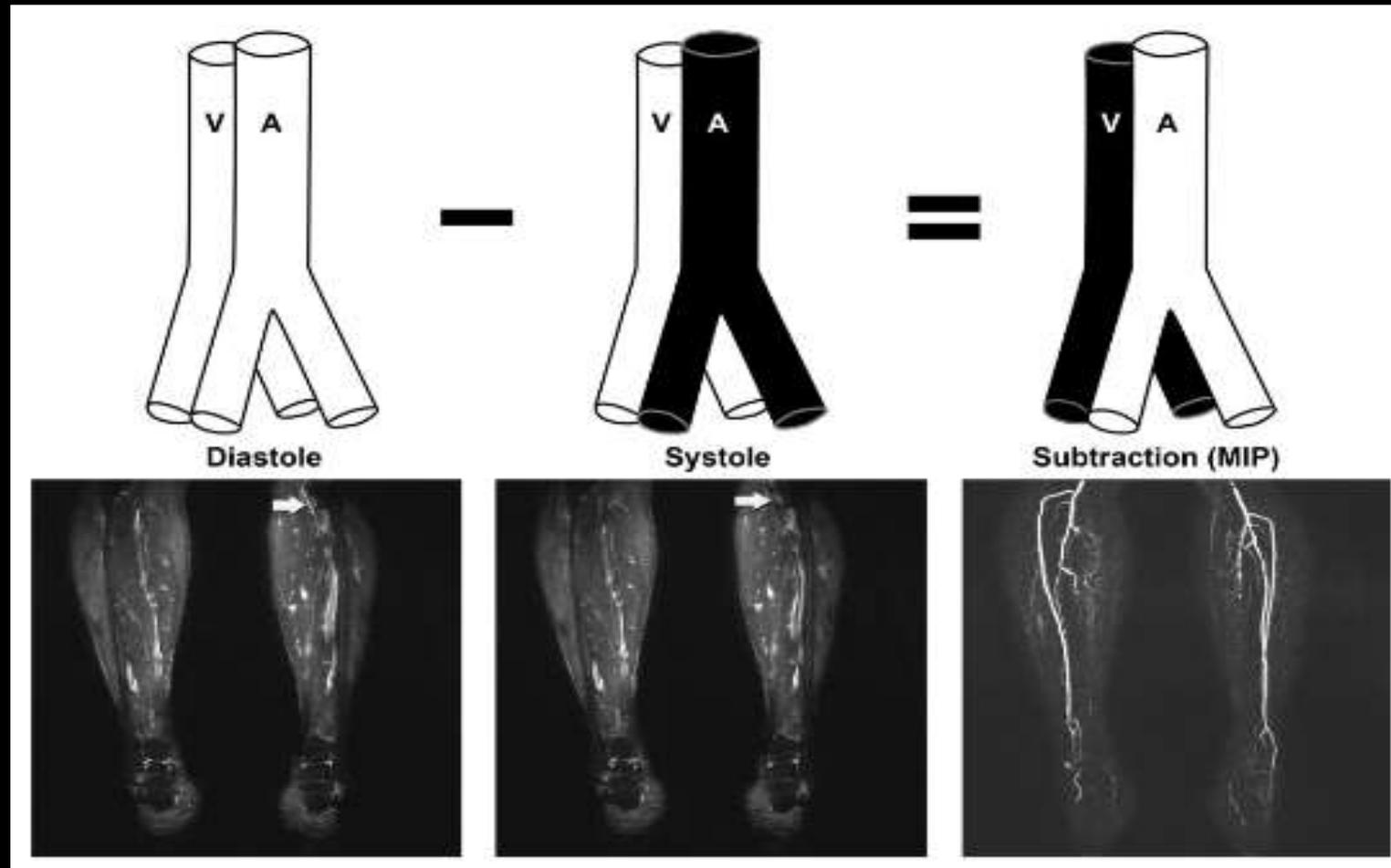
**Fig. 2**—23-year-old man with history of Ross procedure and dilated aortic root.

**A**, Volume-rendered image from 3D steady-state free precession (SSFP) data set indicates seven locations at which measurements were made: 1, annulus; 2, sinuses of Valsalva; 3, sinotubular junction; 4, mid ascending aorta; 5, proximal arch; 6, distal arch; and 7, descending aorta.

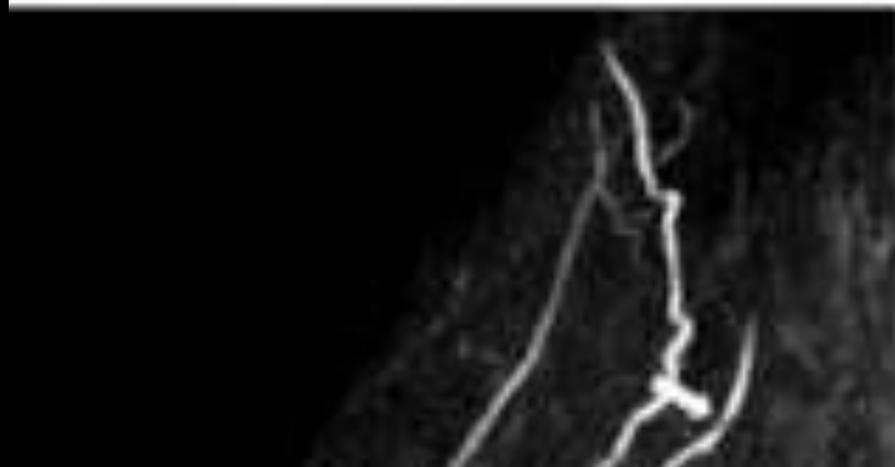
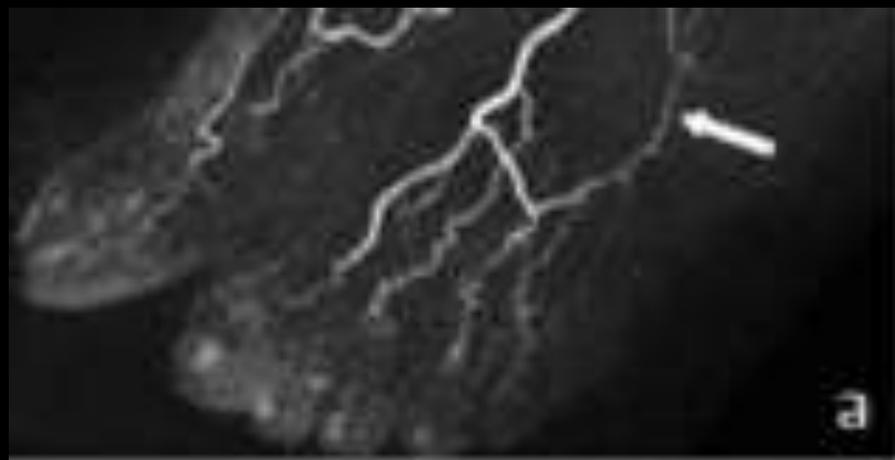
**B**, Multiplanar reformatted images from 3D SSFP (*left*) and contrast-enhanced MR angiography (*right*) data sets at annulus, sinuses of Valsalva, sinotubular junction, mid ascending aorta, proximal arch, distal arch, and descending aorta.

# NATIVE

## Angiographie sans-injection - séquence FSE



# ARM bSSFP and FSD ECG triggered

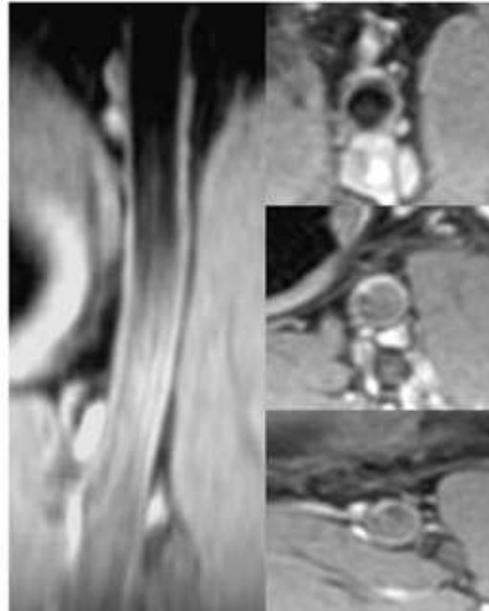
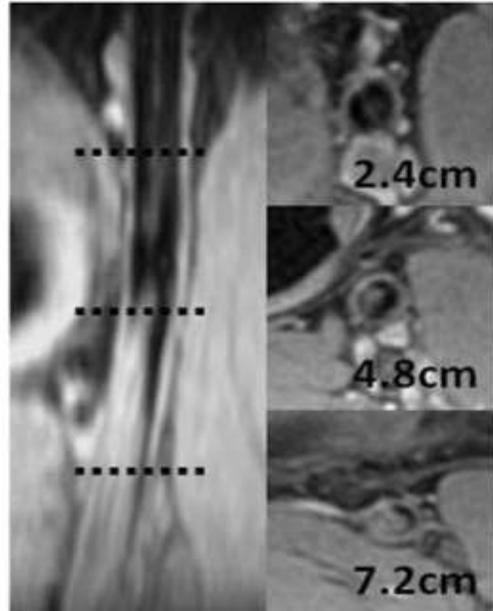


# Angiographie Black-Blood

Adaptées aux acquisitions 2D

DIR

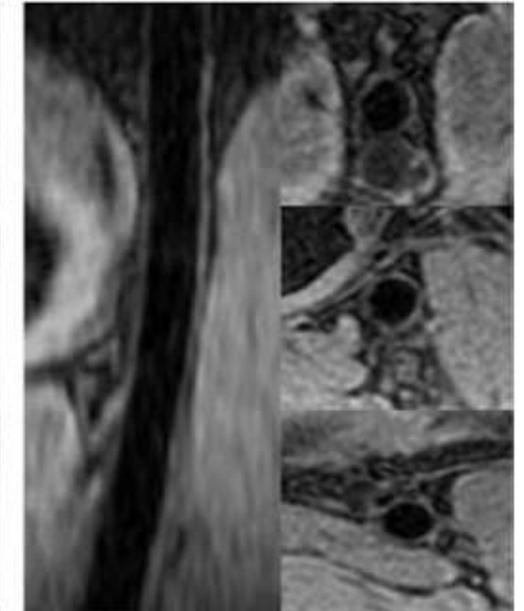
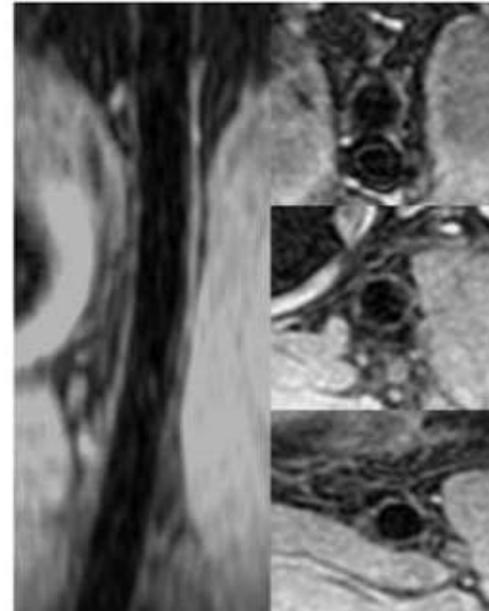
SPSAT



Adaptées aux

MSPREP

T2IR



**DIR- double inversion-récupération**

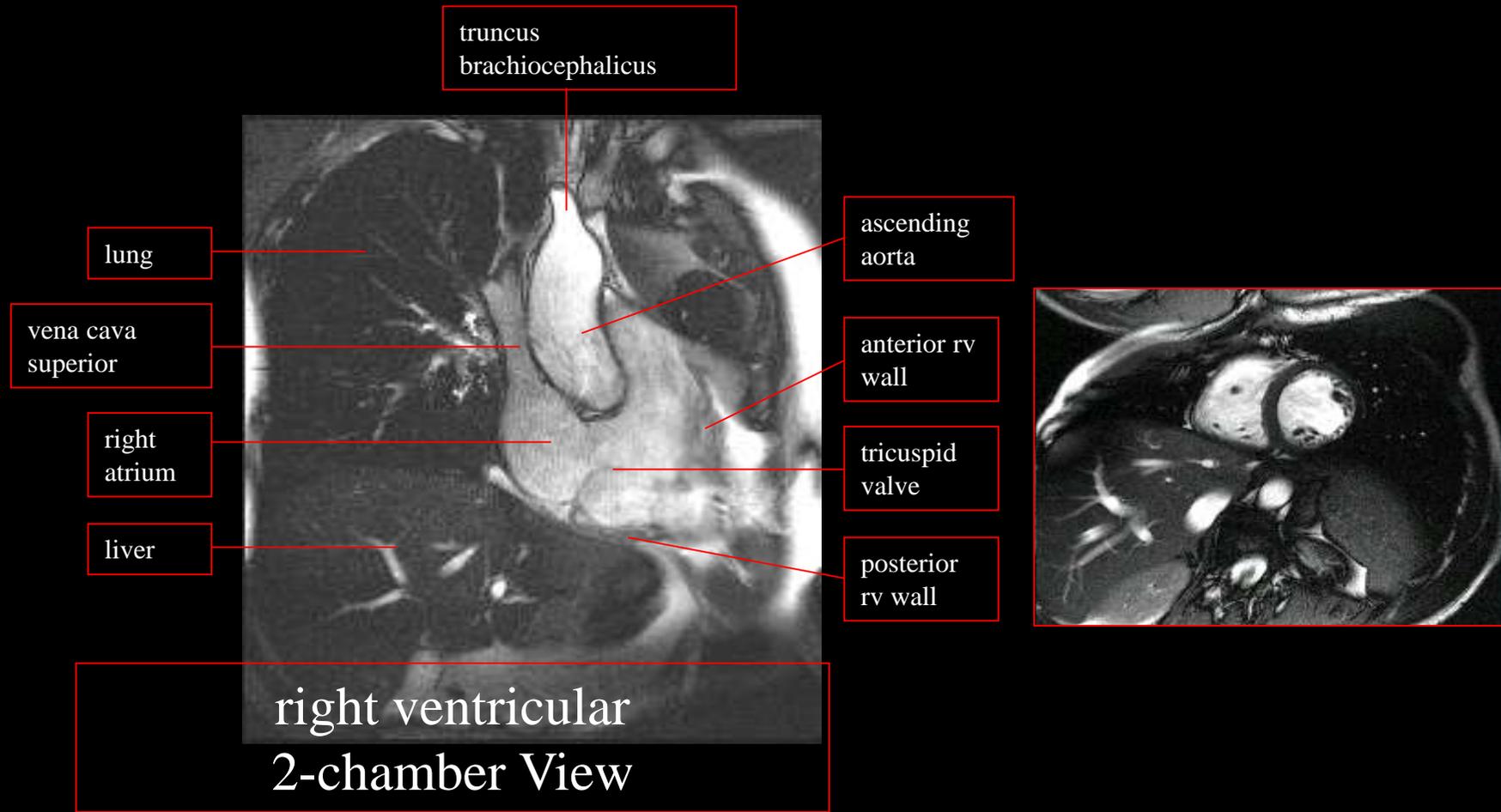
**SPSAT – presaturation spatiale**

- **MSPREP** – gradients sensibles au mouvement (encodage de vitesse)
- **T2IR** – préparation T2 inversion-récupération

# Steady State Free Precession: SSFP

True FISP, Balanced FFE , Fiesta

- echos stimulés induisent un état d'équilibre et reduisent les effets de saturation



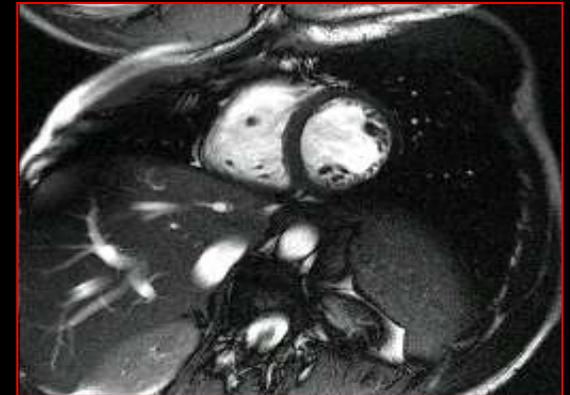
# Steady State Free Precession: SSFP

True FISP, Balanced FFE , Fiesta

- echos stimulés induisent un état d'équilibre et reduisent les effets de saturation

## Indications:

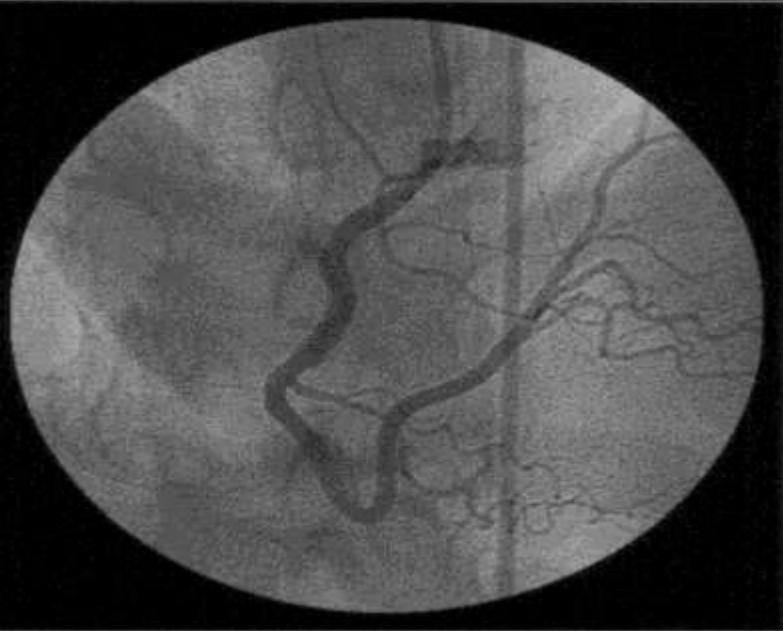
- Imagerie de l'aorte
- Imagerie Cardiaque



**RCA**

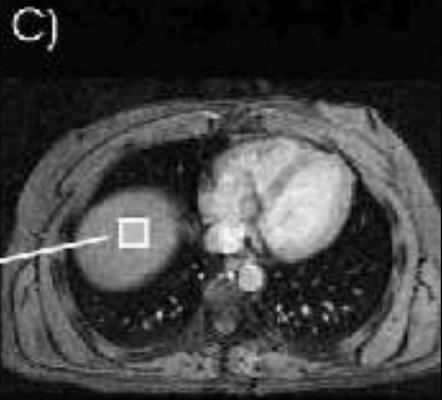
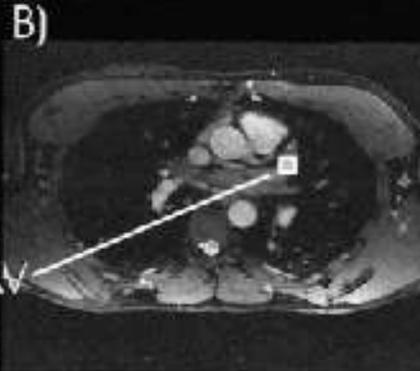
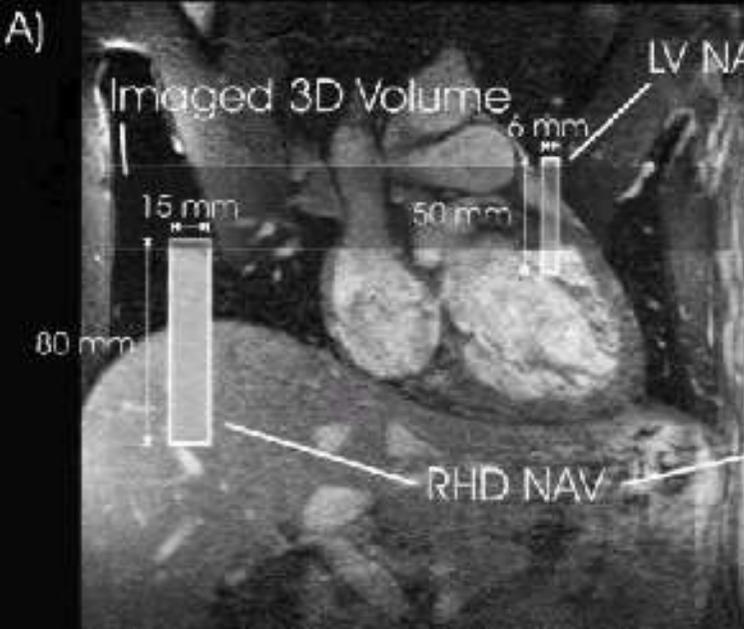
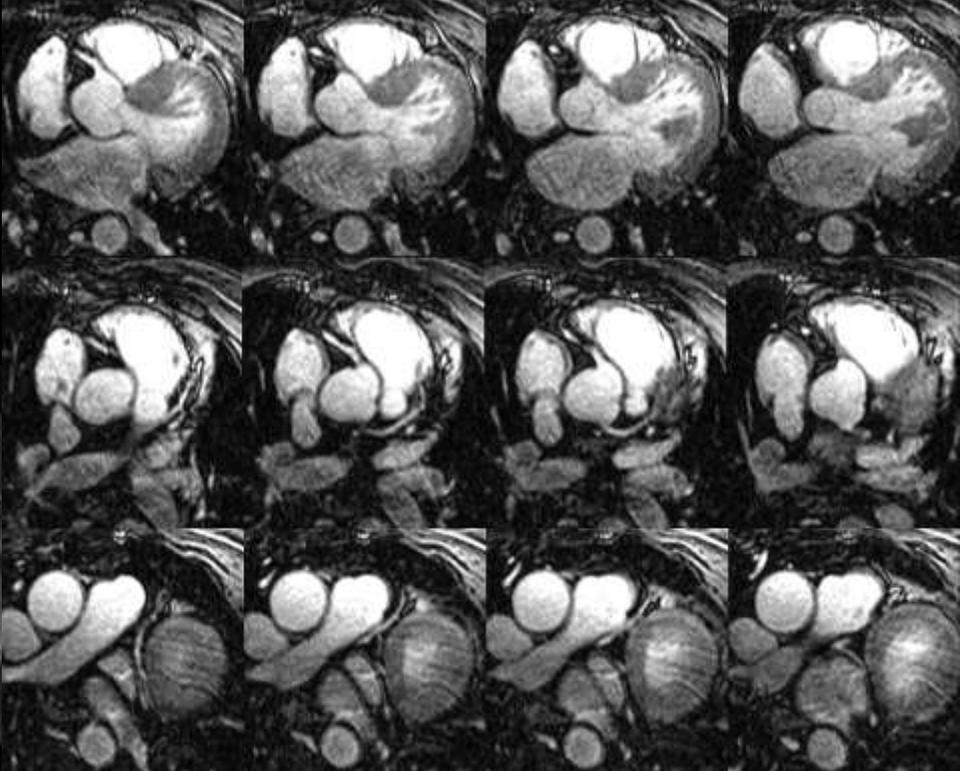
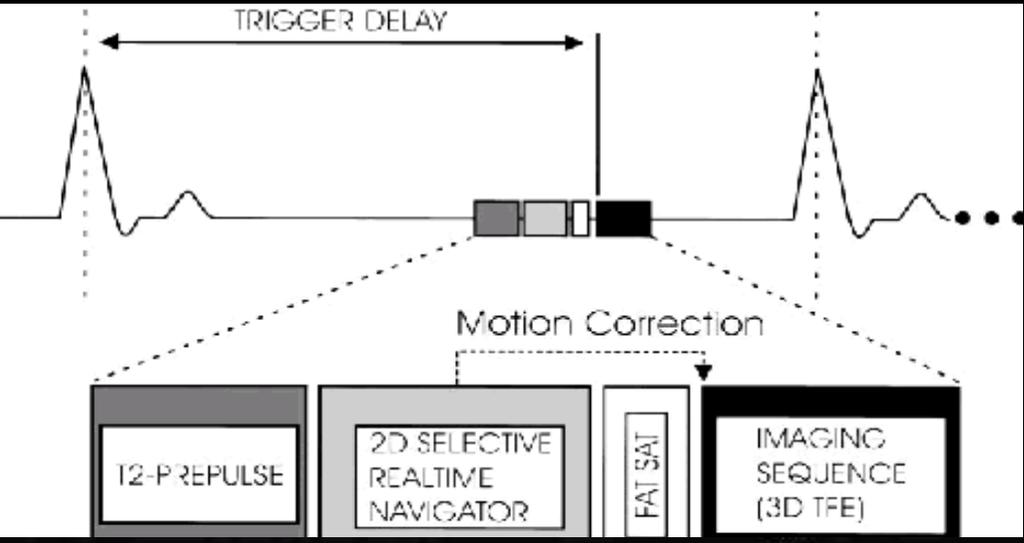


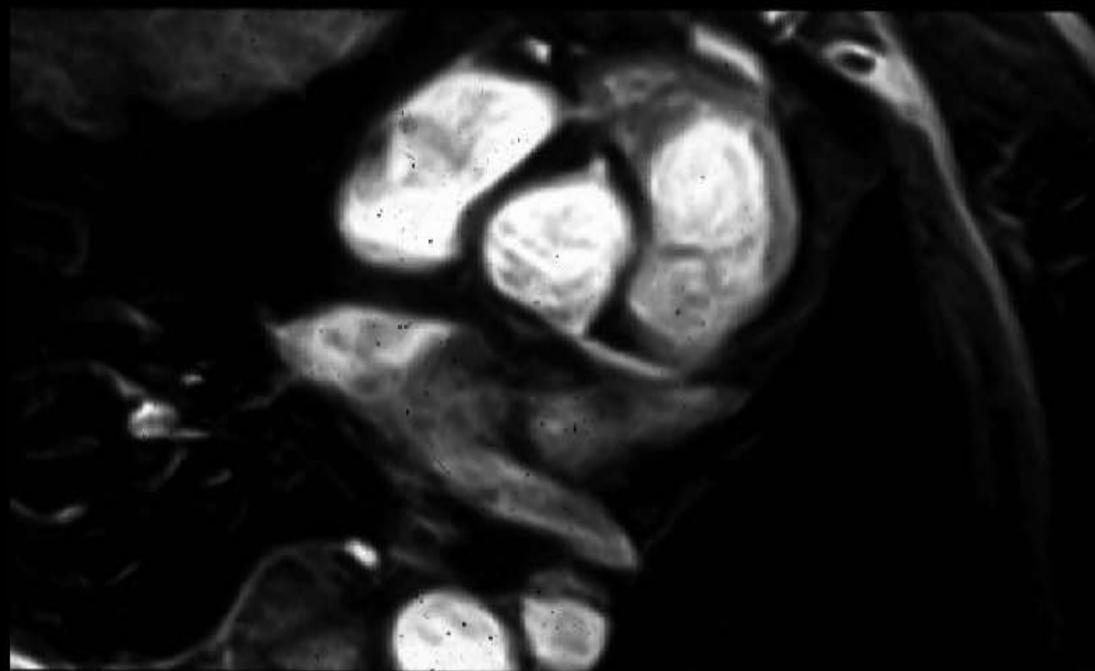
**Diastole**



**Systole**







# Coronary MRA at 3T

**ECG-triggered, navigator-gated, inversion-recovery, segmented gradient-echo sequence**  
**32-channel cardiac coils**



# ARM avec Injection de GD

- **Association de l'injection de GD à Imagerie rapide 3D**
- **Amélioration des équipements**
  - gradients puissants
  - antennes en réseau phasé

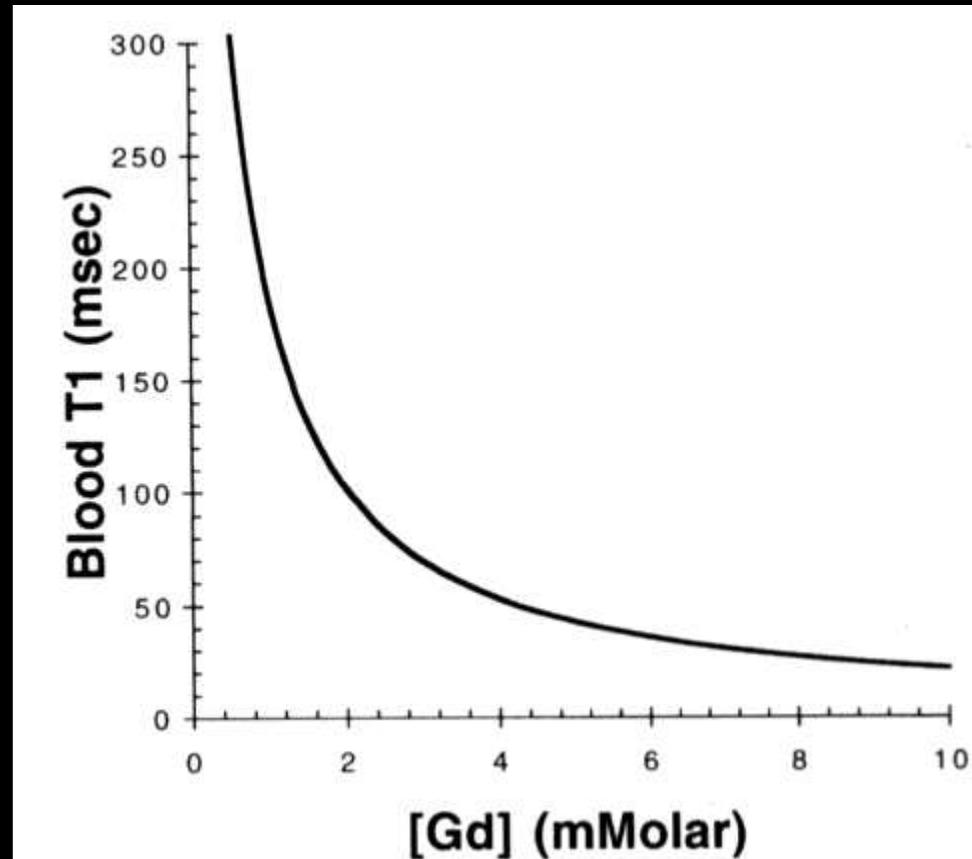
# PRINCIPES DE L'ARM AVEC GADOLINIUM

- Signal indépendant des flux
- Signal dépendant du raccourcissement du T1, du sang lié à l'injection intraveineuse du Gd

$$\frac{1}{T1} = \frac{1}{T1,0} + r1c$$

T1 sang = 1200 ms → T1 (sang + Gd) = 100 ms

# Evolution du T1 sang / cc GD



# Apport du Gd

## Absence d'artefact de saturation

- Meilleure appréciation du luminogramme des sténoses et anévrismes
- Meilleure exploration des artères quelque- soit leurs positions dans le volume
  - Artères rénales (ostium , tronc et 1 segmentaires)



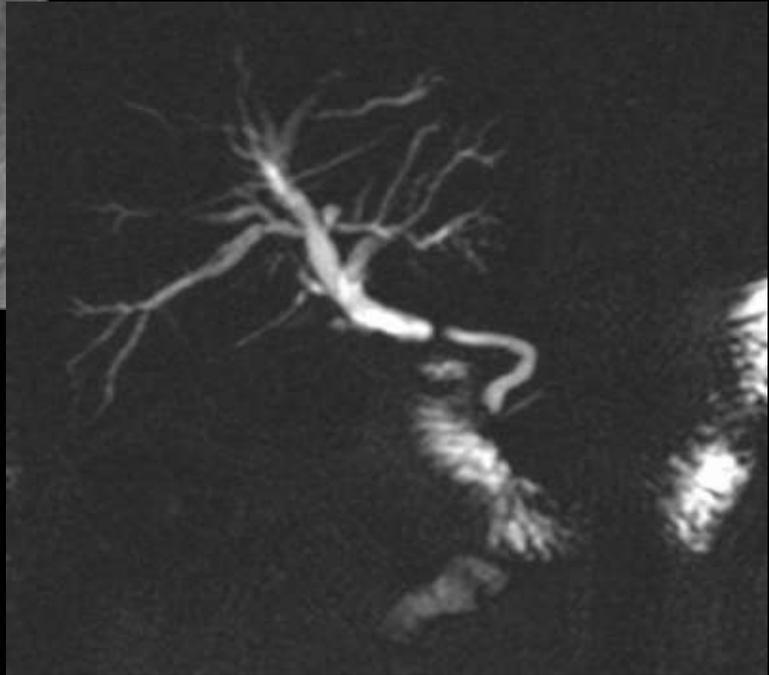


# Apport de l'imagerie du premier passage de Gd

## Exploration de grandes régions anatomiques en une apnée :

- Aorte
- Membres inférieurs
- Arche aortique et TSA





# DERIVES DU GADOLINIUM

- Agent extra-cellulaire
- Néphrotoxicité ?
- Effets secondaires 1/20.000
- Faible volume : 15-20 cc

# ARM AVEC GADOLINIUM\*

## ASSOCIE :

- Injection intra-veineuse
  - Gd 0,1 mmol/kg par acquisition
- Imagerie rapide du 1er passage
- Géométrie d'acquisition optimale
- Soustraction

Ph. Douek et Al. AJR 1995

# PARAMETRES DE L'ARM AVEC GADOLINIUM

- Spécifiques aux patients
- “Mécanique” du Gd
- Configuration optimale de la séquence

# PARAMETRES SPECIFIQUES DU PATIENT

- Timing du bolus +++
- Structures vasculaires à visualiser
- Immobilité et apnée

# PREPARATION DU PATIENT

- Motivation
- Bonne voie veineuse
- positionnement des bras

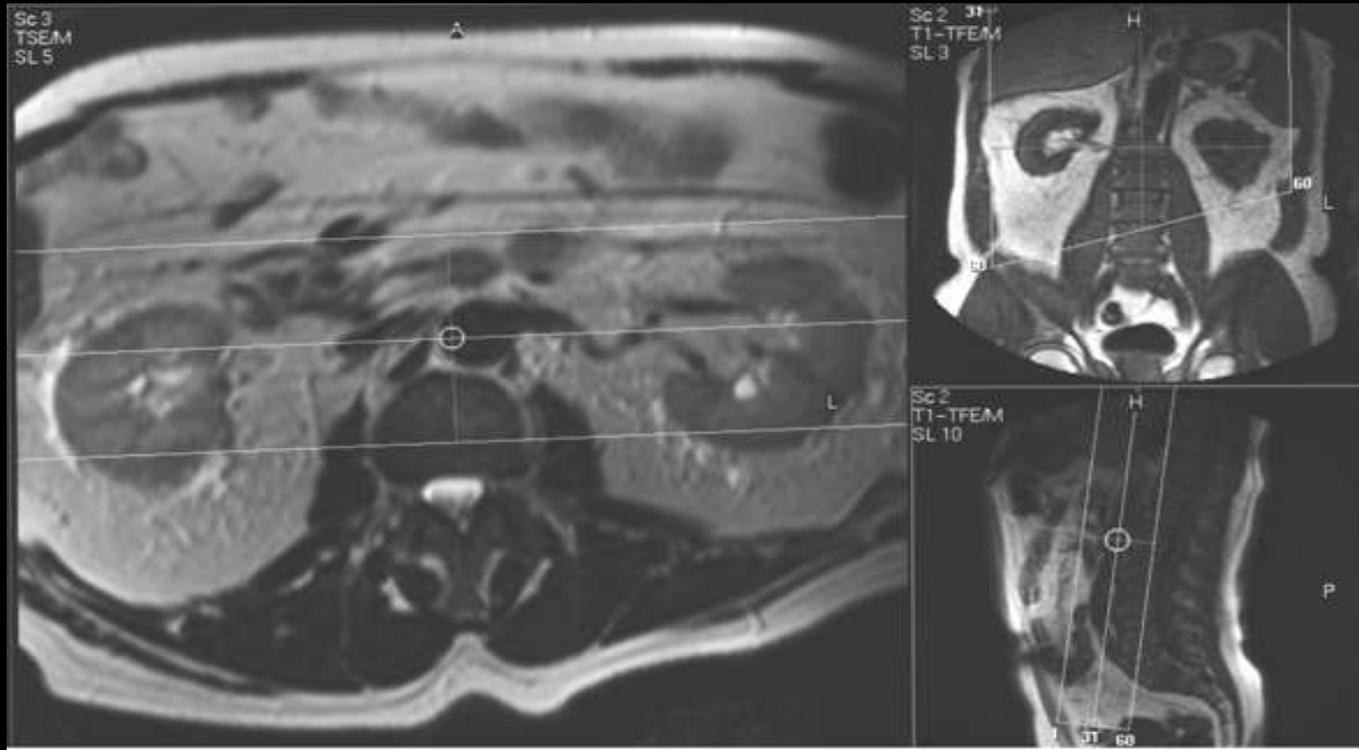
# Technique: positionnement

**Repérage axial et sagittal**

**Volume coronal oblique**

**Inclure TC, MS, reins et bifurcation aortique**

**FOV de 300 à 450 mm**



# PROTOCOLE D'ACQUISITION\*

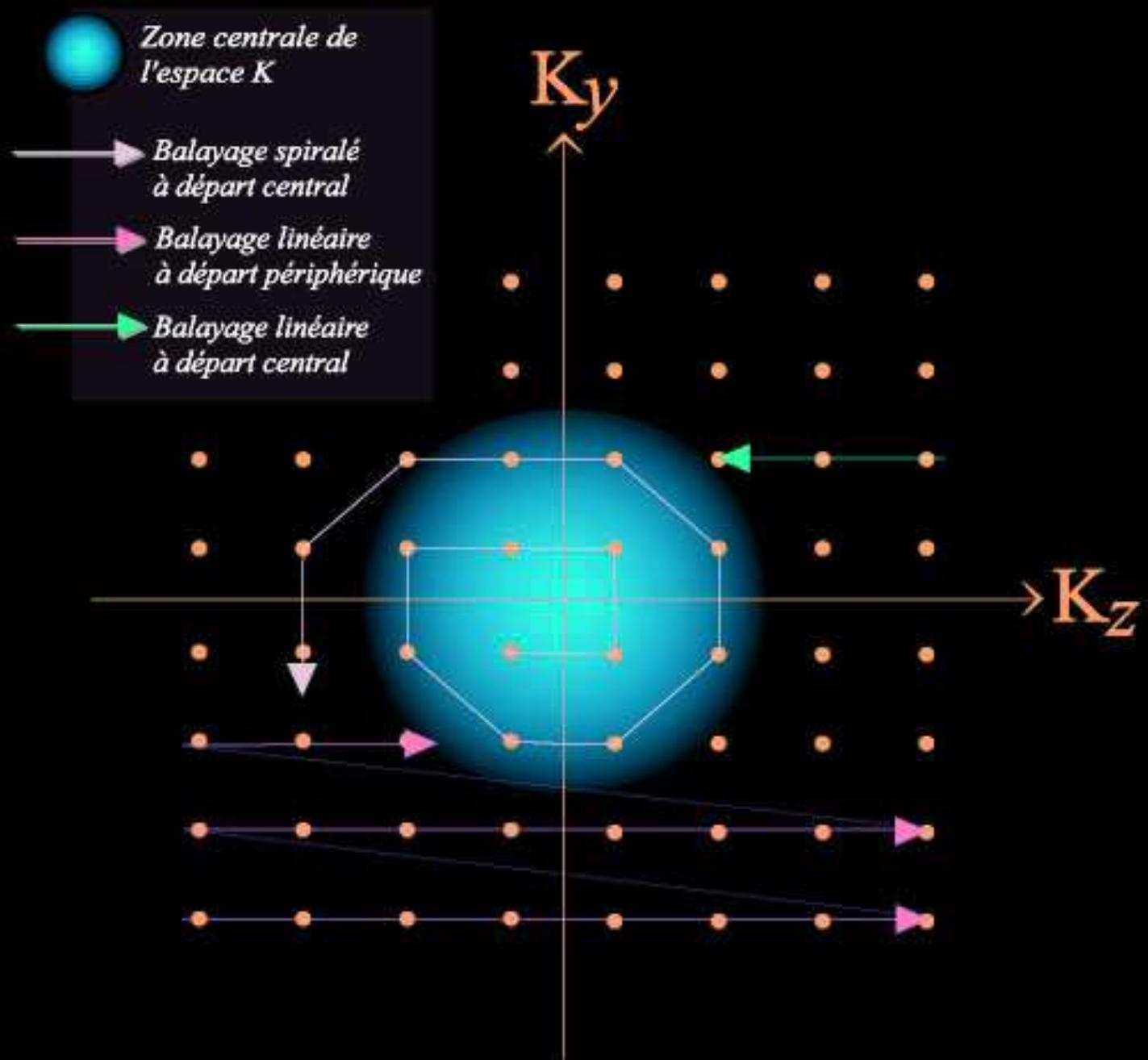
- Mesure du temps de transit (dose test : 2 ml Gd ou automatique)
- Série masque (écho de gradient 3D)
- Acquisition de 2 ou 3 séries après injection I.V.
- bolus ( 2ml/sec) de 0,1 mmol/kg de Gd
- Antenne adaptée: Corps en réseau phasé, Rachis, Tête, flexible dédiée

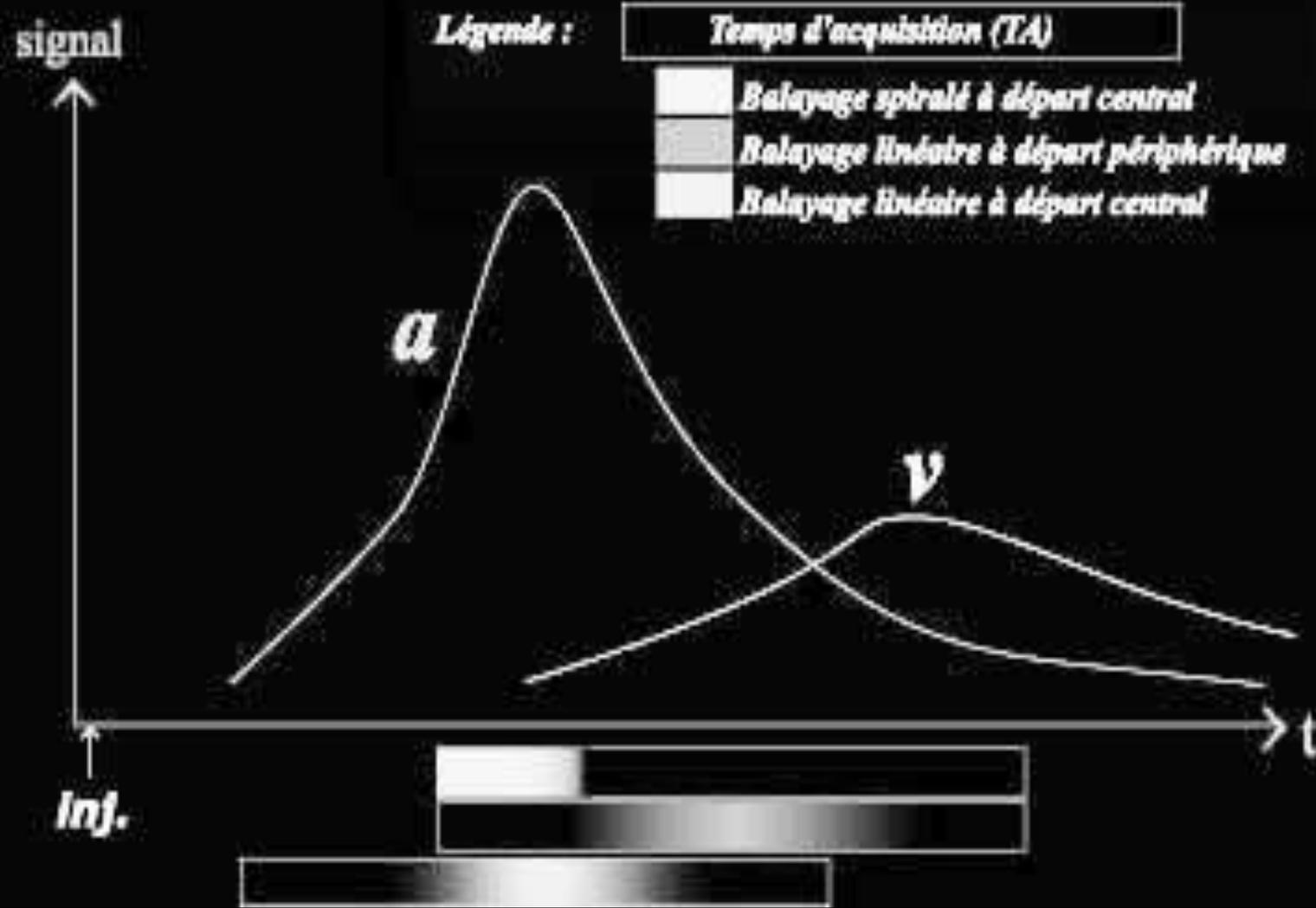
\*Ph.Douek et Al. AJR 1995

# GADOLINIUM

- Combien ?
- A quelle vitesse ? injecteur amagnétique
- Quel timing/acquisition de l'espace de fourrier?





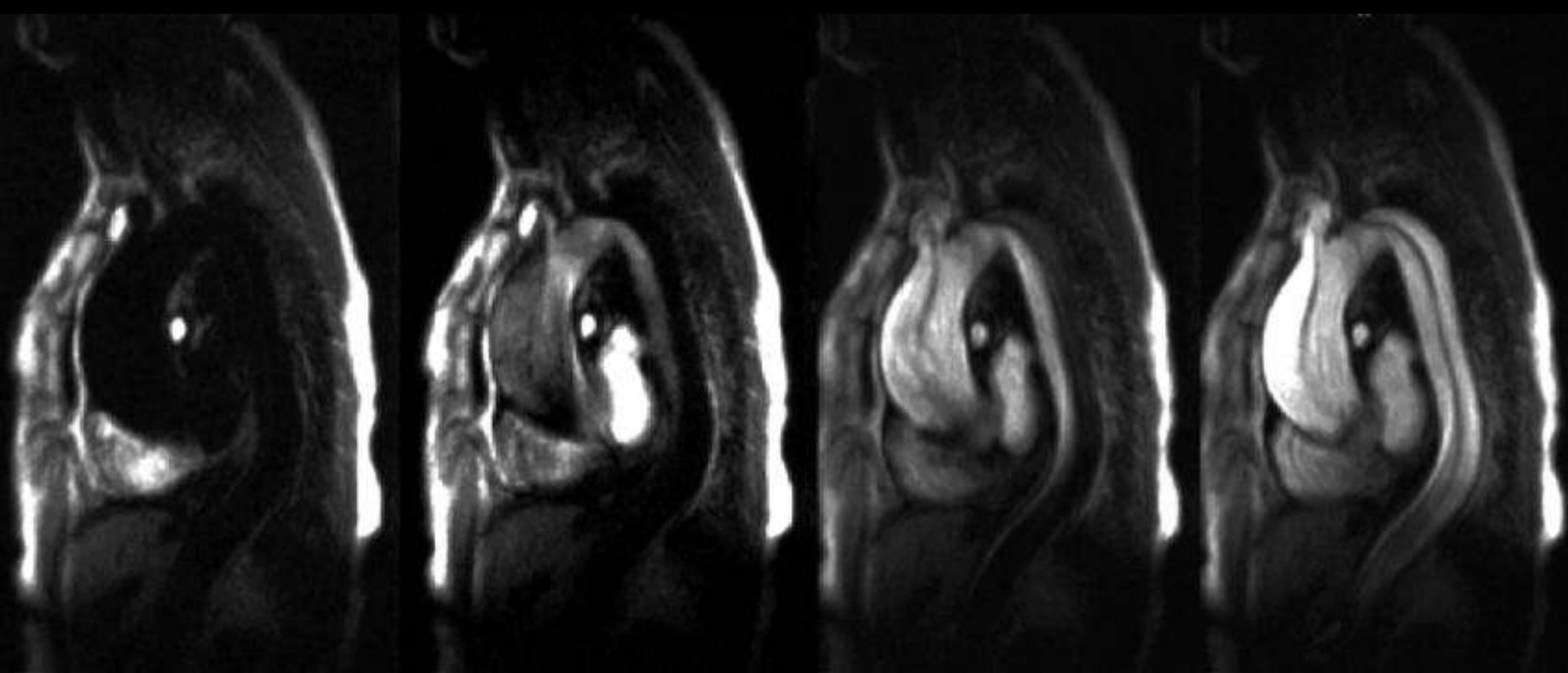


# TEMPS DE TRANSIT MOYEN SELON LES TERRITOIRES VASCULAIRES

- Aorte abdominale : 14 → 30 sec
- Artères des membres inférieurs : 18 → 35/70 s
- Carotides: 8-12sec
- Artères pulmonaires: 6-10 sec

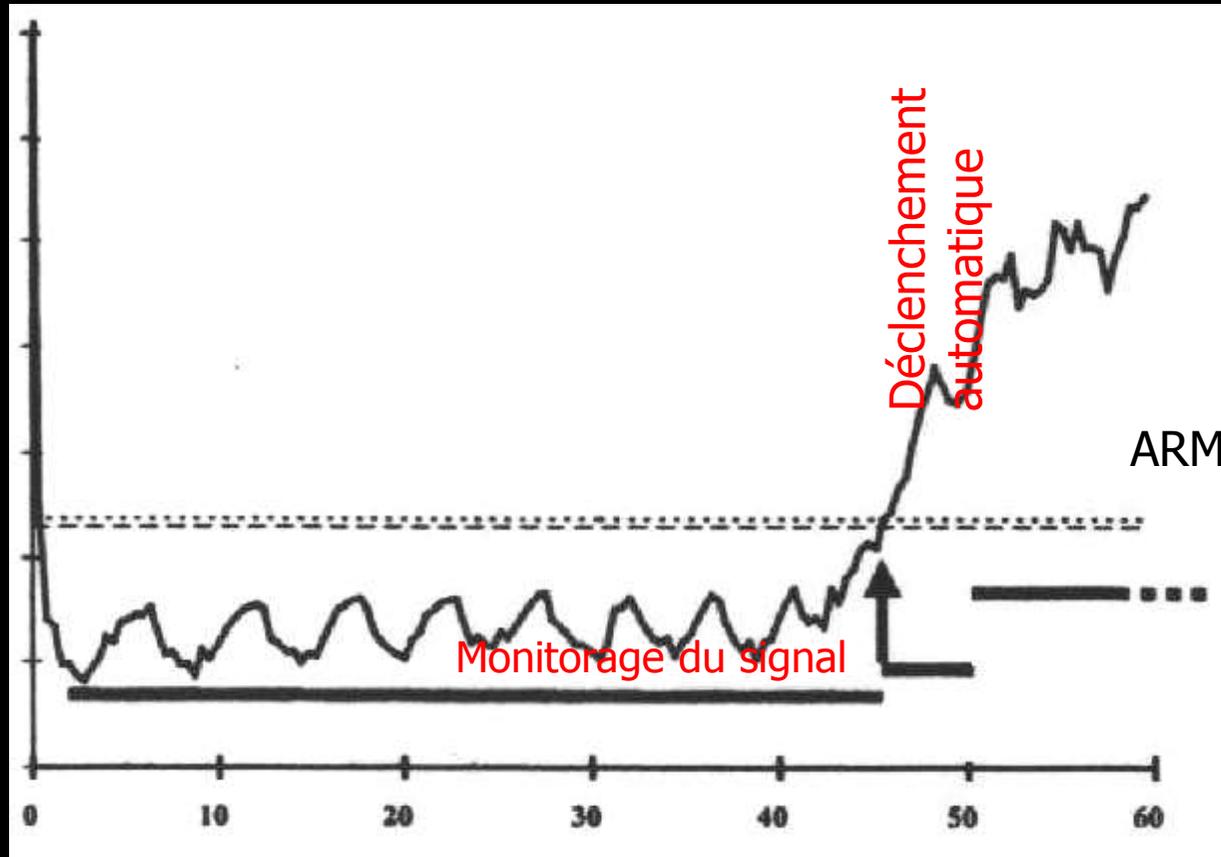
# DETERMINATION DU TEMPS DE TRANSIT “Bolus Timing”

- “Smart prep”
- Fluoro IRM
- Time resolved MRA
- Dose test : 2 ml de Gd



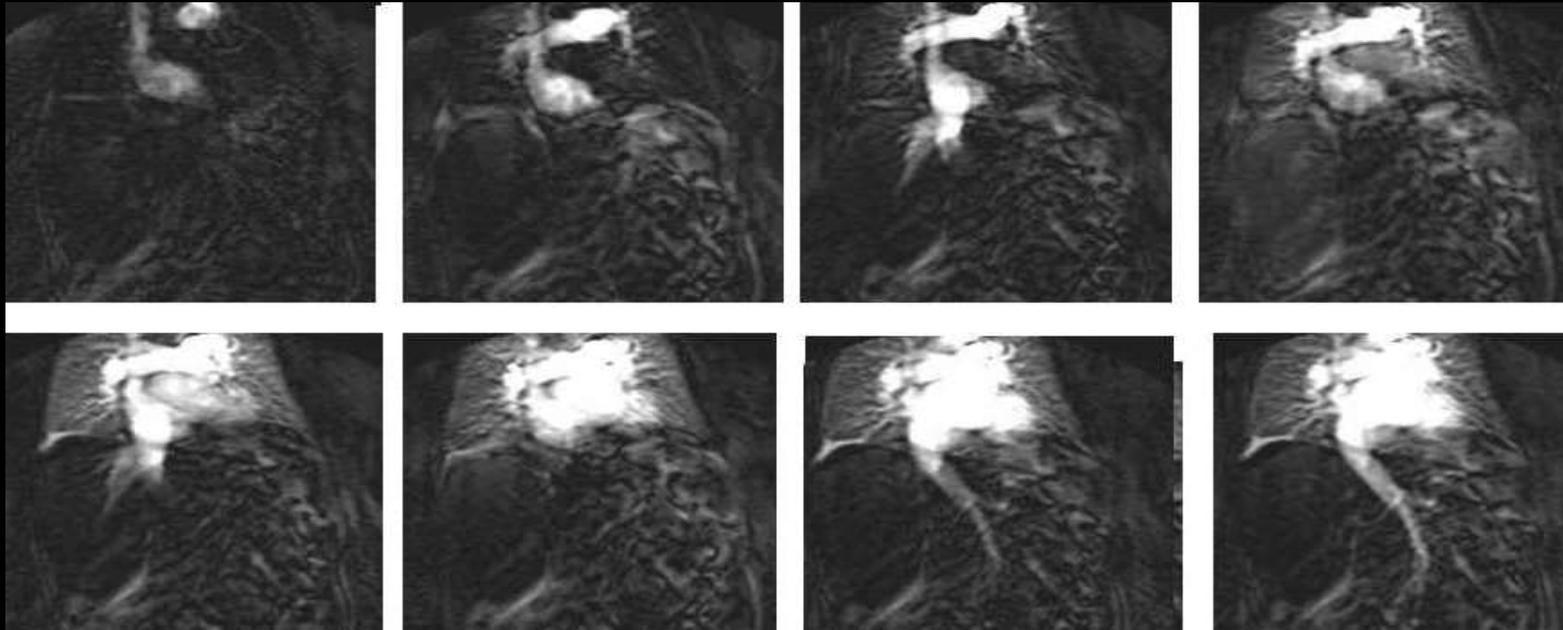
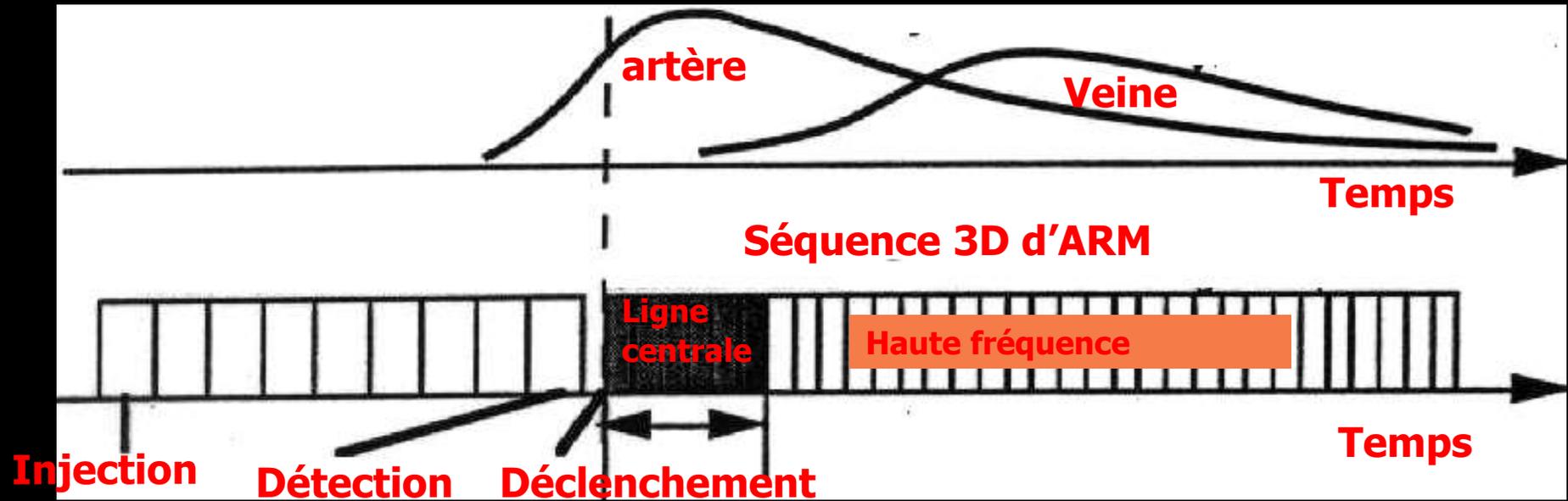
# Déclenchement automatique

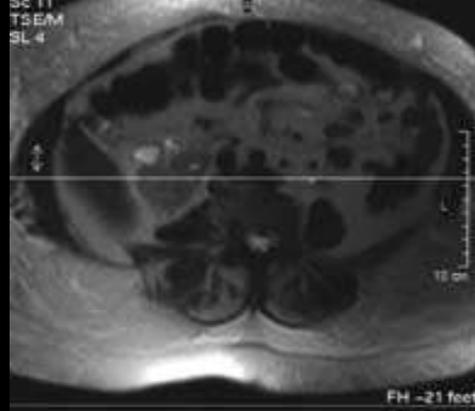
Intensité de signal



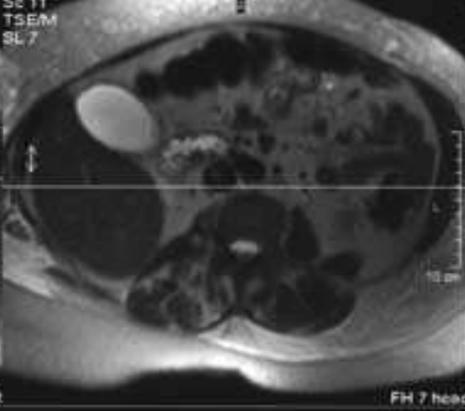
Temps

# Déclenchement de l'acquisition par Scopie IRM





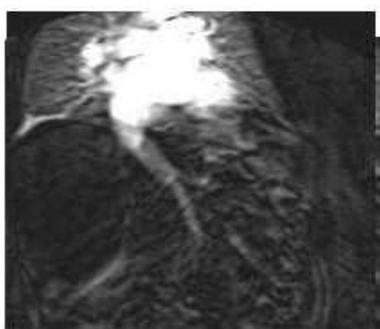
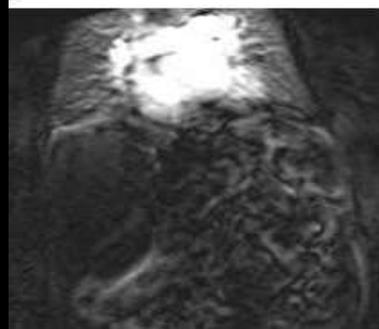
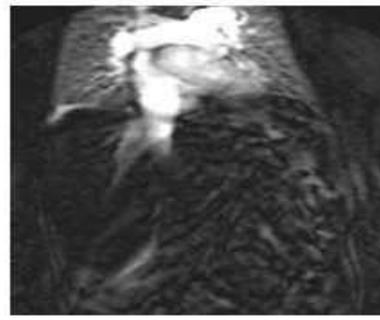
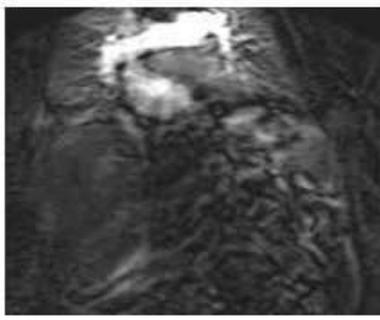
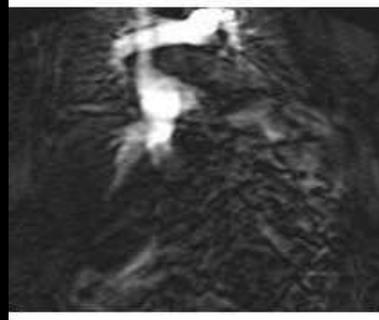
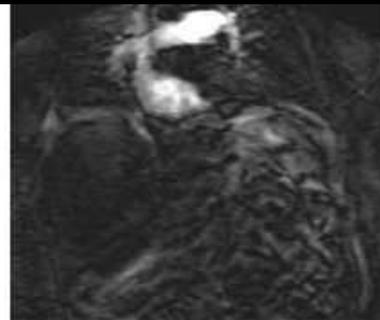
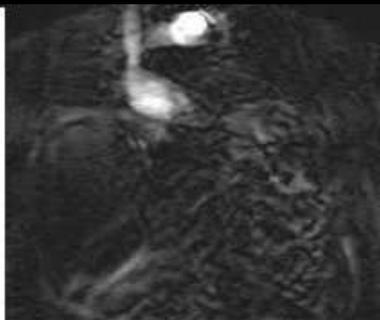
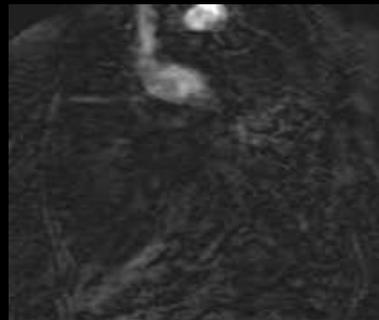
FH -21 feet



FH 7 head



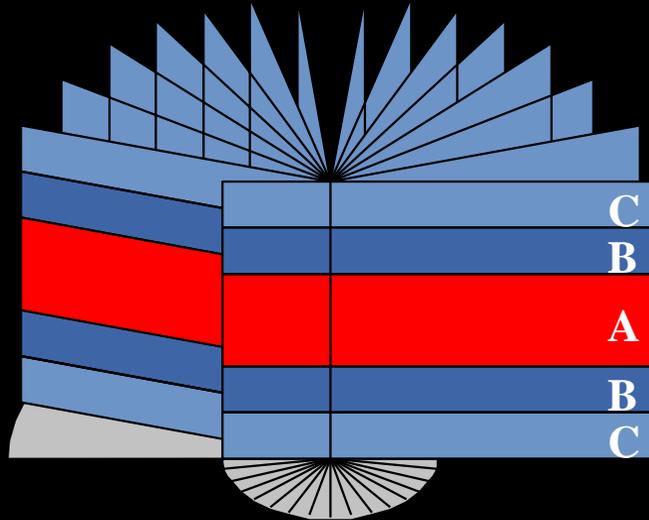
RL -30 eq



# PARAMETRES DE LA SEQUENCE D'IMAGERIE

- **Compromis entre résolution spatiale, résolution temporelle et volume d'exploration**
- **2 types de séquences:**
  - **Imagerie dynamique : multiplanaire, 3D**
  - **Imagerie haute résolution**
    - **Aorto-iliaque : 18/24sec; Pixel = 1,5 x 1,5 x 2 mm**
    - **Distalité : 50 sec; Pixel = 1 mm<sup>3</sup>**

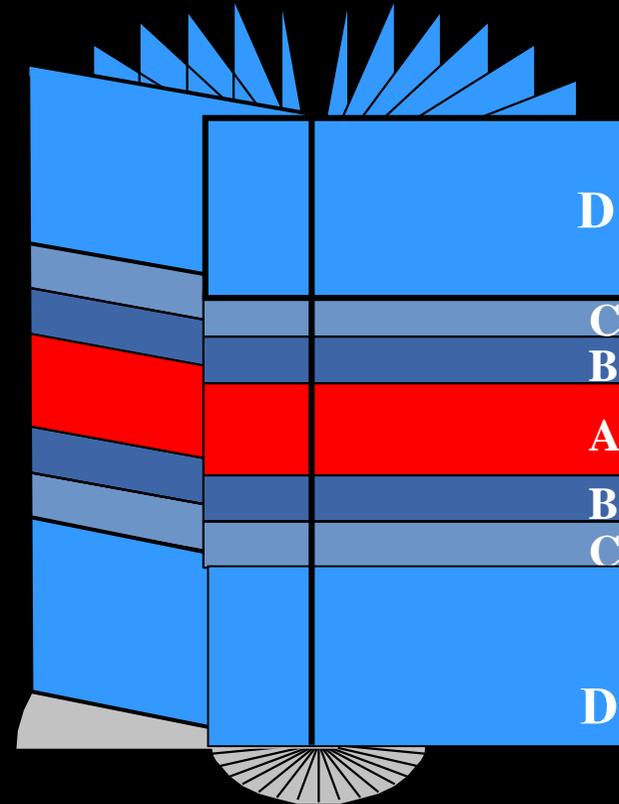
# PR HyperTRICKS



**PR TRICKS**

**ABACABAC**

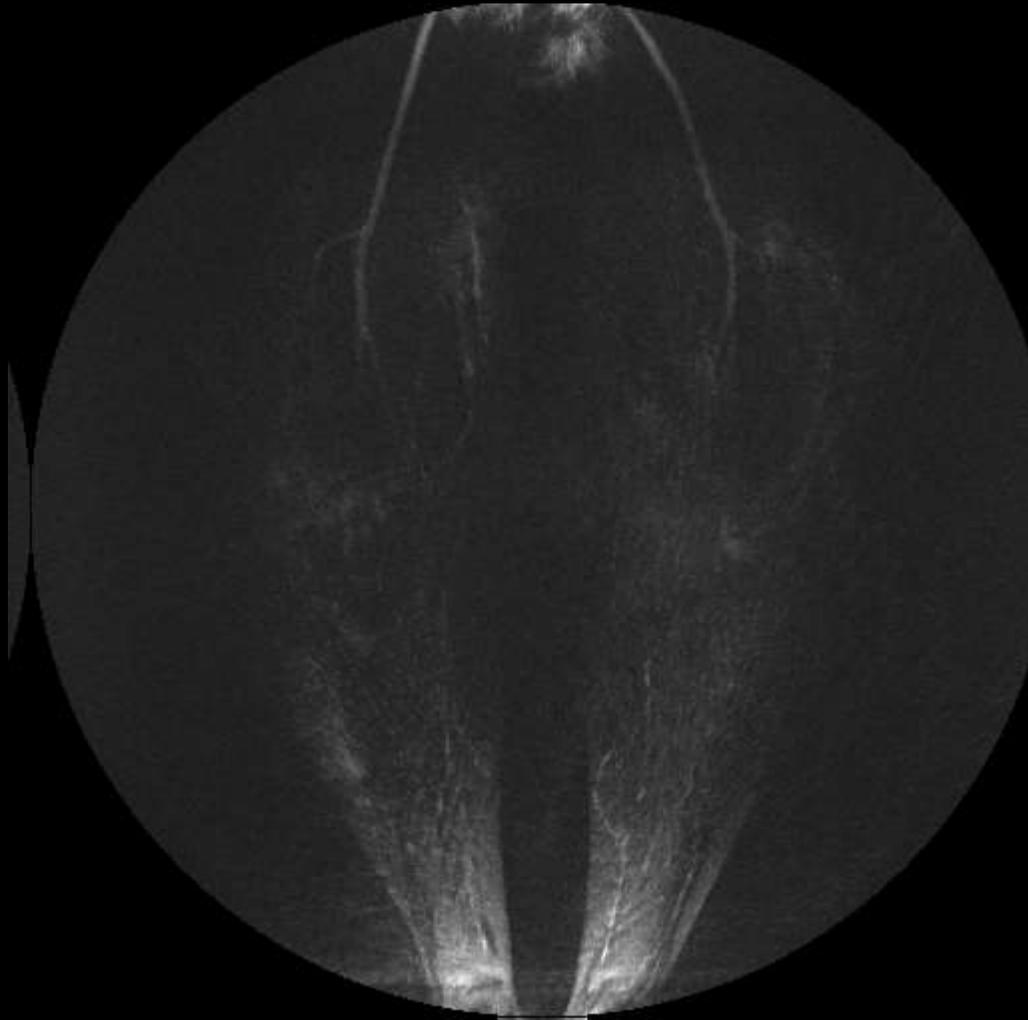
**Contrast Arrival**



**DDDD**

**Post Venous Phase**

# PR HyperTRICKS



# PROTOCOLE D'ACQUISITION:MI

«technique de suivi de bolus »

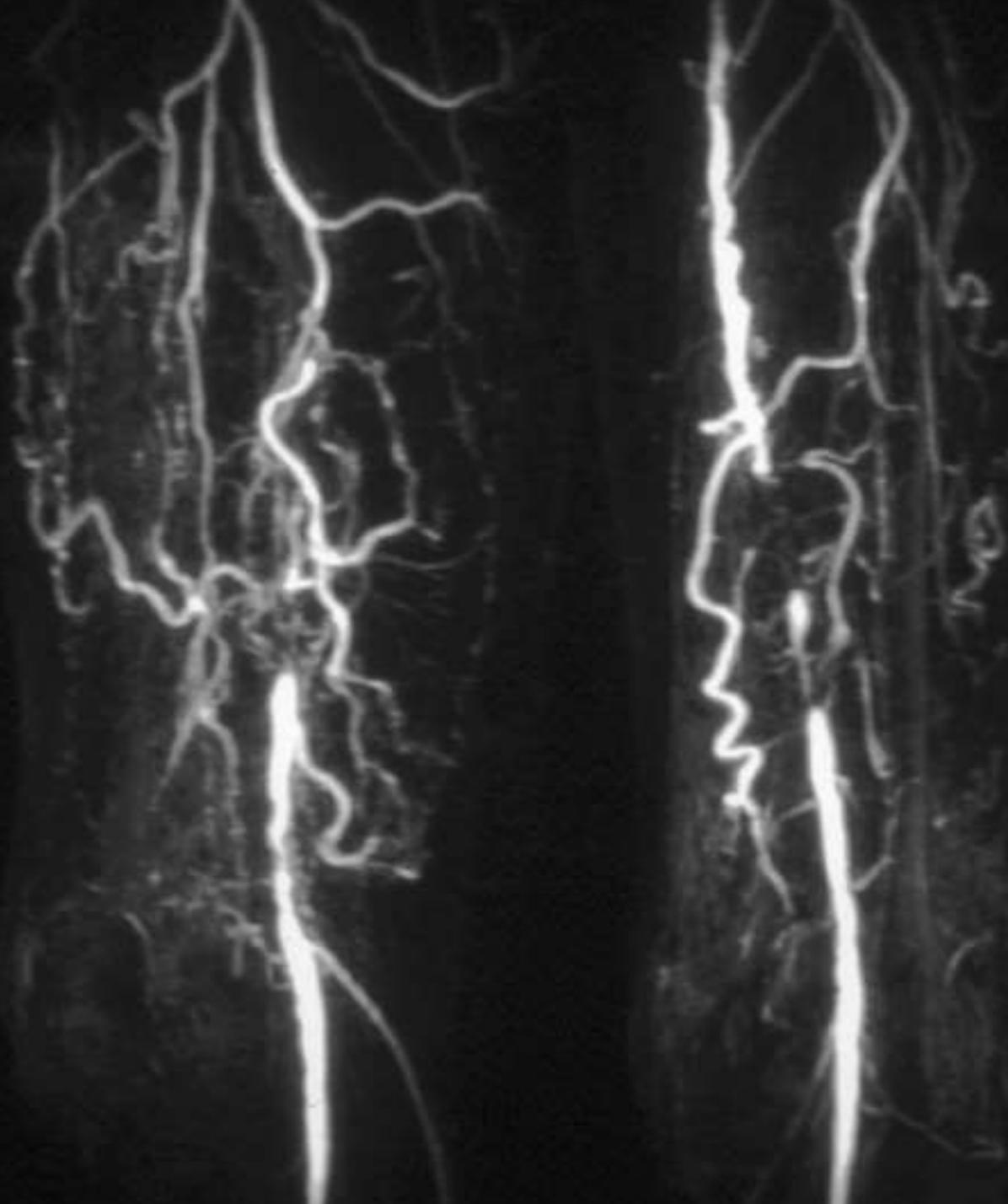
- Une seule série masque avec déplacement de la table
- Acquisition d '1 série après injection de 0.2mmole/kg en infusion lente (0,5mlsec)
- Antenne corps



**AngioSURF**

**Angio -  
System for  
Unlimited  
Rolling  
FOVs**

[www.angioSURF.de](http://www.angioSURF.de)

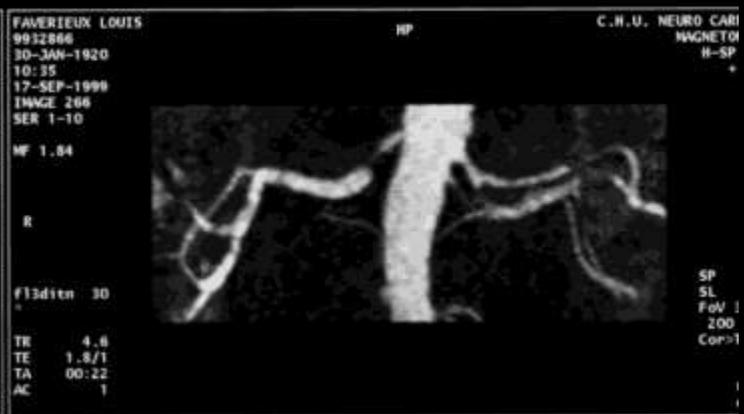
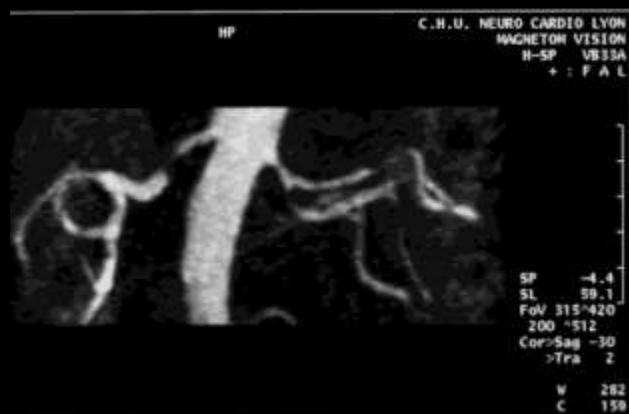


# SOUSTRACTION

- Suppression du signal des tissus non vasculaires
- Suppression du signal des veines
- Suppression du signal de la vessie et des uretères.

# PROTOCOLE DE TRAITEMENT D'IMAGES

- Analyse des coupes natives
- Soustraction
- MPR, MPVR
- MIP, "MIP ciblé" PARAMETRES

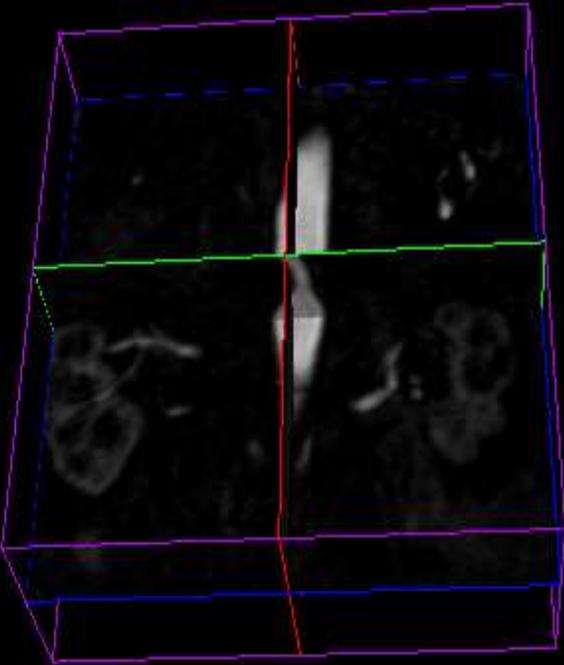


# Slice Viewing

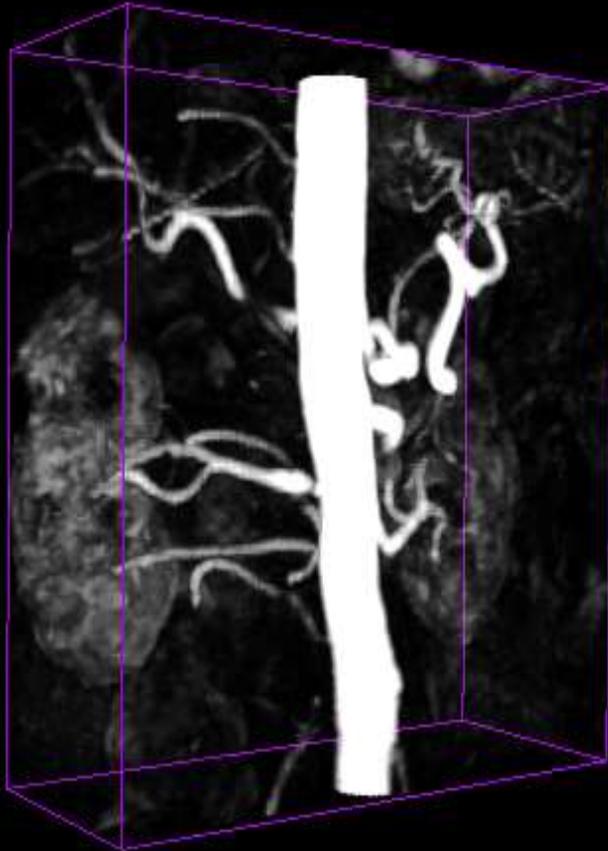
# MIP Rendering

# Isosurface Rendering

Slice Viewer

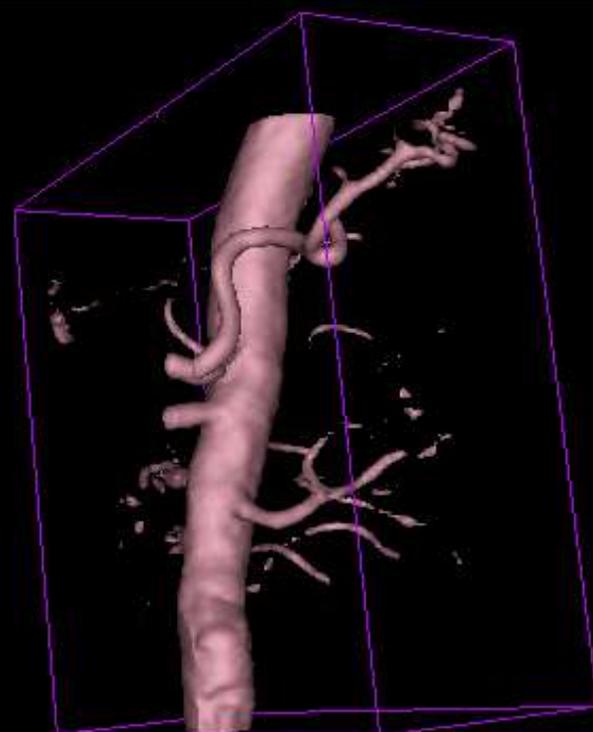
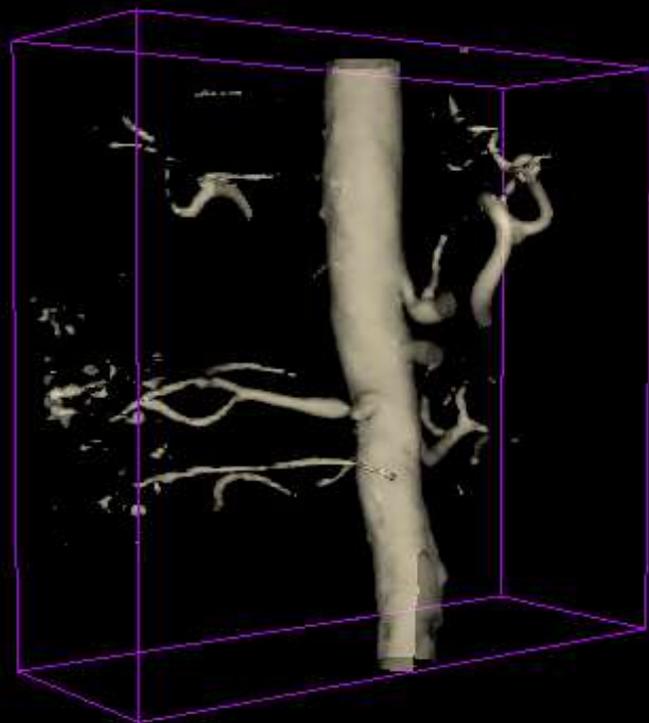
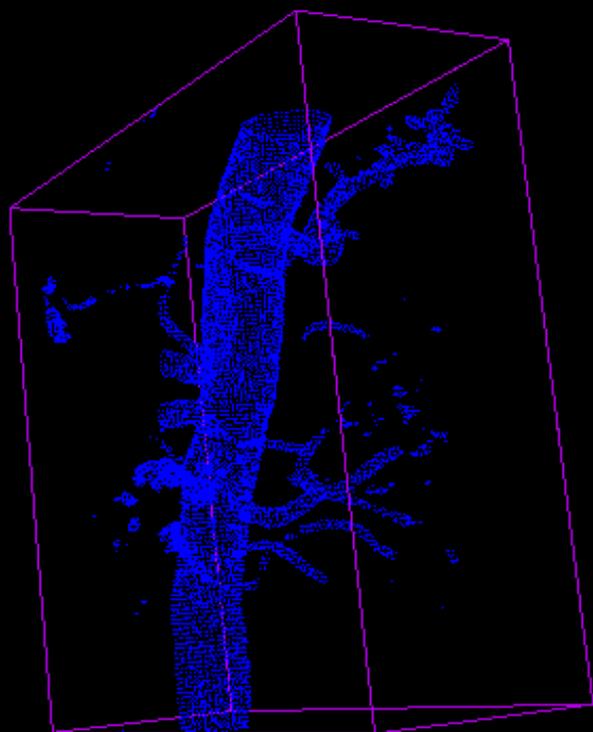


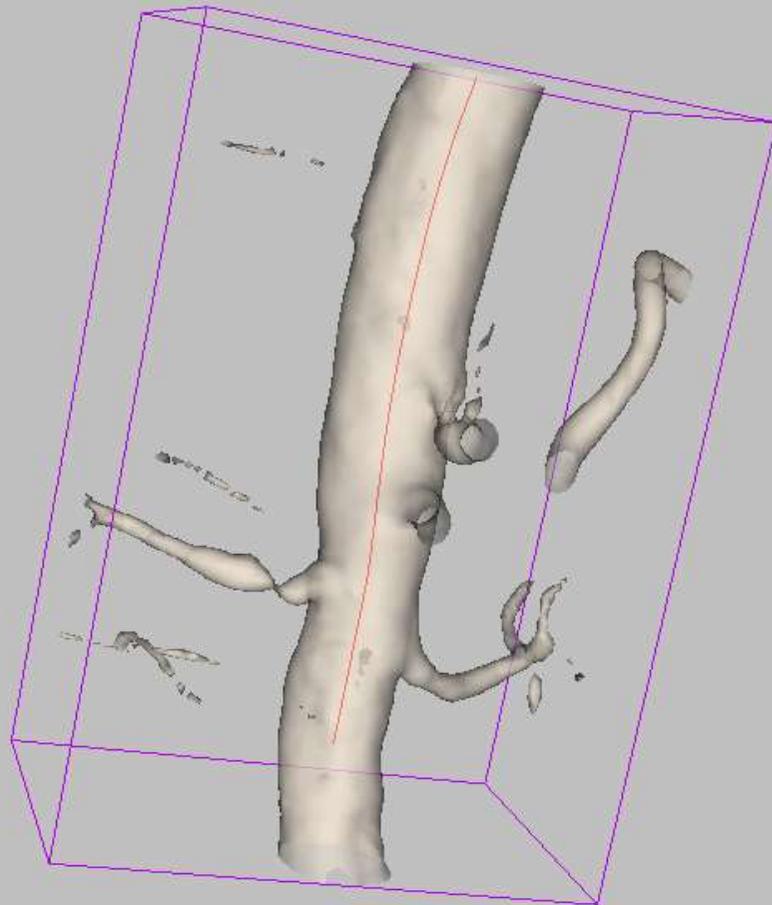
MIP Rendering



Isosurface Rendering







Perpendicular Cross-Sections

Visible

Slice  
49  
[Slider bar]

Volume:  
 VOI slice  
 Volume slice

Value To Color Mapping:  
 Greyscale  
 Color

Vessel Surface

Visible

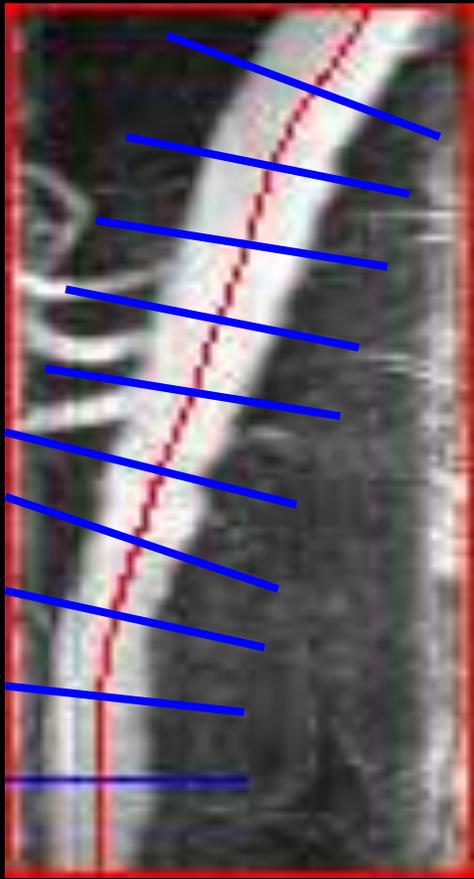
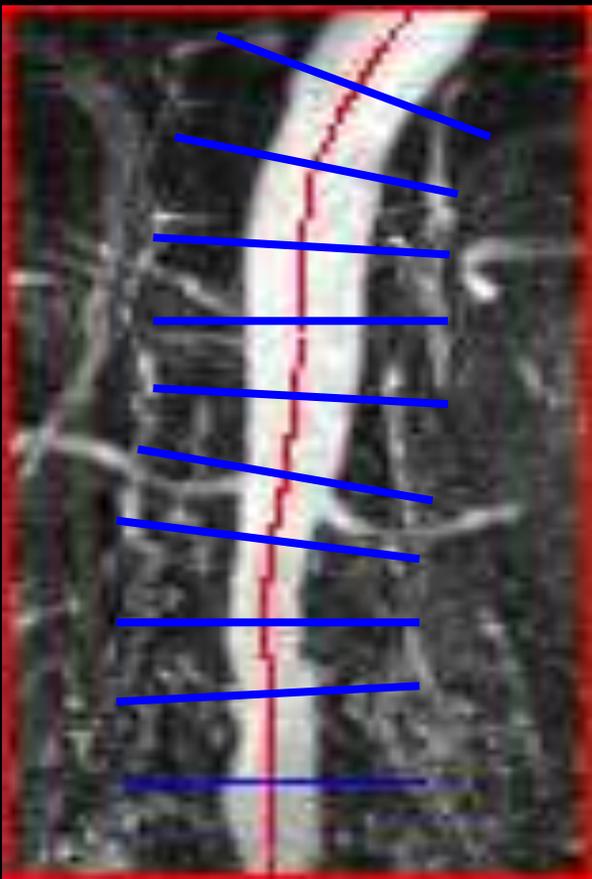
Isovalue:  
174  
[Slider bar]

Shading:  
 Off  
 On

Surface:  
 Opaque  
 Transparent  
 Edge Points

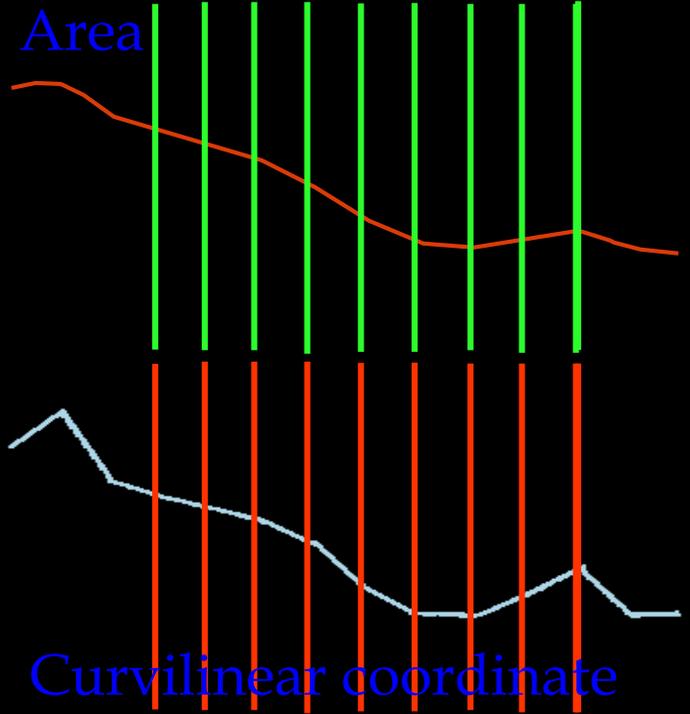


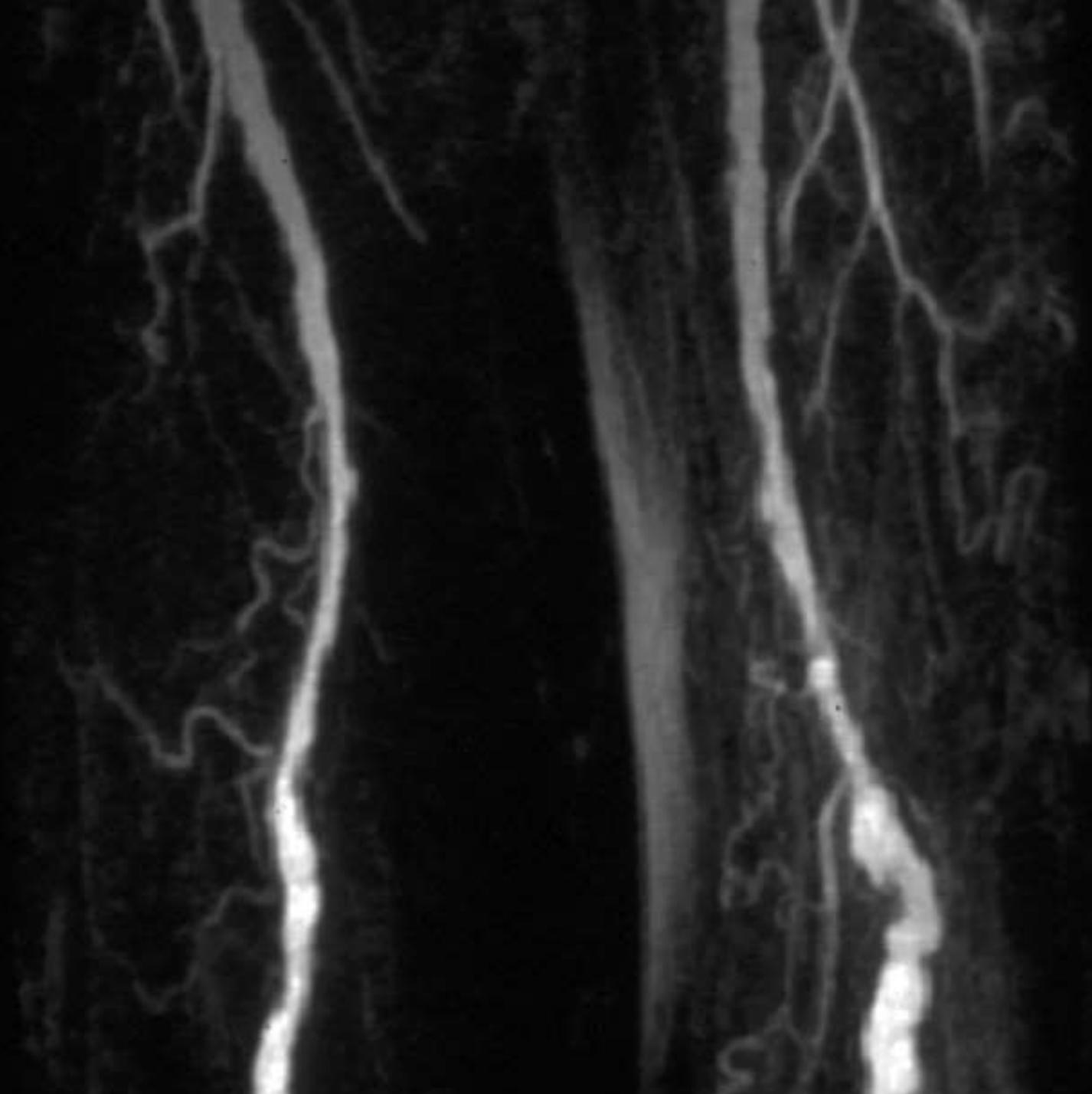
Vessel axis

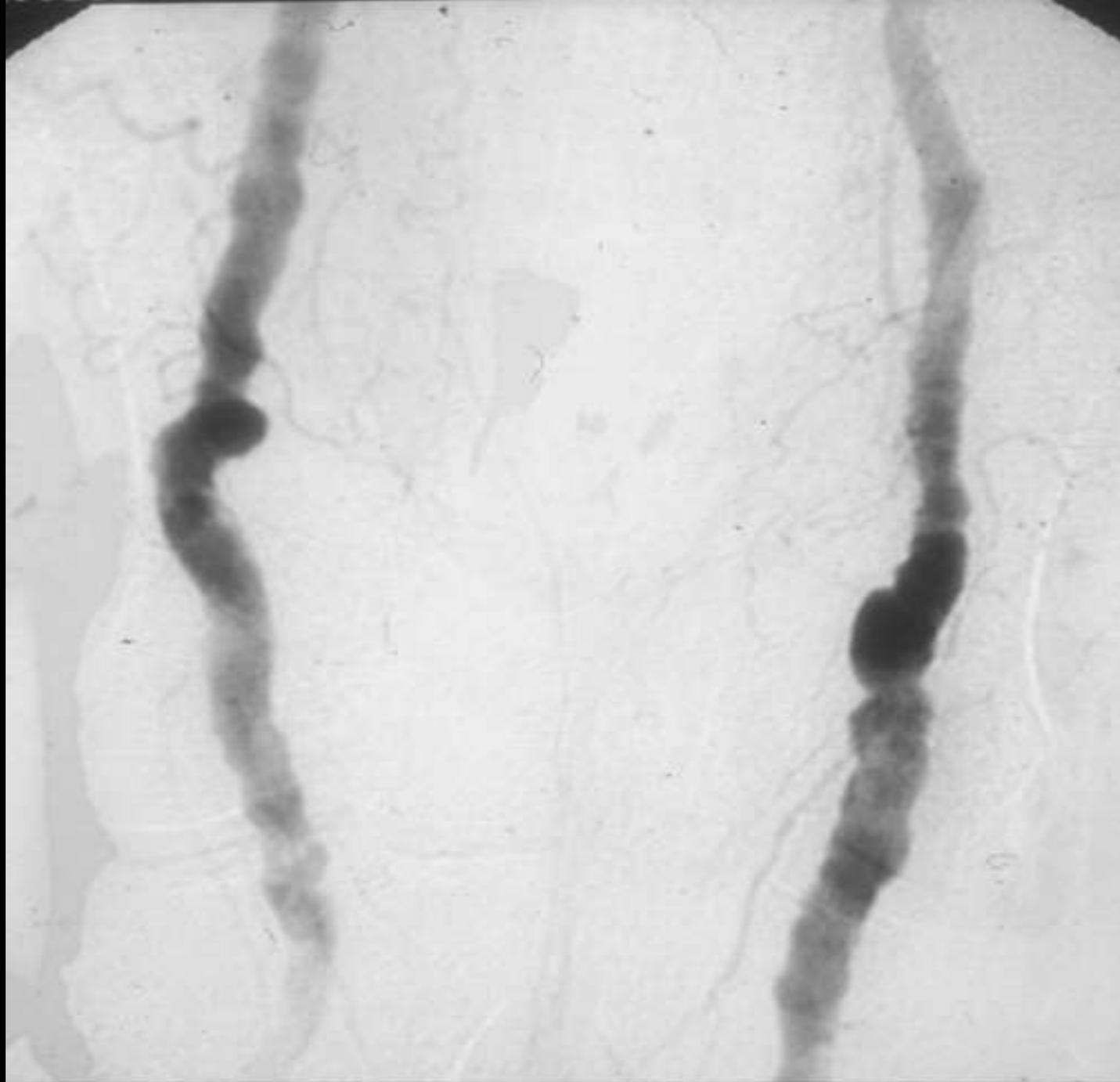


Estimated  
from  
radius

Measure  
d by  
active  
contour

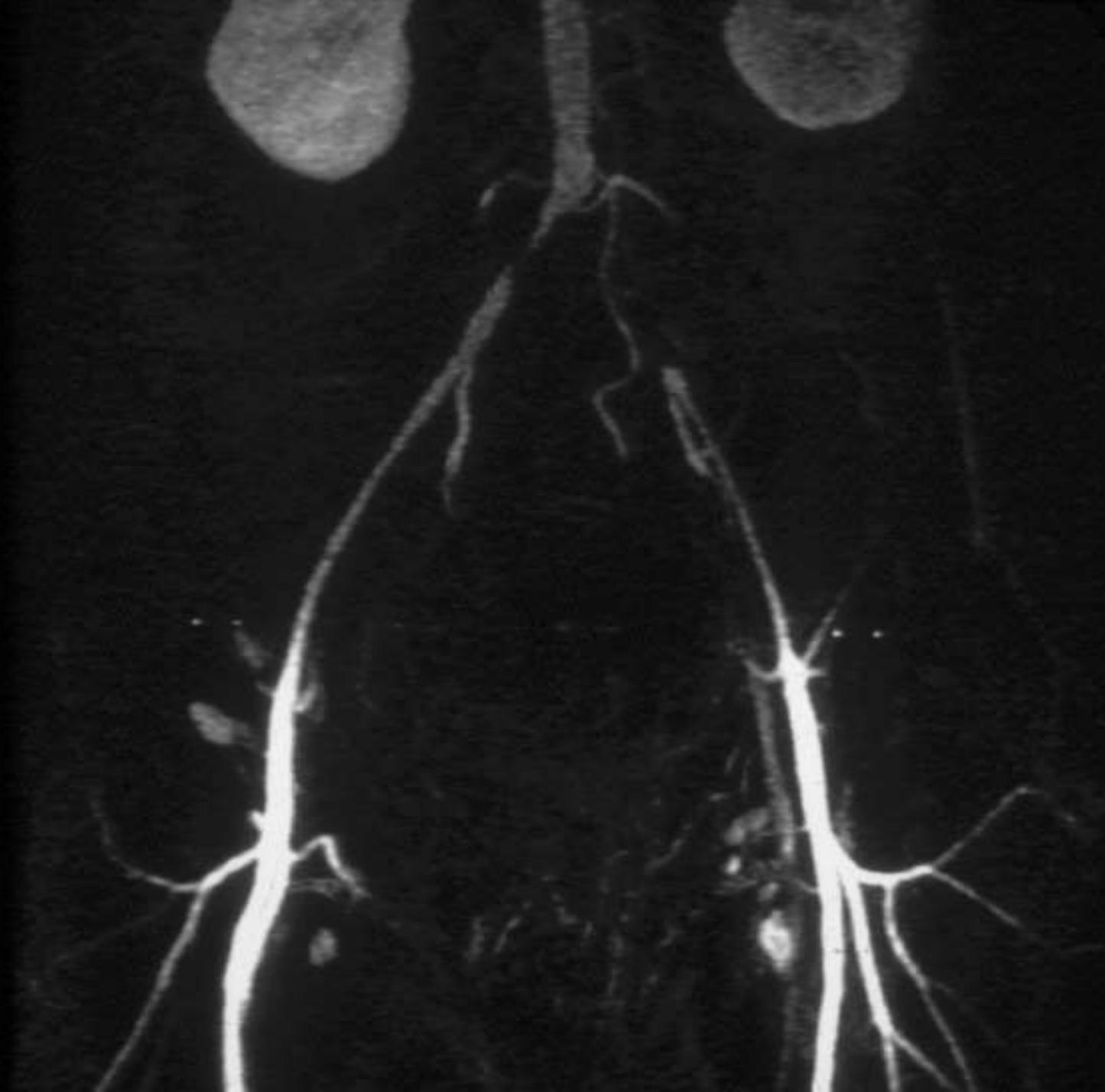






# Limites et Problèmes

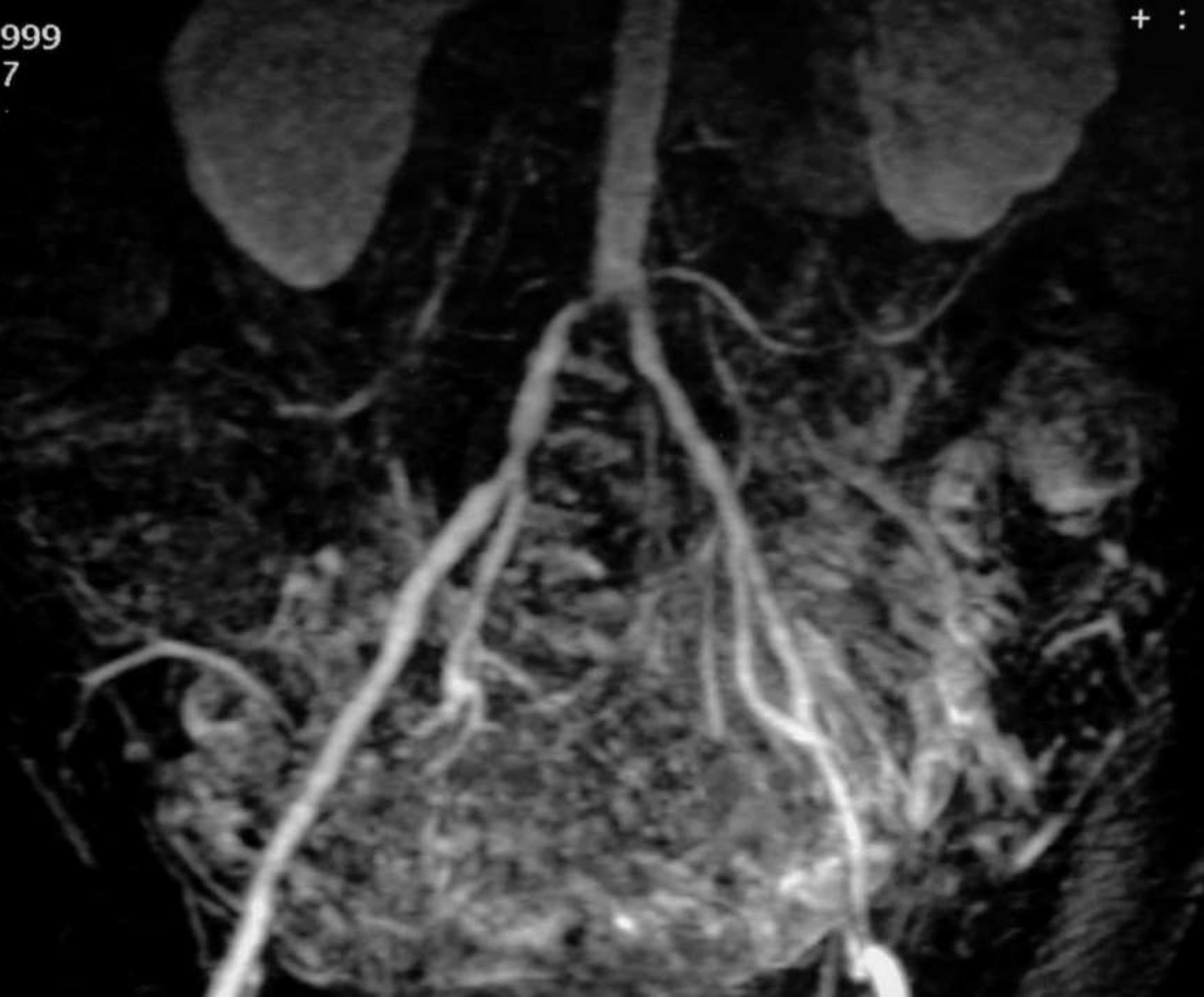
- Quantification de sténose
- Artéfacts liés au clips vasculaires
- Retour veineux
- Artéfacts de mouvements



02  
DCT-1999  
GE 317  
1-12

+ : F A

L.61



0-AUG-1938  
0:58  
0-AUG-1999  
MAGE 579  
ER 1-21



20-AUG-1938  
10:58  
20-AUG-1999  
IMAGE 581  
SER 1-21

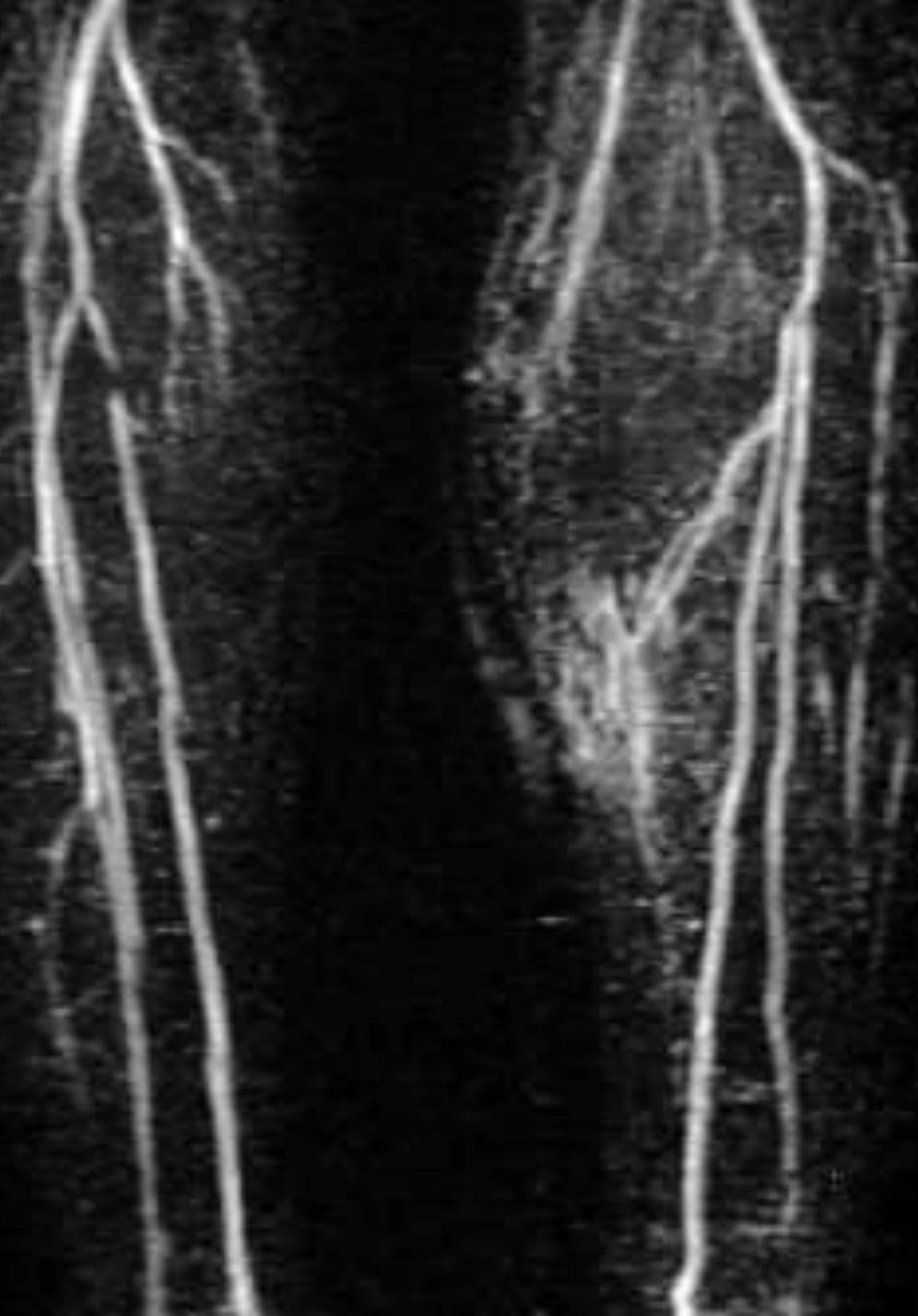


047

999

F-SP VB33

+ : F A



# Artéfact: superposition veineuse

## Intérêt des coupes natives



MAGE 476  
ER 1-21

RPH

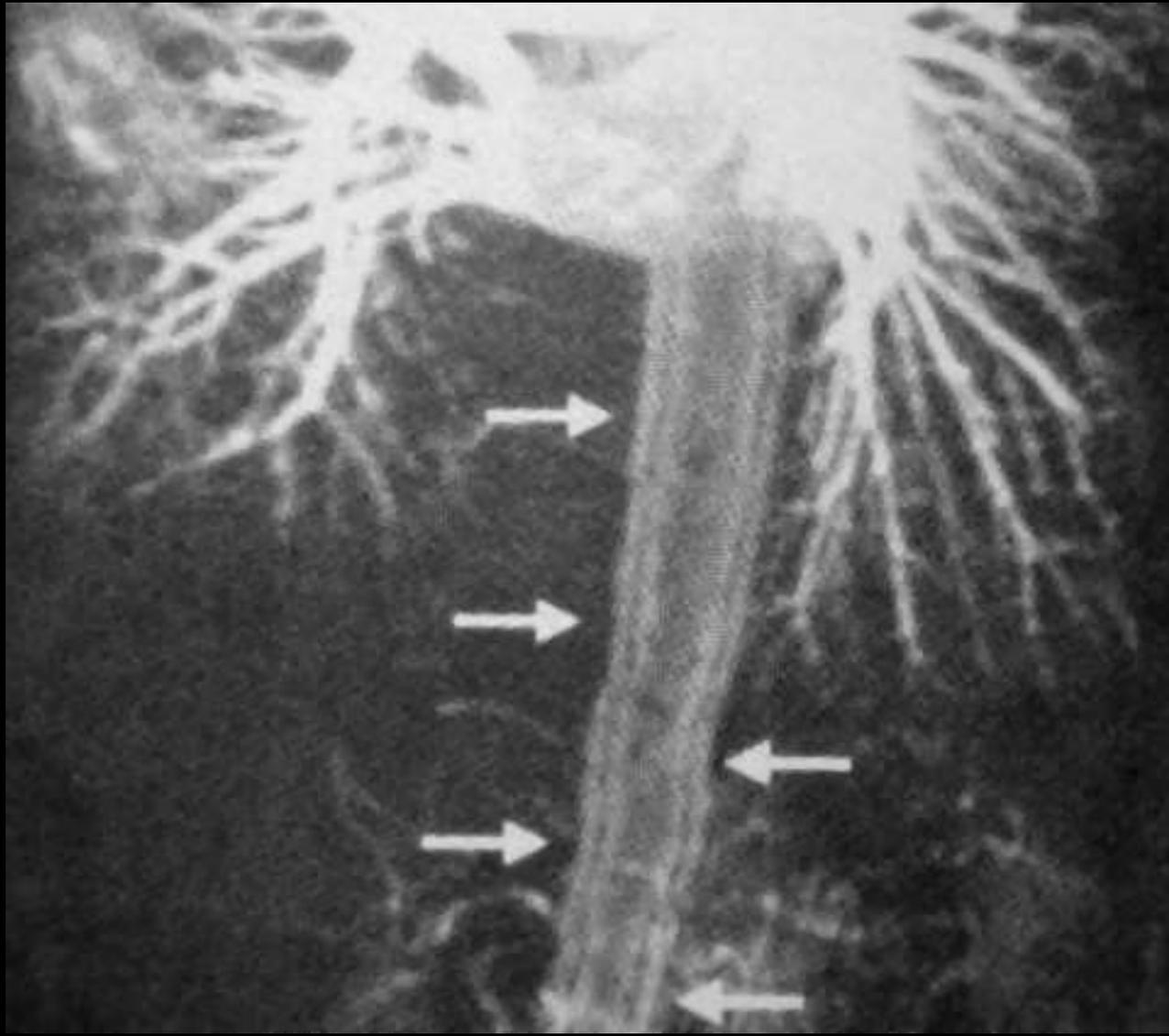
13d 30

F 8

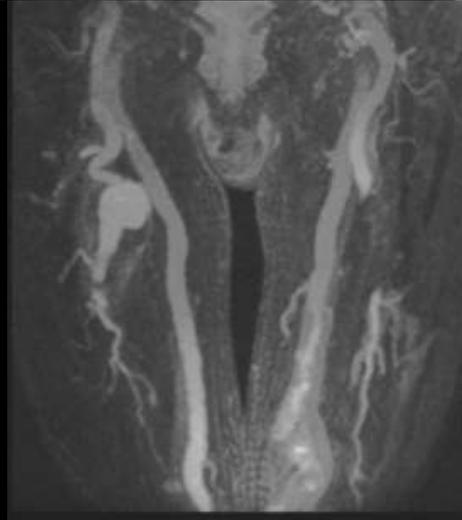
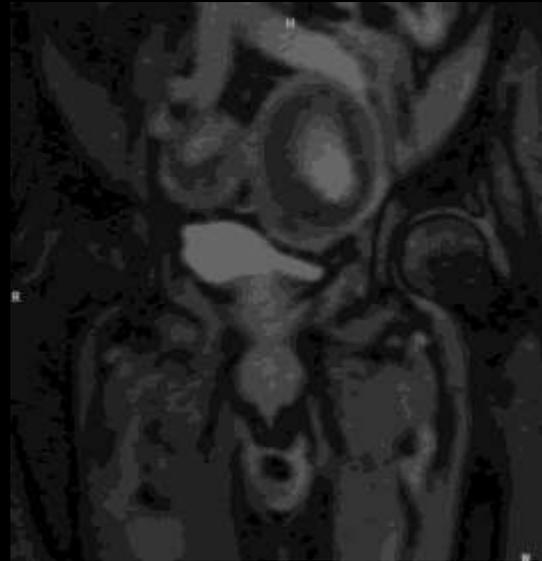


SP -3.0  
SL 93.8  
FoV 375\*500  
192 \*512o  
Cor>Sag 15

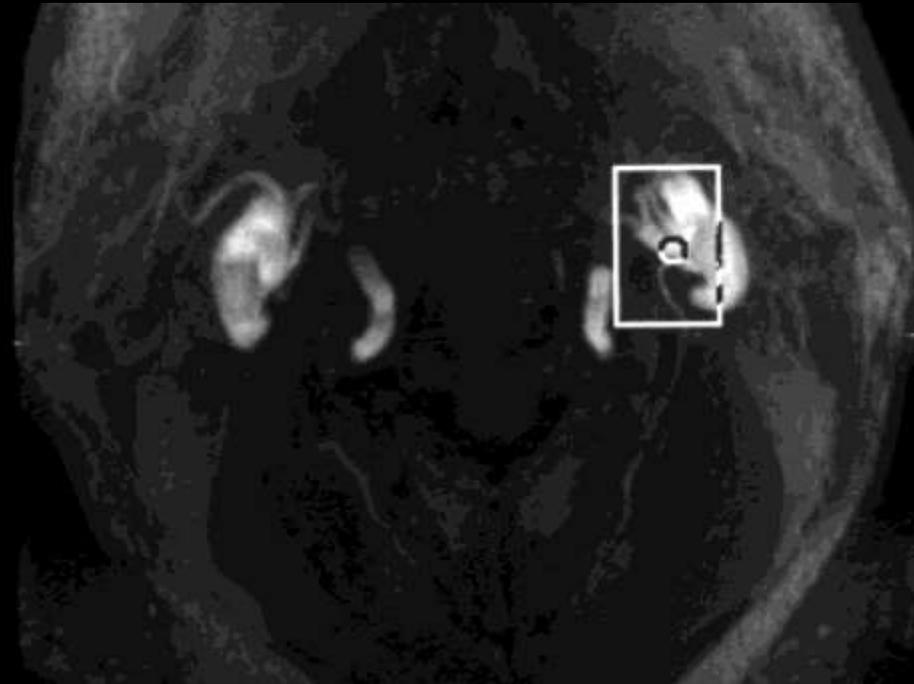




# Error Timing and MIP Artifacts



# MIP generated artifacts

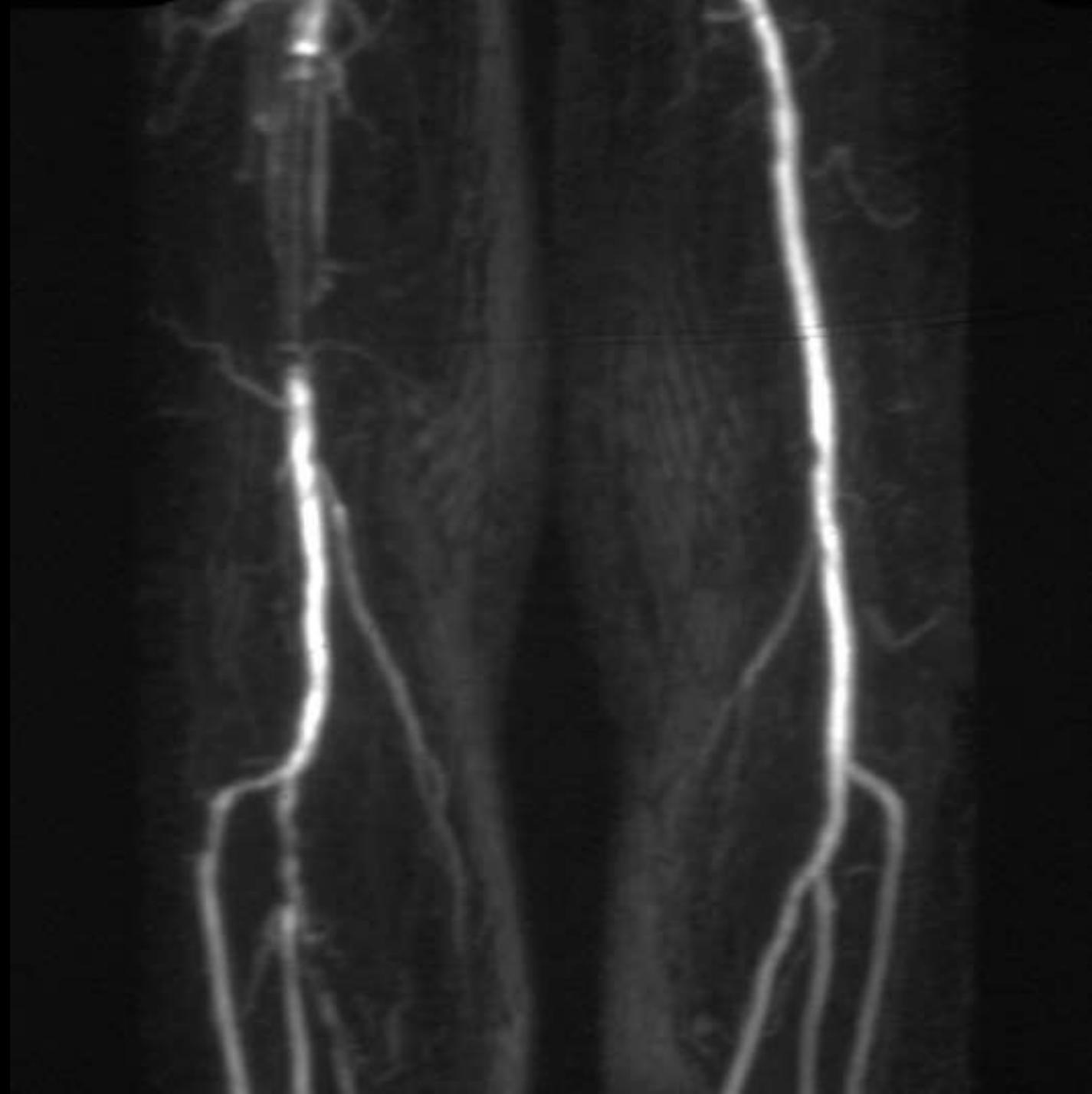


# MIP Artifacts

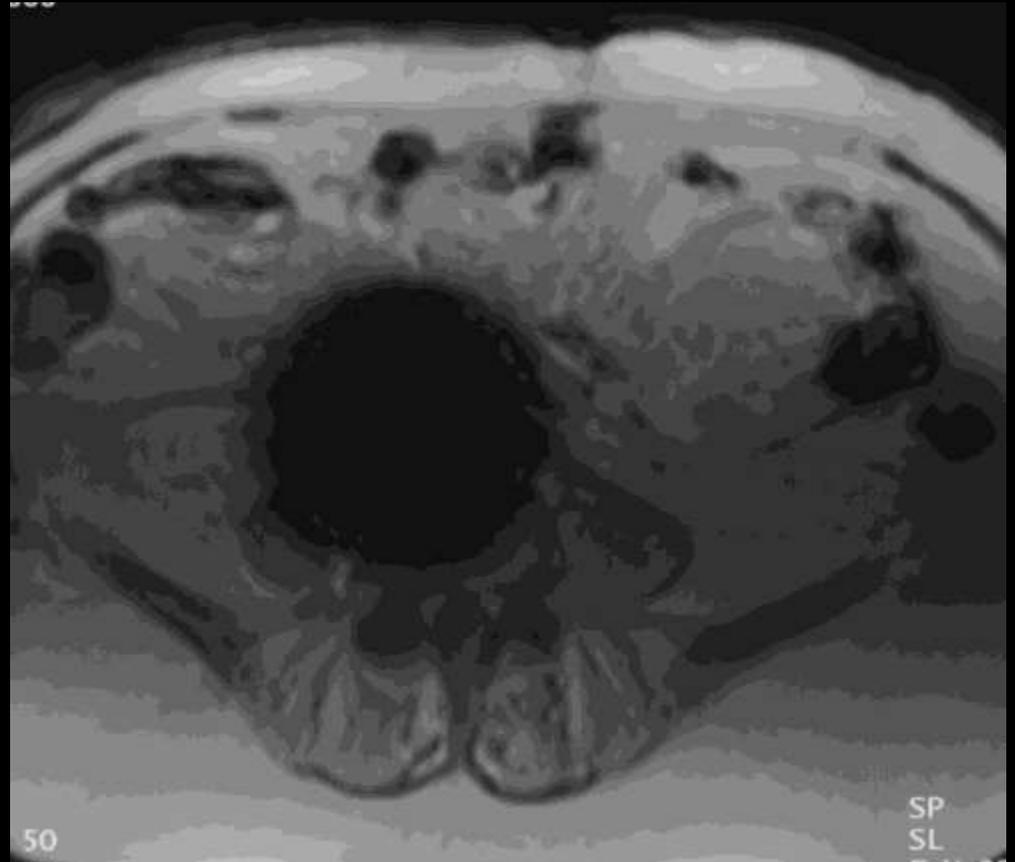


# Subtraction Artifacts



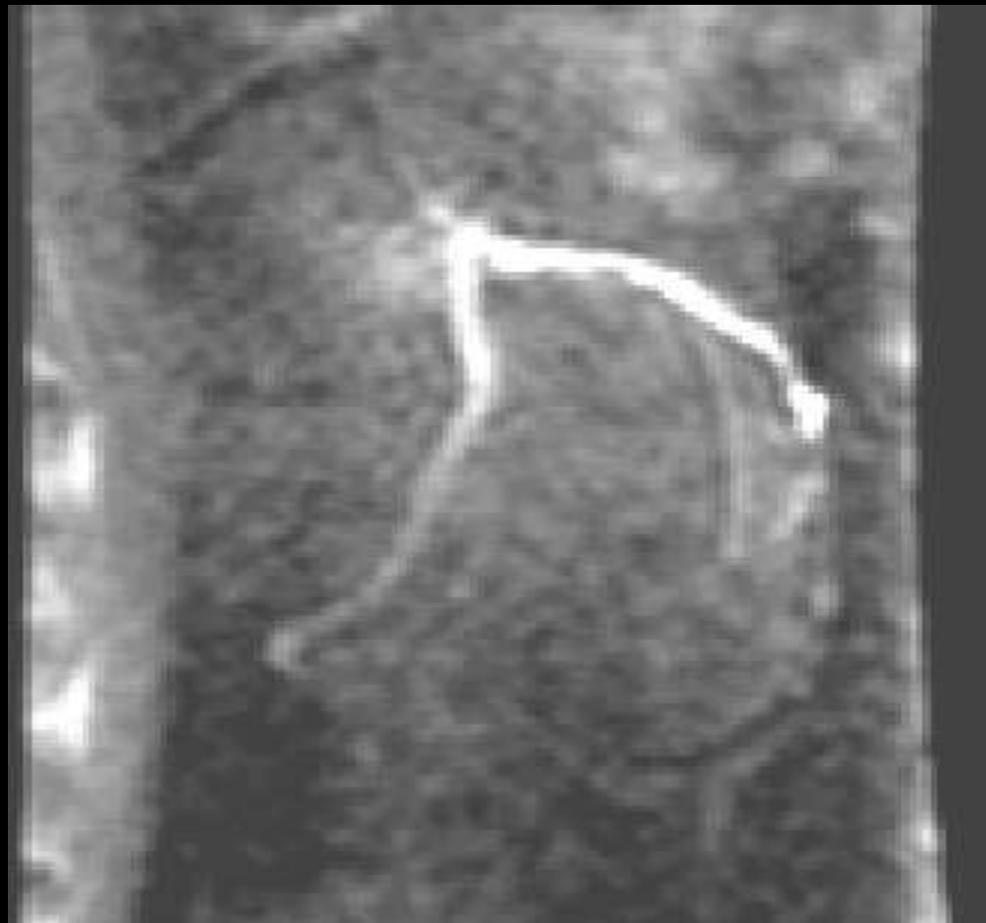


# Metallic Susceptibility Artifacts

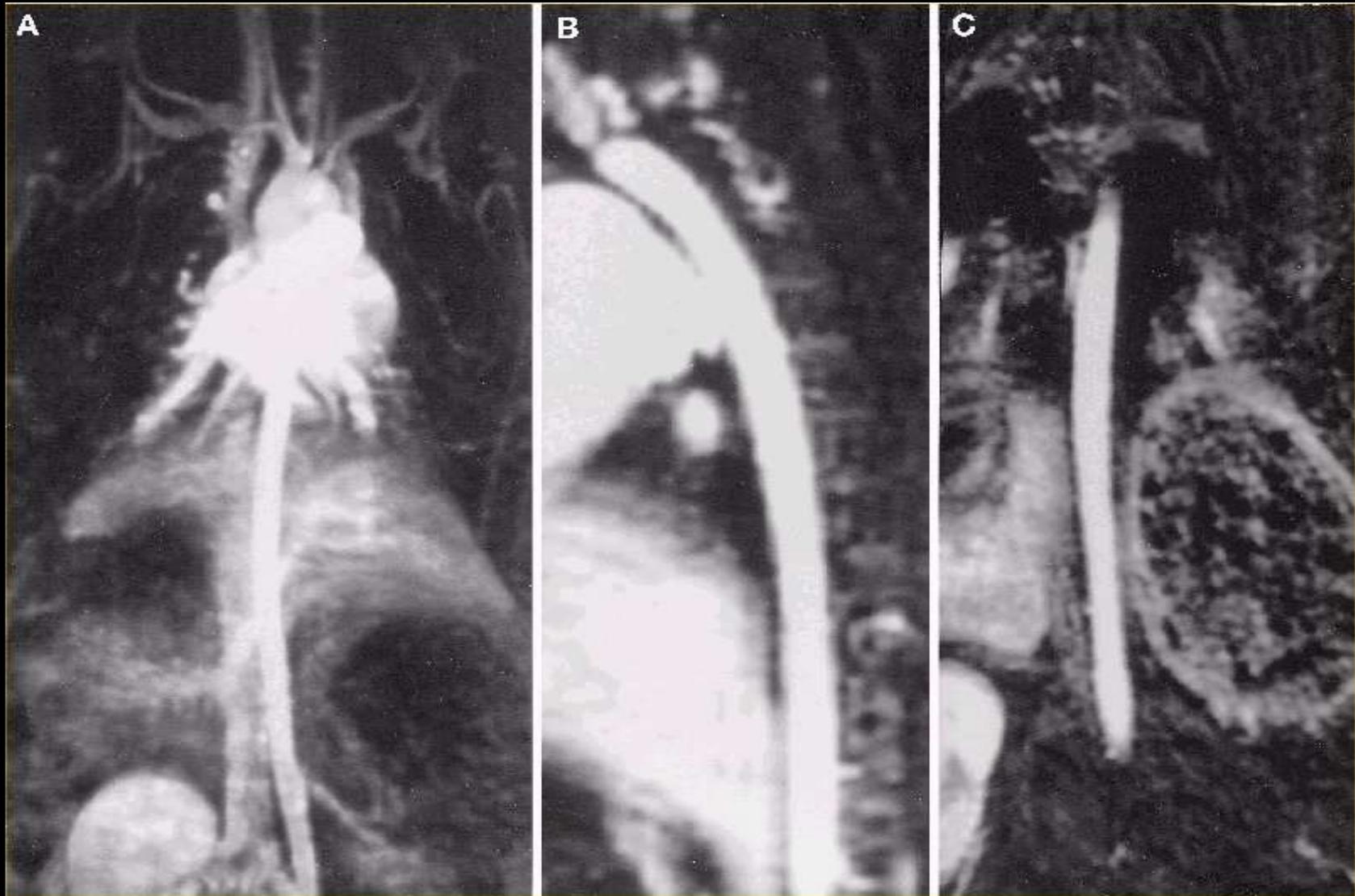


# Work in progress



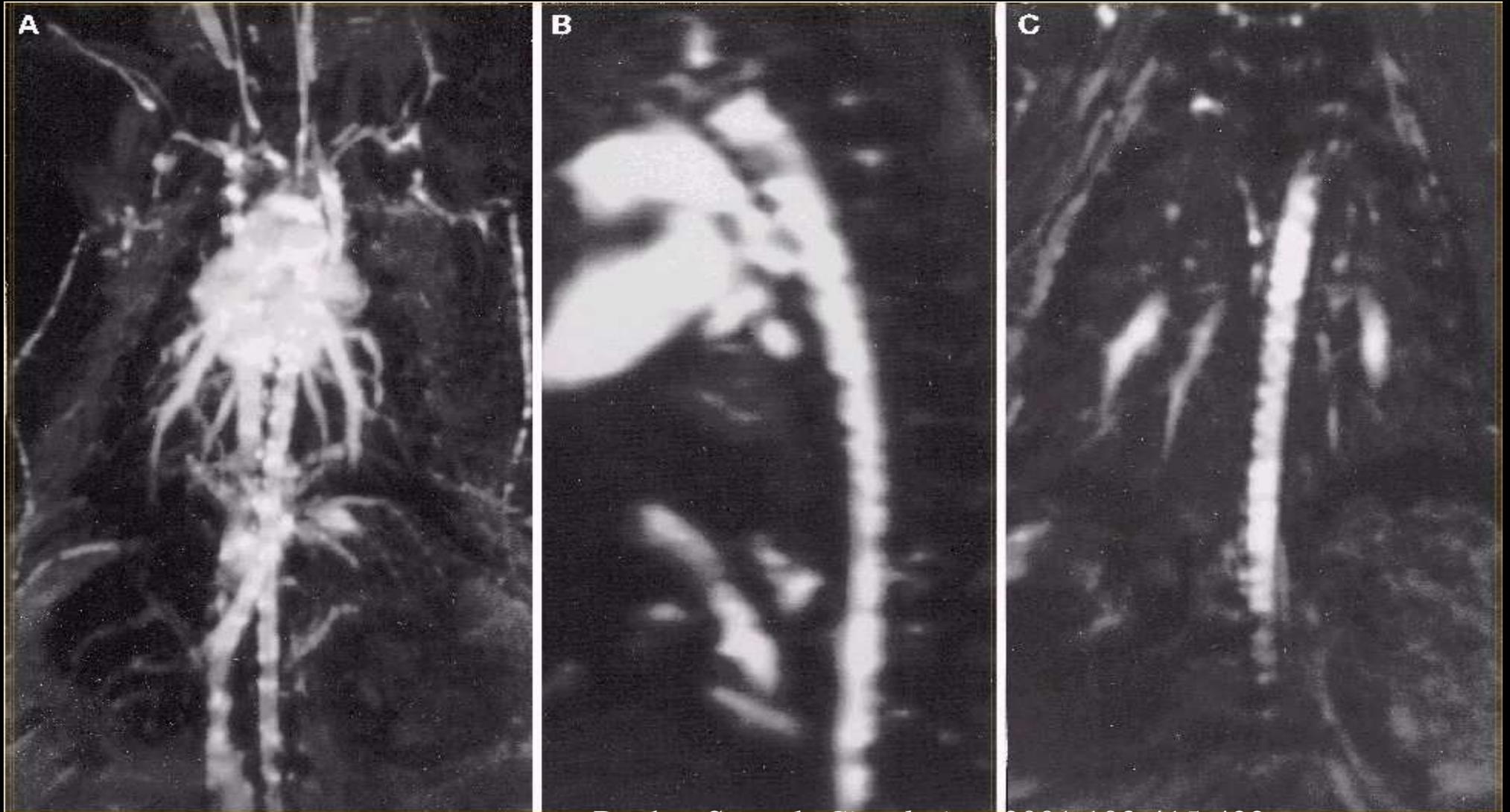


# USPIO



Ruehm S, et al. *Circulation*, 2001;103:415-422.

# Athérosclérose : ARM USPIO

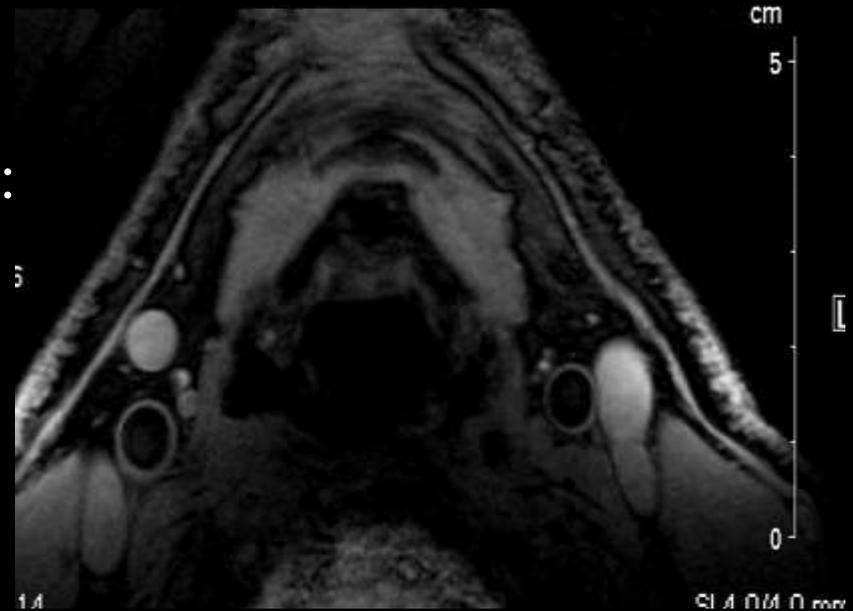


Ruehm S, et al. *Circulation*, 2001;103:415-422.

# Plaque Imaging with Dark Blood Sequence

- 2D Fast spin-echo sequence with a non selective inversion followed by a section-selective inversion pulse that restores the signal in the imaged section.

- Better depiction of mural abnormality:
  - intimal flaps,
  - atherosclerotic plaque,
  - wall thickening,
  - intramural hematoma,

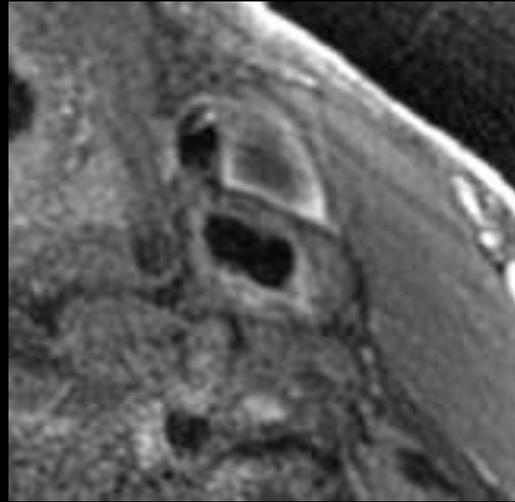


# MRI of Atherosclerosis Hemorrhage

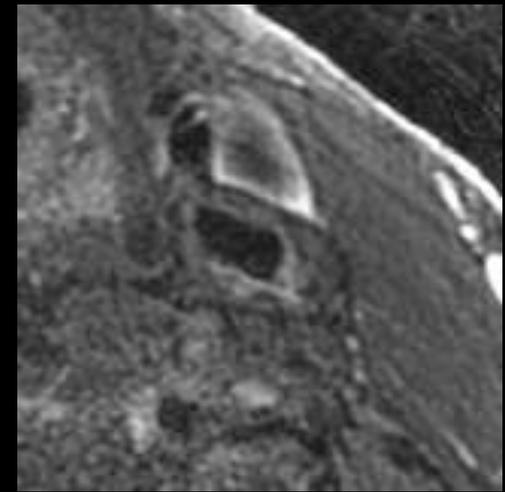


Oblique View

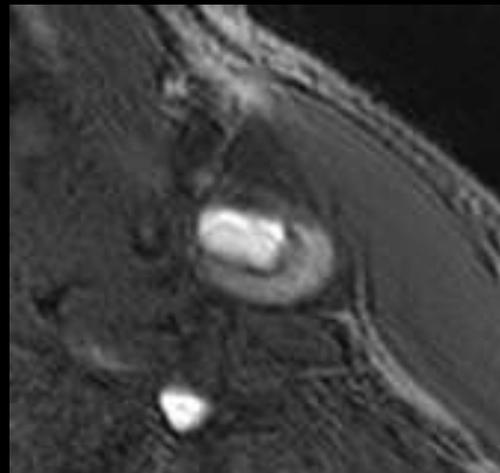
PD,T2: Shared Echo  
T1: Double IR



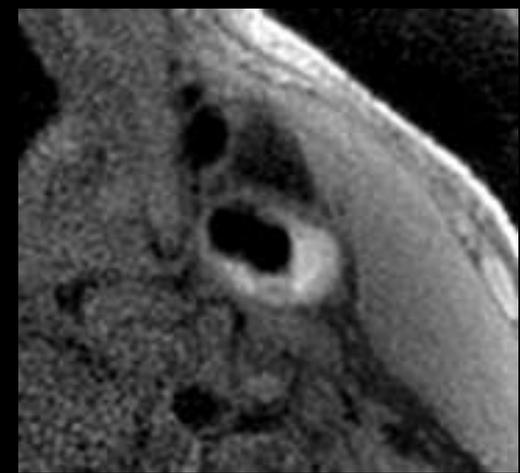
PD



T2



TOF

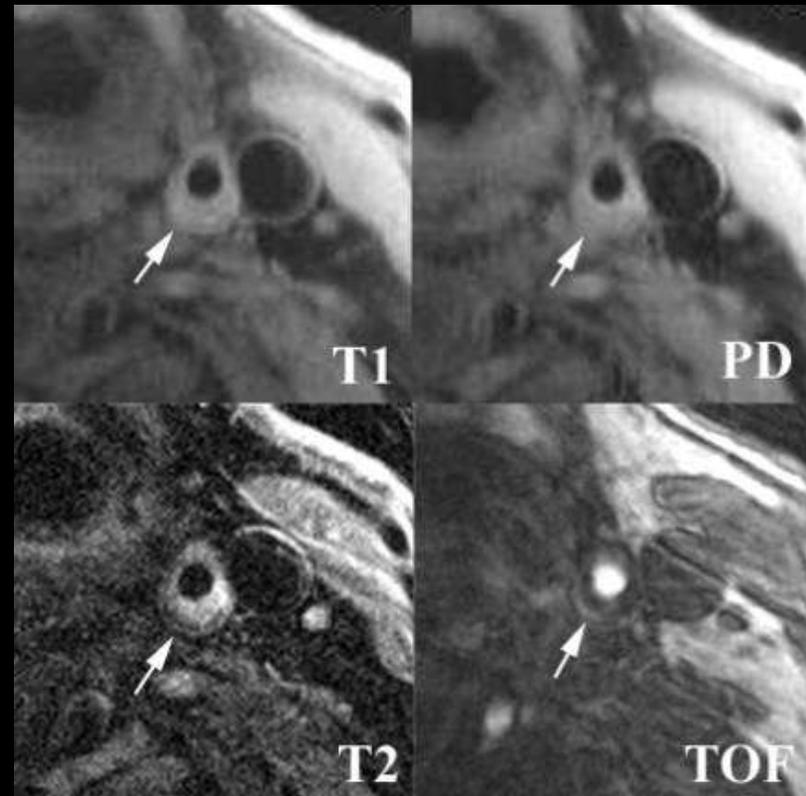


T1

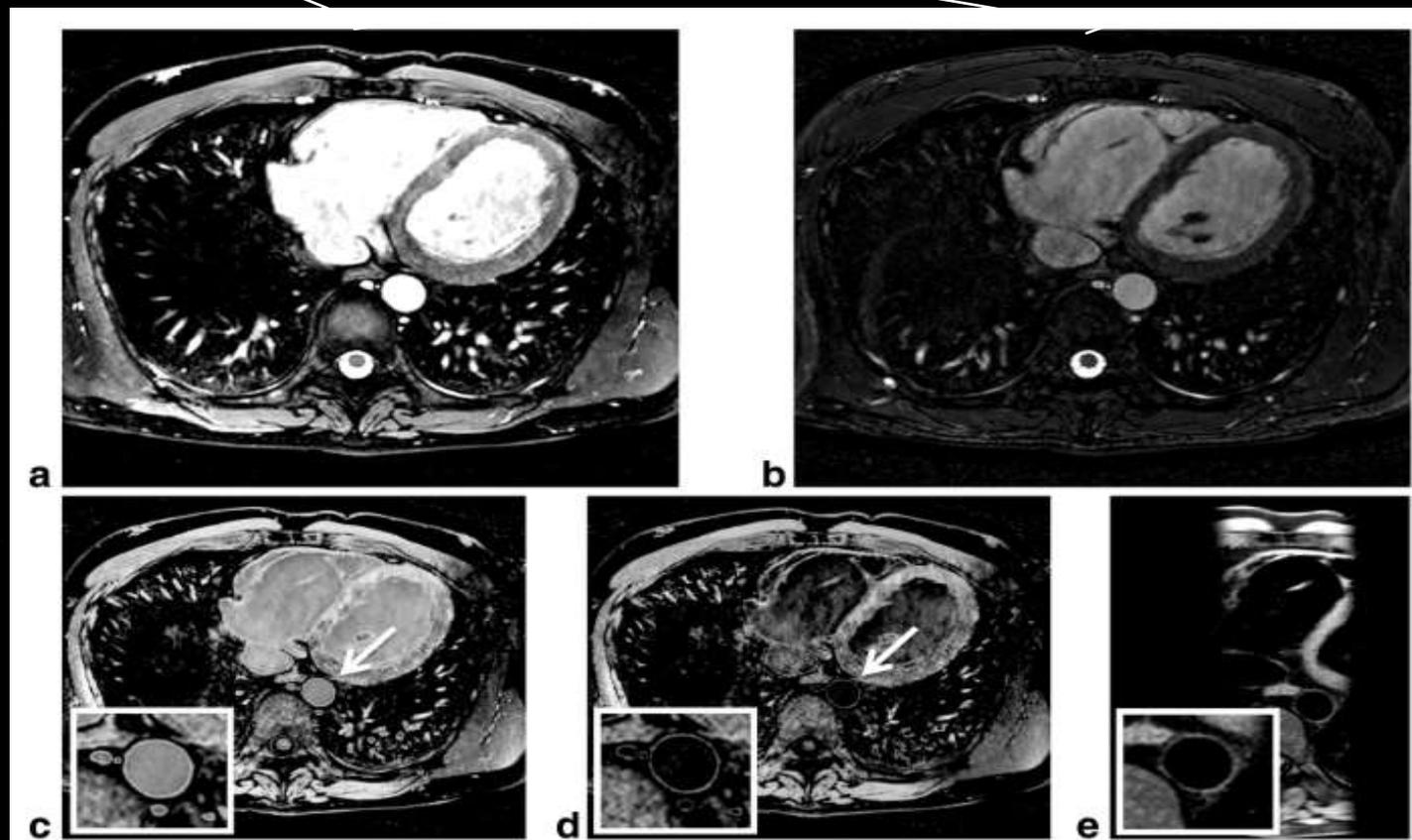
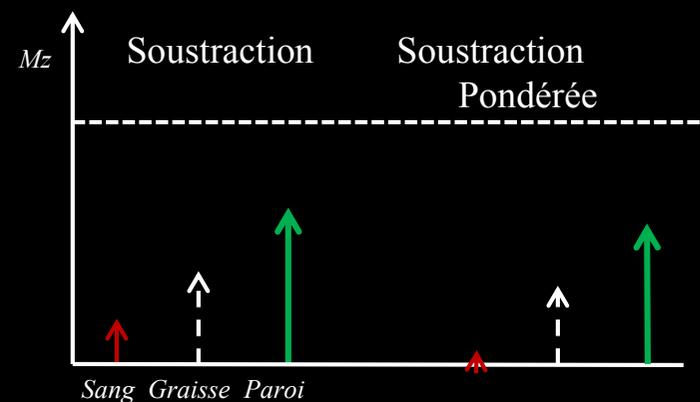
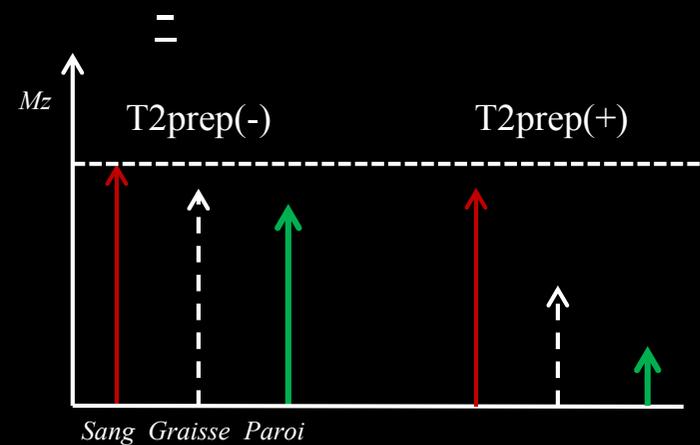
# Plaque composition

## Multi contrast MRI with

- various sequences:
  - cardiac gated IR FSE  
black blood T1,
  - PD
  - T2
  - 3D TOF
- Slice thickness of 2 mm  
with 200-400 microns  
inplane resolution



# Stratégie d'acquisition

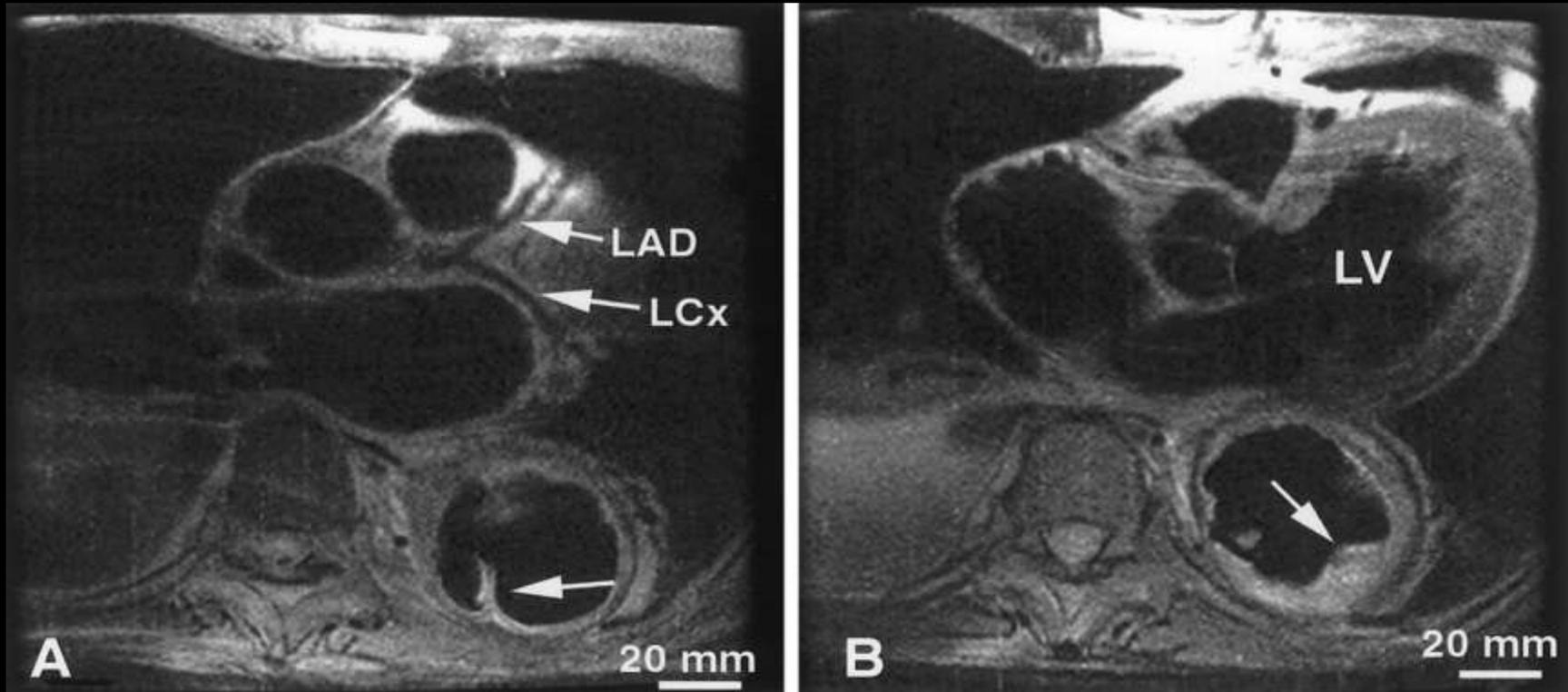


Soustraction Pondérée

Soustraction

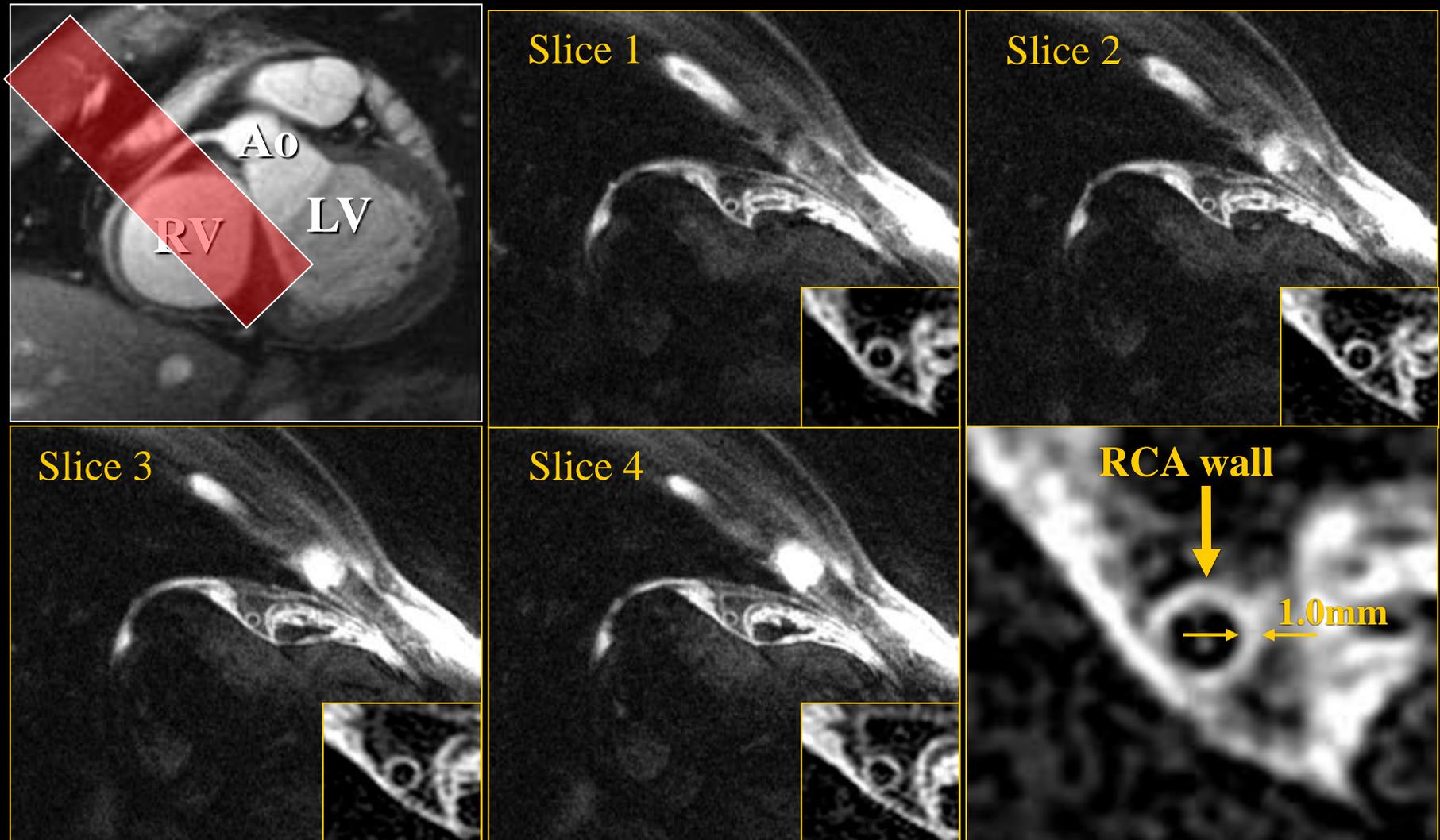
DIR standard

# Plaque Imaging with Dark Blood sequence

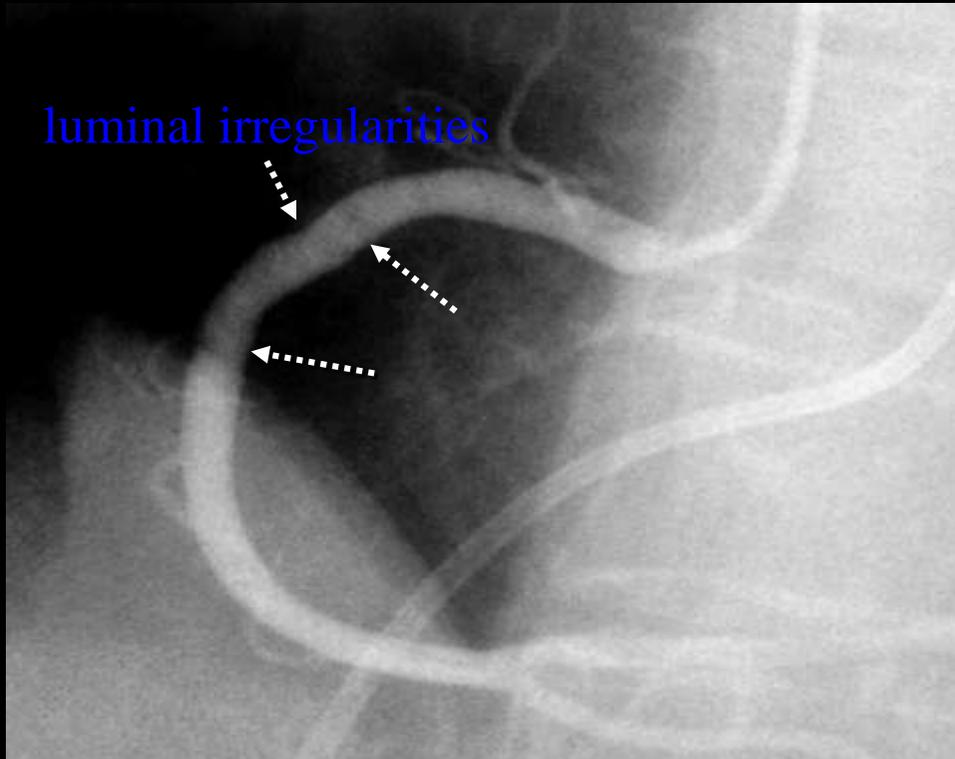


Fayad et al, Circulation 2001

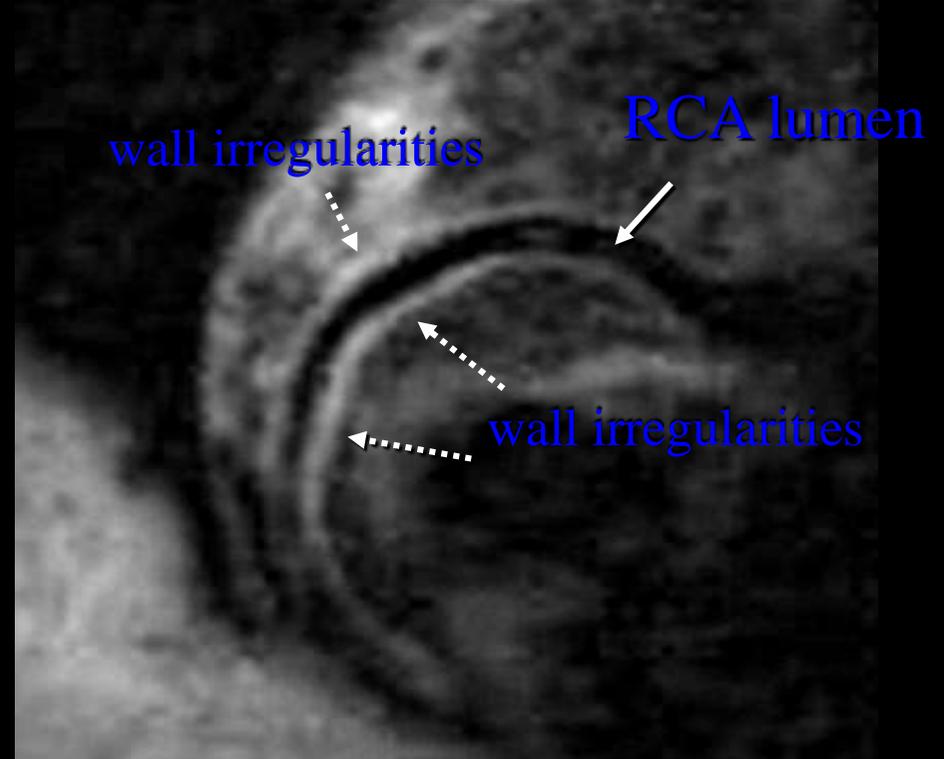
# 3D Coronary Vessel Wall Imaging



## X-ray



## MR Wall Scan



# CONCLUSIONS

- ARM sans injection :
  - Temps de vol TOF
    - ↳ Indications cliniques limitées
      - ↳ artères carotides intra-cranienne

## **Contraste de phase:**

Flux aortique et cardiaques

# CONCLUSIONS

**ARM sans injection : Steady State Free Precession: SSFP**

- Coeur, artères coronaires, aorte

■ **ARM FBI:**

- Artères rénales  
(IR)

# CONCLUSIONS

## ARM avec produit de contraste

- Simple
- Rapide
- Dynamique
- Robuste et sans risque
- Large champ d'exploitation vasculaire

# CONCLUSIONS

- ARM: Techniques Paramétrable et adaptative en fonction:
  - ↳ Patients
  - ↳ Indications cliniques
  - ↳ Structure vasculaire à explorer