

—
UN PEU
D'HÉMODYNAMIQUE
DES
FAV

Dr Gilbert FRANCO

Clinique ARAGO

PARIS



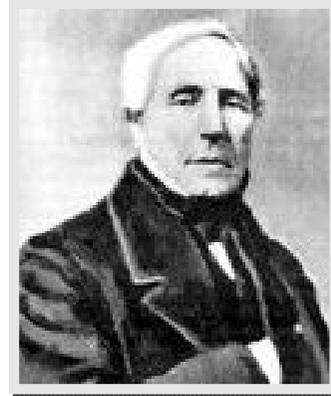
$v^2 = 2(pt - ps) / \rho$
Henri Pitot
 1695-1771



$\Delta P = 4 v^2 \max$
Daniel Bernoulli
 (1700 - 1782)



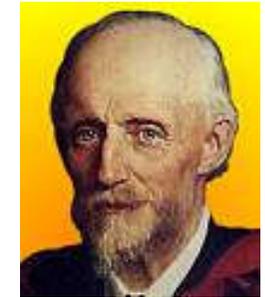
$T = P \cdot r / h$
Laplace
 (1749 - 1827)



$Q = \pi \cdot r^4 \cdot \Delta P / 8 \mu \cdot l$
J-L-M Poiseuille
 (1797-1869)



$\Delta P = Q \cdot R$
Henry Darcy
 (1803-1858)



$Re = \rho v_{moy} D / \eta$
Osborne Reynolds
 (1842-1912)

17 ième

**BRÈVE HISTOIRE
 DE
 L'HÉMODYNAMIQUE**

20 ième

LIMITES DES LOIS HEMODYNAMIQUES

NATURE DES LIQUIDES

NEWTONIENS : VISCOSITÉ CONSTANTE

NON NEWTONIENS: VISCOSITÉ VARIE AVEC LA VITESSE (SANG)

NATURE DE L'ÉCOULEMENT:

STABLE

PULSÉ

TYPE D'ÉCOULEMENT

LAMINAIRE

TURBULENT

DEBIT /RESISTANCE/ PRESSION



H.DARCY
(1803-1858)

$$Q^0 = \Delta P / R$$

Le débit augmente si la résistance baisse

RESISTANCE VASCULAIRE SYSTEMIQUE

(résistances de la circulation systémique)

THE ICEBERG ILLUSION

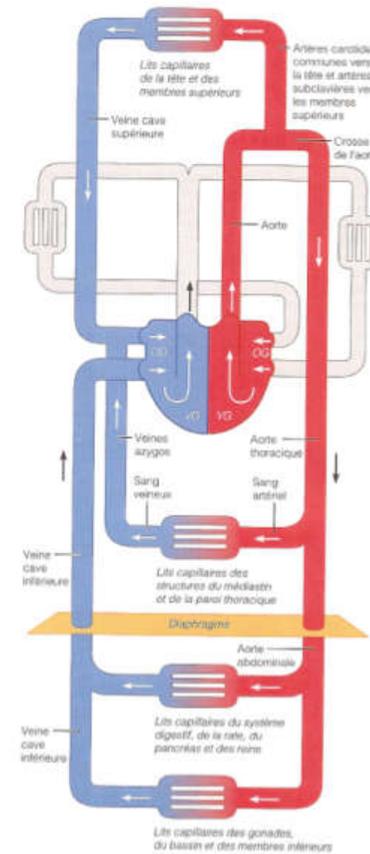
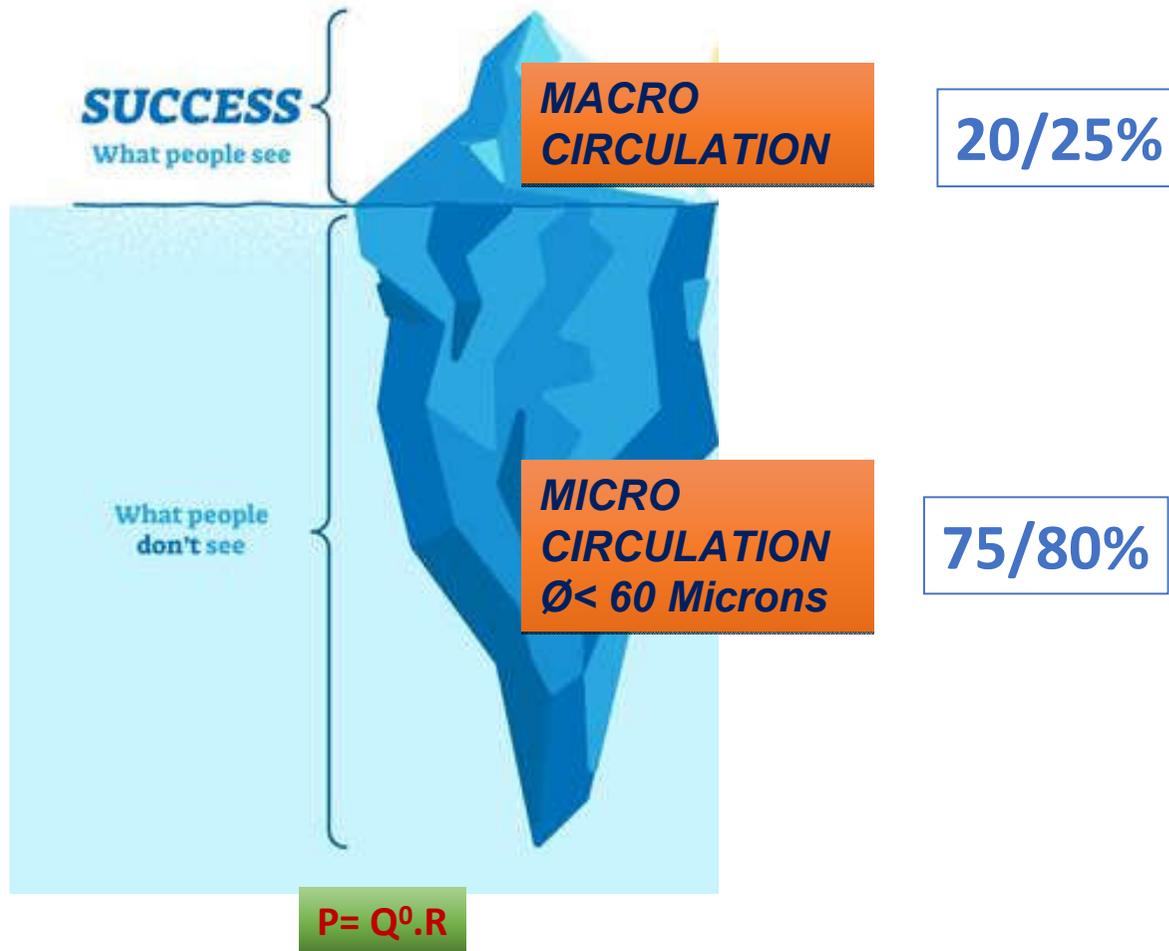


Figure 19.18 : Circulation systémique

Exclut
la circulation pulmonaire
qui
va être intégrée
après
Creation
de la
FAV

↘ RESISTANCE → DEBIT ↗

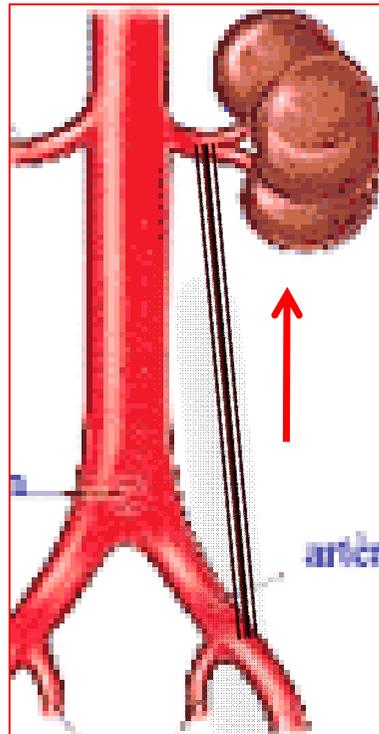
La résistance est la force qui s'oppose au débit : contributeur le plus important du débt
Q est inversement proportionnel à R

IR:1 100-200 ml/mm



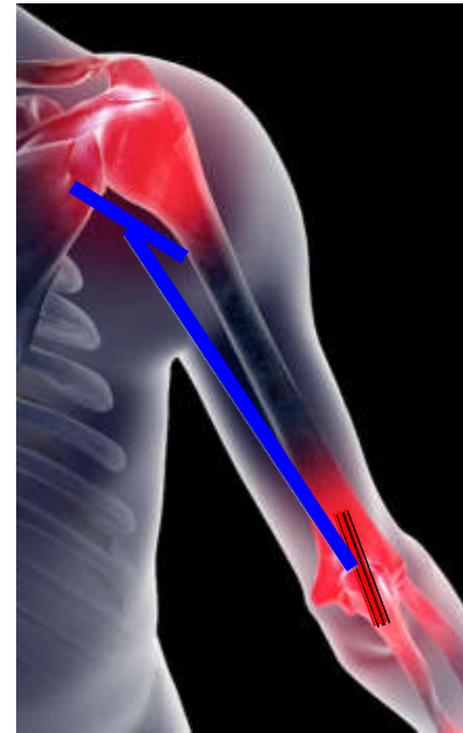
PTFE FEMORO-POPLITE

IR:0,7 300-400 ml/mm



PTFE ILIO-RENAL

RI:0,5 800-1 L ml/mm



PTFE BRACHIO-AXILLAIRE

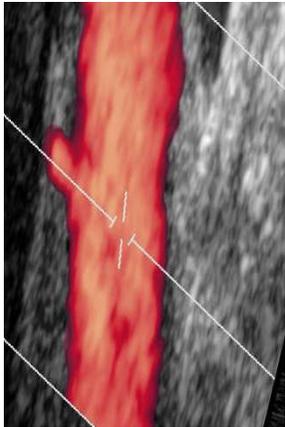
Ces trois pontages comparables illustrent que la résistance dépend de la microcirculation qui régule l'écoulement. La zone des anastomoses, \varnothing des artères et du greffon sont similaires, leur débit varie de 1 à 8 tandis que l'IR varie dans la direction opposée.

FAV THERAPEUTIQUE

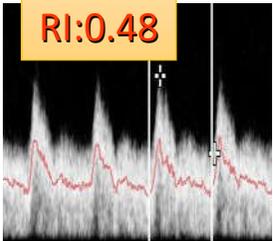
MODELE UNIQUE CARACTÉRISÉE PAR

- la mise en relation d'un système à haute et à basse Pression
- Par un débit cardiaque augmenté par baisse de la résistance
- Débit multiplié par 10 à 20 pour le membre porteur
- Par un faible niveau de pression sanguine du segment veineux et post AAV
- Par le remodelage vasculaire médié par le débit

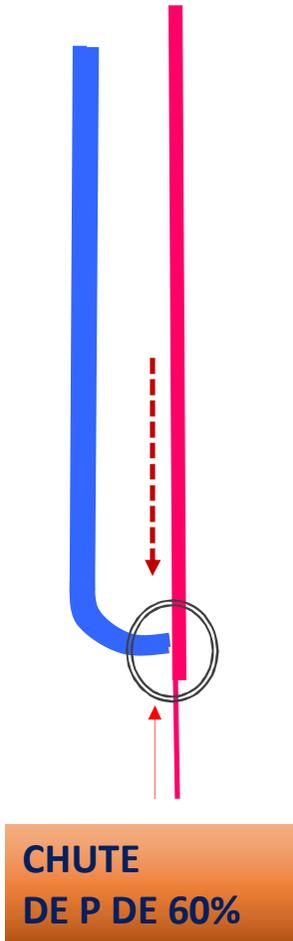
RESISTANCE VASCULAIRE et FAV



RI:0.48



APRES AVF



CHUTE
DE P DE 60%

CONSÉQUENCE DE L'EFFONDREMENT DE LA RESISTANCE

Avant tout remodelage vasculaire :

Chûte de 50% de la résistance

Dès la création le Q^0 de l'artère brachiale est multiplié par 3 à 5

50% du débit maximal est obtenu 24 h après la création

Lomonte C, *Semin Dial* 2005

Wong V, *Eur J Vasc Endovasc Surg* 1996

La résistance vasculaire d'une FAV décrit les forces opposées à l'écoulement à travers:

*l'artère donneuse

*l'AAV *le retour vers l'oreillette droite *et plus loin
au lit vasculaire pulmonaire

INDEX DE RESISTANCE

FAV diminue les résistances périphériques

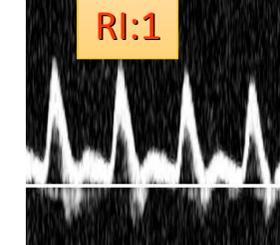
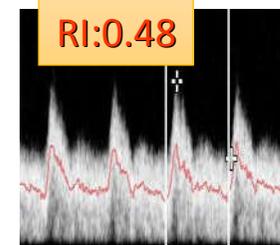
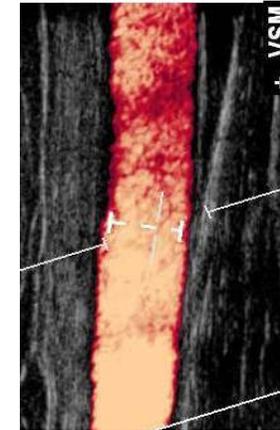
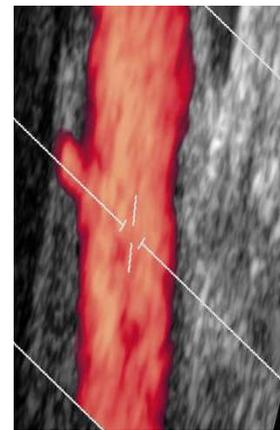
RÉDUIT DE MOITIÉ L'IR
DE
L'ARTÈRE BRACHIALE



$$Q^0 = \Delta P / R$$

Le débit augmente si la resistance baisse

A. BRACHIALE



APRES AVF

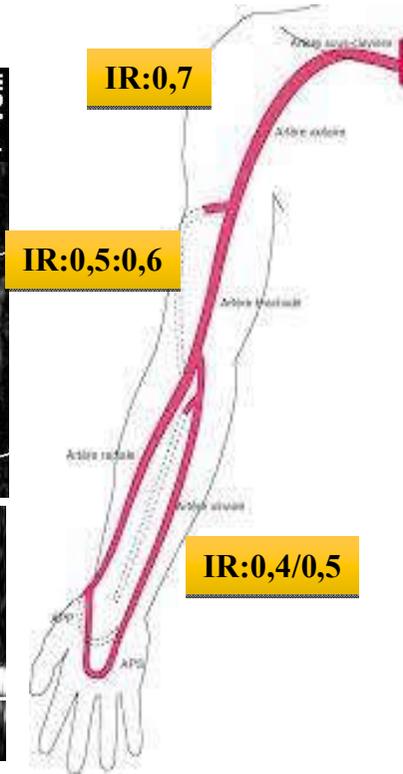
AVANT AVF

IR:0,8

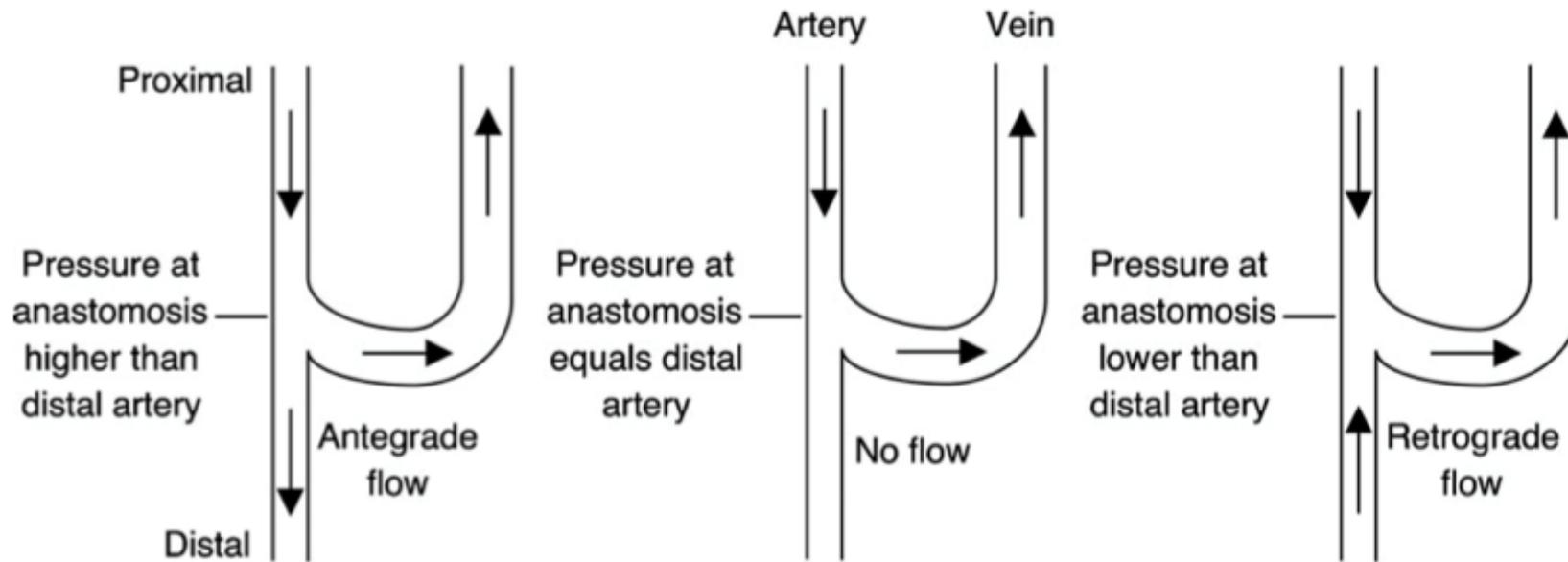
IR:0,7

IR:0,5:0,6

IR:0,4/0,5



SENS DU FLUX APRES CREATION D'AAV



La Loi de POISEUILLE

$$Q = \pi \cdot r^4 \cdot \Delta P / 8 \mu \cdot l$$

➤ ΔP est la perte de charge L

Le débit volumique est directement proportionnel au gradient de pression entre ses extrémités à la quatrième puissance de son rayon interne

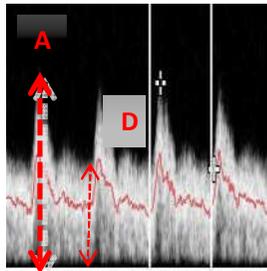


que r est le rayon interne Inversement p

Classiquement, la loi de Poiseuille est invoquée pour expliquer ce qui se passe dans les fistules. Rayon, Longueur, chacun est surestimé et l'application numérique est inexacte parce qu'elle ne prend pas en compte la microcirculation

Resistance In vivo

L'IR mesurée avec PW donne une évaluation UTILE de la résistance totale in vivo



A:VITESSE SYSTOLIQUE D:VITESSE DIASTOLIQUE

$$IR = \frac{A-D}{A} \quad 0,5 < RI < 0,6$$

➤ La loi de Poiseuille indique qu'une réduction de 50% du rayon devrait multiplier la résistance par 16

$$R = \frac{8\mu.l}{\pi.r^4}$$

➤ Et diminuer dans la même proportion le débit Personne n'a jamais vu une telle réduction du débit Dans ce cas, la résistance totale augmente de 15% en fonction de l'indice de résistance

PARCE QUE La résistance des gros vaisseaux ne représente qu'une petite partie de la résistance totale La microcirculation représente environ 70% de la résistance totale

La Loi de POISEUILLE+Loi de DARCY

Facteur resistance

$$\pi \cdot r^4 \cdot \Delta P / 8\mu \cdot l = \Delta P / R$$

$$\pi \cdot r^4 / 8\mu \cdot l = 1 / R$$

$$R \cdot \pi \cdot r^4 = 8\mu \cdot l$$

$$R = \frac{8\mu \cdot l}{\pi \cdot r^4}$$

Determinants of Resistance:

<p><i>Blood Viscosity (η) \propto Resistance</i></p>	
<p><i>Vessel Length (l) \propto Resistance</i></p>	
<p><i>Vessel Radius (r) \propto Resistance</i></p>	

Suppose the original flowrate is 100 cm³/sec. The effect of changes in the parameters is as follows:

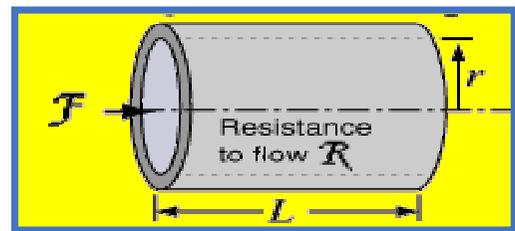
- * Double length \rightarrow 50 cm³/sec
- Double viscosity \rightarrow 50 cm³/sec
- Double pressure \rightarrow 200 cm³/sec
- Double radius \rightarrow 1600 cm³/sec

$R = \frac{8\eta l}{\pi r^4}$ where η = viscosity

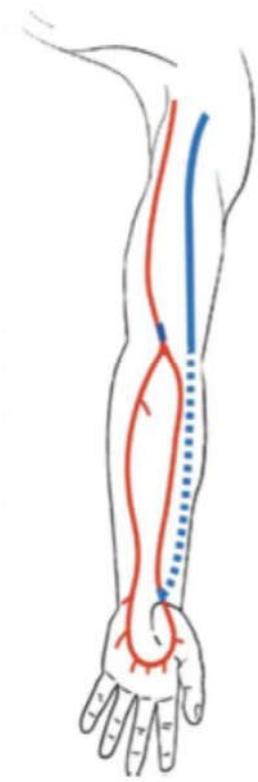
* With other parameters held at original values

Volume Flowrate = $F = \frac{P_1 - P_2}{R} = \frac{\pi(\text{Pressure difference})(\text{radius})^4}{8(\text{viscosity})(\text{length})}$

A 19% increase in radius will double the volume flowrate!

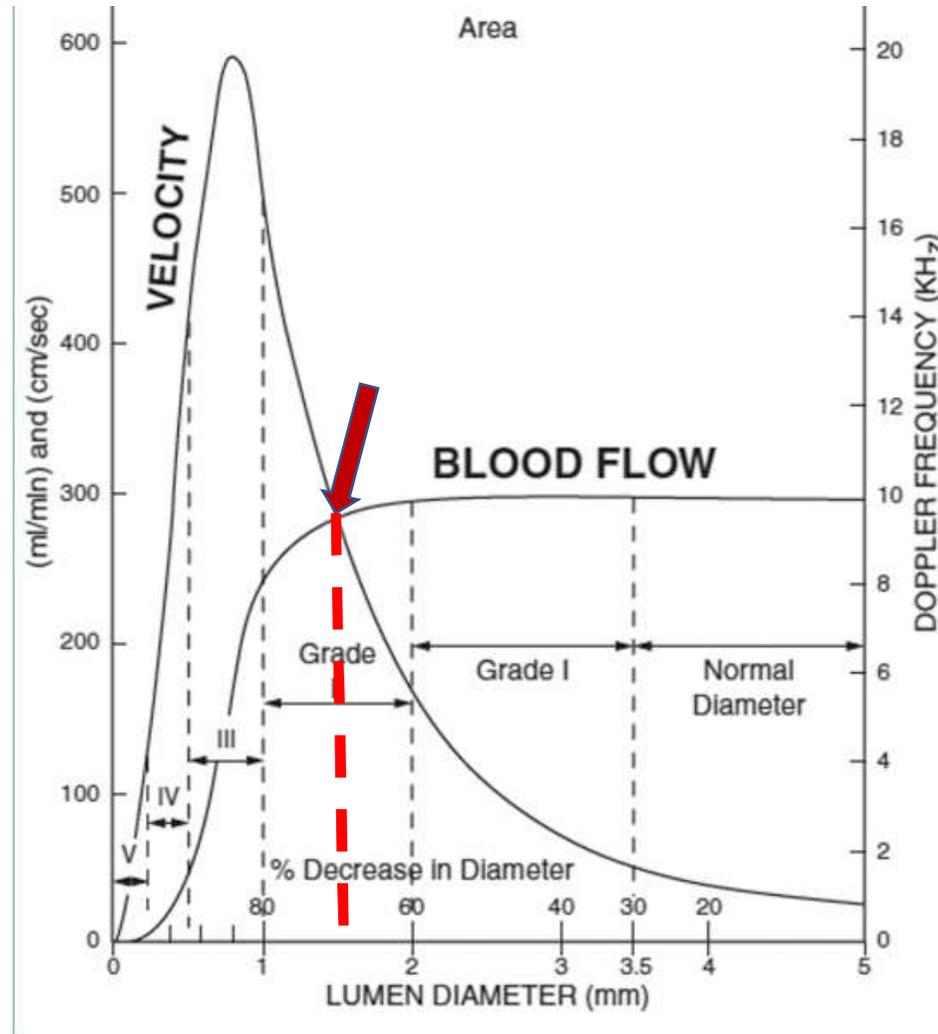


Double length
halve
the volume flow rate



R.U.D.I

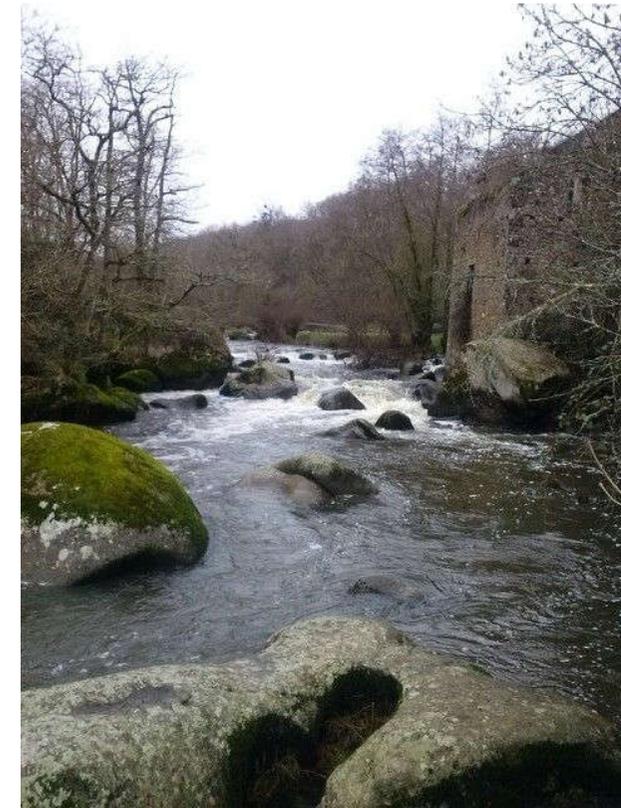
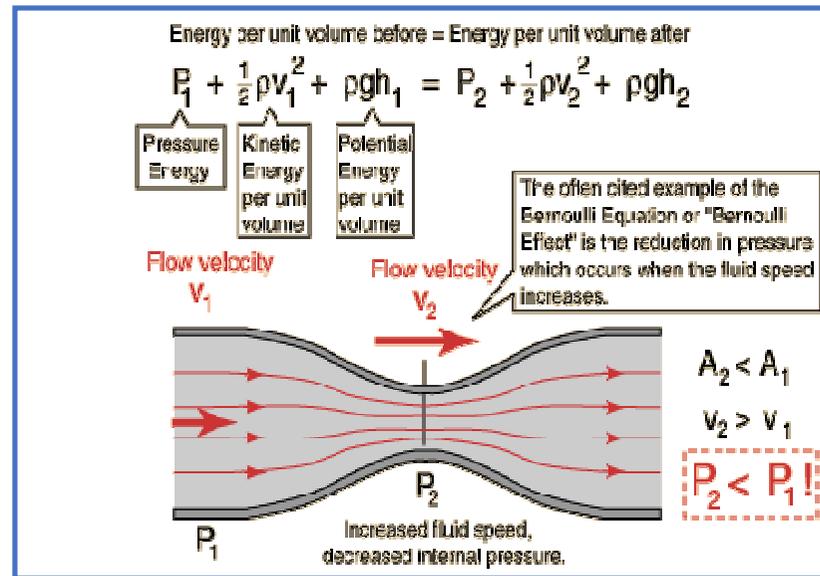
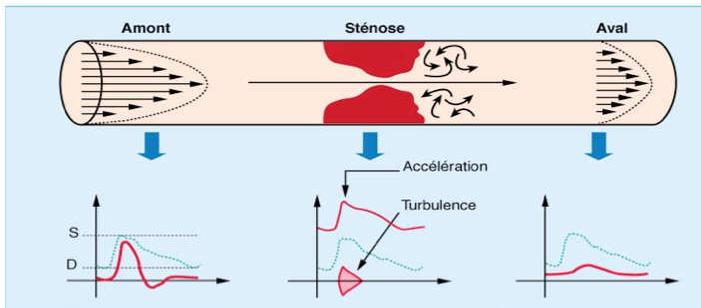
DEBIT /STÉNOSE

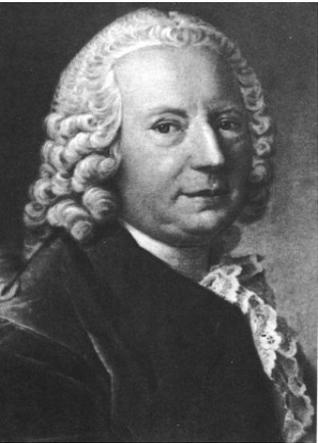


SPENCER MP,1981

EQUATION DE CONTINUITÉ et STENOSE

$$Q^o = S^1 V^1 = S^2 V^2$$





EQUATION DE BERNOULLI

Augmentation de vitesse circulatoire au niveau d'un rétrécissement entraîne un accroissement de l'énergie cinétique
au
détriment de la pression

Equation modifiée :

$$\Delta P = 4 \cdot (V_2^2 - V_1^2)$$

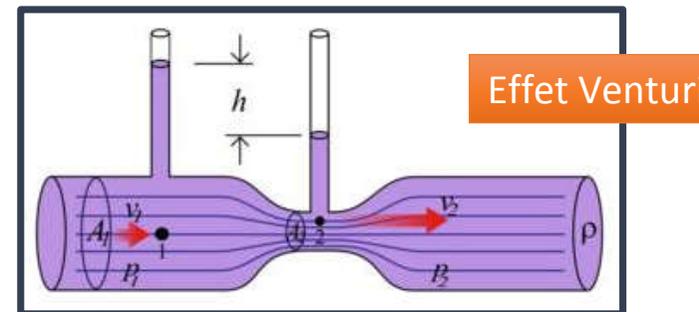
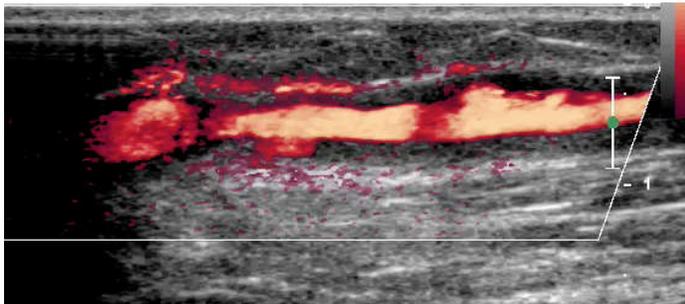
V1 : vitesse en amont de la sténose

V2 : vitesse en aval.

Si V1 est < 1.5 m/s, on peut négliger ce facteur

Equation simplifiée:

$$\Delta P = 4 \cdot (V^2 \text{ max})$$

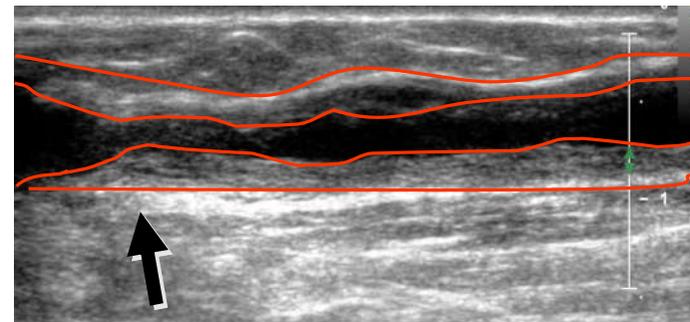


Effet Venturi

La somme des énergies au point A = La somme des énergies au point B

$$P_A + \frac{1}{2} \rho v_A^2 + \rho g h_A = P_B + \frac{1}{2} \rho v_B^2 + \rho g h_B$$

Energie de pression Energie cinétique Energie potentielle



LIMITES

L'équation de Bernoulli simplifiée est très précise sauf :

- V max d'amont (V_1) > 1.5 m/s surestimation de 10 mm de Hg
- Présence de deux sténoses successives
- Longue sténose (effet tunnel)
- Hématocrite élevé ($Ht > 60\%$)
- Bas débit cardiaque
- Très petits orifices
- Gradient pic

SIGNIFICATIVITÉ D'UNE STENOSE/DEBIT

La significativité d'une sténose dépend de la quantité de flux sanguin
A faible débit : aucune incidence.
A débit élevé: la même sténose devient critique



RELATION STENOSE /DEBIT MISMATCH CONTENANT -CONTENU

**DIVISION OF FLOW BY 2
DIVIDED BY 4 THE PRESSURE GRADIENT**



Access flow reduction and recurrent symptomatic cephalic arch stenosis in brachiocephalic hemodialysis arteriovenous fistulas.

[Miller GA¹](#), [Friedman A](#), [Khariton A](#), [Preddie DC](#), [Savransky Y](#).

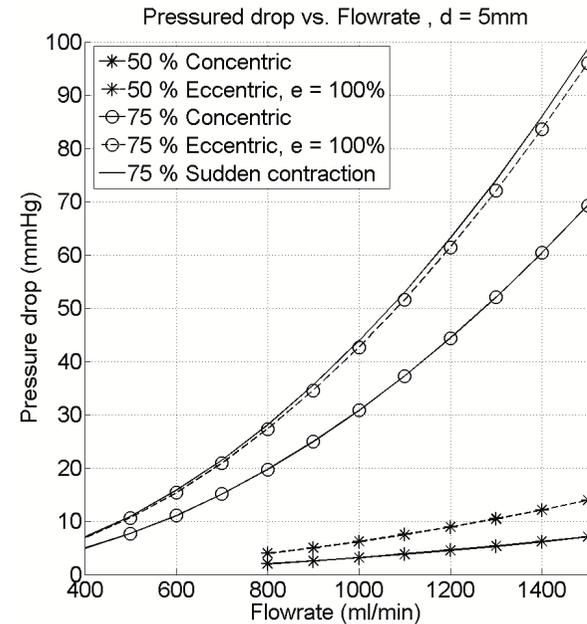
Recurrent cephalic arch stenosis (CAS) has been linked to high flow and has a high rate of recurrence following angioplasty. This study investigates the effectiveness of access flow reduction in decreasing rapidly recurrent symptomatic CAS.

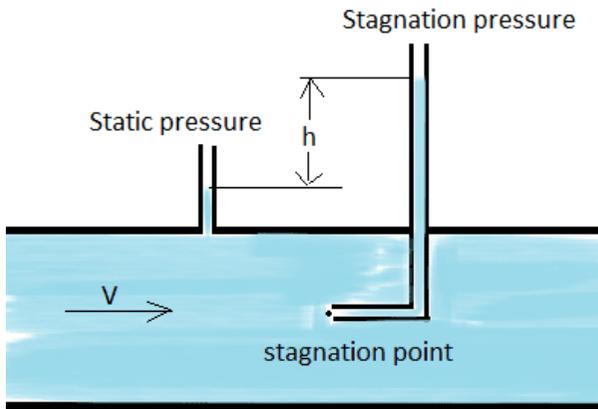
RESULTS:

At 3, 6, and 12 months, the cephalic arch primary lesion patency was 91%, 76%, and 57%. The cephalic arch intervention rate was reduced from 3.34 to 0.9 per access-year ($t=7.74$, $p<.001$). The average follow-up time was 14.5 months (range, 4.8-32).

CONCLUSION:

Flow reduction of a brachiocephalic arteriovenous hemodialysis fistula may effectively diminish the incidence of symptomatic CAS.

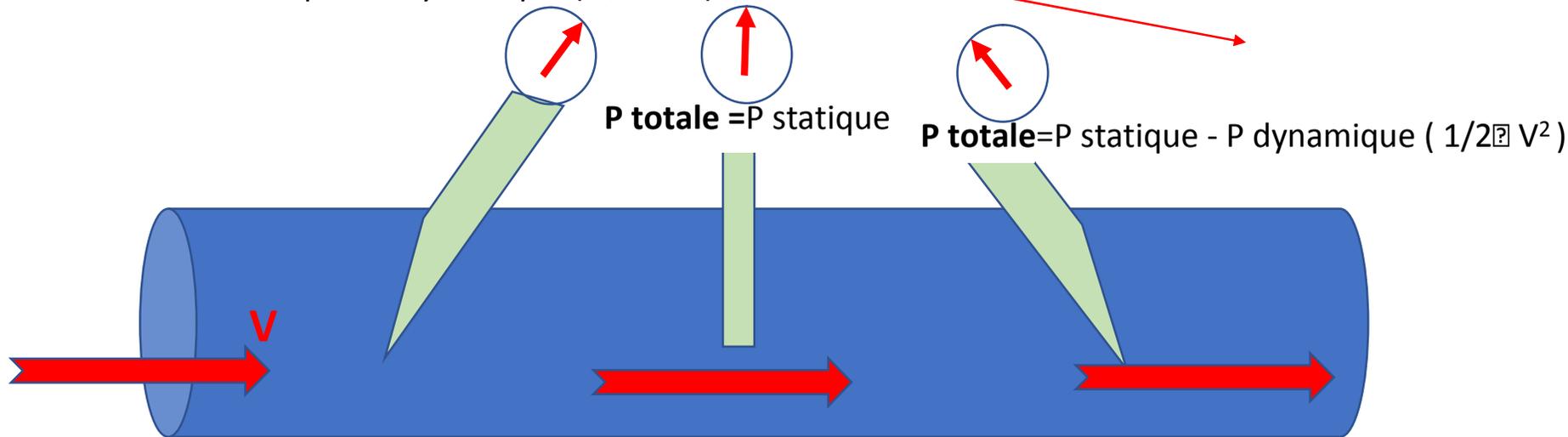




TUBE DE PITOT . P STATIQUE / P DYNAMIQUE

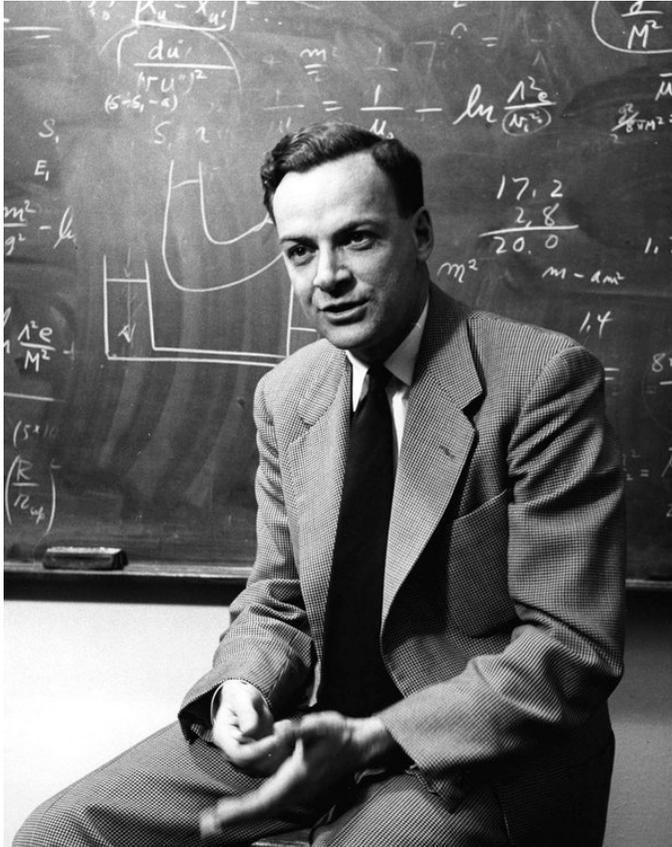


P totale = P statique + P dynamique ($1/2 \rho V^2$)



Sens de ponction

TURBULENCE



Turbulence is the most important
unsolved problem of classical
physics.

*Richard Phillips Feynman
Prix Nobel Physique 1965*

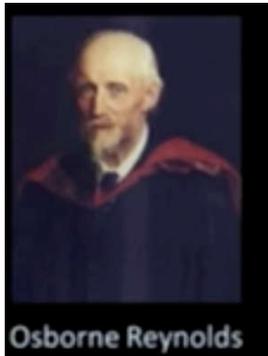
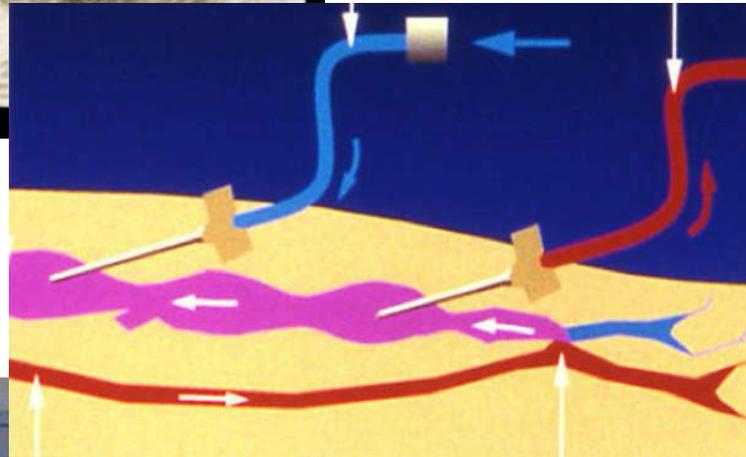
TURBULENCES



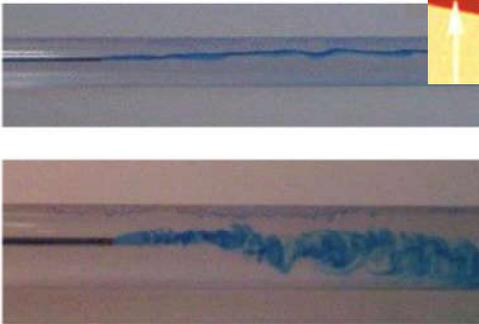
Léonard de Vinci



4 SIECLES

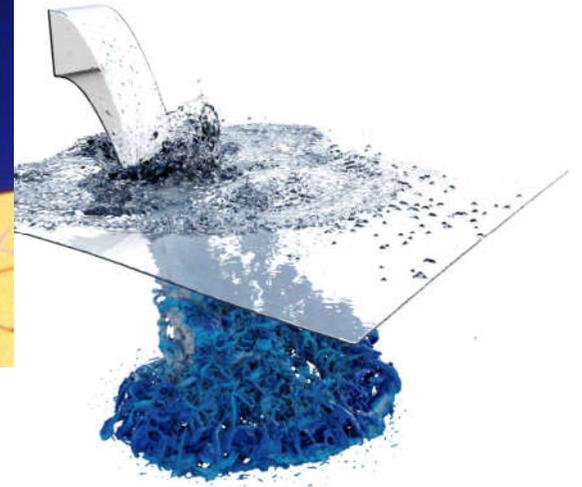


Osborne Reynolds



Re > 3000

turbulent
lamir



1 SIECLE
3 ans de calcul!!!!
Pour les 500 ans de L de Vinci

TURBULENCES

THRILL EST LA CONSEQUENCES DES TURBULENCES DANS L'AAV

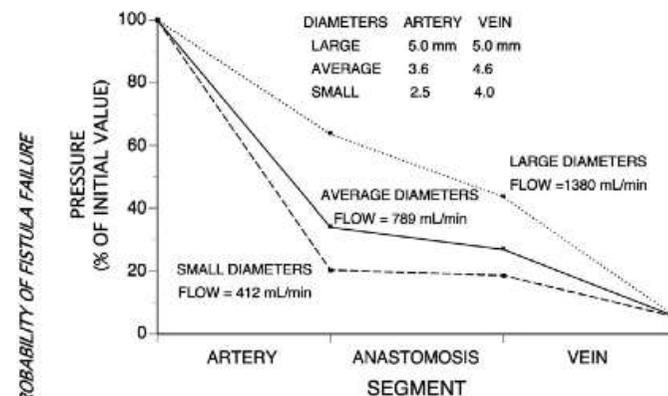
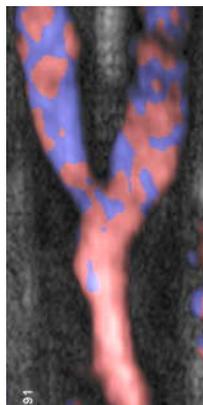
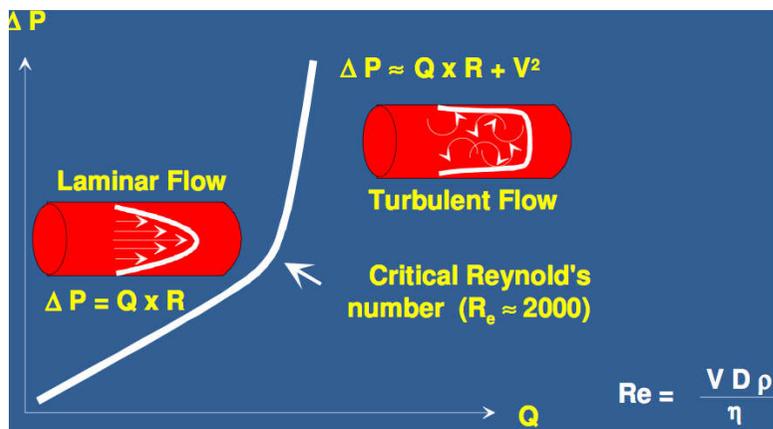


Fig. 6. Predicted pressure drops across fistula circuit at different diameters of artery and vein. Anastomosis of artery to vein results in high flow with large dissipation of energy and pressure before flow crosses anastomosis. The usual narrowness of the artery assures that the artery normally has the largest pressure drop in the circuit. At the average diameters in this study, arterial pressure is predicted to drop ~60% before entering the anastomosis. This low pressure is responsible for retrograde radial artery flow in radiocephalic fistulas (Figure 1C).

Kheda MF. *Nephrol Dial Transplant* 2010

Flux turbulent consomme plus d'énergie qu'un flux laminaire

Le décrochage pour un vaisseau de 6 mm commence avec une V de 200 cm/s

LOI de LAPLACE

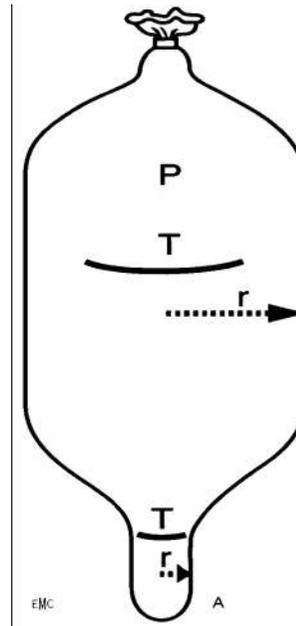
Force de tension des parois vasculaires

$$T = P \cdot r / h$$

Plus le rayon vasculaire est petit plus le vaisseau tire un avantage mécanique en termes de tension pariétale.

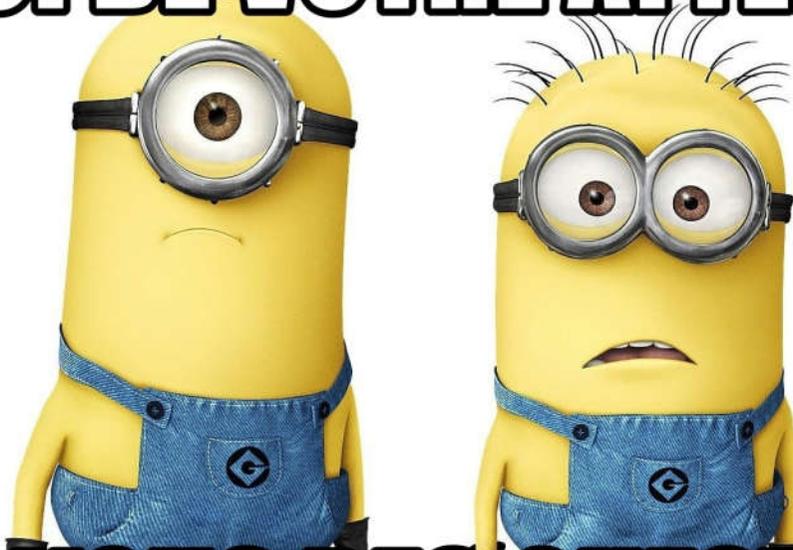
P:pression
r :rayon
h:épaisseur

Du fait des différences énormes de rayon, la tension pariétale est 10 000 fois plus importante dans l'aorte par rapport au capillaire, bien que les pressions y soient voisines



EXPLIQUE LA DEGENERESCENCE ANEVRISSMALE ET SA TRADUCTION CLINIQUE

MERCI DE VOTRE ATTENTION

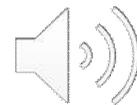


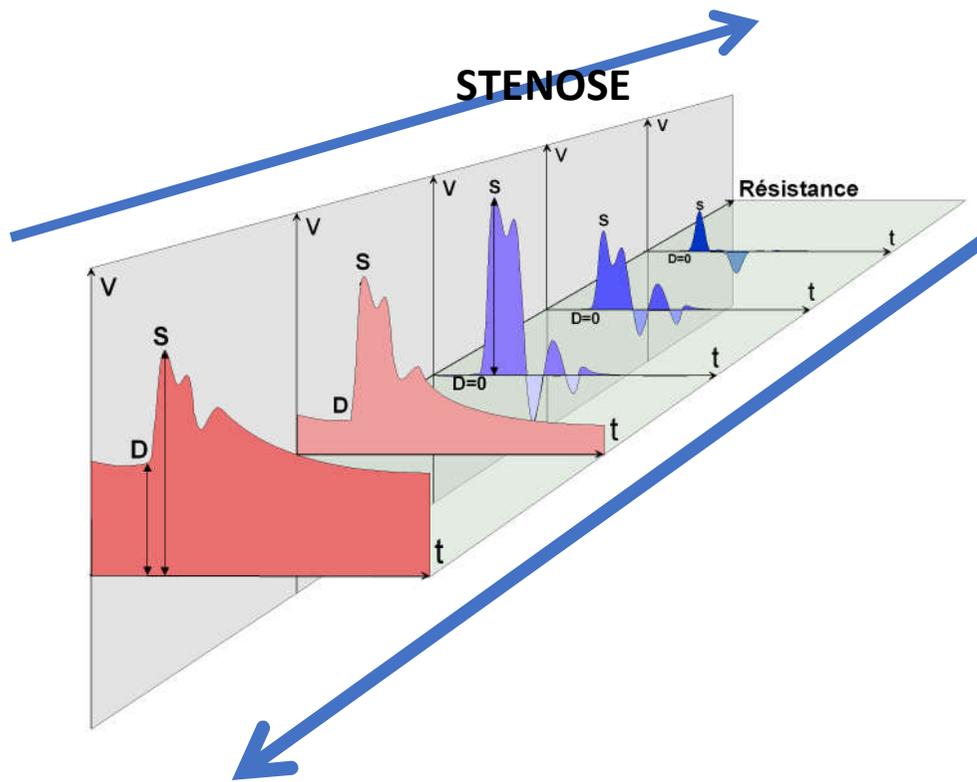
AVEZ VOUS DES QUESTION ?

STENOSE VEINEUSE

LA PLUS FREQUENTE DES LESIONS IMPLIQUEE DANS:

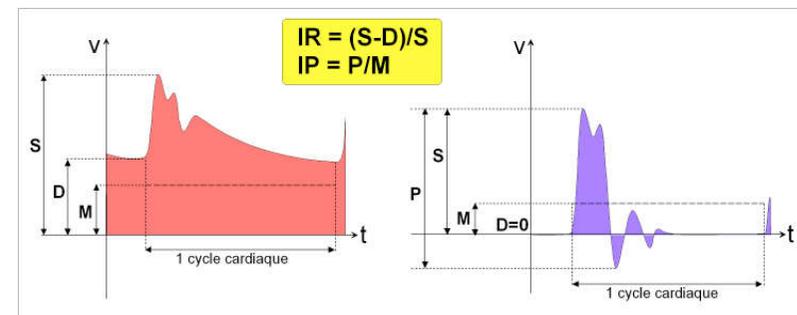
- **AUGMENTATION DES PV**
- **SAIGNEMENT PROLONGE**
- **MAUVAISE QUALITE DE DIALYSE**
- **HYPODEBIT**
- **DYSMATURATION**





RESISTANCE DIMINUE

A. BRACHIALE

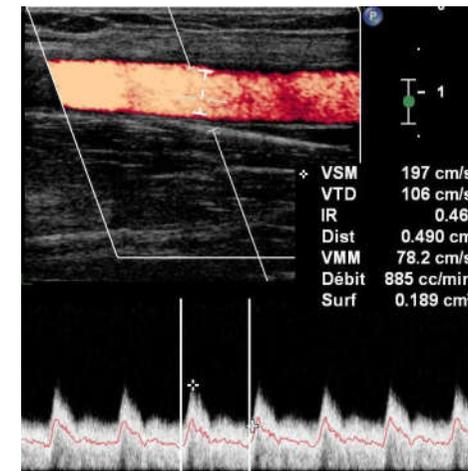
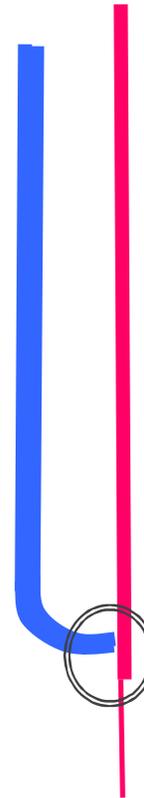


FAV

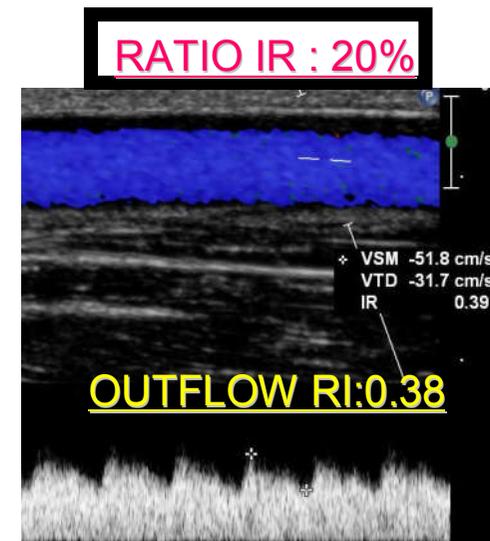


RESISTANCE VASCULAIRE

FAV NORMALE
IR=0.49+/-0.16

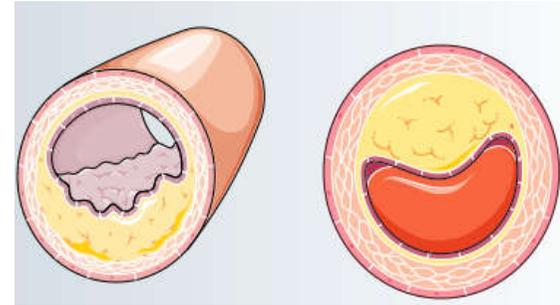
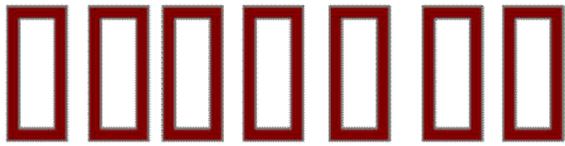


INFLOW RI:0.46

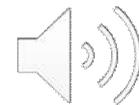


OUTFLOW RI:0.38

RATIO IR : 20%



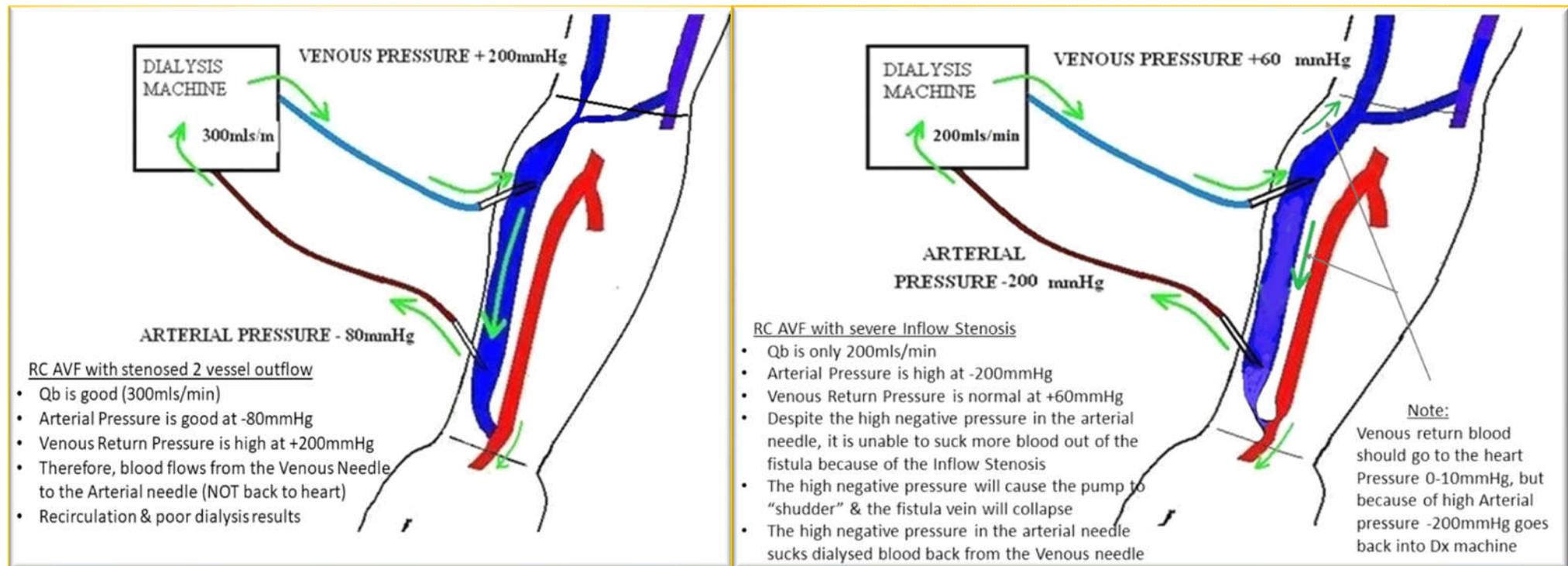
- La définition d'un pourcentage de rétrécissement significatif par rapport au vaisseau «normal» adjacent est inadaptée dans beaucoup de cas de FAV.
- sténose significative de FAV est un diamètre luminal minimal absolu déterminé par les exigences de la pompe d'hémodialyse.
- En premier lieu l'AAV.



RECIRCULATION

OUTFLOW STENOSIS

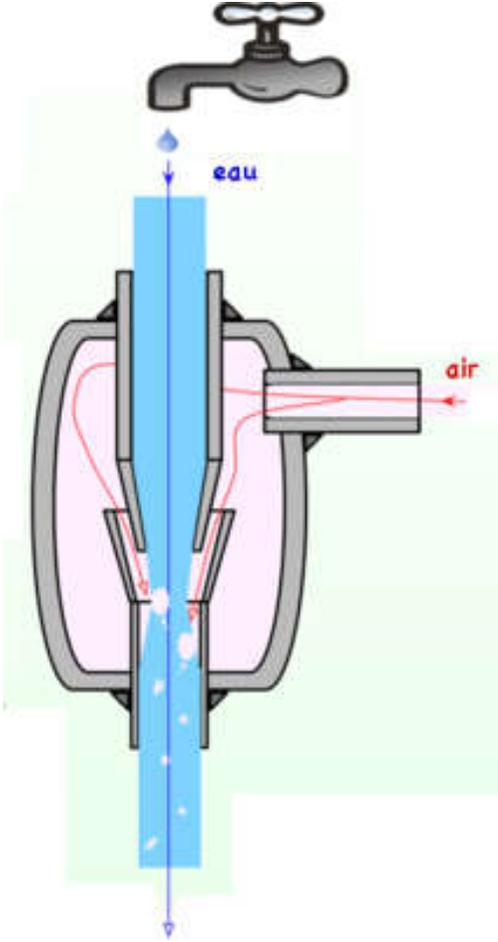
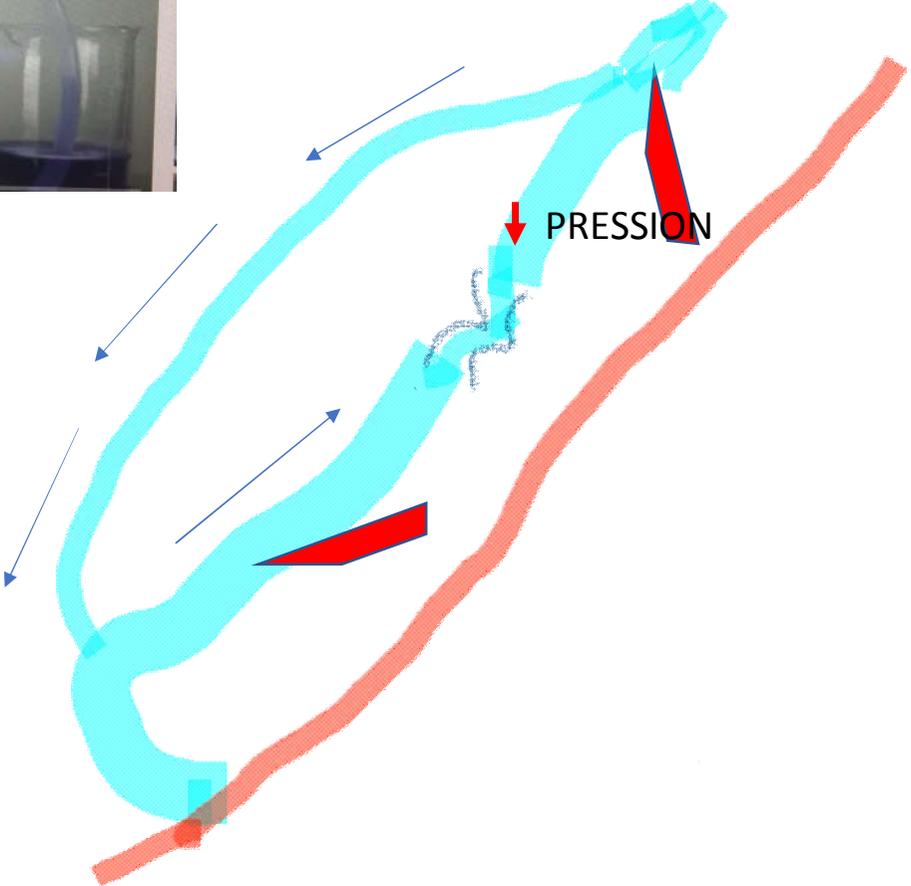
INFLOW STENOSIS





RECIRCULATION

STENOSE INTERMEDIAIRE



Courtesy Kidney Academy

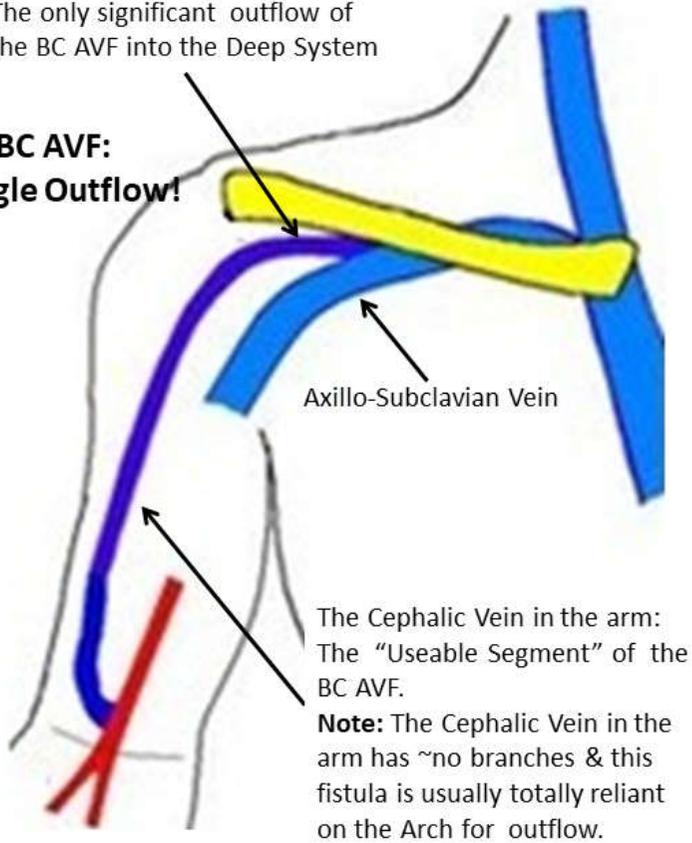
Figure 15

Outflow RC Vs BC AVF

"Cephalic Arch"

The only significant outflow of the BC AVF into the Deep System

**BC AVF:
Single Outflow!**



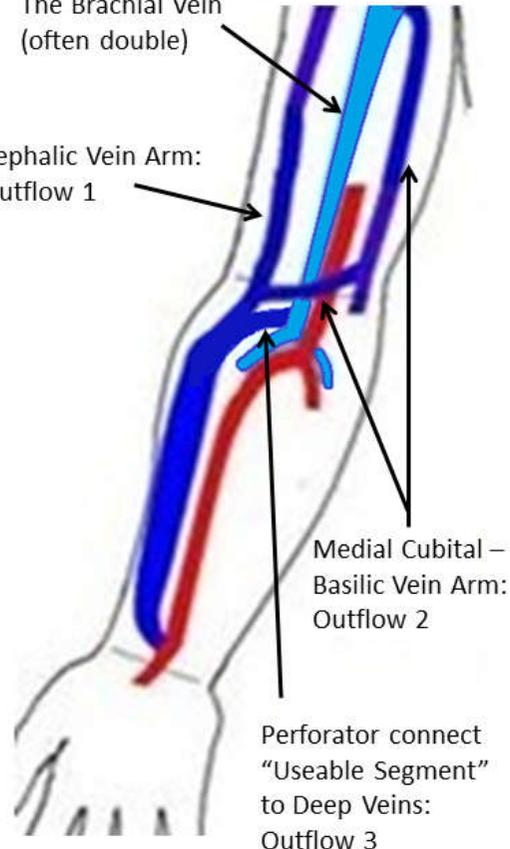
RC AVF: Triple Outflow!

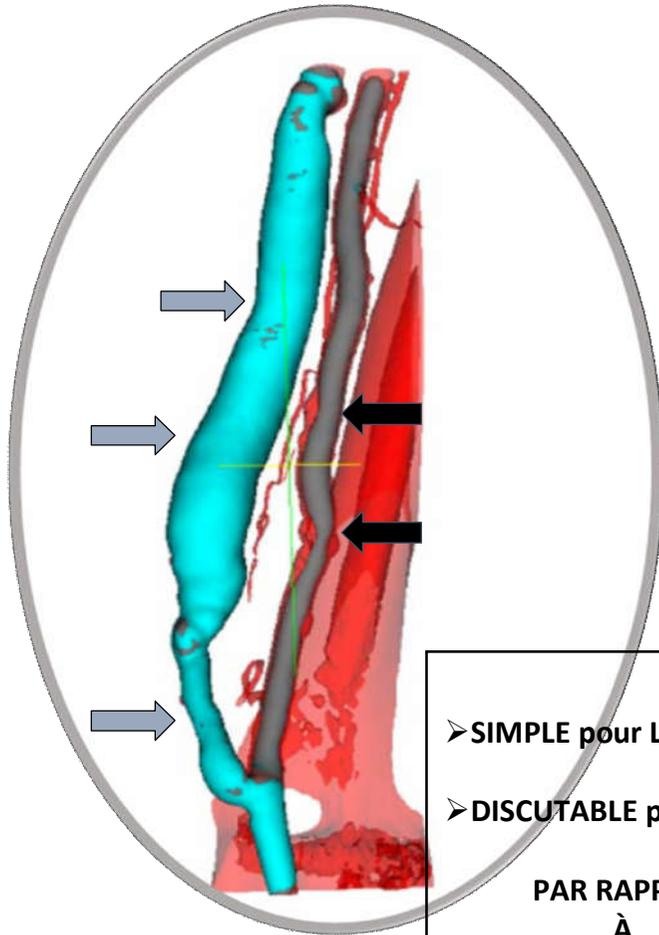
The Brachial Vein
(often double)

Cephalic Vein Arm:
Outflow 1

Medial Cubital –
Basilic Vein Arm:
Outflow 2

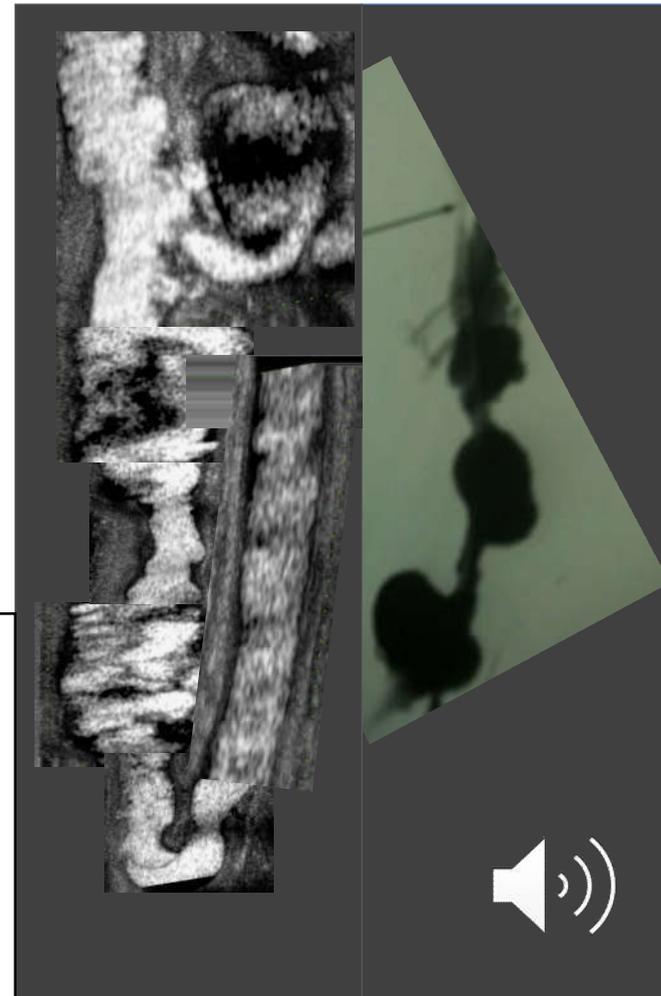
Perforator connect
"Useable Segment"
to Deep Veins:
Outflow 3





- SIMPLE pour L'INFLOW
- DISCUTABLE pour L'OUTFLOW

PAR RAPPORT
À
L'ARTERE OU LA VEINE ?



NECESSITE DE DEFINIR LA STENOSE CRITIQUE

LES ENNUIS COMMENCENT!!!!!!

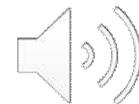


DIAMETRE CRITIQUE

CARACTERE DU RETRECISSEMENT: SYMETRIQUE/ASYMETRIQUE

LONGUEUR

DEBIT BASAL



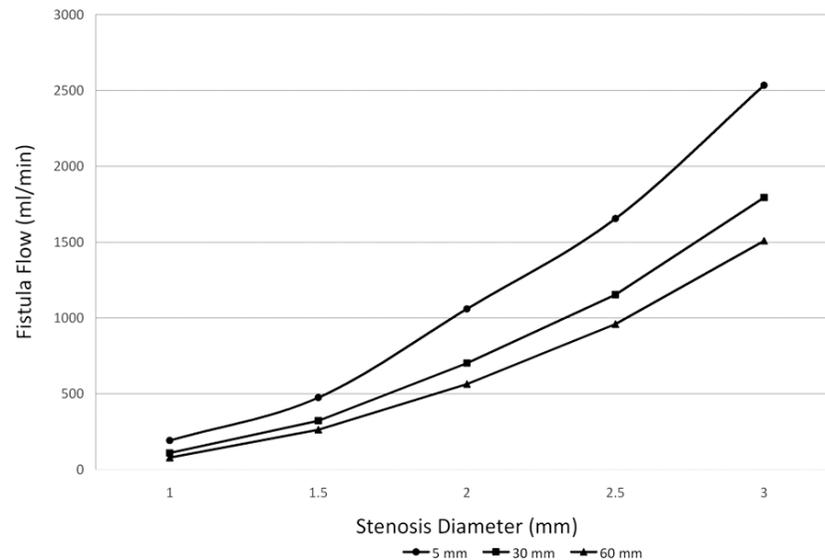
RAPPORT DEBIT /STÉNOSE

AVF under physiologic extremes of mean blood pressures (50-160 mmHg)

1.5 mm stenosis of 5 mm length is capable of delivering: 301 mL/min > flow rate < 642 mL/min

2.5 mm stenosis of 5 mm in length is capable of delivering: 1,027 mL > flow rate < 2,262 mL/min

3 mm stenosis of 6 cm length is capable of delivering: 902 mL > flow rate < 2093 mL/min

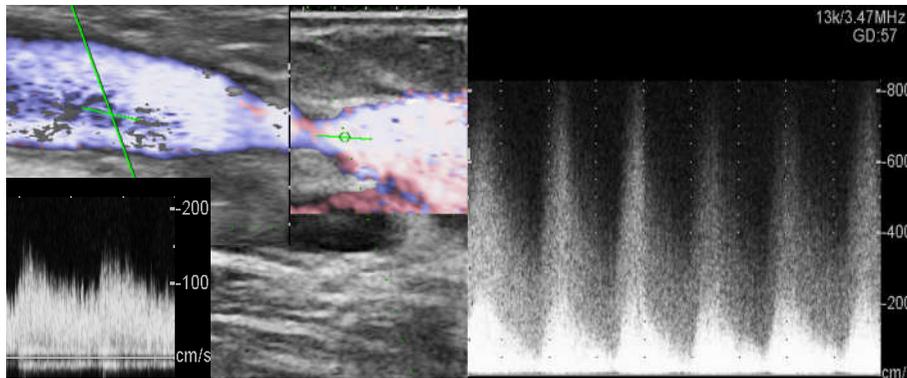
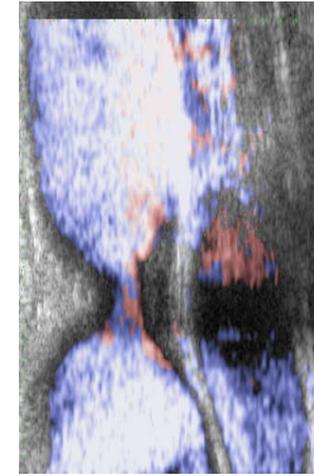
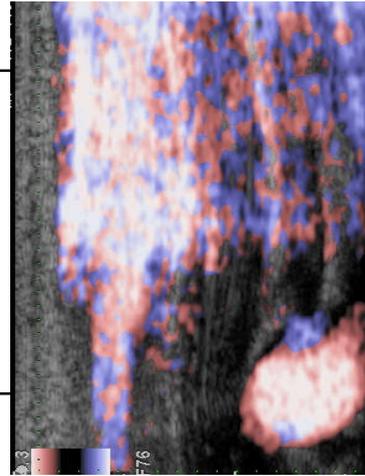


Hoganson D M, Validation of computational fluid dynamics-based analysis to evaluate hemodynamic significance of access stenosis J Vasc Access 2014

The model clearly suggests that under physiologic extremes of mean pressures, a diameter of 2.5 mm is ample to provide flows over 1,000 mL/min

CRITERES DE STENOSES SIGNICATIVE ET FAV

- **PSV RATIO > 3**
- **DIAMETRE RESIDUEL < 3mm**
- GRAVITE**
- **DEBIT ↘**
- **IR ↗ > 0,7 RISQUE D'OCCLUSION**



V1: 150 cm/s DR: 2,2mm V2: 850 cm/s RATIO PSV: 5,6 IR : 0,7

DEFINITION DE LA LUMIERE RESIDUELLE:
SUPPRESSION DU BLOOMING PAR COMPRESSION

STENOSE JUXTA AAV

Diamètre résiduel de 2.7 mm est une valeur seuil seuil à retenir
90% sensibilité et 80% spécificité dans le diagnostic de la dysfonction

Fahrtash F et al. Defining a significant stenosis in an autologous radio-cephalic arteriovenous fistula for hemodialysis. *Semin Dial.* 2011

