

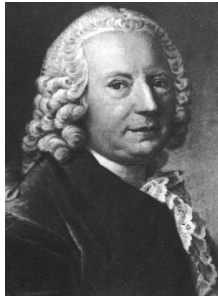
HÉMODYNAMIQUE DE LA FAV

Dr Gilbert FRANCO
Clinique ARAGO
PARIS





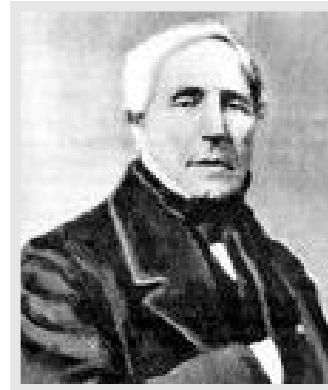
$v^2 = 2(p_t - p_s) / \rho$
Henri Pitot
 1695-1771



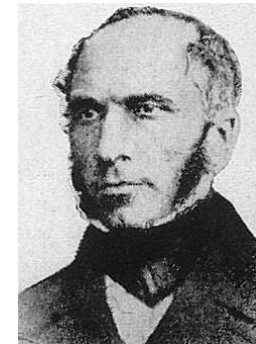
$\Delta P = 4 \rho v^2_{max}$
Daniel Bernoulli
 (1700 – 1782)



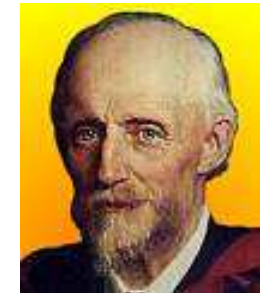
$T = P \cdot r / h$
Laplace
 (1749 - 1827)



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

18 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 (SANG)

TYPE D'ÉCOULEMENT

LAMINAIRE

TURBULENT (SANG)

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** (et non l'inverse)

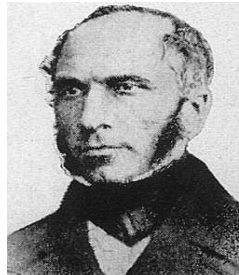
↘ RESISTANCE → DEBIT ↗

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

IR:1 100-200 ml/mm



GT FEM-POP



H.DARCY
(1803-1858)

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

Le débit ↑ si la résistance ↓

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



PTFE BRACHIO-AXILLAIRE

Ces 2 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.

REPERCUSSION DE LA CREATION D'UNE FAV

THE ICEBERG ILLUSION

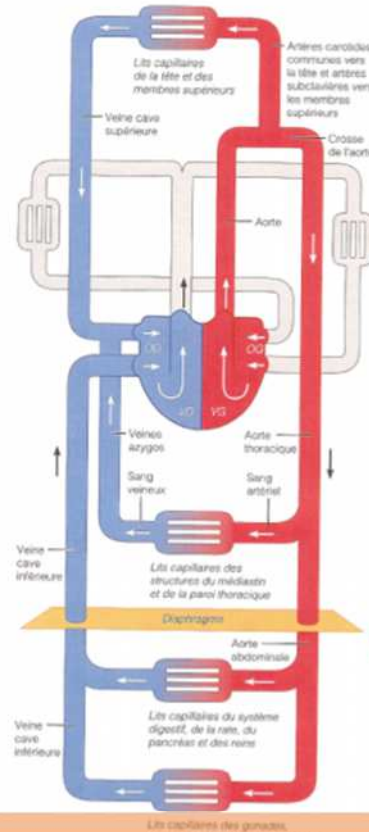
MACRO
CIRCULATION

20/30%

MICRO
CIRCULATION
 $\varnothing < 60$ Microns

70/80%

$$P = Q \cdot R$$



RESISTENCE VASCULAIRE SYSTEMIQUE

Exclut
la circulation pulmonaire
qui

va être intégrée après Création de la FAV

➤ RESISTANCES VASCULAIRES

↑ DEBIT CARDIAQUE

↑ RETOUR VEINEUX

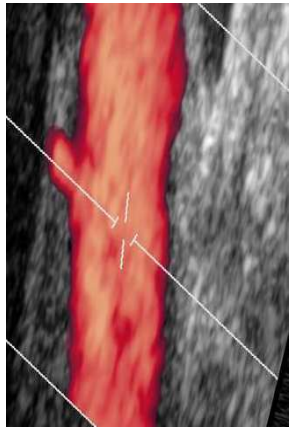
↑ PRESSION OD

↑ PRESSION AP

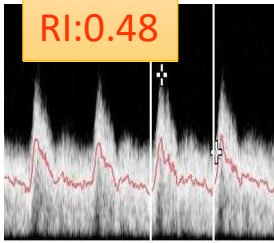
↑ PRESSION TDVG

CREATION de la FAV

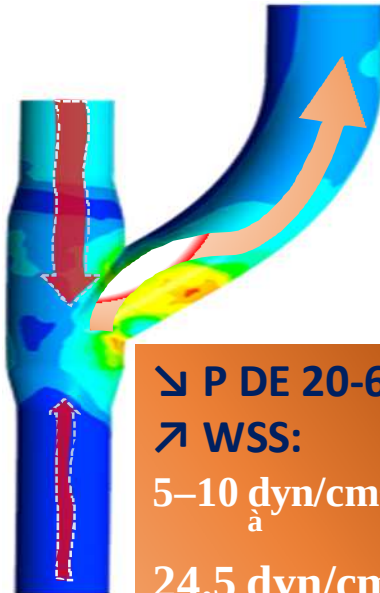
Big Bang



RI:0.48



APRES AVF



↘ P DE 20-60%

↗ WSS:
5-10 dyn/cm^2

24.5 dyn/cm^2

↗ NO

↑ EDRF

EFFONDREMENT DE LA RESISTANCE

Avant tout remodelage vasculaire :

Chute 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

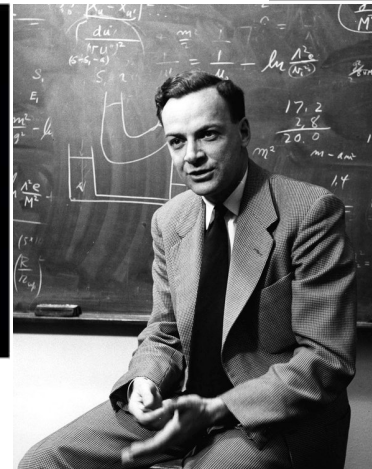
Dilatation vasculaire est mixte : Q dépendante + VD induite par NO

Lomonte C, *Semin Dial* 2005

Wong V, *Eur J Vasc Endovasc Surg* 1996

THRILL = TURBULENCES = WSS ↑

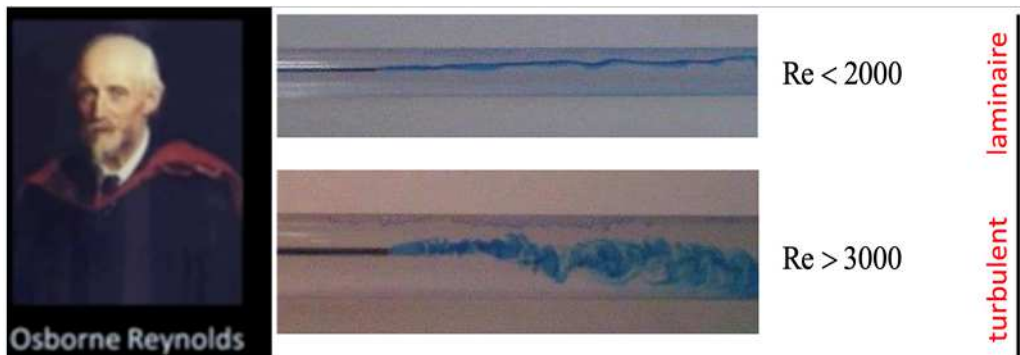
PATERNITE: Leonard de VINCI



Turbulence is the most important unsolved problem of classical physics.

— Richard P. Feynman —

4 SIECLES

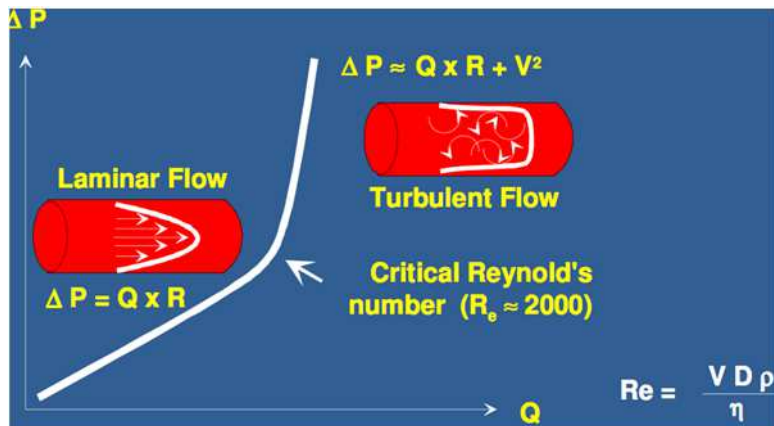


3 ans de calcul!!!!
Pour les 500 ans de L de Vinci (2019)



TURBULENCES

THRILL EST LA CONSEQUENCE DES TURBULENCES DANS L'AAV



$$Re = V D r / h$$

$$Re = 26 V D \text{ (simplifié)}$$

Le nombre de Reynolds caractérise l'écoulement turbulent/laminaire

V = vitesse d'écoulement sanguin (cm.s^{-1}),

D = diamètre (cm),

r = densité du sang, et h = viscosité dynamique du sang (g.cm^{-3}).

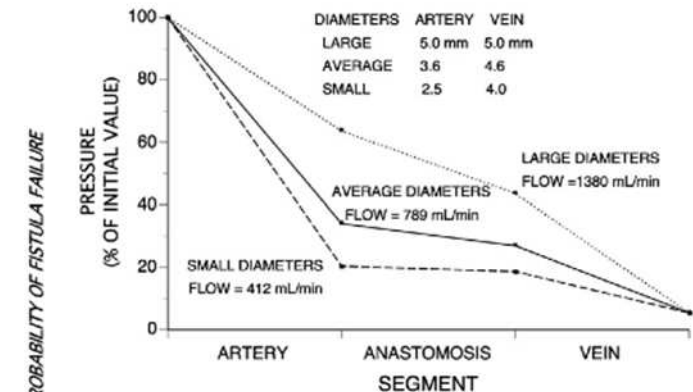
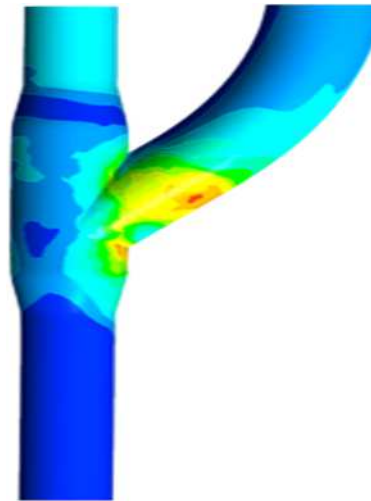


Fig. 6. Predicted pressure drops across fistula circuit at different diameters of artery and vein. Anastomosis of artery to vein results in high flow with large dissipation of energy and pressure before flow crosses anastomosis. The usual narrowness of the artery assures that the artery normally has 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).

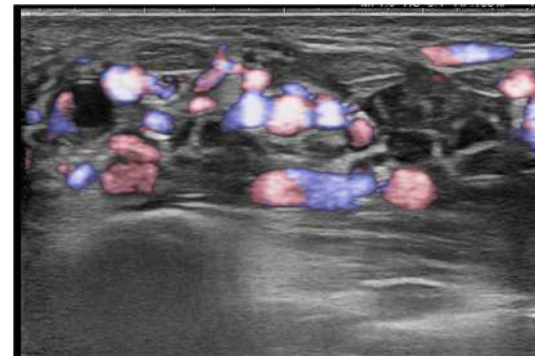
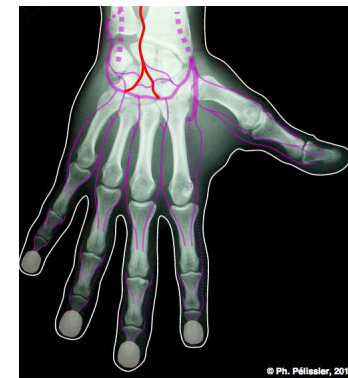
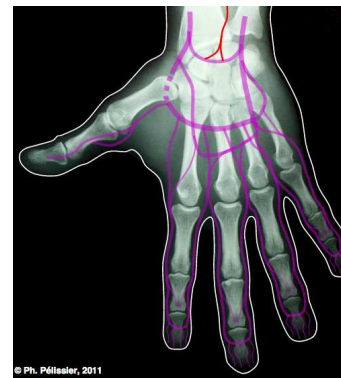
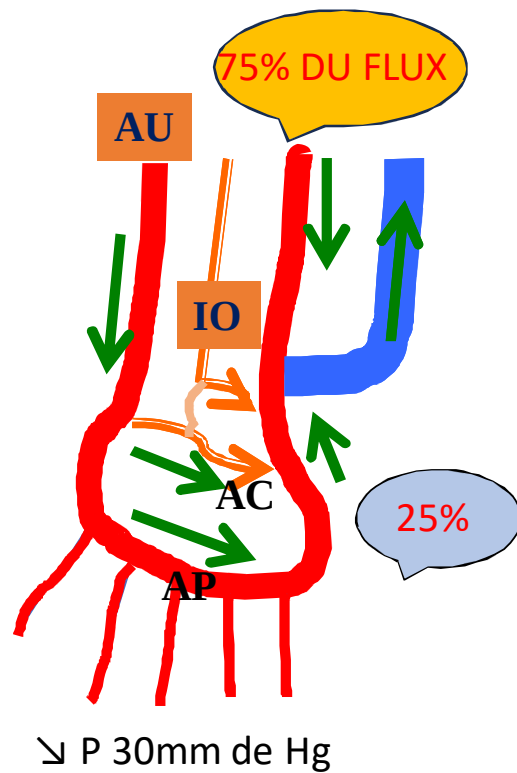
Kheda MF.Nephrol Dial Transplant 2010

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

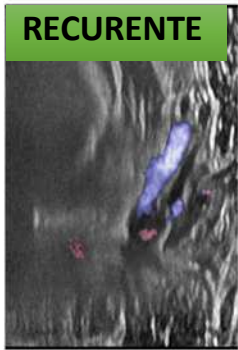
FAV AU POIGNET:HEMODETOURNEMENT PERMANENT

CONSTANT
EN
SITUATION ANATOMIQUE NORMALE

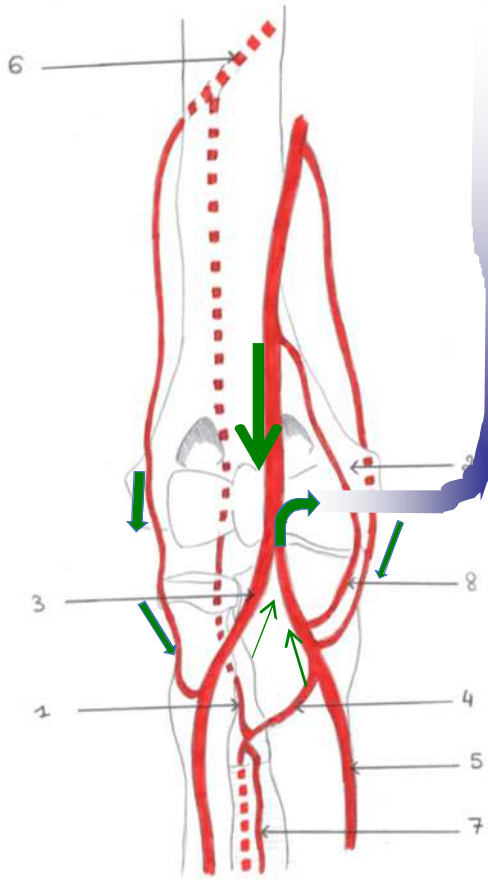
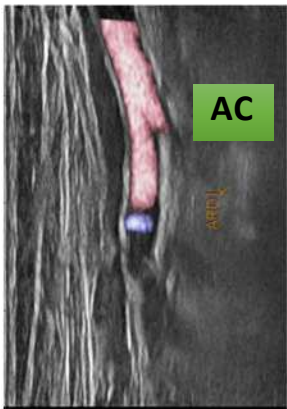


HEMODERTOURNEMENT FAV AU COUDE

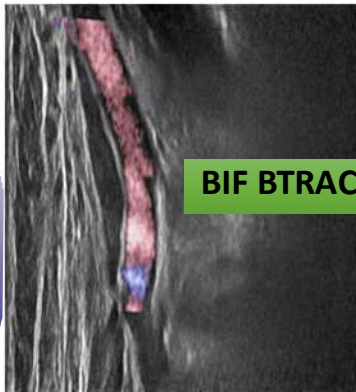
RECURENTE



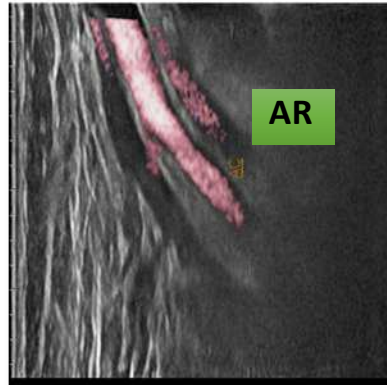
AC



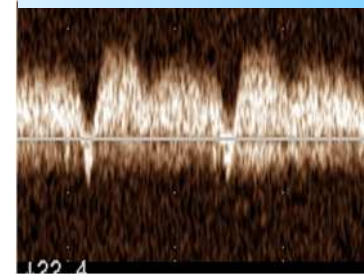
BIF BRACHIALE



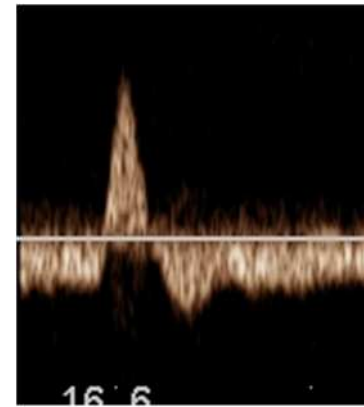
AR



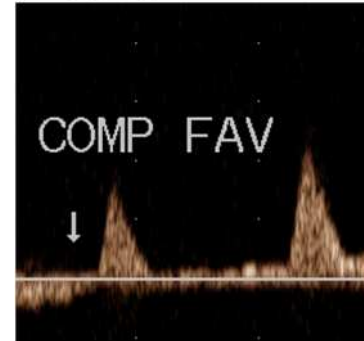
FLUX AH



HD PERMANENT
TURBULENCES +++



HD INTERMITTENT



RESTAURATION
SOUS
COMPRESSION FAV

CALCUL DU DEBIT



HAGEN-POISEUILLE

(1840)



NAVIER-STOKES

(1822)



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

**Le débit volumique est directement proportionnel au gradient de pression entre ses extrémités
à la quatrième puissance de son rayon interne
inversement proportionnel à sa longueur et à sa viscosité**

$$\rho \left(\frac{\partial v}{\partial t} + v \cdot \nabla v \right) = -\nabla p + \mu \nabla^2 v$$

Masse volumique

Accélération du fluide

Forces de pression

Forces de viscosité (résistance de l'air...)

Problèmes du prix du millénaire de l'institut de mathématiques Clay.

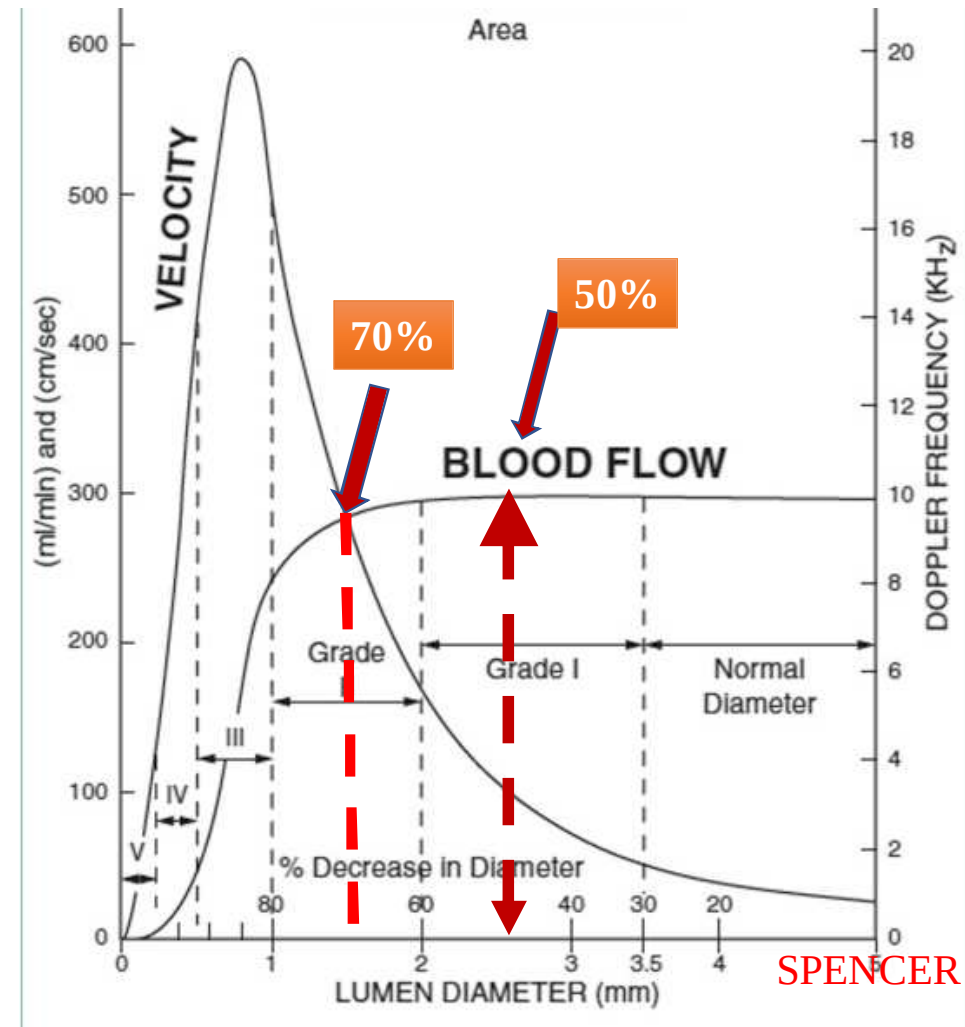
Resistance In Vivo/Debit /Limite de POISEUILLE

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

↘ de 50% du rayon $\times$ la **R** par 16

↘ la même proportion le debit

Personne n'a jamais vu une telle ↘ du debit

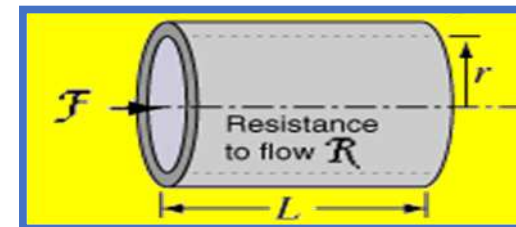


SPENCER MP,1981

POISEUILLE et REDUCTION DE DEBIT

➤ BANDING

$$\mathcal{R} = \frac{8\eta L}{\pi r^4} \quad \text{where } \eta = \text{viscosity} \quad \star \text{ With other parameters held at original values}$$
$$\text{Volume Flowrate} = \mathcal{F} = \frac{P_1 - P_2}{\mathcal{R}} = \frac{\pi(\text{Pressure difference})(\text{radius})^4}{8(\text{viscosity})(\text{length})}$$



0%		2000 ml
20%		820 ml = - 59%
50%		136 ml = - 93%
80%		3.2 ml = - 99%

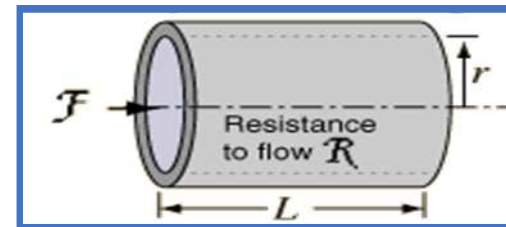
19 % de REDUCTION DE
RAYON
DIMINUE PAR 2 LE DEBIT

R.U.D.I POUR HYPER DEBIT

➤ Revision using distal inflow (RUDI)

DOUBLER LA LONGUEUR DIMINUE PAR 2 LE DEBIT

$$\mathcal{R} = \frac{8\eta L}{\pi r^4} \quad \text{where } \eta = \text{viscosity} \quad \star \text{ With other parameters held at original values}$$
$$\text{Volume Flowrate} = \mathcal{F} = \frac{P_1 - P_2}{\mathcal{R}} = \frac{\pi(\text{Pressure difference})(\text{radius})^4}{8(\text{viscosity})(\text{length})}$$



RUDI

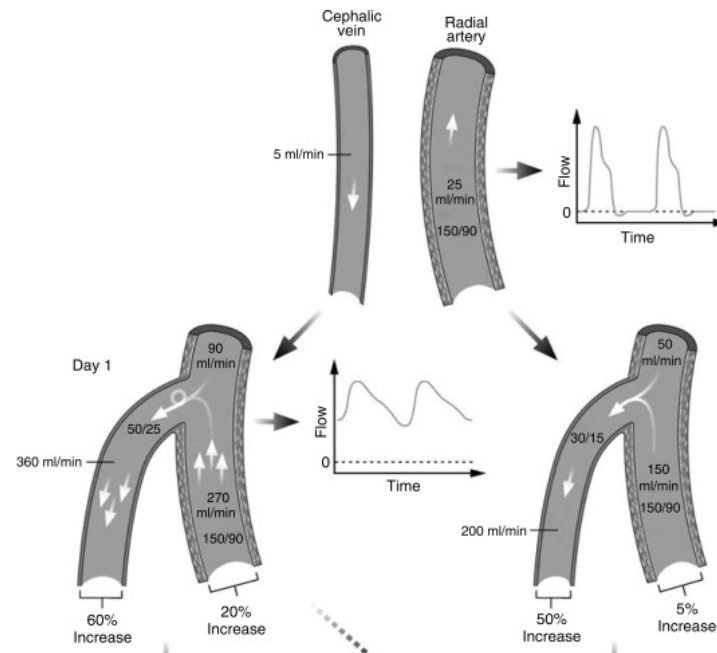
↑ LA LONGUEUR
DIMINUE PAR 3 LE RAYON

DIMINUTION DE 20 à 182 FOIS LE DEBIT!!!!!!

MATURATION FAV Rc

Illustration du rôle majeur des résistances avant le remodelage vasculaire

POISEUILLE r^4
✖ 2 : 50ml/mm



Dixon 2006

TAILLE DE L'AAV ET DEBIT

$\uparrow Q < 5 < 2 = 0$

Ø AAV 2 4 8 16

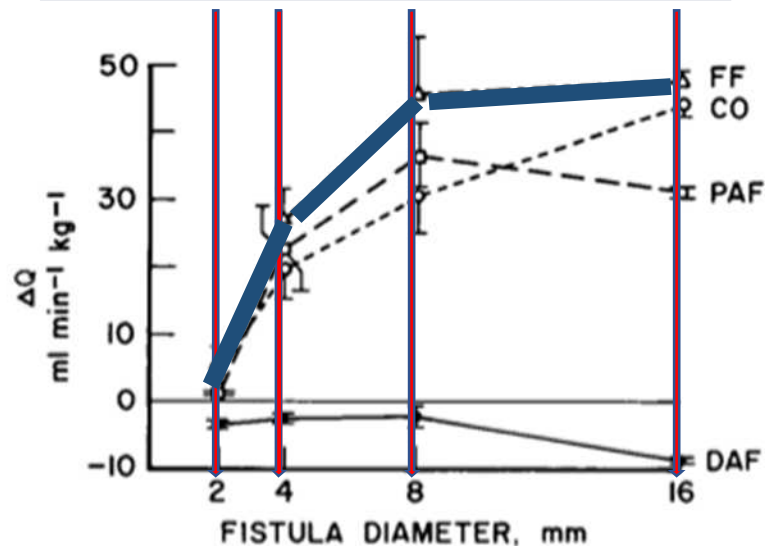


Fig. 1. Effects of changes in fistula diameter (mm) on fistula flow (FF) in ml. min.⁻¹ Kg.⁻¹ and on changes in proximal femoral artery flow (PAF), distal femoral artery flow (DAF), and cardiac output (CO) in ml. min.⁻¹ Kg.⁻¹.

Table II. Effects of fistula diameter on fistula flow*

Fistula diameter (mm.)	Fistula flow† (ml. min. ⁻¹ Kg. ⁻¹)
2	5.4 ± 0.5
4	26.8 ± 4.7
8	45.7 ± 8.3
16	47.8 ± 1.3‡

Lavigne JE *J Thorac Cardiovasc Surg* 1977

Taille AAV / ø ART	↑DEBIT /debit basal
× 1,5	× 5,6
× 3	× 8,4

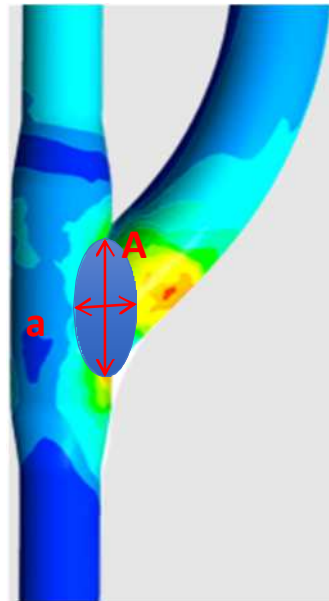
↑50% et non 1600%

RAMACCIOTTI E *J.Vasc Access* 2

EFFET DU DOUBLEMENT DE TAILLE DE L'AAV EN CONTRADICTION AVEC LA LOI DE POISEUILLE QUI INDIQUE UNE X PAR 16 A CHAQUE DOUBLEMENT DU CALIBRE

TAILLE DE L'AAV ET DEBIT

114 patients
64 males, 50 females
Age : 60 years
32 Brachio basilic AVF
30 Brachio céphalic AVF
49 Radio céphalic AVF
3 Ulna basilic AVF



CSA	NS (p= 0.23)
Artery Ø	S (p<0,0001)
Vein Ø	S (p<0.0001)
Long axis	NS
Short axis	NS
RI	S (p<0,003)
Anastomosis level	S
Age	NS
gender	NS
Comorbidities	NS
CSA/ artery csa	NS

EQUATION DE CONTINUITE: BERNOULLI

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

Equation modifiée :

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

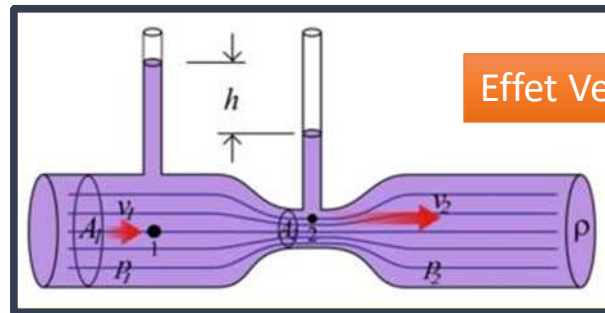
V1 : vitesse en amont de la sténose

V2 : vitesse en aval.

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

Equation simplifiée:

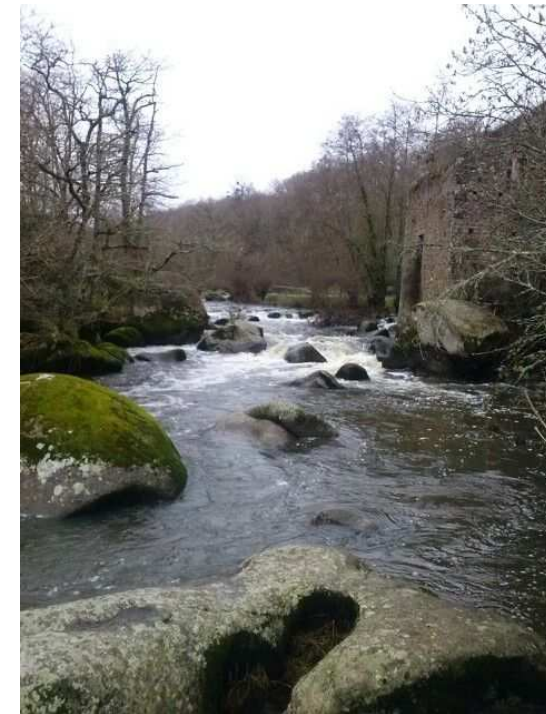
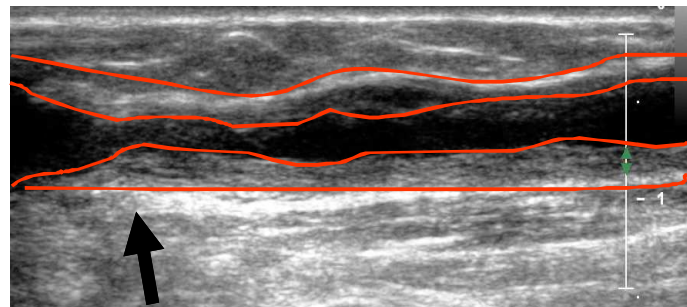
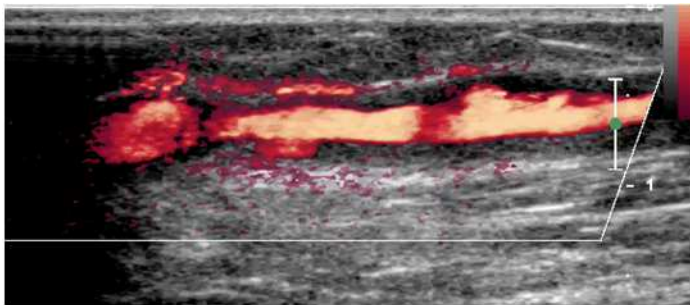
$$\Delta P = 4 \cdot (V^2 \text{ max})$$



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

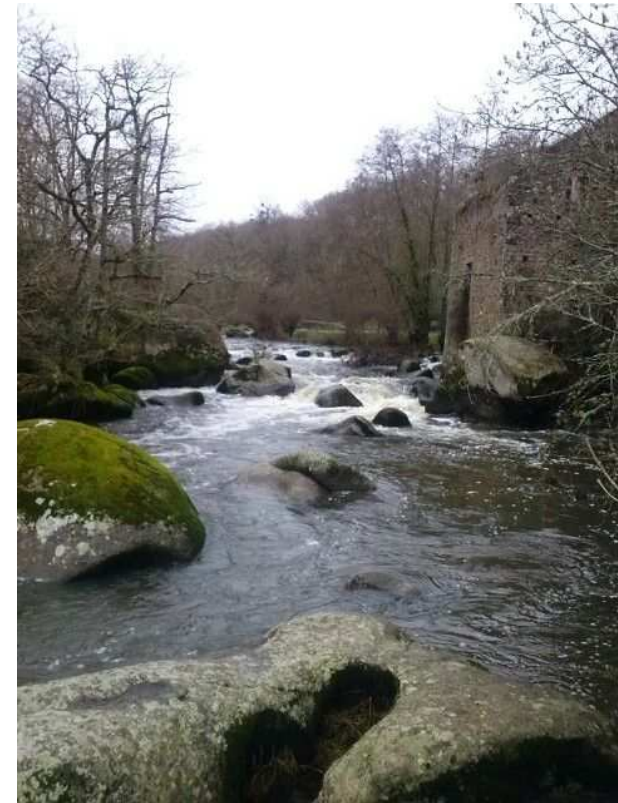
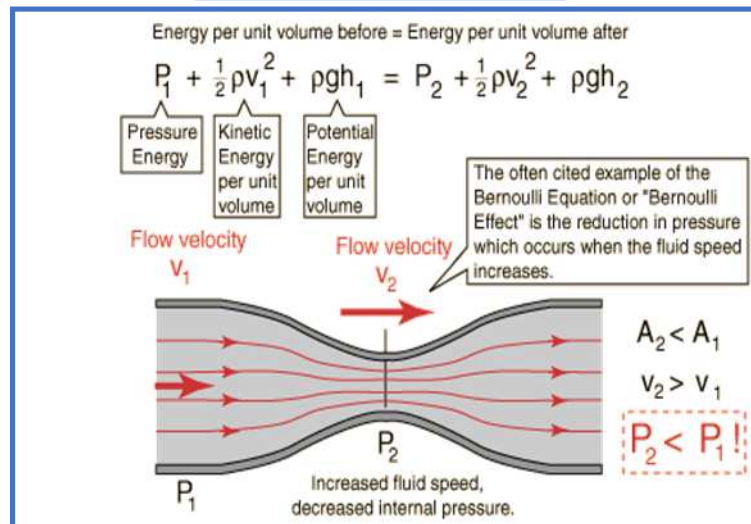
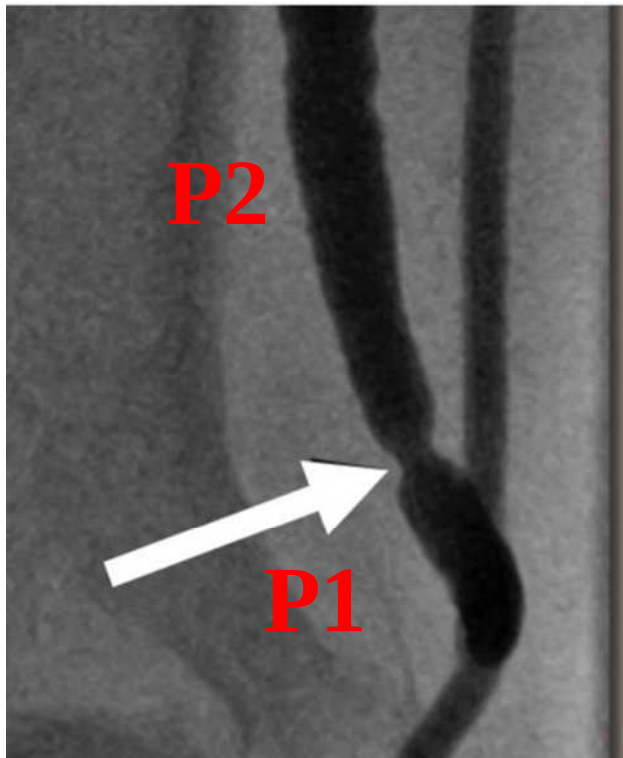


EQUATION DE CONTINUITE et BANDING

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

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

$$P_2 < P_1$$



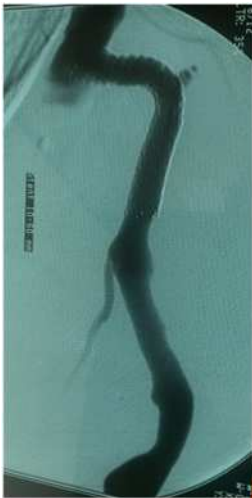
STENOSE SIGNIFICATIVE /DEBIT

- 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 :mismatch contenant /contenu

**RÉGULER LE DÉBIT
PLUTÔT
QUE DILATER AVEUGLEMENT**



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](#).

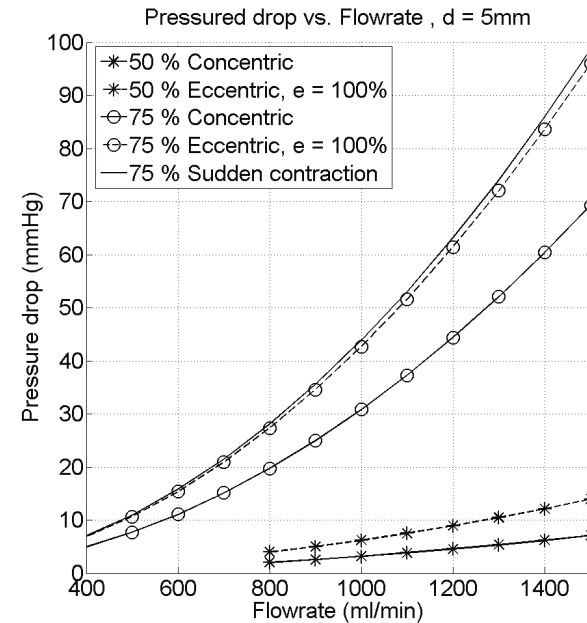
Recurrent cephalic arch stenosis (CAS) has been linked to high flow and has a high rate of recurrence following angioplasty. This study investigates the effectiveness of access flow reduction in decreasing rapidly recurrent symptomatic CAS.

RESULTS:

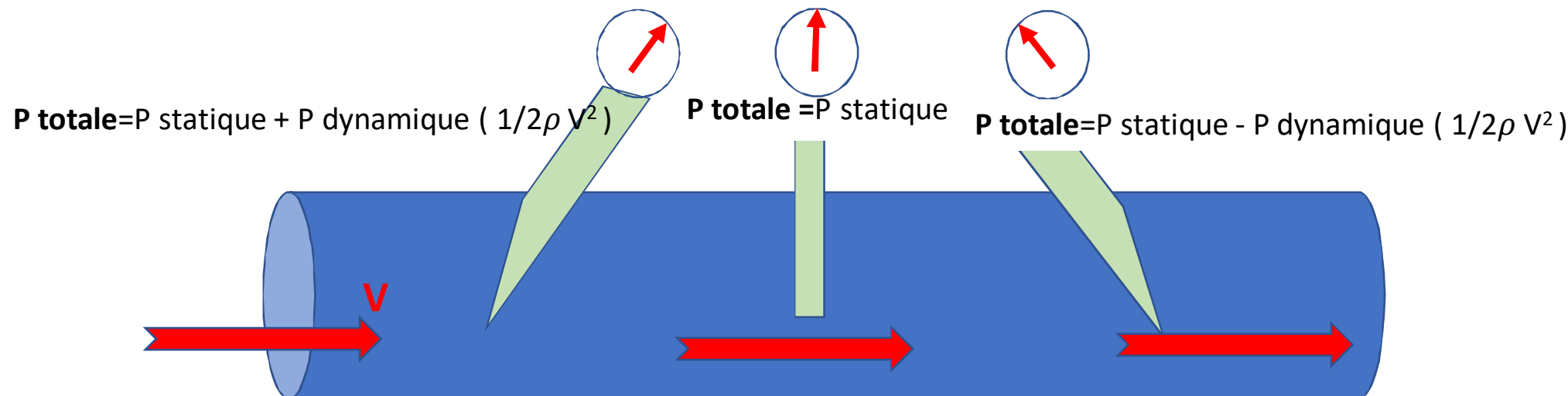
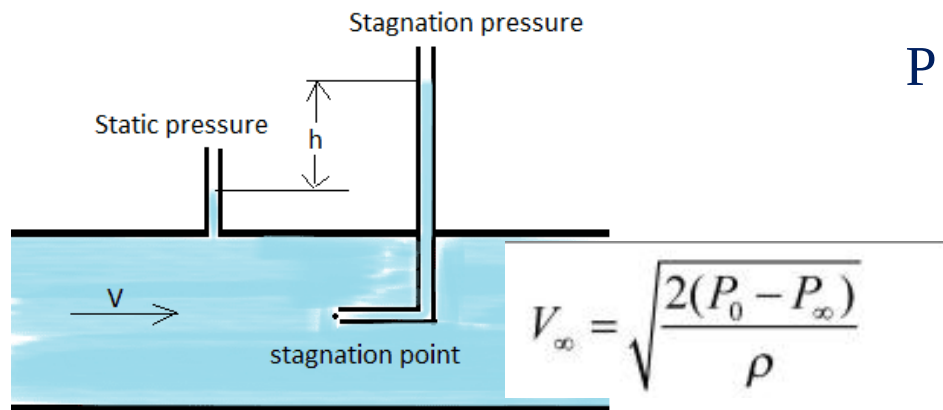
At 3, 6, and 12 months, the cephalic arch primary lesion patency was 91%, 76%, and 57%. The cephalic arch intervention rate was reduced from 3.34 to 0.9 per access-year ($t=7.74$, $p<.001$). The average follow-up time was 14.5 months (range, 4.8-32).

CONCLUSION:

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



TUBE DE PITOT . P STATIQUE / P DYNAMIQUE



Sens de ponction

MERCI DE VOTRE ATTENTION



AVEZ-VOUS DES QUESTIONS ?

STENOSE VEINEUSE

LA PLUS FREQUENTE DES LESIONS IMPLIQUEE DANS:

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



LOI de LAPLACE

Force de tension des parois vasculaires

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

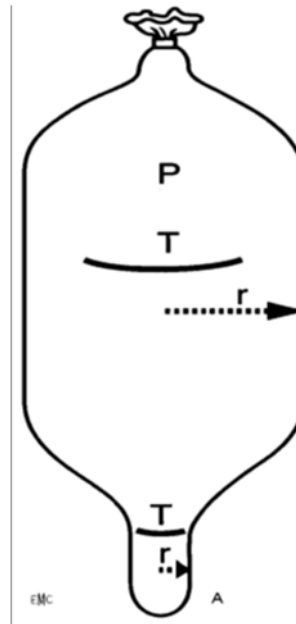
Plus le rayon vasculaire est petit plus le vaisseau tire un avantage mécanique en termes de tension pariétale.

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

DEBIT /RESISTANCE/ PRESSION



H.DARCY
(1803-1858)

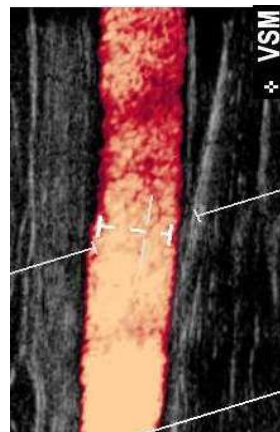
$$Q^0 = \Delta P / R$$

Le débit augmente si la résistance baisse

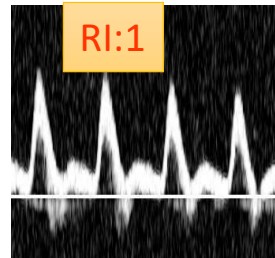
INDEX DE RESISTANCE

FAV diminue les résistances périphériques

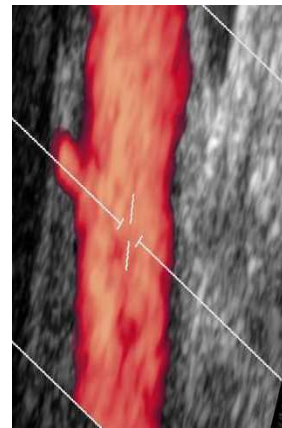
IR:0,8



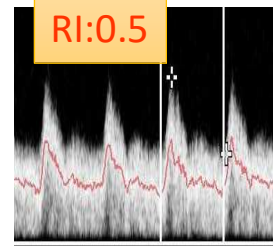
RI:1



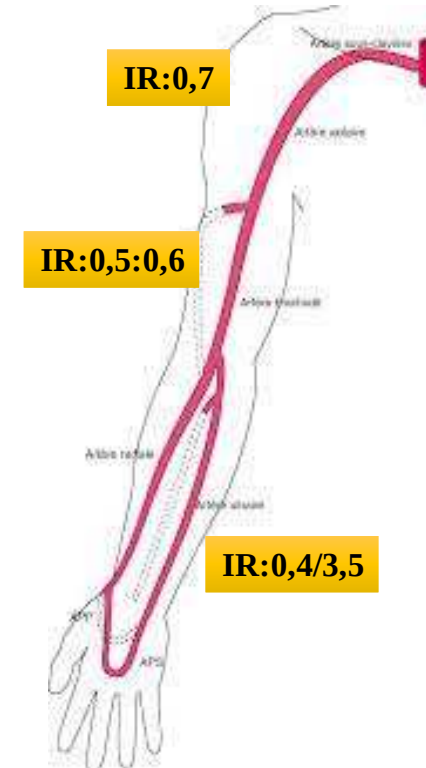
AVANT AVF



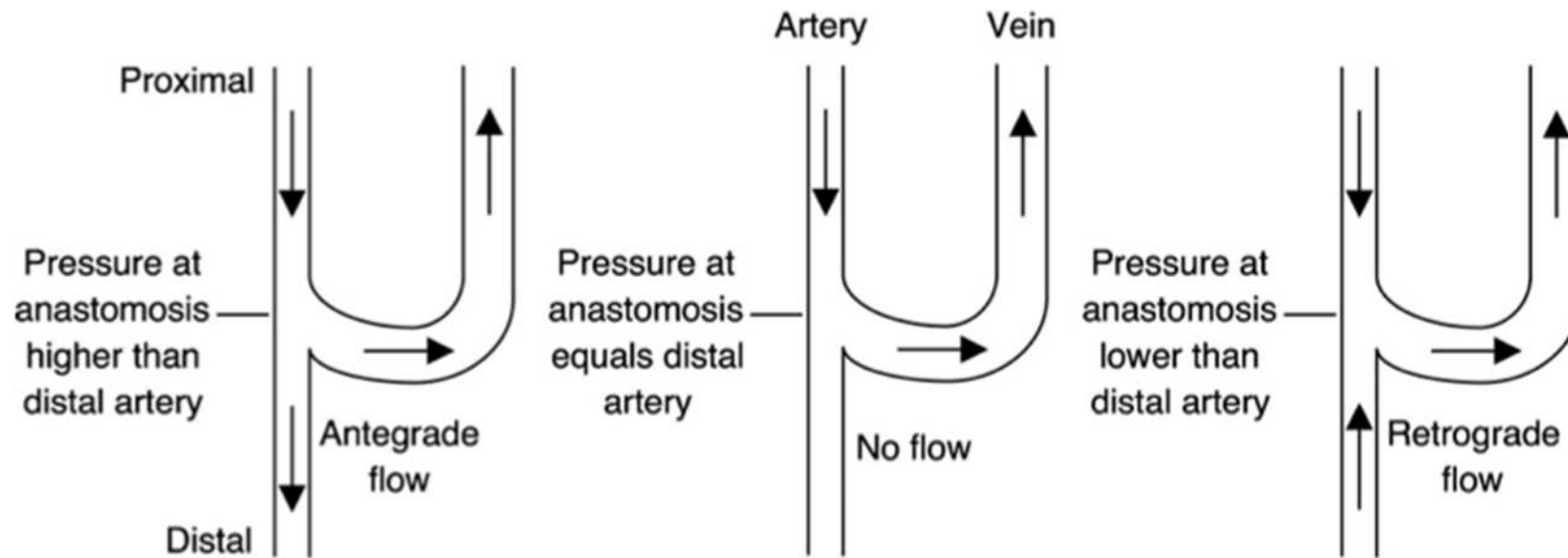
RI:0.5



APRES AVF



SENS DU FLUX APRES CREATION D'AAV

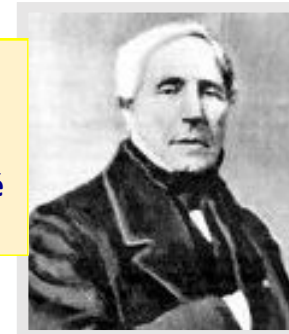


La Loi de POISEUILLE

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

- ΔP est la perte de charge
- L est la longueur du conduit
- μ est la viscosité dynamique
- Q est le débit volumétrique
- r est le rayon

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



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

La Loi de POISEUILLE+Loi de DARCY

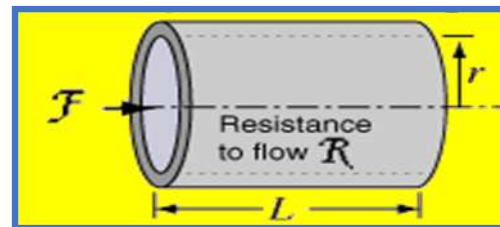
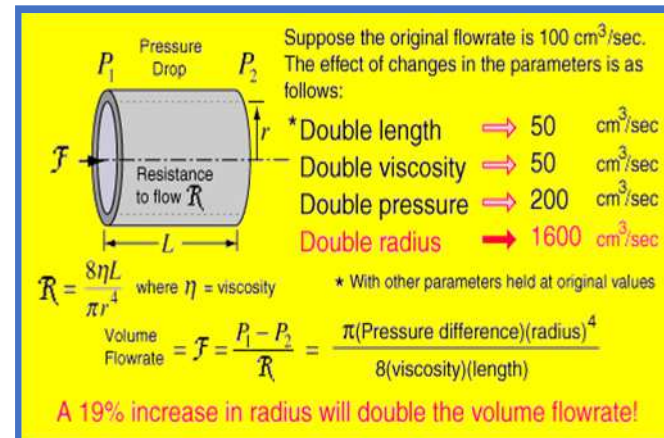
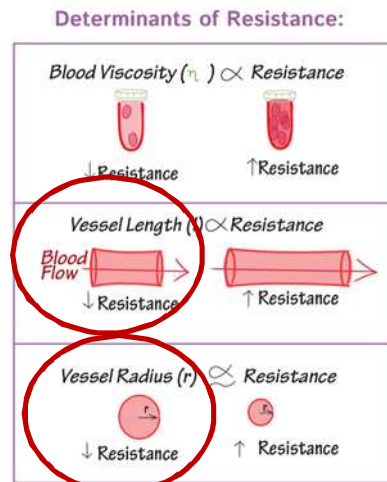
Facteur resistance

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

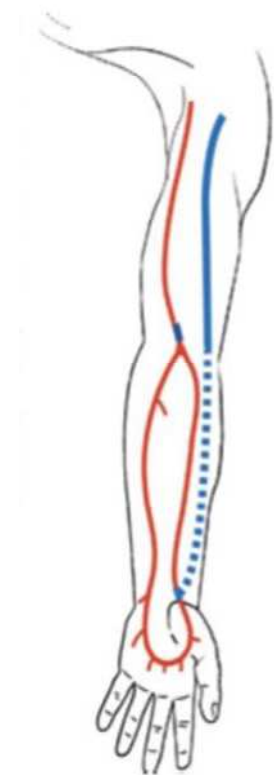
$$\pi \cdot r^4 / 8 \mu \cdot l = 1 / R$$

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

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



Double length
halve
the volume flow rate

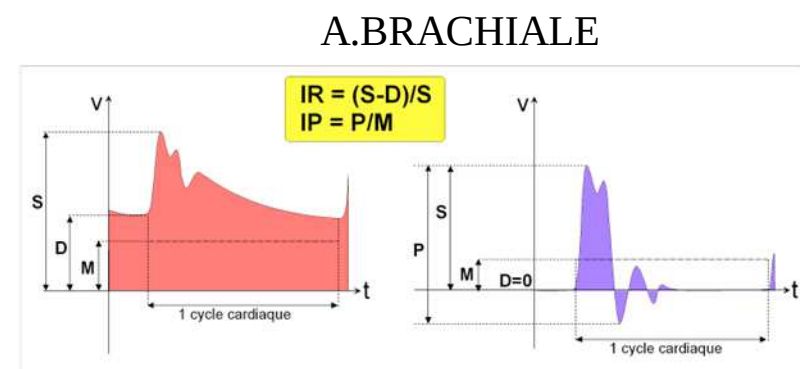
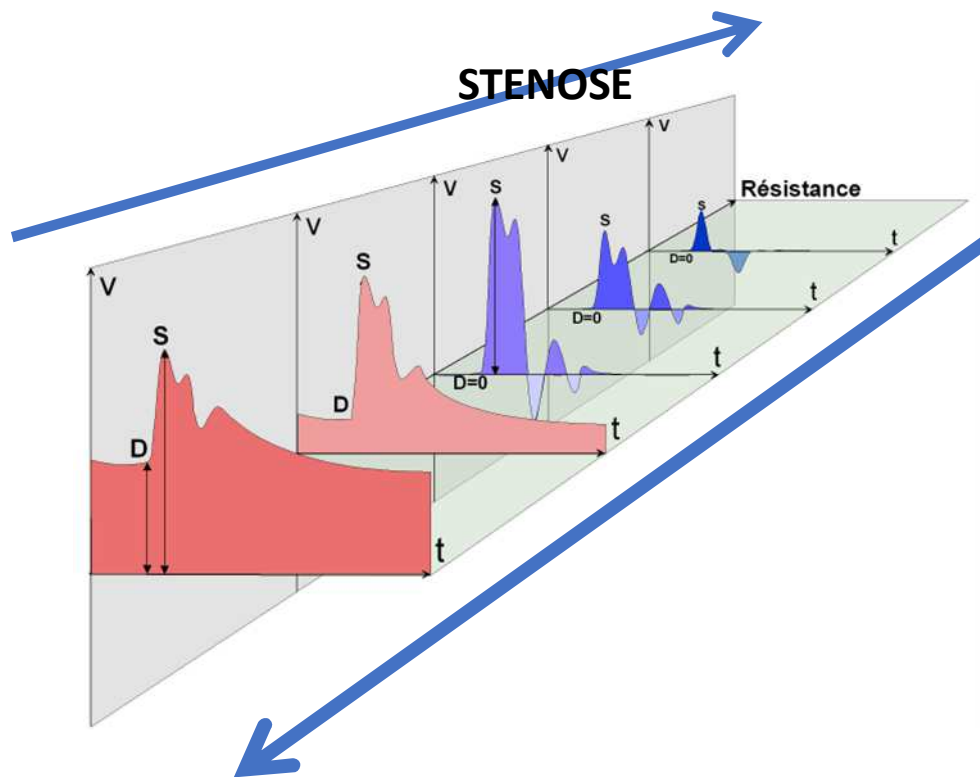


R.U.D.I

LIMITES

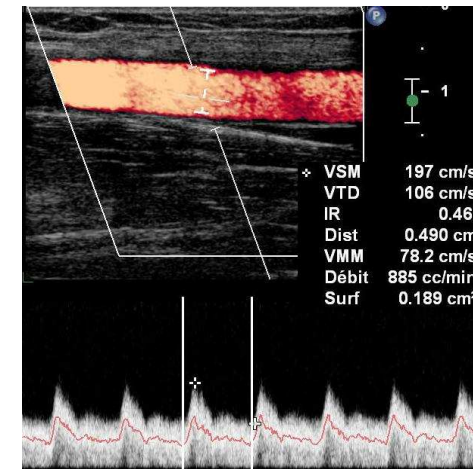
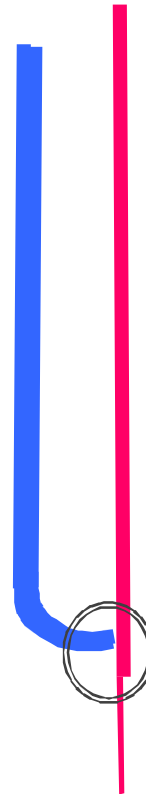
L'équation de Bernoulli simplifiée est très précise sauf :

- 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



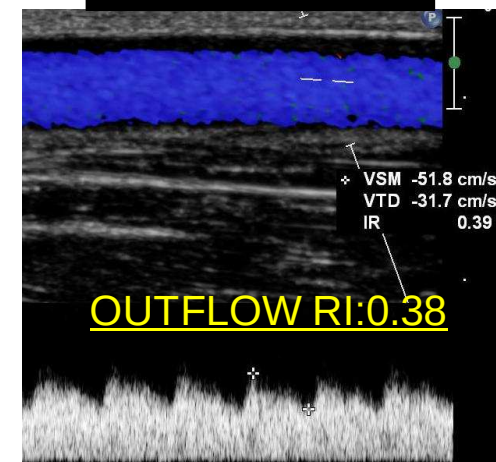
RESISTANCE VASCULAIRE

FAV NORMALE
 $IR=0.49\pm 0.16$



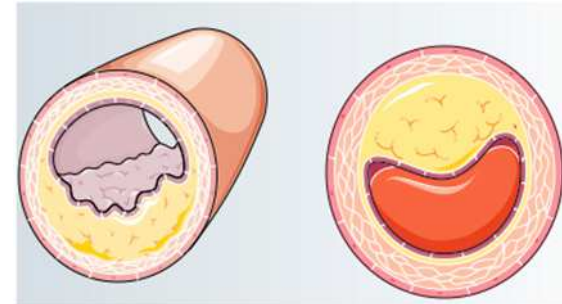
INFLOW RI:0.46

RATIO IR : 20%



OUTFLOW RI:0.38

STENOSE



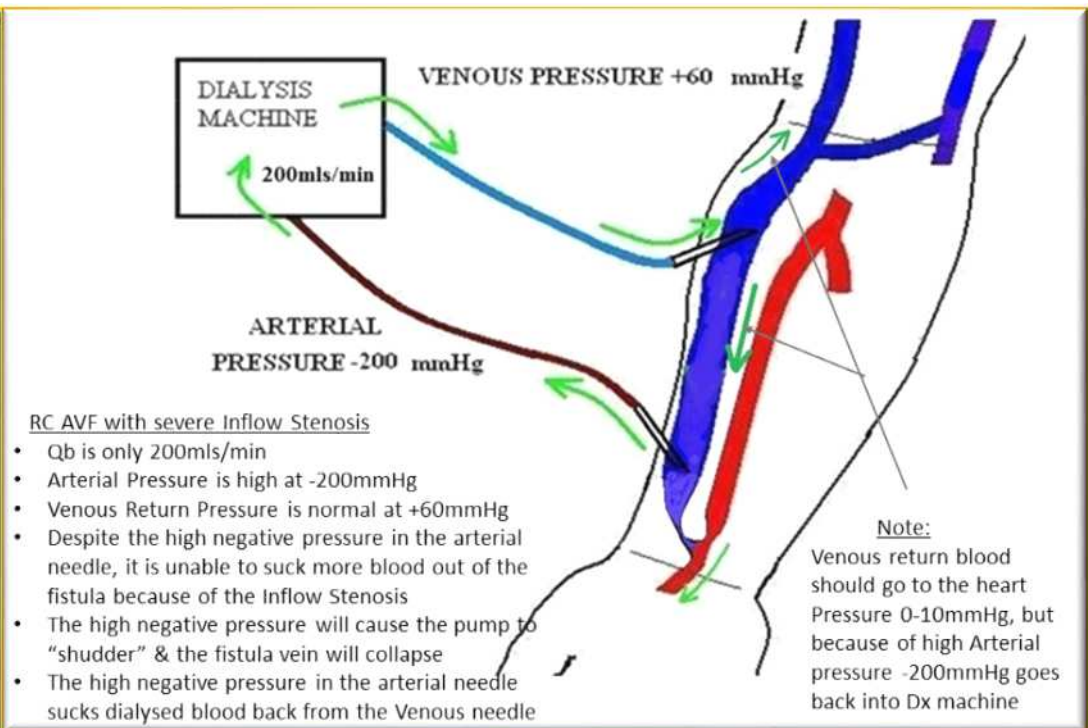
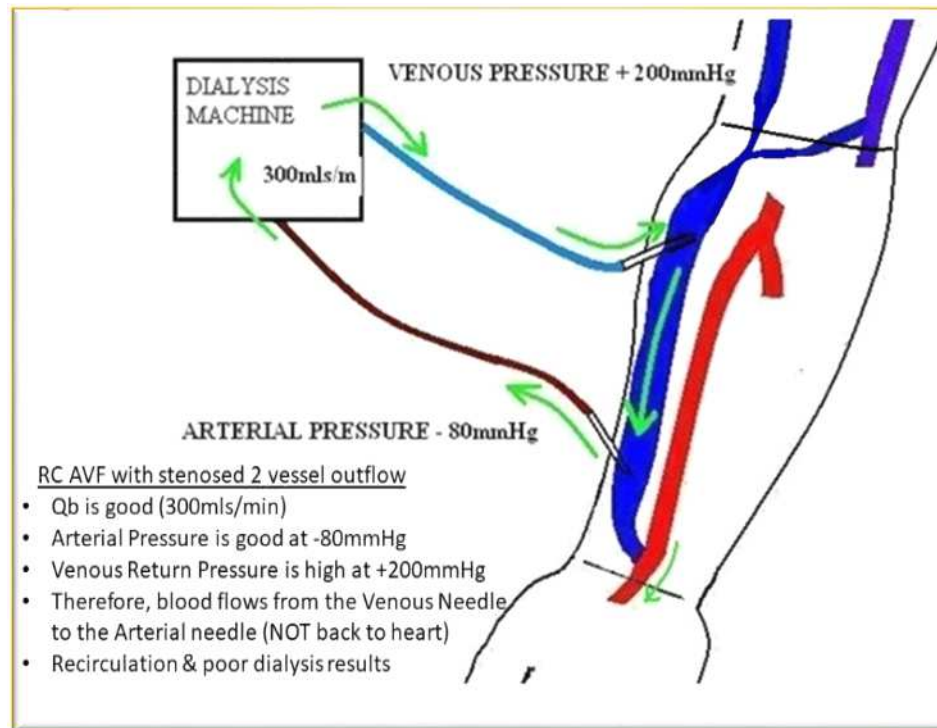
- La définition d'un pourcentage de rétrécissement significatif par rapport au vaisseau «normal» adjacent est inadaptée dans beaucoup de cas de FAV.
- sténose significative de FAV est un diamètre luminal minimal absolu déterminé par les exigences de la pompe d'hémodialyse.
- En premier lieu l'AAV.

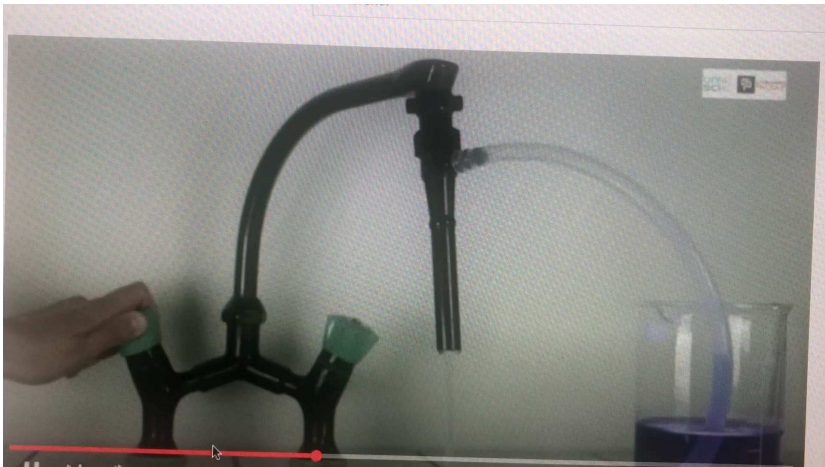


RECIRCULATION

OUTFLOW STENOSIS

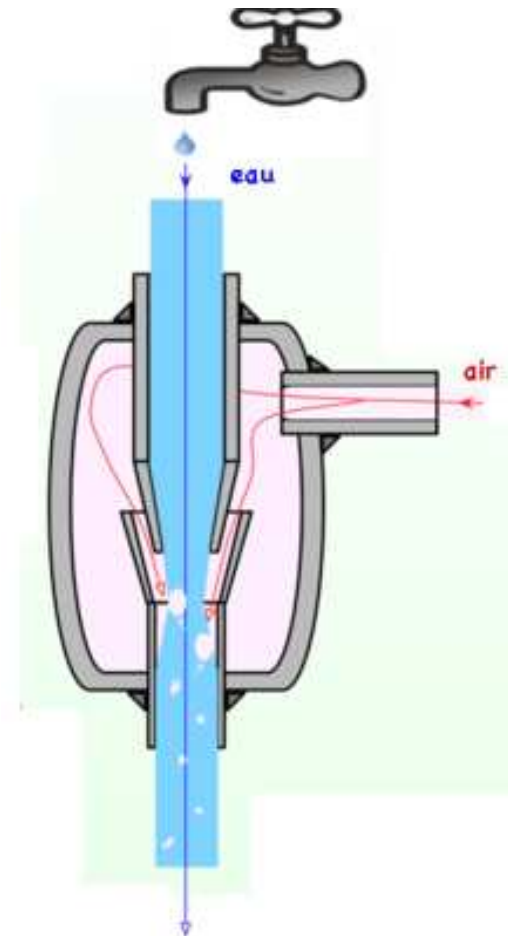
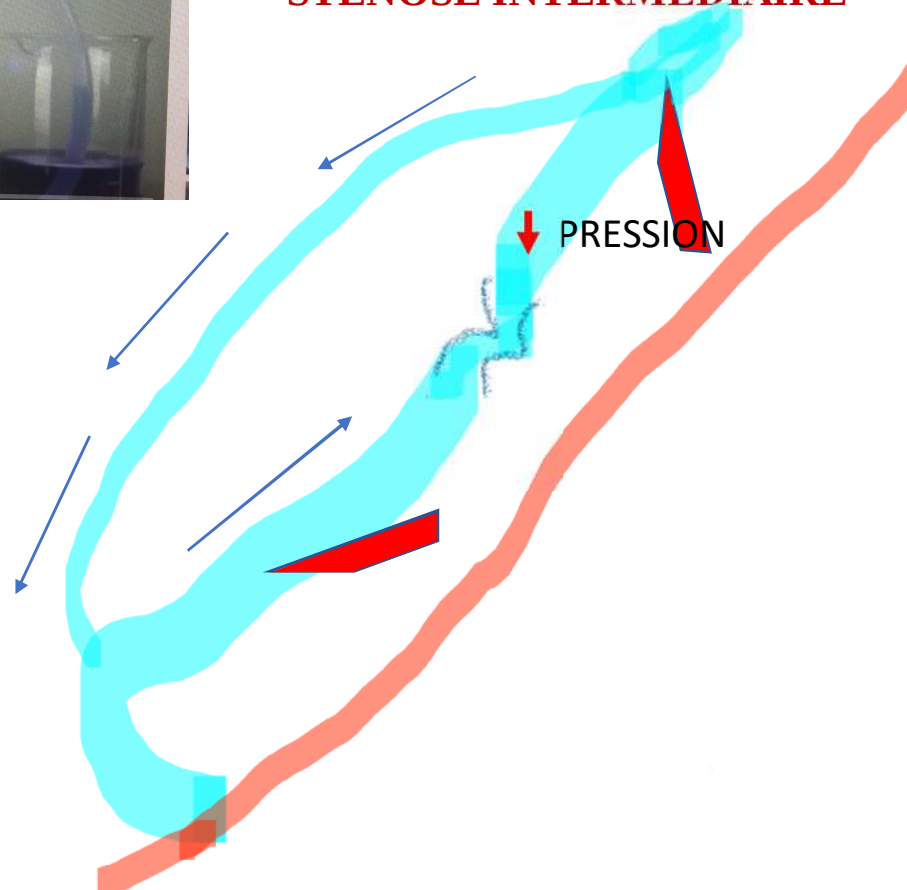
INFLOW STENOSIS





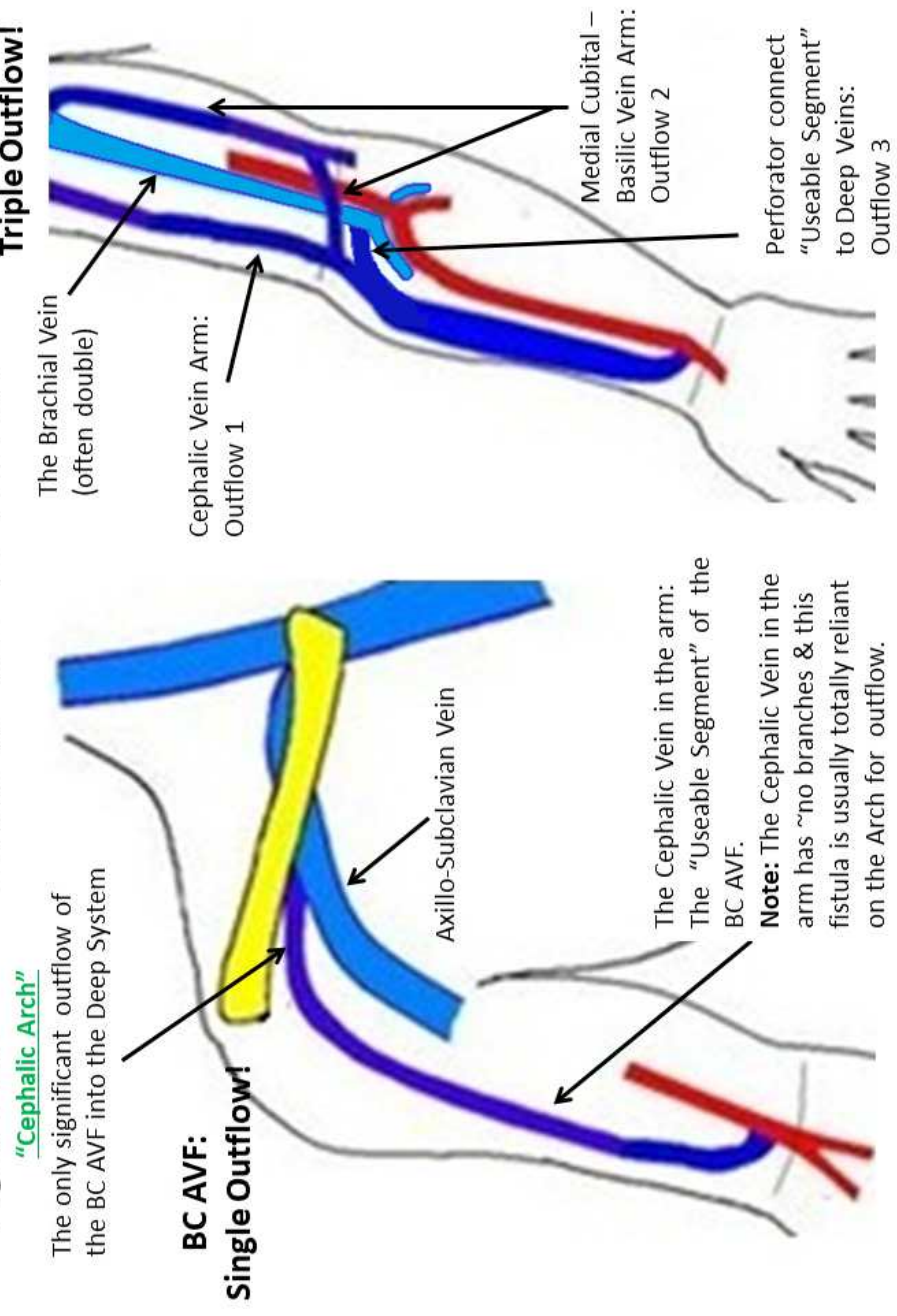
RECIRCULATION

STENOSE INTERMEDIAIRE

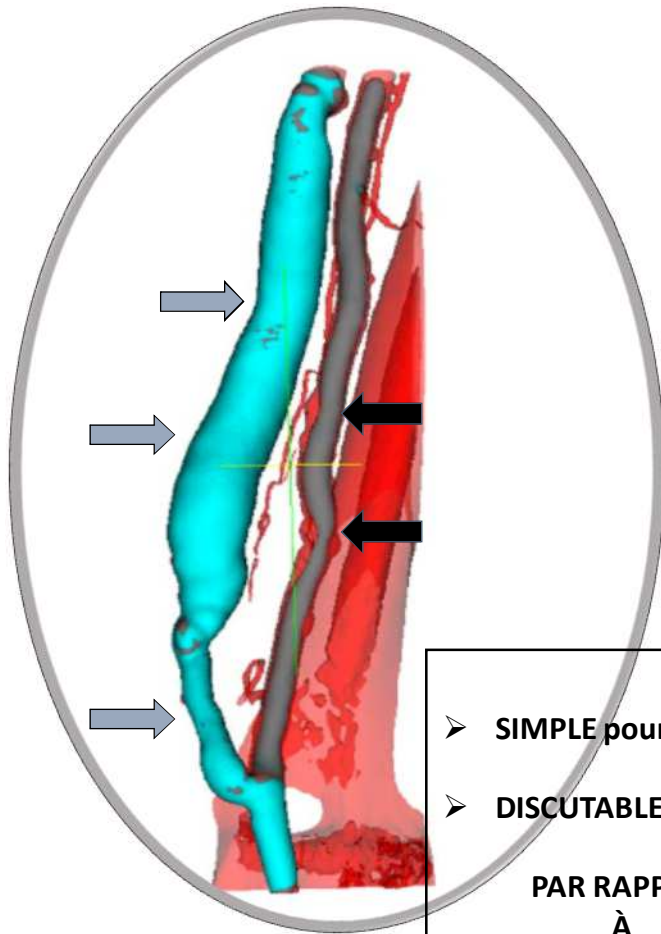


Courtesy Kidney Academy

Figure 15 Outflow RC Vs BC AVF

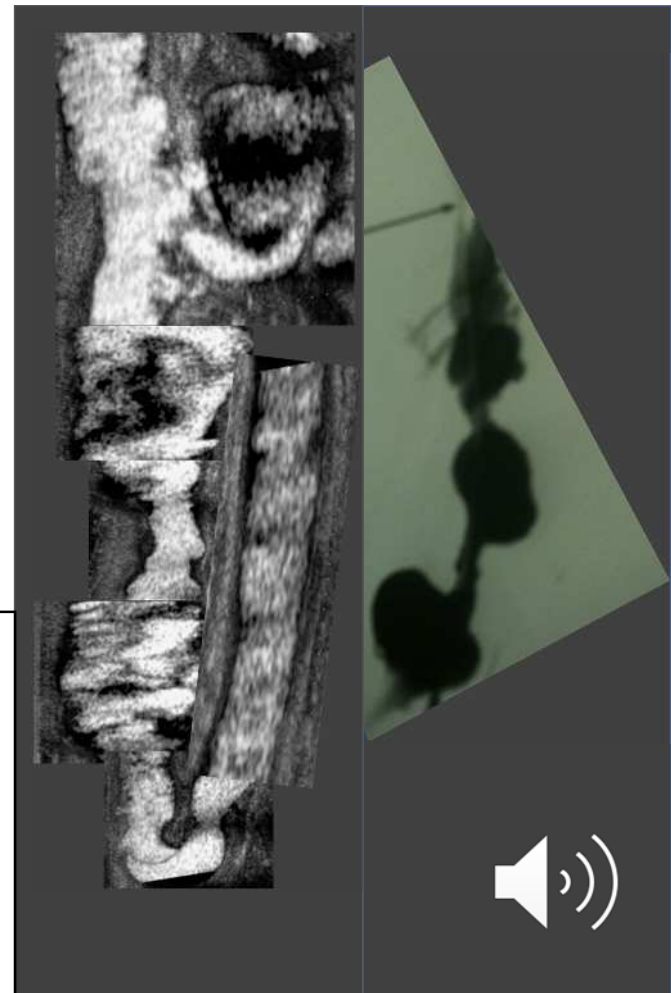


DEFINITION DE LA STENOSE



- 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



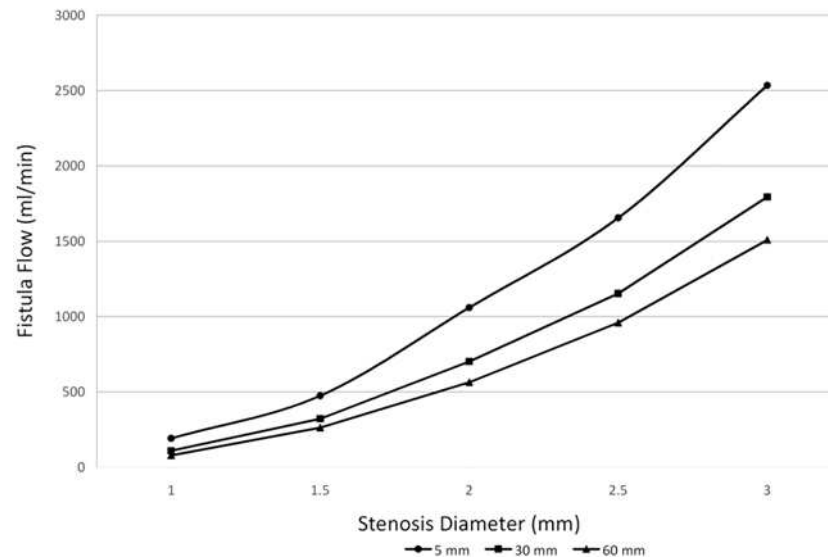
RAPPORT DEBIT /STÉNOSE

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

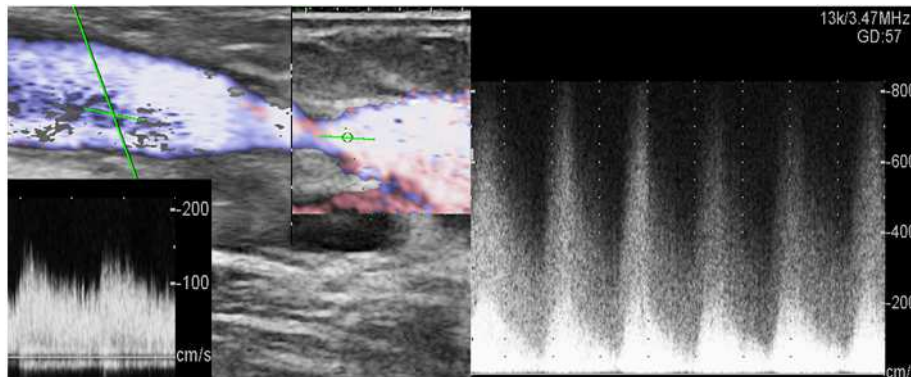
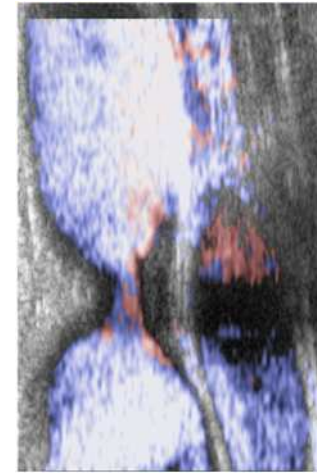
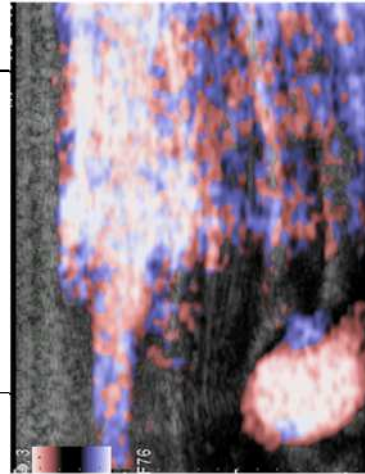


Hoganson D M, Validation of computational fluid dynamics-based analysis to evaluate hemodynamic significance of access stenosis J Vasc Access 2014

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 STENOSSES SIGNICATIVE ET FAV

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



DEFINITION DE LA LUMIERE RESIDUELLE:
SUPPRESSION DU BLOOMING PAR COMPRESSION

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

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

