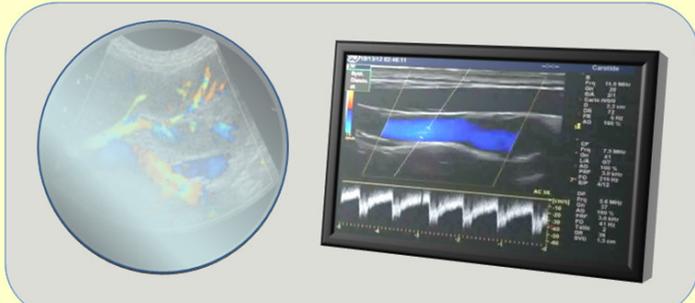


CHU Nîmes

## L'évaluation des Sténoses Carotidiennes Méthode et Technique face aux causes d'erreur



Michel Dauzat, Antonia Pérez-Martin, Iris Schuster, Gudrun Böge, Isabelle Aïchoun, Monika Di Rienzo, Jean-Pierre Laroche

Service d' Exploration & Médecine Vasculaire - CHU de Nîmes (F)  
EA 2992 - UFR de Médecine de Montpellier - Site de Nîmes (F)

UMI Université Montpellier 1

Biarritz - Juin 2013

L'évaluation des sténoses carotidiennes est une étape cruciale de l'examen ultrasonographique des axes artériels cervico-céphaliques, car de son exactitude, de sa précision et de sa reproductibilité dépendent les indications thérapeutiques. Cependant, les pièges, causes d'erreur, et écueils sont nombreux et, pour la plupart, surmontables par une bonne pratique et/ou par une bonne maîtrise de la technologie et de ses progrès.

## Pièges et Limites

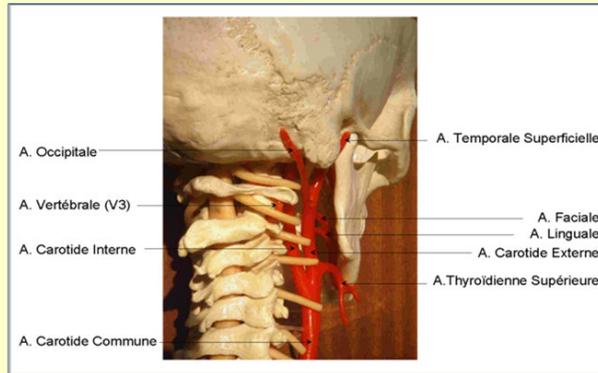
- Erreurs d'identification
- Mesures en mode B
  - Incidences insuffisantes
  - Artéfacts (diffraction, ombre acoustique)
  - Coupe oblique
  - Lésions hypo-échogènes
- Mesure en mode Doppler couleur ou énergie
  - Résolution spatiale médiocre
  - Dépendance du gain (seuil d'affichage)
- Mesure de vitesse circulatoire
  - Angle inapproprié
  - Mesure erronée
  - Ombre acoustique
  - Ambiguïté spectrale
- Ecueils anatomiques et topographiques
  - Sténoses complexes
  - Sténoses étagées
  - Sténose très longue



Parmi les difficultés que l'on peut rencontrer au cours d'un examen écho-Doppler pour l'évaluation d'une lésion carotidienne, on relève :

- Des erreurs d'identification du vaisseau examiné
- Des erreurs liées au mode B, soit par des incidences insuffisantes ou inappropriées, soit par des réglages inadéquats, soit encore en raison des caractéristiques propres des lésions
- Des erreurs liées au mode Doppler couleur, en raison de ses limitations intrinsèques
- Des erreurs d'ambiguïté, liées au mode Doppler pulsé, pour la mesure des vitesses circulatoires
- Des écueils anatomiques ou topographiques.

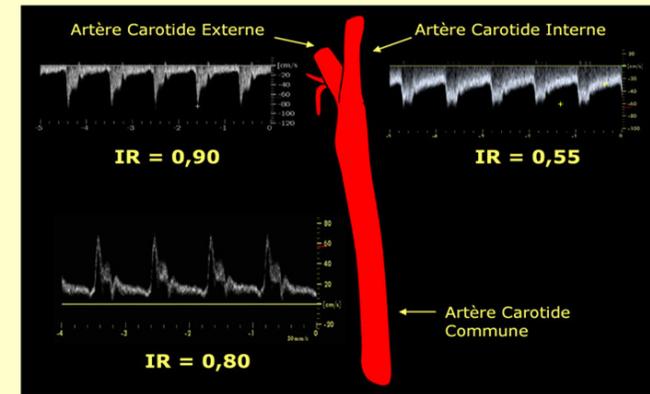
## Erreurs d'identification



La Bifurcation Carotidienne :  
Variations de niveau, de conformation, de disposition

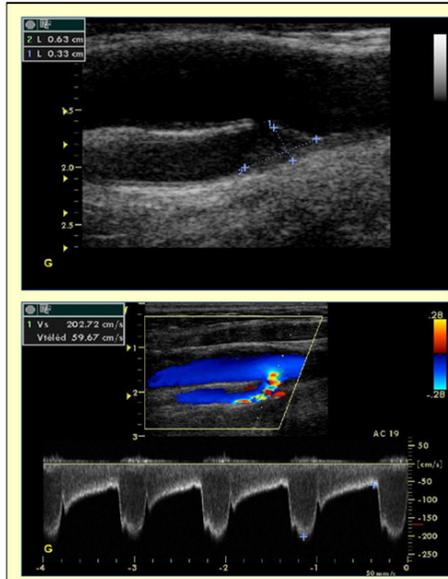
La principale erreur d'identification des vaisseaux examinés reste la confusion carotide interne / carotide externe, qui peut « piéger » les observateurs les plus chevronnés. Certes, la disposition anatomique de la bifurcation carotidienne est éminemment variable, y compris, chez un même sujet, entre le côté droit et le côté gauche : variations de conformation, de hauteur, de calibre... Cependant, la carotide interne se reconnaît au renflement du bulbe, tandis que la carotide externe, de diamètre généralement plus modeste, se reconnaît à la naissance de ses premières branches, dont l'artère thyroïdienne supérieure, généralement bien visible.

## Identification carotide interne / externe



Différences de modulation des tracés Doppler en fonction du niveau de résistance circulatoire d'aval

Mais surtout, chez les sujets « difficiles » (cou court ou très large, bifurcation haute, lésions calcifiées avec ombres acoustiques), les critères morphologiques permettant de distinguer la carotide interne de la carotide externe peuvent être insuffisants ou trompeurs. Les critères hémodynamiques sont utiles (flux de basse résistance circulatoire d'aval sur la carotide interne, de plus haute résistance avec une modulation plus accentuée sur la carotide externe) peuvent être pris en défaut pour des raisons banales (vasorelaxation faciale due à la chaleur, à l'émotion, à un effort de toux...) ou pathologiques (obstacle distal sur la carotide interne, augmentation du flux de la carotide externe impliquée dans la circulation collatérale, lésion cervico-faciale hypervascularisée...).



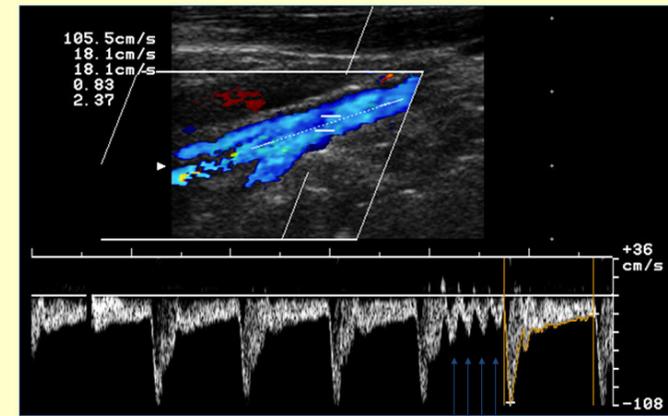
## Erreurs d'identification

*La confusion entre carotide interne et externe est toujours possible, en particulier en cas de plaque calcifiée masquant la lumière de la carotide interne, en cas d'obstacle distal sur la carotide interne donnant à son tracé Doppler des caractéristiques de hautes résistances circulatoires d'aval, ou en cas d'hyperémie dans le territoire de la carotide externe*

Sténose à l'origine de la Carotide Externe

Ainsi, une sténose à l'origine de la carotide externe peut présenter tous les aspects, au Doppler, d'une sténose de la carotide interne, en particulier lorsque cette dernière est le siège d'une obstruction distale, ou lorsque son origine est masquée par des lésions calcifiées.

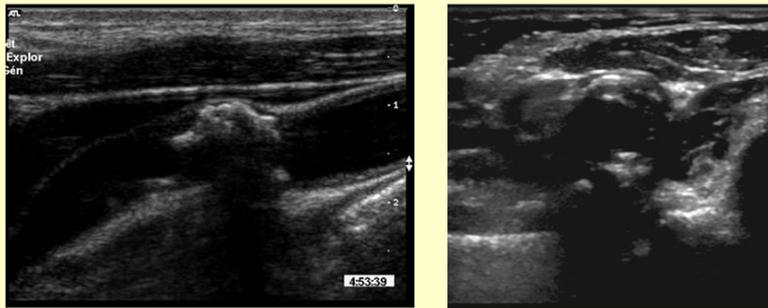
## Test d'identification



Compression oscillante de l'artère temporale superficielle pour l'identification de la Carotide Externe

Le petit test, anodin mais fort utile, consistant à exercer une pression oscillante sur l'artère temporale superficielle du même côté, provoquant une modulation très nette du tracé Doppler de la carotide externe, permet alors de lever le doute. La réalisation de ce test doit faire partie de la routine, de sorte que tout piège éventuel soit aussitôt évité.

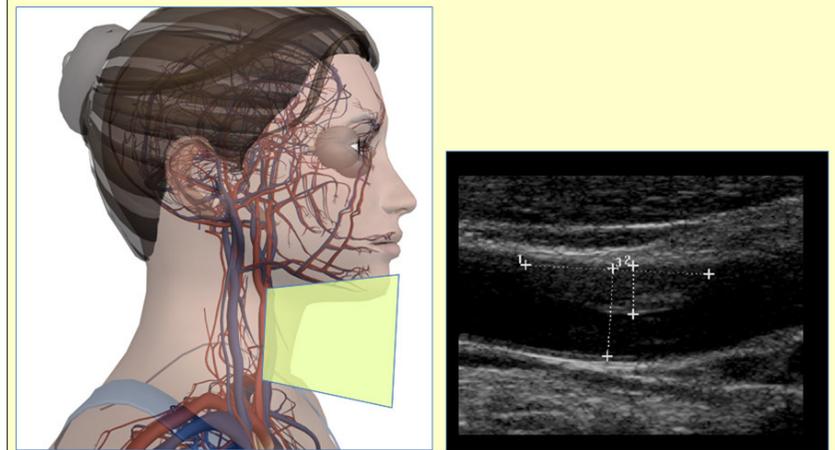
## Étude Morphologique : Échographie



*L'évaluation du degré de sténose n'est possible par l'échographie, en coupe transversale, qu'en l'absence d'ombre acoustique et lorsque la plaque est bien délimitée*

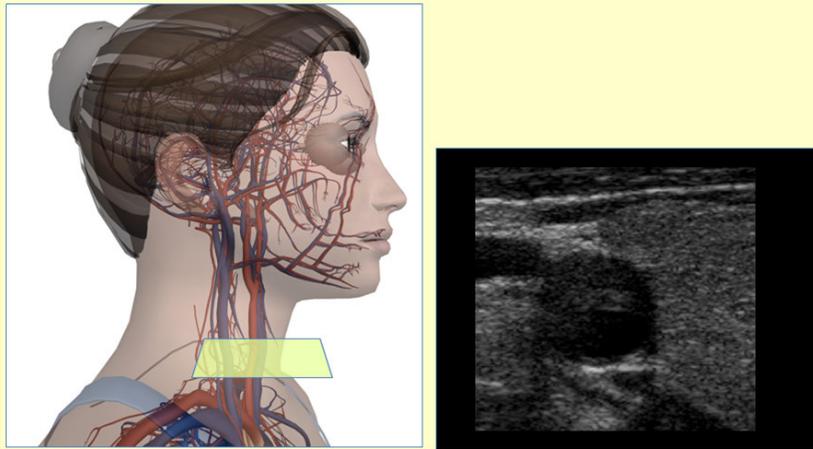
L'examen échographique en mode B est un temps essentiel de l'exploration ultrasonographique des axes carotidiens. Il permet de dépister les lésions et d'en entreprendre la caractérisation. Cependant, cet examen est parfois limité par l'ombre acoustique portée par les calcifications, de sorte que la lumière n'est pas visible.

## Étude Morphologique : Échographie



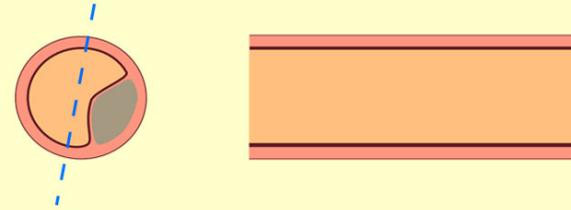
Lorsque les conditions anatomiques et échographiques s'y prêtent, l'évaluation des lésions repose sur des coupes échographiques multiples, longitudinales, permettant de déterminer l'étendue des lésions,

## Étude Morphologique : Échographie



Mais aussi transversales, pour en préciser la répartition. En effet, des coupes longitudinales isolées peuvent être trompeuses. L'absence de coupes transversales expose à une mésestimation des lésions.

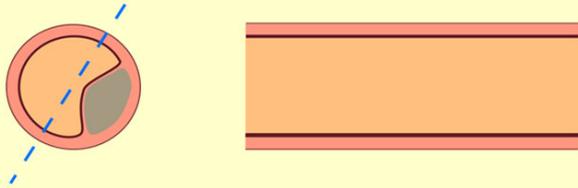
## Coupes longitudinales & transversales



Les coupes longitudinales ne permettent pas de déterminer exactement l'étendue et la répartition des lésions, et d'évaluer leur importance. Selon l'incidence, elles peuvent surestimer ou sous-estimer la lésion

Si le plan de coupe longitudinale passe en dehors de la lésion, il montre une lumière entièrement libre !

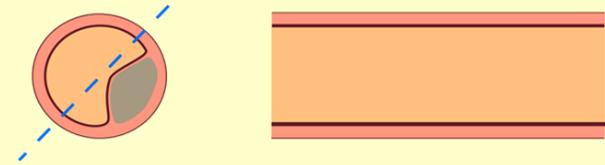
## Coupes longitudinales & transversales



Les coupes longitudinales ne permettent pas de déterminer exactement l'étendue et la répartition des lésions, et d'évaluer leur importance. Selon l'incidence, elles peuvent surestimer ou sous-estimer la lésion

Si le plan de coupe longitudinale passe en dehors de la lésion, il montre une lumière entièrement libre !

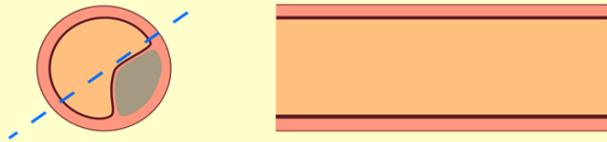
## Coupes longitudinales & transversales



Les coupes longitudinales ne permettent pas de déterminer exactement l'étendue et la répartition des lésions, et d'évaluer leur importance. Selon l'incidence, elles peuvent surestimer ou sous-estimer la lésion

Si le plan de coupe longitudinale passe en dehors de la lésion, il montre une lumière entièrement libre !

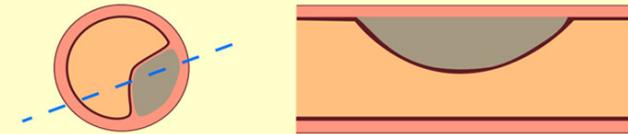
### Coupes longitudinales & transversales



Les coupes longitudinales ne permettent pas de déterminer exactement l'étendue et la répartition des lésions, et d'évaluer leur importance. Selon l'incidence, elles peuvent surestimer ou sous-estimer la lésion

Si le plan de coupe longitudinale passe en dehors de la lésion, il montre une lumière entièrement libre !

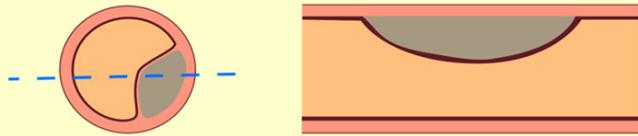
### Coupes longitudinales & transversales



Les coupes longitudinales ne permettent pas de déterminer exactement l'étendue et la répartition des lésions, et d'évaluer leur importance. Selon l'incidence, elles peuvent surestimer ou sous-estimer la lésion

S'il intéresse la lésion en tout ou partie, il donnera, selon le cas, une image représentative, ou bien surestimera ou sous-estimera la lésion.

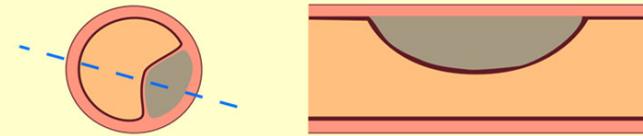
## Coupes longitudinales & transversales



Les coupes longitudinales ne permettent pas de déterminer exactement l'étendue et la répartition des lésions, et d'évaluer leur importance. Selon l'incidence, elles peuvent surestimer ou sous-estimer la lésion

S'il intéresse la lésion en tout ou partie, il donnera, selon le cas, une image représentative, ou bien surestimera ou sous-estimera la lésion.

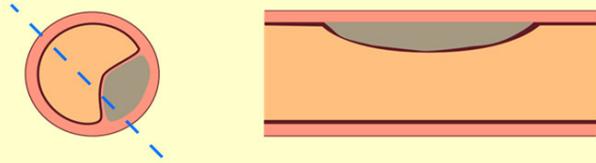
## Coupes longitudinales & transversales



Les coupes longitudinales ne permettent pas de déterminer exactement l'étendue et la répartition des lésions, et d'évaluer leur importance. Selon l'incidence, elles peuvent surestimer ou sous-estimer la lésion

S'il intéresse la lésion en tout ou partie, il donnera, selon le cas, une image représentative, ou bien surestimera ou sous-estimera la lésion.

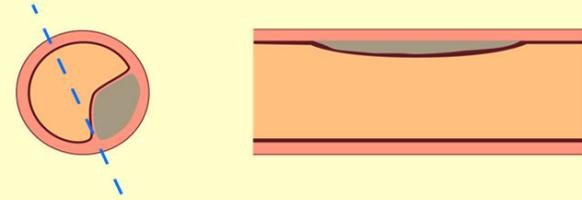
### Coupes longitudinales & transversales



Les coupes longitudinales ne permettent pas de déterminer exactement l'étendue et la répartition des lésions, et d'évaluer leur importance. Selon l'incidence, elles peuvent surestimer ou sous-estimer la lésion

S'il intéresse la lésion en tout ou partie, il donnera, selon le cas, une image représentative, ou bien surestimera ou sous-estimera la lésion.

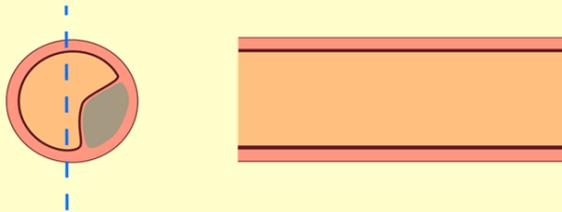
### Coupes longitudinales & transversales



Les coupes longitudinales ne permettent pas de déterminer exactement l'étendue et la répartition des lésions, et d'évaluer leur importance. Selon l'incidence, elles peuvent surestimer ou sous-estimer la lésion

S'il intéresse la lésion en tout ou partie, il donnera, selon le cas, une image représentative, ou bien surestimera ou sous-estimera la lésion.

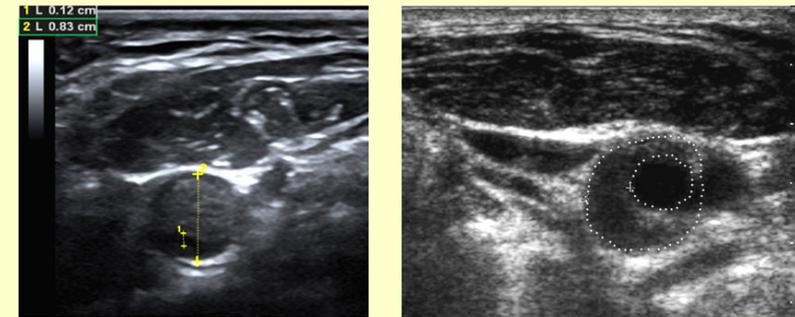
## Coupes longitudinales & transversales



Les coupes longitudinales ne permettent pas de déterminer exactement l'étendue et la répartition des lésions, et d'évaluer leur importance. Selon l'incidence, elles peuvent surestimer ou sous-estimer la lésion

S'il intéresse la lésion en tout ou partie, il donnera, selon le cas, une image représentative, ou bien surestimera ou sous-estimera la lésion.

## Étude Morphologique : Échographie



- La coupe doit être bien perpendiculaire au grand axe de l'artère
- L'imagerie doit être de bonne qualité : privilégier le mode harmonique et une large gamme dynamique, avec réduction du bruit de diffusion
- Les parois latérales sont toujours moins bien visibles (diffraction) : privilégier le balayage composite

L'évaluation d'une lésion carotidienne par l'échographie en mode B repose donc sur des coupes longitudinales et transversales, sous différentes incidences. C'est en coupe transversale que la lumière résiduelle peut éventuellement être mesurée, à la condition de pouvoir obtenir une image de très bonne qualité, sans ombre acoustique ni artefact. La coupe doit être bien perpendiculaire à l'axe non pas du vaisseau, mais de la lumière (sans quoi l'aire résiduelle pourrait être surestimée). La lumière doit être clairement délimitée, ce qui peut s'avérer difficile en cas de lésion hypoéchogène. L'imagerie harmonique donnera de meilleurs résultats, et le balayage composite est aussi utile pour mieux cerner les parois latérales.

## Résolution de Contraste et Gamme Dynamique



Dynamique Restreinte



Dynamique Large



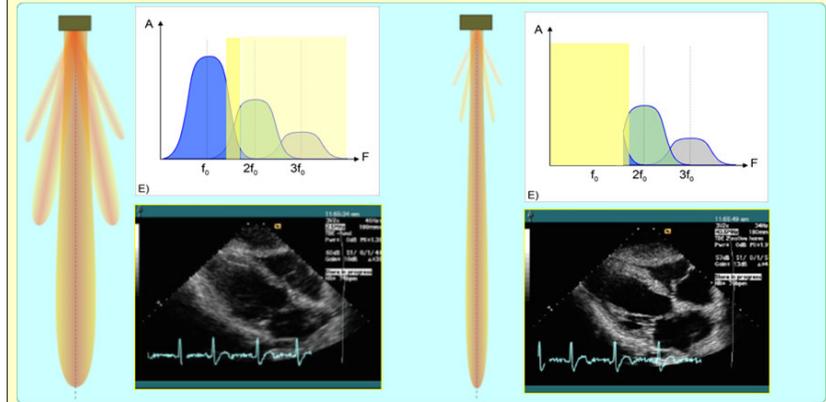
Dynamique Moyenne



Dynamique Maximale

Une attention particulière doit être apportée à la gamme dynamique en mode B. Une gamme dynamique restreinte donne une “belle image”, bien contrastée, mais peut faire ignorer une lésion hypoéchogène, comme cette plaque du bulbe carotidien qui n’apparaît clairement que lorsque la gamme dynamique est étendue au maximum (de l’ordre de 120 dB).

## Étude Morphologique : Échographie



Imagerie Harmonique et Codage d'Impulsion  
Amélioration du contraste effectif et du rapport signal / bruit

Le mode harmonique, dans lequel les échos de fréquence double de la fréquence d’émission (ou “harmonique supérieure”, par exemple 12 MHz pour une émission à 6 MHz) sont seuls retenus, offre une amélioration très significative de la qualité des images échographiques, en améliorant la résolution latérale et en épaisseur. Ceci est dû au fait que la production d’échos harmoniques prédomine dans l’axe du faisceau ultrasonore et diminue très rapidement lorsque l’on s’éloigne de cet axe. L’effet des lobes secondaires est aussi considérablement réduit, de sorte que l’image bénéficie d’un meilleur contraste effectif, sans altération de sa dynamique. Ce mode est (ou devrait être) utilisé par défaut dans la plupart des indications, et notamment pour l’examen des plaques carotidiennes.

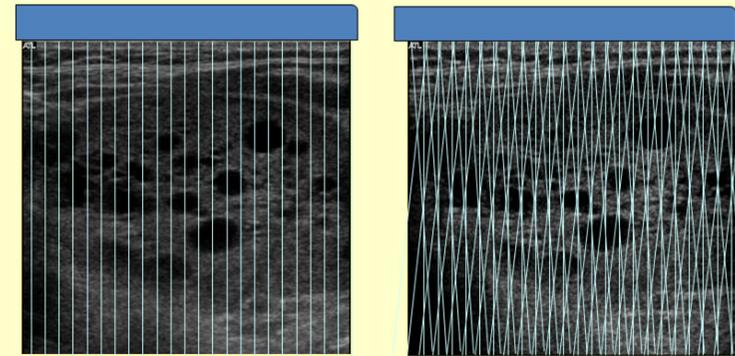
## Etude morphologique : échographie



Effet du changement de fréquence d'émission et du mode Harmonique

Sur cette séquence vidéo, la bifurcation carotidienne est examinée en mode fondamental, puis en mode harmonique : la disparition, dans ce dernier mode, du bruit et des artefacts souillant la lumière artérielle est tout à fait évidente. Le mode harmonique est disponible, désormais, sur la majorité des appareils d'échographie et la plupart des sondes.

## Étude Morphologique : Échographie

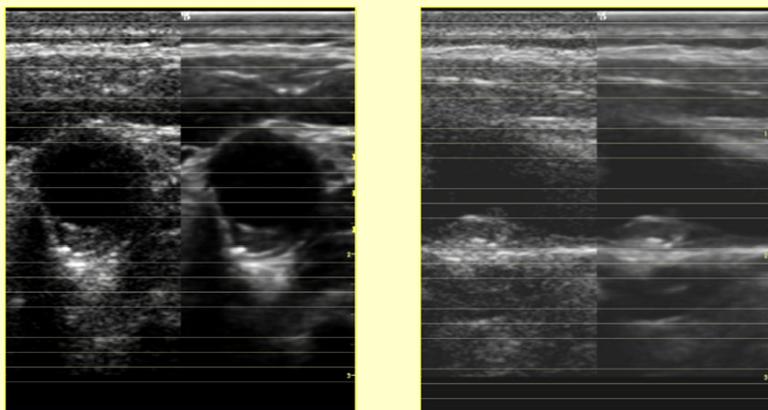


Balayage Composite : réduction des artefacts de diffraction et meilleure définition des interfaces courbes

24

Le balayage composite est aussi très utile pour améliorer l'image échographique, en particulier en présence de structures sphériques ou cylindriques, en réduisant notablement les artefacts de diffraction en raison desquels les parois latérales sont mal visibles sur l'image échographique (dispersion de l'énergie ultrasonore lorsque le faisceau aborde tangentiellement une interface). Ce mode tend aussi à se généraliser sur les appareils d'échographie, et devrait faire partie du pré réglage de base pour l'échographie carotidienne (il réduit cependant un peu la cadence réelle d'imagerie). L'image est alors construite non plus selon une seule incidence (perpendiculaire à la surface de la sonde), mais selon 3, voire plus, incidences, permettant de "cerner" les structures vasculaires sous différents angles.

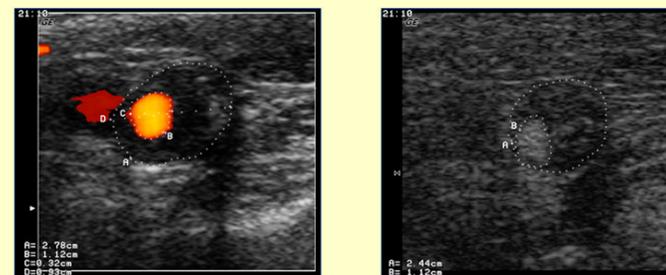
### Filtres de réduction du bruit d'interférence



*Plaque hétérogène du bulbe carotidien  
Imagerie composite + filtrage du bruit de diffusion*

Le filtrage du bruit de fond est présent aussi sur la majorité des appareils, avec des algorithmes divers dont le principe général est de traiter spécifiquement le bruit d'interférence acoustique (« speckle »), identifié par son caractère quasi-aléatoire, pour uniformiser le niveau de gris dans la zone correspondante. L'aspect de l'image s'en trouve sensiblement modifié, avec disparition du « grain » au profit des informations anatomiques.

### Étude Morphologique : Doppler couleur



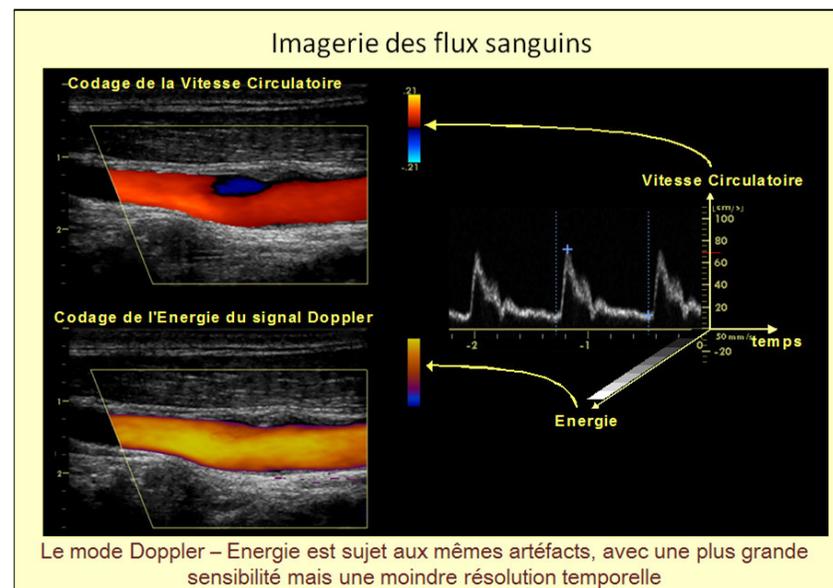
#### **Le mode couleur est un leurre !**

*Que ce soit en codage de vitesse ou d'énergie, sa résolution spatiale est très médiocre (en comparaison de celle de l'échographie) et le principe de seuil d'attribution des pixels en fonction de l'intensité relative des signaux Doppler versus Echographique le rend dépendant du gain. Seul le mode B-Flow échappe à cet écueil, mais reste à valider par des études multicentriques dans cette application.*

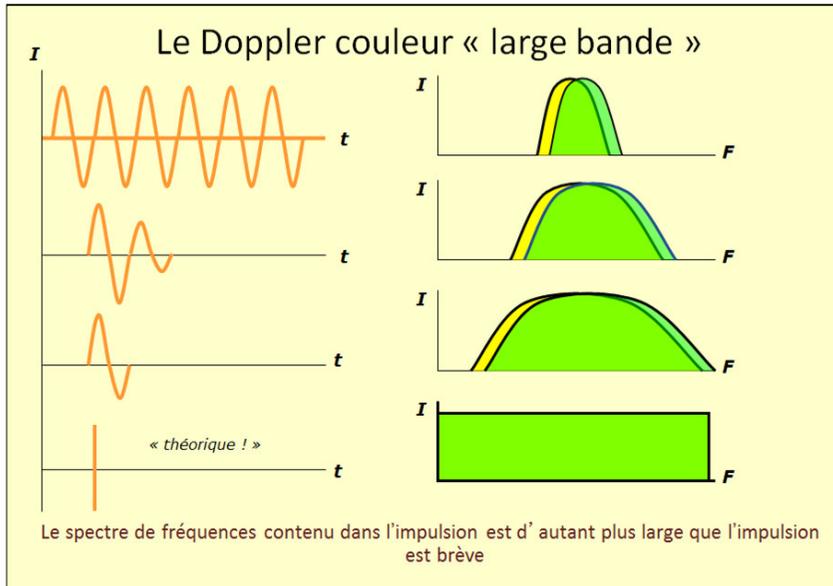
Certains auteurs ont pu, dans le temps, préconiser la mesure de la lumière résiduelle en Doppler couleur, sur des coupes transversales. Indépendamment du fait que l'évaluation ultrasonographique des sténoses doit reposer essentiellement sur la mesure des vitesses et les critères hémodynamiques, sur lesquels nous reviendrons, il convient d'emblée de rappeler que l'imagerie des flux sanguins en mode Doppler codant en couleur la vélocité sanguine est impropre à la réalisation de telles mesures :

- Les impulsions ultrasonores, en mode Doppler (pulsé ou couleur, du reste) sont plus longues qu'en mode échographique, car elle doivent avoir un spectre de fréquence assez étroit pour permettre une mesure de vitesse. Or le spectre de fréquence d'une impulsion est d'autant plus large et la résolution spatiale axiale d'autant meilleure que l'impulsion est brève. La résolution spatiale axiale du Doppler couleur est considérablement moins bonne que celle de l'échographie.

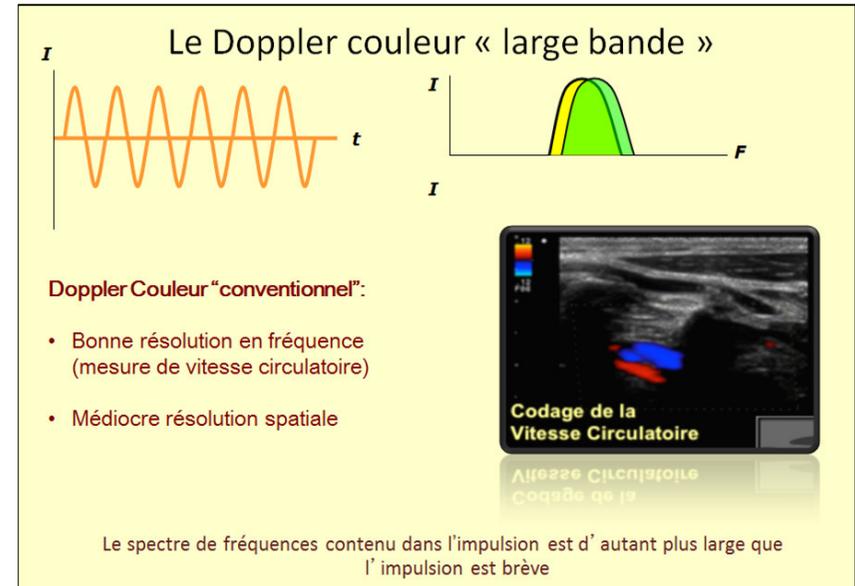
- L'attribution d'un pixel donné sur l'écran au mode B (donc en échelle de gris) ou au mode Doppler (donc en couleur) dépend de l'amplitude relative des signaux correspondants, en fonction d'un seuil préétabli. Que l'intensité du signal Doppler augmente (par exemple en raison d'une hyperémie, quelle qu'en soit la cause), où que l'opérateur augmente le gain, et l'aire représentée en couleur s'étend, pouvant déborder largement au delà de la paroi du vaisseau. Toute mesure de diamètre ou d'aire fondée sur le Doppler couleur est donc un leurre. Seul le mode B-Flow (image de droite), qui n'est pas fondé sur l'effet Doppler mais sur le traitement du signal échographique, échappe à ce piège. Plusieurs travaux cliniques ont montré son intérêt dans cette application, mais une validation multicentrique reste nécessaire.



Le mode Doppler – Energie offre une plus grande sensibilité et donne une représentation des flux plus morphologique que fonctionnelle, puisque la couleur ne représente pas la vitesse circulatoire mais l'intensité du signal Doppler, elle-même proportionnelle au nombre de globules rouges en mouvement au sein du vaisseau, quelles que soient la direction et la vitesse de leur déplacement. Cependant, ce mode est sujet aux mêmes limites et artéfacts, notamment pour ce qui est de la sensibilité au gain, et présente en outre l'inconvénient d'une médiocre résolution temporelle : ce n'est donc pas la solution.



Le mode “Doppler large bande (passante)”, d’introduction plus récente, repose sur le choix délibéré de la résolution spatiale au détriment de la résolution spectrale : en émettant des impulsions ultrasonores plus courtes qu’en Doppler couleur conventionnel, on perd la possibilité de mesurer précisément la vitesse circulatoire sanguine, mais l’on bénéficie d’une meilleure résolution spatiale axiale. La largeur du spectre d’une impulsion ultrasonore tend vers l’infini quand sa durée tend vers zéro. Or, on ne peut réaliser d’opérations mathématiques (et notamment une comparaison) avec l’infini, de sorte que le « glissement spectral » dû à l’effet Doppler ne peut plus être mesuré lorsque l’impulsion ultrasonore est très brève.

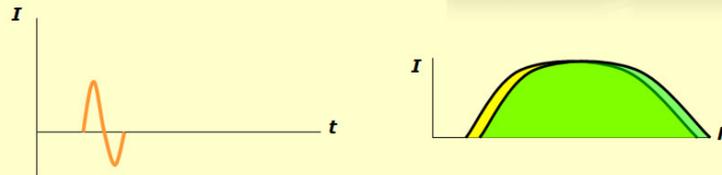
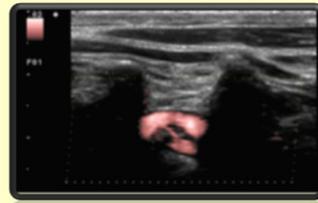


Une impulsion longue permet de mesurer (assez) précisément la vitesse circulatoire, au prix d’une résolution spatiale médiocre (ici, le mode Doppler couleur, qui emploie des impulsions de longue durée, permet de distinguer le sens d’écoulement, entre l’artère et la veine vertébrales, mais les limites de ces vaisseaux sont imprécises).

## Le Doppler couleur « large bande »

### Doppler "Large Bande" :

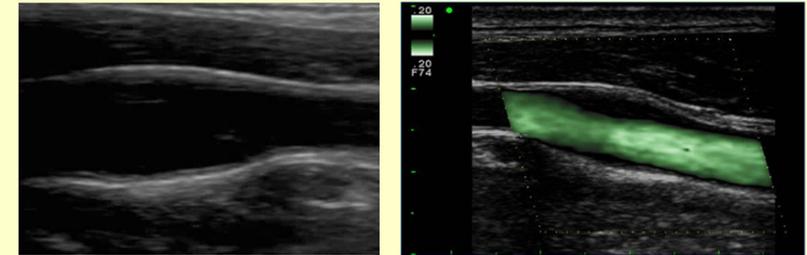
- Médiocre résolution en fréquence (pas de mesure de vitesse circulaire)
- Meilleure résolution spatiale



Le spectre de fréquences contenu dans l'impulsion est d' autant plus large que l'impulsion est brève

En revanche, le mode Doppler "large bande", utilisant des impulsions plus courtes, offre une résolution spatiale beaucoup plus fine (permettant ici de visualiser une petite branche artérielle entre artère et veine vertébrales), mais ne représente plus ni le sens d'écoulement, ni la vitesse (comme le Doppler - Energie, mais avec une meilleure résolution spatiale et temporelle).

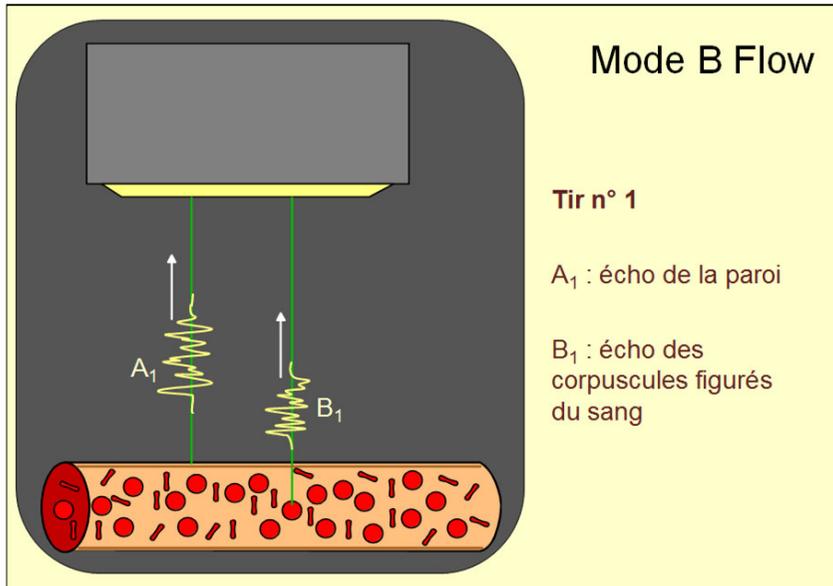
## Le Doppler couleur « large bande »



*Plaque hypo-échogène du bulbe carotidien*

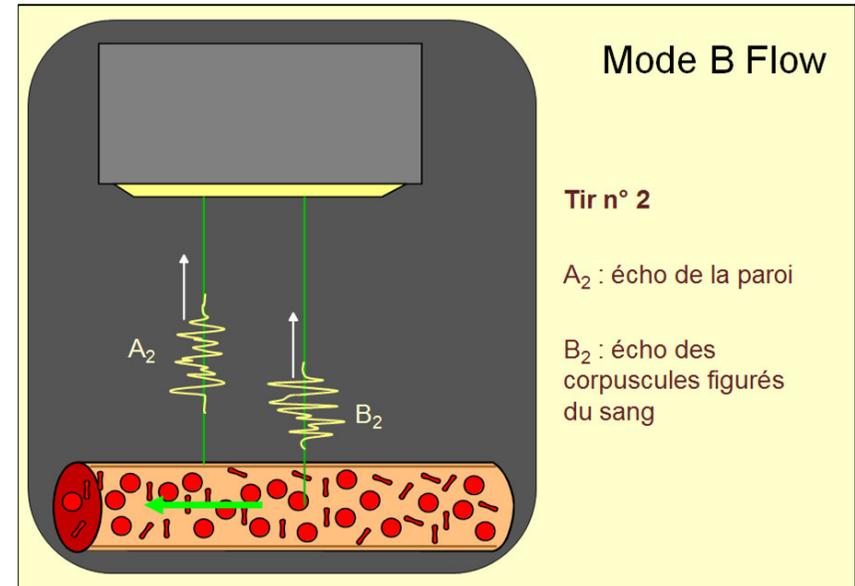
Le Doppler « large bande passante », grâce à des impulsions courtes, offre une meilleure résolution spatiale et, par des algorithmes perfectionnés, une meilleure délimitation flux / paroi, tout en restant sensible au gain.

Voici un exemple de plaque hypoéchogène du bulbe carotidien, à peine visible en échographie, mais bien délimitée par le Doppler "large bande". Néanmoins, une attention particulière doit être apportée aux réglages de ce mode car des flux lents peuvent lui échapper si les paramètres ne sont pas appropriés, exposant à de fausses images d'empreinte dans la lumière vasculaire, par exemple au niveau des flux tourbillonnaires dans un bulbe carotidien normal.



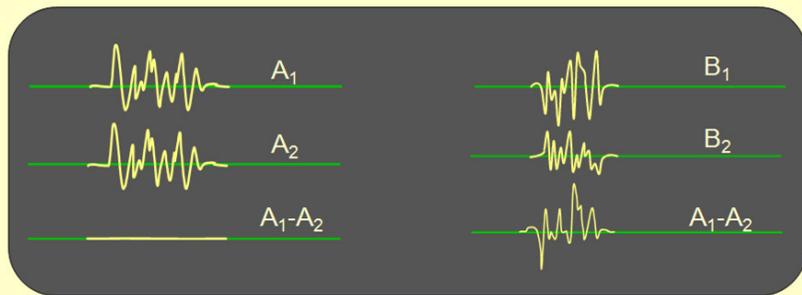
Le mode B-Flow, comme son nom le suggère, est fondé sur le mode B, en ce sens que les impulsions ultrasonores émises sont comparables à celles du mode échographique (ou du moins à ses versions les plus modernes), assurant une haute résolution spatiale. Le principe du codage des impulsions est utilisé pour permettre d'accroître la durée des impulsions émises sans réduire la résolution : l'impulsion est modulée selon un code qui est reconnu en réception, et ce procédé permet une amélioration considérable du rapport signal / bruit.

En pratique, une première impulsion est émise, et se trouve renvoyée, par la paroi vasculaire d'une part (réflexion) et par les globules rouges en mouvement dans la colonne sanguine d'autre part (diffusion). De chaque emplacement du plan de coupe provient ainsi un signal acoustique, ou « signature », que l'on va rechercher lors des tirs ultérieurs.



Si, lors d'un second tir ultrasonore, la signature acoustique est, en un point donné, identique à ce qu'elle était lors du premier tir, cela signifie que les diffuseurs qui l'on produite ne se sont pas déplacés. Le pixel correspondant est alors affiché en noir. Si la signature acoustique est différente, cela signifie que les diffuseurs se sont déplacés, et le pixel est affiché en blanc (ou en couleur).

## Détection échographique du Flux Sanguin



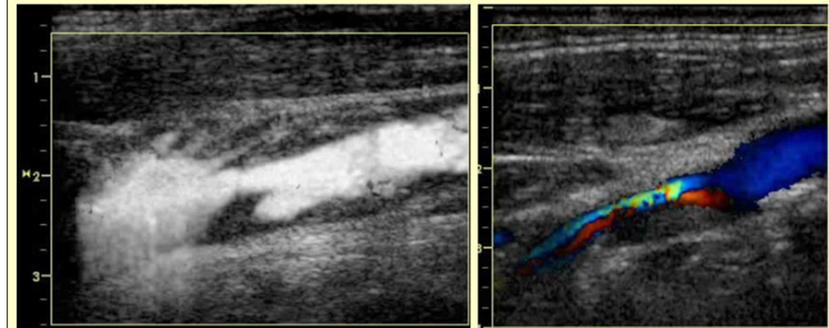
### Corrélation

Pas de flux :  $(A_1 - A_2) = 0$

Flux présent :  $(B_1 - B_2) \neq 0$

La reconnaissance de la présence ou l'absence de mouvement en un point donné se fait donc tout simplement par soustraction de l'écho obtenu au temps  $t_1$  et au temps  $t_2$ , et l'analyse se limite à l'identification d'un écoulement, sans chercher à en déterminer la direction, le sens, ou la vitesse. Ce mode bénéficie d'une résolution spatiale et temporelle proche de celle de l'échographie, sans renseigner sur autre chose que la présence d'un écoulement sanguin, mais sans se heurter au problème de seuil propre aux mode Doppler couleur ou énergie, donc avec une délimitation flux / paroi plus précise et plus fiable.

## Étude Morphologique : B-Flow & BFI



Mode B-Flow

Sténose carotidienne par plaque iso-échogène avec large cratère

Mode BFI

Sténose carotidienne avec chenal étroit et flux tourbillonnant

En voici un exemple sur une sténose carotidienne avec un large cratère.

Une modalité appelé "BFI" combine le mode B-Flow, pour ce qui est de l'affectation des pixels (donc avec une excellente délimitation flux / paroi) avec le mode Doppler pour leur colorisation : ce mode offre tous les avantages des deux modes sans leurs inconvénients, comme on peut le voir sur la vidéo de droite au niveau d'une sténose carotidienne longue.

## Étude Morphologique : Doppler couleur



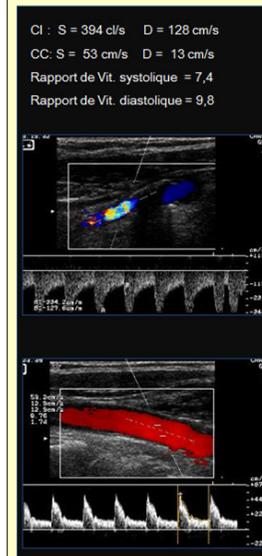
Comparaison du mode couleur (codage : vitesse), du mode BFI, et du mode B-Flow pour la délimitation de la lumière artérielle en fonction du réglage de gain : le mode couleur n'est pas utilisable pour mesurer le canal résiduel.

36

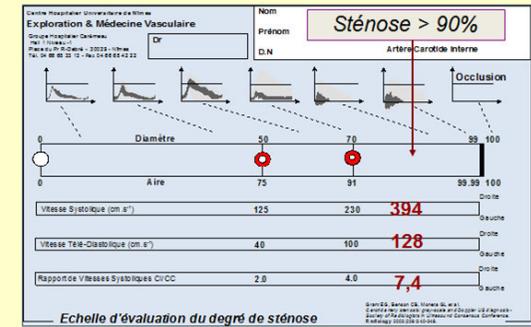
Cette vidéo illustre l'effet du changement de gain sur la délimitation flux / paroi dans une artère carotide interne normale : en mode Doppler couleur, l'augmentation du gain provoque un débordement de la couleur au delà des parois du vaisseau, alors que la réduction du gain ramène l'image en couleur en deçà, conduisant donc à une surestimation ou une sous-estimation de la lumière. En mode BFI, l'augmentation du gain fait apparaître du bruit dans les zones hypoéchogènes, mais n'altère pas la délimitation flux / paroi et la représentation de la lumière.

## Mesure des Vitesses Circulatoires

L'évaluation du degré de sténose en écho-Doppler repose fondamentalement sur la mesure des vitesses systoliques et diastoliques et rapport de vitesse systolique

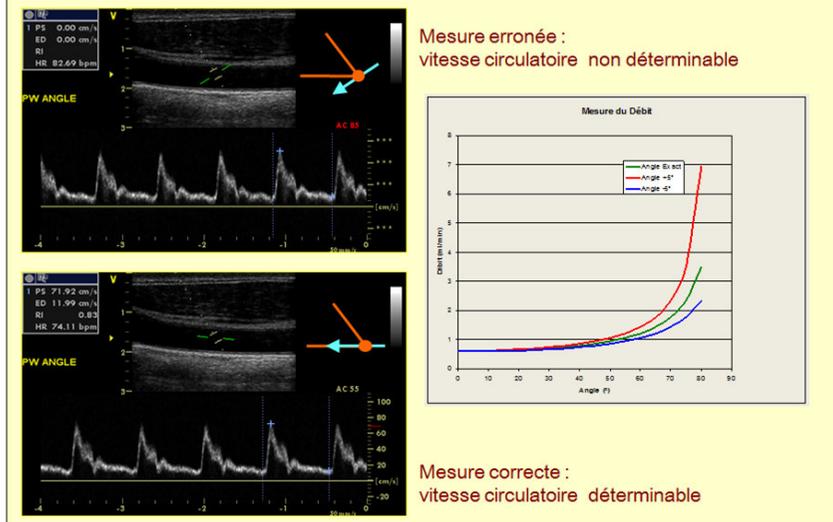


CI : S = 394 cm/s D = 128 cm/s  
CC: S = 53 cm/s D = 13 cm/s  
Rapport de Vit. systolique = 7,4  
Rapport de Vit. diastolique = 9,8



Si l'évaluation de la lumière résiduelle d'une sténose est, difficile en mode B lorsque l'image n'est pas optimale, irréaliste en mode couleur, mais améliorée par le mode B-Flow ou BFI, il importe de souligner que le fondement de l'évaluation ultrasonographique d'une sténose reste l'étude hémodynamique, avec la mesure de la vitesse maximale systolique, de la vitesse maximale télé-diastolique, et le calcul du rapport de vitesse systolique. Ceci ne permet pas de mesurer le degré de sténose au % près, mais de situer la sténose au regard des indications thérapeutiques. Il est donc nécessaire de prendre en considération les pièges, limites et écueils de la mesure de vitesse circulatoire, laquelle repose exclusivement sur le mode Doppler à émission pulsée.

## Mesure de l'angle d'incidence

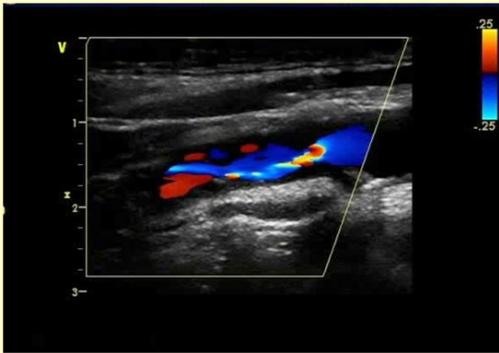


Dans la pratique quotidienne, c'est la détermination de l'angle d'incidence qui pose le plus de problèmes et se trouve à l'origine de la plupart des erreurs, le plus souvent par négligence. Deux conditions sont essentielles :

- L'angle d'incidence doit être inférieur à  $60^\circ$  , sans quoi la plus minime erreur de détermination de l'angle pourrait avoir des conséquences majeures sur la mesure de vitesse, qui perdrait toute fiabilité : ceci résulte tout simplement de la forme de la fonction cosinus, représentée ici. Une erreur de mesure d'angle a des conséquences minimales, voire négligeables, si cet angle est inférieur à  $60^\circ$  , mais majeures s'il dépasse  $60^\circ$  .
- La mesure de cet angle doit être très précise, et cela peut poser des problèmes lorsque le jet circulatoire est dévié par une lésion, a fortiori si celle-ci est hypoéchogène ou partiellement masquée par une

ombre acoustique.

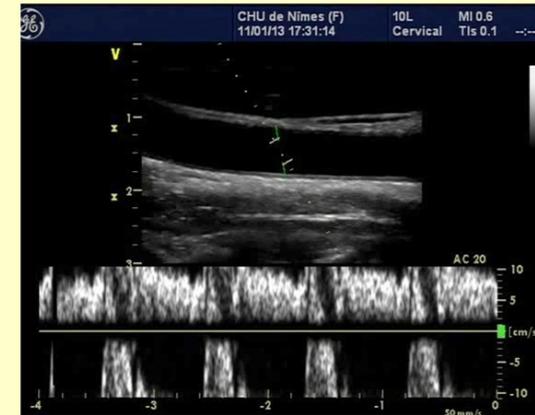
## Mesure de l'angle d'incidence



Le Doppler couleur permet de connaître le site d'accélération circulatoire maximale, où la mesure de vitesse doit être effectuée, et l'orientation du jet (qui peut être très différente de l'axe du vaisseau), pour une mesure précise de l'angle d'incidence en mode Doppler

Voici l'exemple d'une plaque athéromateuse du bulbe carotidien, avec un jet dévié de près de  $30^\circ$  par rapport à l'axe du vaisseau : le Doppler couleur prend ici tout son intérêt, en montrant d'emblée où se trouve l'accélération circulatoire maximale, et donc où doit être réalisée la mesure de vitesse, et en permettant une mesure précise de l'angle d'incidence par rapport au flux et non par rapport à la paroi.

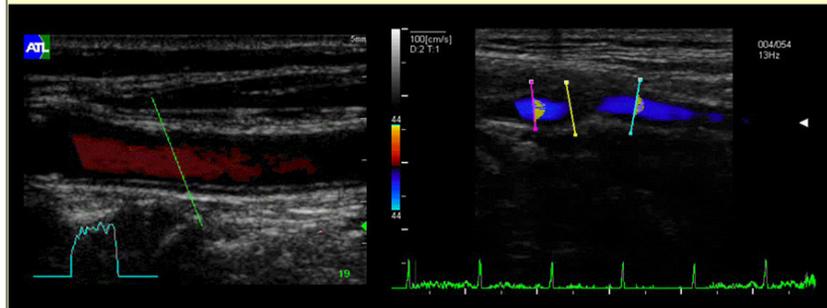
## Mesure d'angle d'incidence et de vitesse circulatoire



Réglage automatique de l'échelle de vitesses et de la ligne de base en Doppler pulsé, et correction d'angle.

Il est donc fondamental que la mesure d'angle soit effectuée systématiquement, lors de tout enregistrement Doppler, de façon à devenir un réflexe. Sur plusieurs appareils d'échographie, l'automatisation des réglages (illustrée par cette séquence vidéo) permet de gagner du temps : réglage automatique de l'échelle de vitesse en mode spectral, ainsi que de la ligne de base, et correction d'angle automatique. Ces fonctions sont appelées à se généraliser et à devenir plus fiables et plus précises sur les nouveaux appareils.

## Mesure des Vitesses Circulatoires



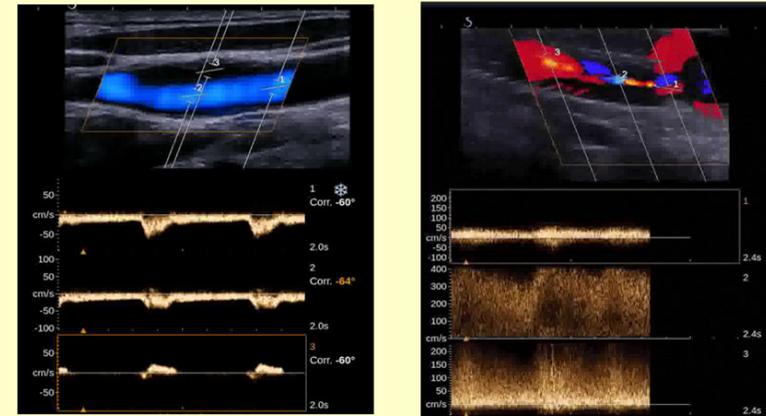
Profil d'écoulement au cours du cycle cardiaque (ATL-HDILab)

Vectographie dynamique : vecteurs de vitesse au cours du cycle cardiaque (Vectodynography - Aloka)

41

L'exploration peut du reste être enrichie d'informations potentiellement très utiles, comme le relevé automatique du profil d'écoulement au cours du cycle cardiaque (à gauche), et la représentation des vecteurs de vitesse en différents points du vaisseau, là encore au cours du cycle cardiaque. Certains appareils récents (dédiés, jusqu'à présent, à l'échocardiographie) peuvent même présenter ces vecteurs de vitesse en 3 dimensions. Néanmoins, ces données ne sont disponibles que lorsque les conditions d'examen sont satisfaisantes, et les écueils de l'échographie (cou large, bifurcation haute, ombres acoustiques...) se retrouvent ici aussi. Néanmoins, il est probable que ces informations pourront, dans l'avenir, être exploitées de façon synthétique pour une quantification automatique des sténoses.

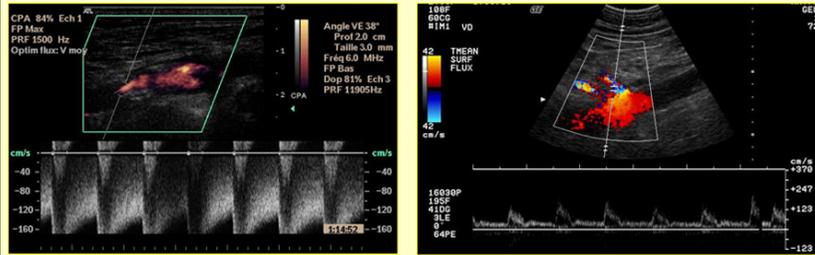
## Mesure des Vitesses Circulatoires



Restitution des spectres Doppler *a posteriori* en tout point de la fenêtre couleur. (AixPlover® / Supersonic Imagine)

Une autre approche, plus récente, tire partie d'une modalité particulière d'insonation : au lieu de construire une image ligne par ligne, l'émission est réalisée en un temps, sur l'ensemble du champ exploré (insonation par "onde plane") et ce n'est qu'en réception que se fait la reconstruction, ligne par ligne, de l'image. Ceci permet une cadence d'imagerie non plus de quelques dizaines mais de plusieurs milliers d'images par seconde. Ainsi, il est possible, après quelques secondes d'acquisition, d'obtenir *a posteriori* un spectre de fréquences Doppler (sonogramme) en tout point de l'image, et donc de pouvoir mesurer les vitesses circulatoires en différents points exactement au même moment du cycle cardiaque. À partir de cette fonctionnalité, on peut imaginer une analyse automatique avec repérage objectif de l'accélération circulatoire maximale et mesure d'angle, et donc l'estimation plus rigoureuse du degré de sténose.

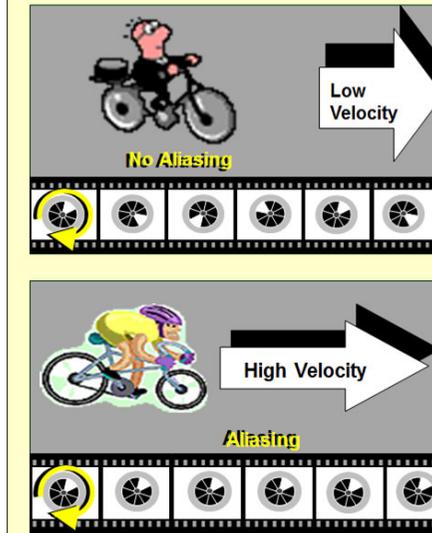
## Mesure des vitesses circulatoires



Ambiguïté spectrale  
(sténose carotidienne)

Ambiguïté spatiale  
(sténose mésentérique)

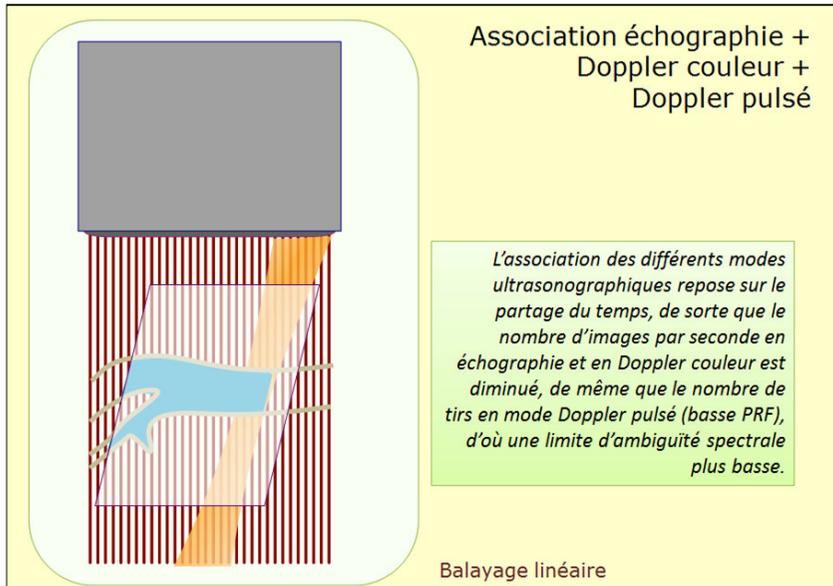
Outre le problème de l'angle d'incidence, le mode Doppler pulsé se heurte aussi, en cas de vitesse circulatoire élevée et/ou de vaisseau de situation profonde, au risque d'ambiguïté spectrale, se traduisant par un spectre tronqué, contrariant la mesure de vitesse maximale systolique. Ceci se produit lorsque la fréquence de répétition des impulsions ultrasonores émises (PRF, d'autant plus basse que la profondeur d'exploration est grande), ne permet plus de "lire" les fréquences Doppler élevées. Augmenter la PRF dans un tel cas est possible, mais expose au risque d'ambiguïté spatiale (image de droite) donc d'incertitude sur la provenance topographique réelle du signal Doppler.



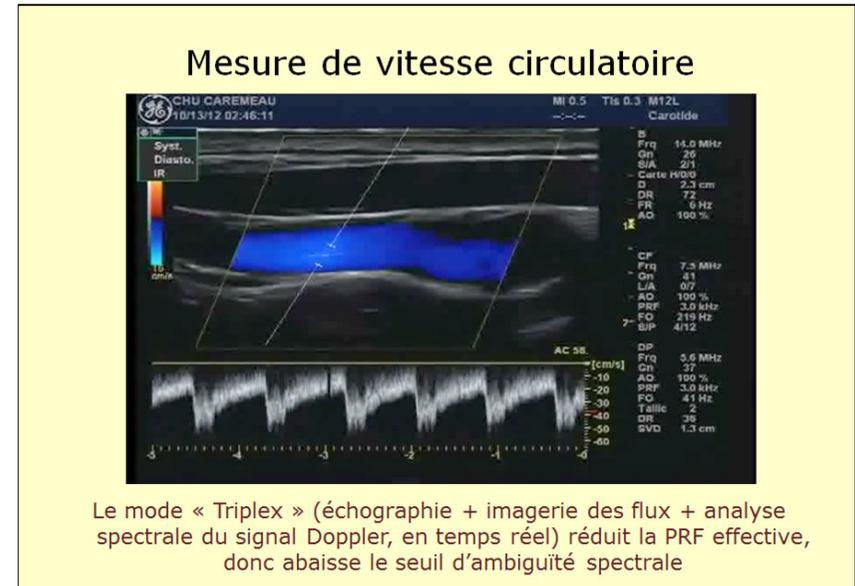
## Vitesse Circulatoire et Ambiguïté Spectrale

*En mode Doppler à émission pulsée, la vitesse circulatoire maximale mesurable sans ambiguïté est d'autant plus lente que la profondeur d'exploration est grande, donc que la fréquence de répétition des impulsions (PRF) est basse.*

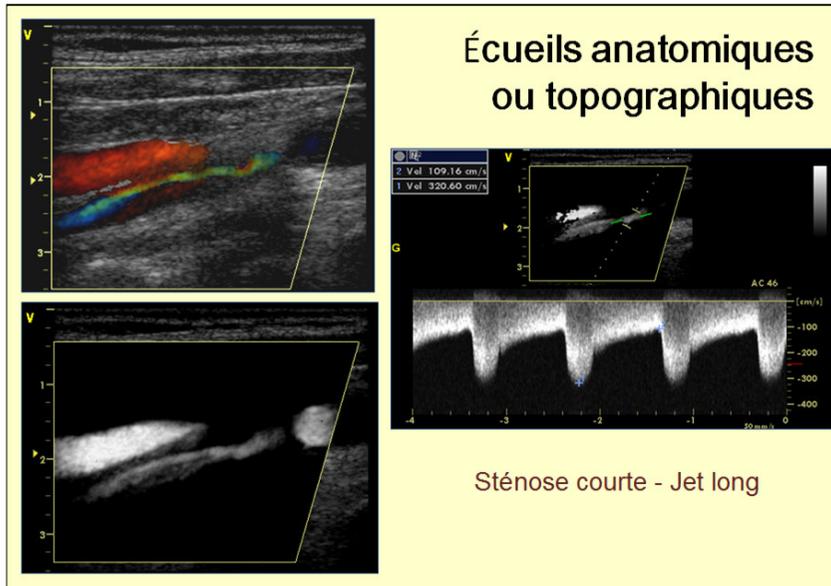
L'ambiguïté spectrale est un phénomène aujourd'hui familier, auquel nous sommes confrontés par exemple lorsque nous observons, au cinéma ou à la télévision, la rotation d'une roue. En effet, le nombre d'images par seconde est égal à 24 au cinéma (25 à la télévision en France, 30 aux Etats-Unis). Il est nécessaire de disposer d'au moins deux images par tour de roue pour pouvoir déterminer correctement le sens et la vitesse de rotation de la roue. Si la roue effectue plus de 12 tours par seconde, le cinéma montrera une roue immobile, ou tournant à l'envers, ou tournant à une vitesse manifestement erronée : c'est l'effet stroboscopique.



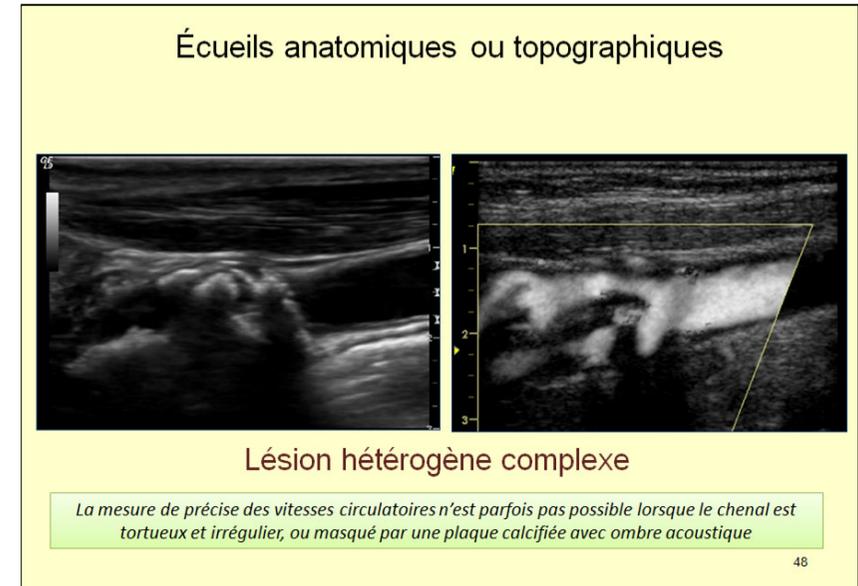
En Doppler à émission pulsée ou couleur, la fréquence Doppler maximum mesurable est donc égale à la moitié de la PRF (fréquence de répétition des impulsions), elle même déterminée par la profondeur d'exploration souhaitée. La vitesse circulatoire maximale que peut permettre de représenter correctement le Doppler à émission pulsée est donc d'autant plus basse que la profondeur d'exploration est grande. En outre, le mode duplex (présentation simultanée de l'image échographique en temps réel et de l'analyse spectrale du signal Doppler) et, a fortiori, le mode triplex (échographique en temps réel + Doppler couleur + Doppler pulsé) reposent sur un partage de temps entre ces différentes modalités, réduisant d'autant le temps imparti à chacun, et limitant de ce fait plus encore la PRF. En pratique, il sera toujours nécessaire d'interrompre le balayage échographique pour obtenir une représentation optimale des spectres de fréquence Doppler et mesurer correctement les vitesses circulatoires les plus élevées.



Voici un exemple de mode triplex de bonne qualité : cette modalité est très utile pour identifier les vaisseaux et repérer les zones de perturbation de l'écoulement sur lesquelles les mesures devront être effectuées. L'image échographique et Doppler couleur sera ensuite "gelée" pour enregistrer le signal Doppler dans les meilleures conditions.

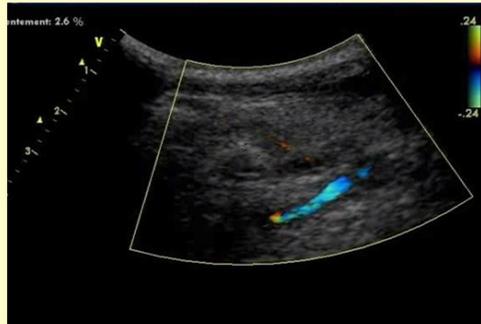


Dans le cas d'une sténose "simple", régulière, le Doppler couleur est très utile pour repérer la zone d'accélération circulatoire maximale afin d'y effectuer les mesures. L'ambiguïté spectrale est, dans ce cadre, plus un outil qu'un écueil puisque qu'elle signale immédiatement, par un changement brusque de couleur, le dépassement du seuil.



Par contre, des écueils anatomiques ou liés aux caractéristiques mêmes de la lésion peuvent compliquer ou empêcher des mesures correctes. Il peut s'agir d'une ombre acoustique portée par une large plaque calcifiée, ou de sténoses complexes, avec un chenal tortueux et plusieurs sites de sténoses consécutives. Il devient dès lors très difficile de déterminer quelle est le site de mesure le plus représentatif, et ce sont les signes indirects qui permettent alors d'évaluer la sévérité de la sténose considérée dans sa globalité (les signes d'aval apparaissent pour une sténose de plus de 70% de réduction du diamètre).

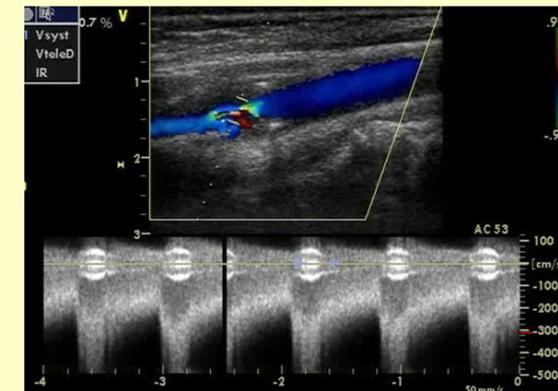
## Écueils anatomiques ou topographiques



Sténose carotidienne très haute  
(dysplasie : sphymacouphènes)

Que ce soit en raison de calcifications importantes ou d'une situation très haute, le recours à une sonde de basse fréquence (comme une sonde convexe abdominale) peut s'imposer. Certes, la résolution spatiale est moindre, mais l'identification de la lésion et les mesures de vitesses sont alors le plus souvent possibles, apportant la réponse attendue. En voici un exemple représenté par une dysplasie haute de la carotide interne, révélée par des sphymacouphènes.

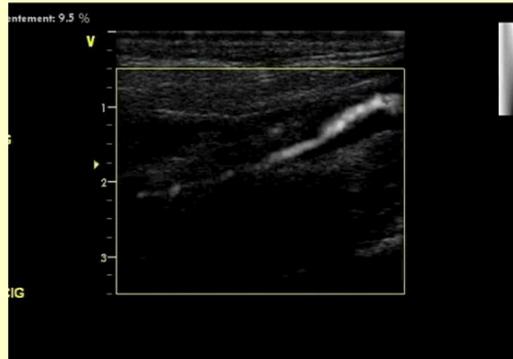
## Sténose très serrée



Sténose très serrée de la carotide interne haute, avec vibrations péri-sténotiques et leur traduction typique sur le spectre de fréquences Doppler : lignes arciformes symétriques de part et d'autre de la ligne de base en systole

Les sténoses très serrées sont, quant à elles, assez aisément identifiables par les vibrations transmises aux tissus voisins (et audibles au stéthoscope), témoignant de l'écoulement turbulent, avec une traduction caractéristique sur les spectres Doppler : lignes arquées, brillantes (forte énergie) situées de part et d'autre mais à proximité (basses fréquences) de la ligne de base en début de systole. Ces signes indiquent une sténose de haut grade. Rappelons à cette occasion que la turbulence se produit à la sortie de la sténose et non au sein même de celle-ci (par exemple, des sténoses très longues mais régulières telles qu'elles peuvent s'observer dans les artériopathies inflammatoires ne s'accompagnent de turbulence qu'en distalité mais non dans le chenal, aussi étroit qu'il soit).

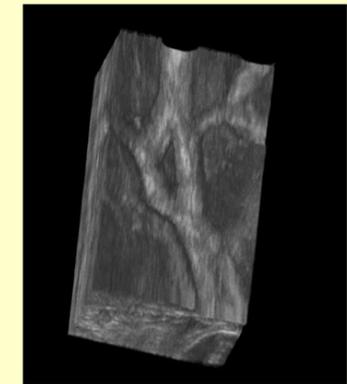
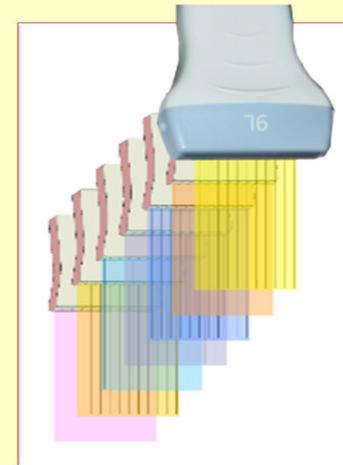
## Écueils anatomiques ou topographiques



Sténose très longue et très serrée se comportant comme une série de sténoses : flux ralenti mais non démodulé !

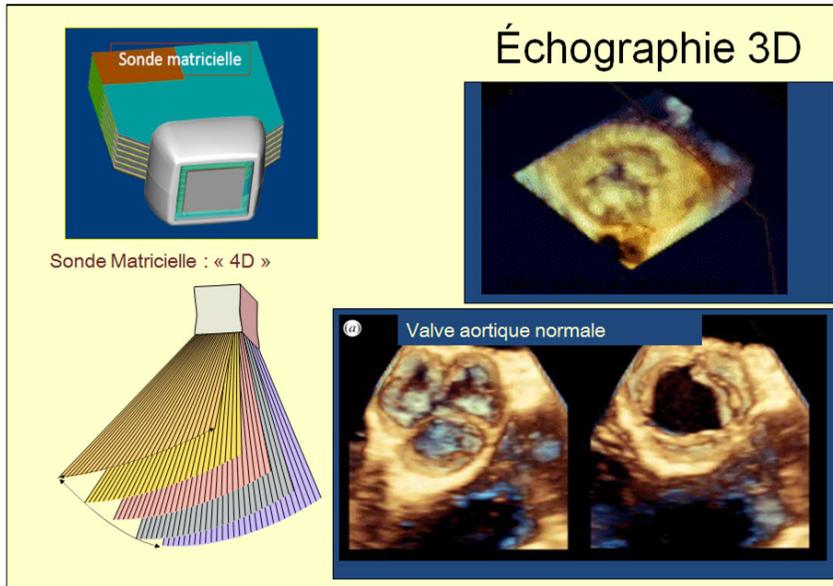
Un cas particulier, représentant un piège, est constitué par les sténoses très longues, avec un chenal filiforme. De telles lésions se comportent comme une succession de sténoses consécutives et contiguës, chacune réduisant le flux, de sorte que l'ensemble peut ne présenter ni accélération circulatoire ni turbulence, mais un flux de vitesse lente, sans amortissement net de la modulation. Les modes avancés d'imagerie des flux sont alors très contributifs.

## Échographie 3D



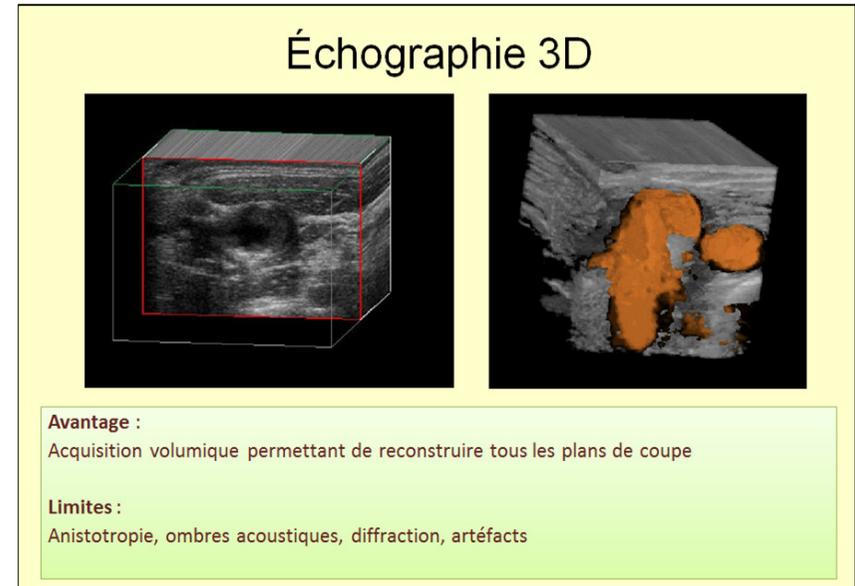
Balayage « à main levée »  
sans ou avec capteur de position

Face à des lésions complexes, et afin d'obtenir une évaluation globale, il semble logique de se tourner vers l'imagerie en trois dimensions. Celle-ci est désormais très généralement disponible, mais avec divers niveaux de sophistication. L'acquisition volumique "à main levée", sans repérage spatial, est offerte par de nombreux appareils mais suppose que l'opérateur réalise des coupes parallèles régulièrement espacées. Cette technique, uniquement fondée sur le traitement logiciel des images, ne peut prétendre à autre chose que donner une représentation visuelle tridimensionnelle des structures et des lésions, sans rigueur topométrique. Elle n'est donc guère applicable à l'évaluation du degré de sténose carotidienne, même si elle peut en donner des images spectaculaires.



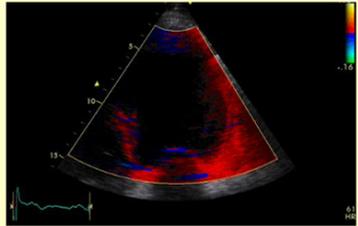
La fonction "3D temps-réel", ou "4D", est disponible avec des sondes électro-mécaniques (barrettes mues par un moteur, avec une cadence d'imagerie limitée mais une très bonne résolution spatiale) ou des sondes entièrement électroniques, matricielles (principalement utilisées, à ce jour, en cardiologie).

Les progrès dans ce domaine sont rapides, et seront certainement facilités par les nouvelles technologies de capteurs ultrasonores non plus piézoélectriques mais capacitifs, se prêtant parfaitement à la miniaturisation et à l'intégration.



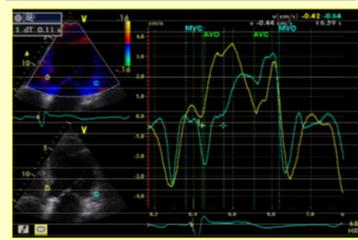
L'intérêt de l'échographie en 3 dimensions est de permettre une étude de la sténose dans tous les plans, bien que les plans reconstruits n'aient pas une aussi bonne résolution spatiale que les plans acquis. Les différents modes d'imagerie des flux peuvent être exploités, mais cette approche se heurte aux mêmes obstacles (artefacts, ombres acoustiques) que les techniques conventionnelles. Elle n'est donc applicable que lorsque les conditions d'examen sont satisfaisantes.

## Déformations et contraintes pariétales

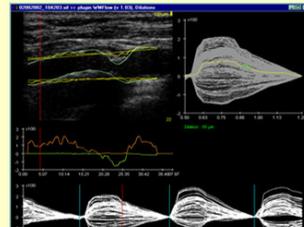
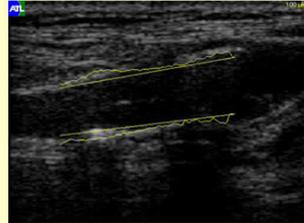


Doppler  
Tissulaire

(Tissue  
Doppler  
Imaging)



Etude des asynchronismes ventriculaires



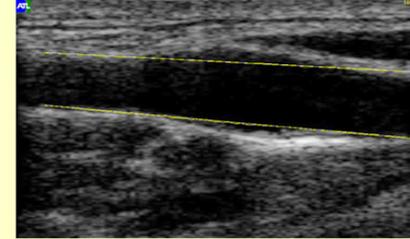
Etude des déformations de la  
paroi vasculaire

55

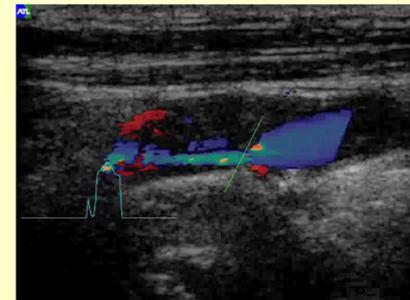
Si l'évaluation des sténoses carotidiennes repose essentiellement sur l'approche hémodynamique, les études relatives à l'imputabilité de manifestations neurologiques à une lésion carotidienne, ou à l'évaluation de la dangerosité d'une lésion (jusque là) asymptomatique, pourraient bénéficier grandement des différentes techniques ultrasonographiques permettant de déterminer les caractéristiques biomécaniques de la paroi artérielle et de ses lésions.

Parmi ces techniques, le "Doppler tissulaire", qui consiste à enregistrer les signaux Doppler produits non plus par l'écoulement sanguin mais par les mouvements des tissus solides, a montré tout son intérêt, en cardiologie, pour l'étude des asynchronismes ventriculaires, notamment. En matière d'exploration vasculaire, son utilisation est restée limitée. Néanmoins, le système ATL HDILab avait montré sa capacité à analyser la cinétique des déformations pariétales au passage de l'onde artérielle, et son altération en cas de lésion athéromateuse locale.

## Doppler Tissulaire (TDI)



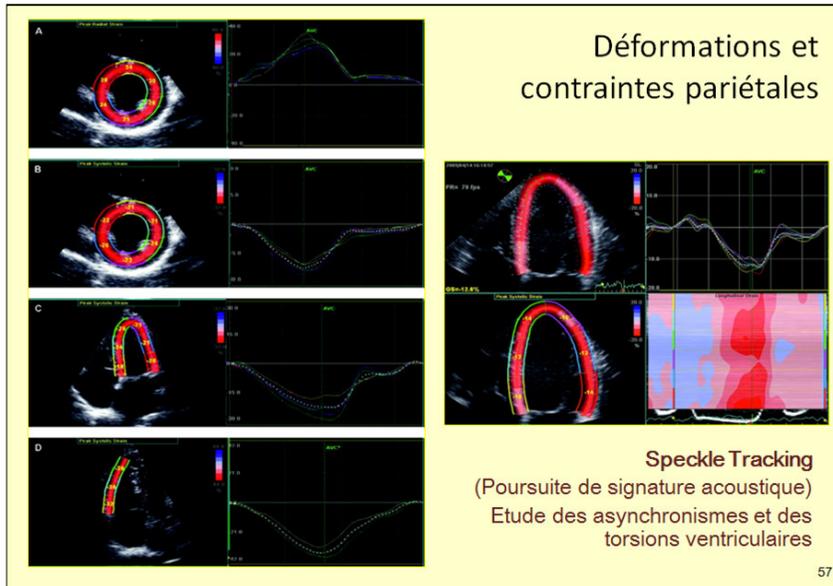
Bulbe carotidien normal



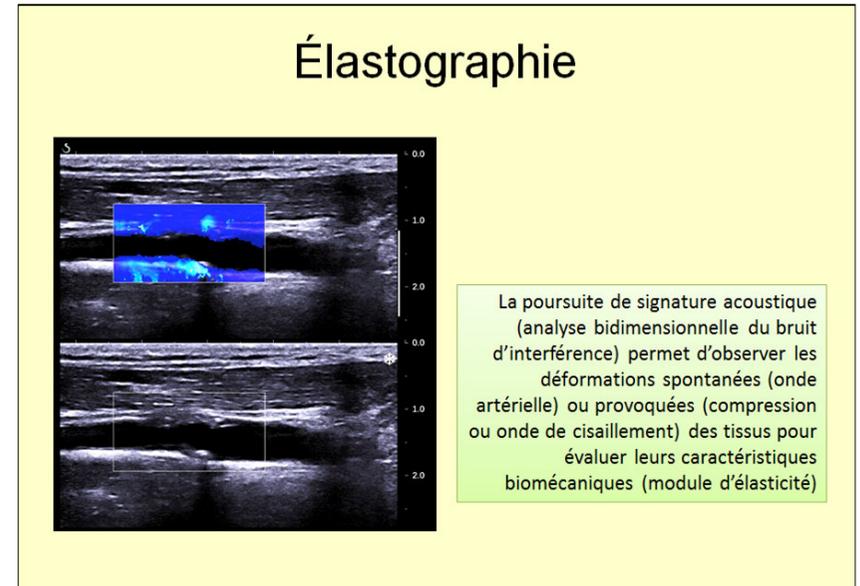
Sténose carotidienne

56

En voici un exemple sur un bulbe carotidien normal (en haut), montrant des déformations harmonieuses. En cas de sténose carotidienne consécutive à la présence d'un volumineux matériel athéromateux (en bas), les mouvements de la paroi sont restreints. Cette analyse est ici combinée au relevé des profils d'écoulement sanguin au cours du cycle cardiaque.

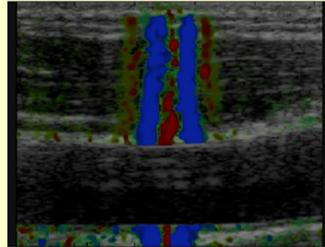
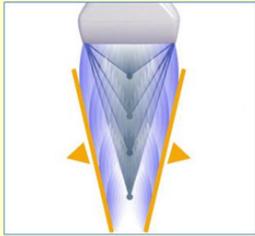


En cardiologie, cependant, le Doppler tissulaire est désormais complété par le "Speckle tracking". Cette technique, n'utilisant pas l'effet Doppler, repose sur l'analyse des images échographiques successives pour y déceler les changements du bruit d'interférence produit par les diffuseurs multiples que représentent les cellules des tissus. L'avantage est de rendre possible une mesure des déplacements dans toutes les directions, et cela permet, par exemple, d'analyser la cinétique ventriculaire segment par segment.



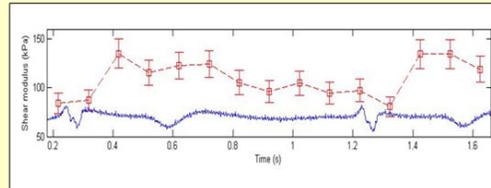
La même approche est utilisée pour l'évaluation des caractéristiques biomécaniques des tissus, notamment en oncologie : c'est en effet la base de l'élastographie, qui observe les déformations tissulaires, en réponse à une contrainte mécanique connue, pour en déduire les « paramètres élastiques », permettant ainsi d'identifier les lésions éventuelles, même lorsque leur échogénicité ne les distingue pas des tissus sains, et d'en déterminer les caractéristiques biomécaniques. Bien qu'utilisée essentiellement jusqu'ici pour le diagnostic des tumeurs, cette approche présente un certain potentiel en pathologie vasculaire, pour analyser les déformations des plaques et en mettre en évidence leur éventuel caractère vulnérable ou instable. L'onde artérielle représente alors la contrainte mécanique « spontanée ».

## Le module d'élasticité de la paroi artérielle varie au cours du cycle cardiaque



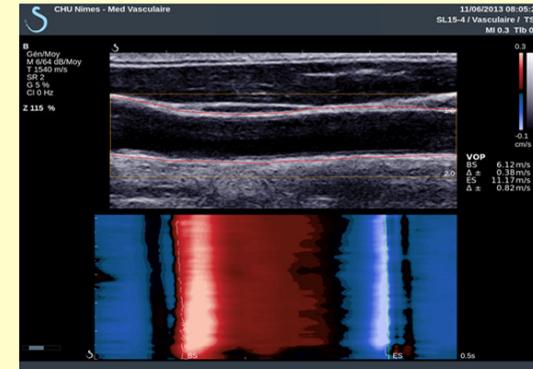
Imagerie à très haute cadence d'acquisition (plusieurs kHz) de la propagation d'une onde de cisaillement

*(SuperSonic Imagine)*



La technique d'imagerie ultrasonore ultrarapide que nous avons déjà évoquée offre en outre une possibilité remarquable : la création d'une onde de cisaillement, par insonation globale du champ avec une focalisation variant rapidement, de sorte que la pression acoustique générée se propage latéralement dans les tissus à une vitesse de quelques mètres par seconde. Cette technique est donc plus élégante et mieux reproductible que les procédés conventionnels (appui sur la sonde, choc électro-mécanique, ou vibrations). Sur une artère, la propagation de cette onde de cisaillement permet de déterminer l'élasticité de la paroi et de révéler ses éventuelles discontinuités.

## Caractérisation Biomécanique Locale de la Paroi Artérielle

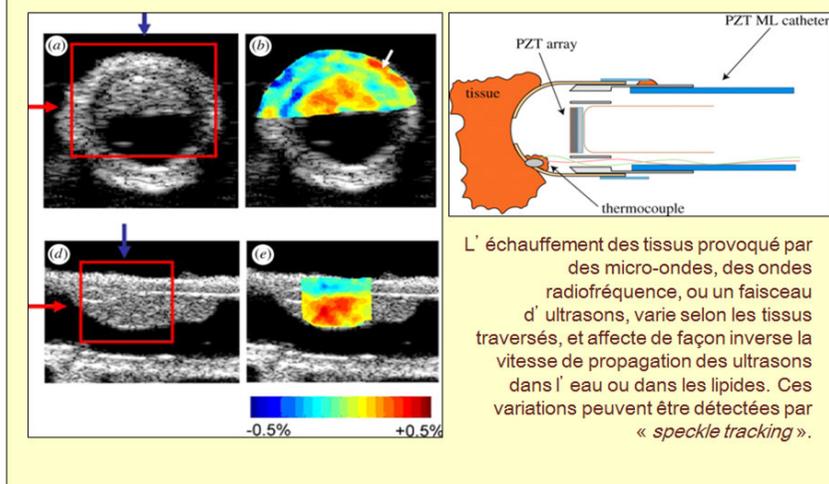


L'imagerie à très haute cadence permet aussi de mesurer les déformations de la paroi au passage de l'onde artérielle et d'en déterminer la vitesse.

*(SuperSonic Imagine)*

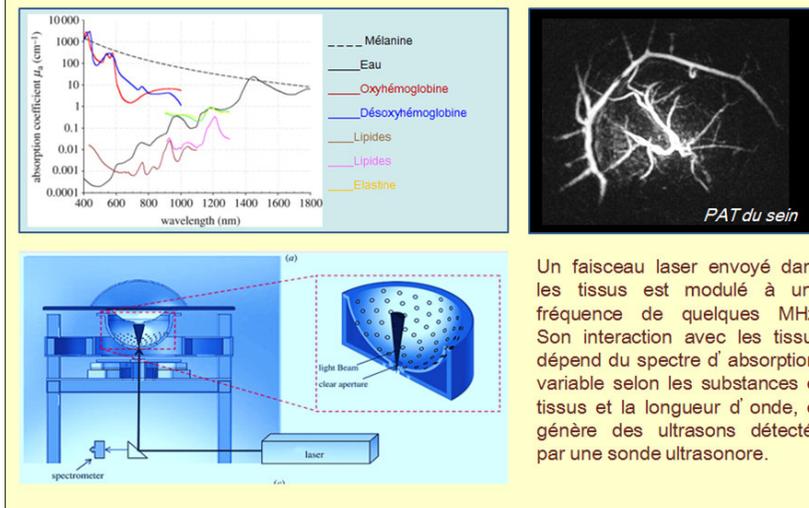
Par la même technique d'imagerie ultrarapide, il est possible de mesurer les déformations de la paroi carotidienne au cours du cycle cardiaque et d'en déduire la vitesse locale de propagation de l'onde artérielle en systole et en diastole sans avoir à recourir à une contrainte mécanique externe.

## Imagerie de Contrainte Thermique



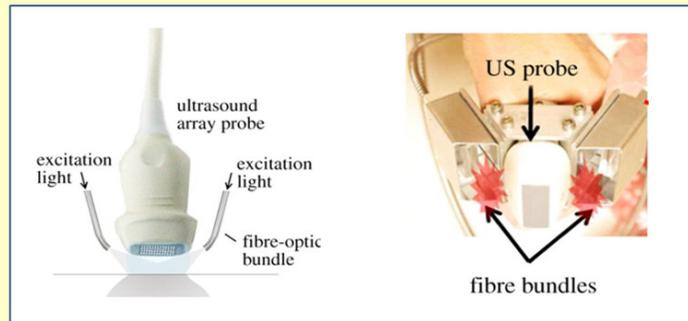
De nombreuses techniques "mixtes" associent l'échographie à une autre modalité d'exploration. Nous ne citerons ici que certaines parmi les plus proches de l'utilisation clinique. Déjà exploitable, l'imagerie de contrainte thermique est fondée sur le fait que les variations de température des tissus affectent la propagation des ultrasons de façon différente selon leur nature. Lorsque ces variations de température sont provoquées par un agent physique (ondes électromagnétiques, laser, ou ultrasons) contrôlé, elles peuvent être détectées par « speckle tracking », ce qui permet de surveiller en temps réel, par exemple, les effets d'une ablation ou d'une destruction tissulaire thérapeutique, y compris en endocardiaque ou endovasculaire (coronaires).

## Imagerie Photo-Acoustique (PAT)



L'imagerie photo-acoustique est sans doute l'innovation la plus fascinante et la plus avancée dans le domaine des combinaisons de modalités. Les interactions d'un faisceau laser avec les tissus se traduisent par des changements locaux de température, variables en fonction de la longueur d'onde du laser et de la nature chimique des tissus (différenciant ainsi, par exemple, l'oxyhémoglobine de la désoxyhémoglobine, les lipides de l'eau, etc.). Ces variations de température, lorsqu'elles sont produites, par modulation du faisceau laser, entraînent des dilatations / compressions successives de tissus concernés. Si la modulation du laser est réalisée à une fréquence de quelques MHz, les déformations produites constituent des vibrations ultrasonores, qui peuvent être recueillies par une sonde d'échographie, et donner une image renseignant sur la nature même des tissus exposés au laser. Le premier domaine d'application de l'imagerie photoacoustique est le sein.

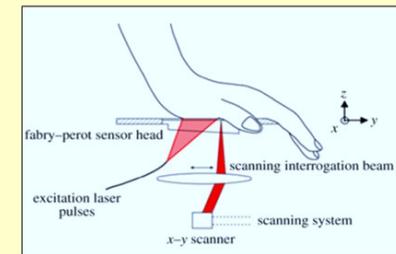
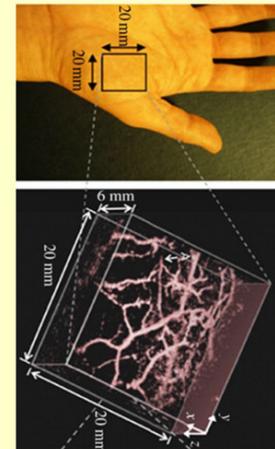
## Imagerie Photo-Acoustique



Illumination laser par fibres optiques du champ échographique

La technique d'imagerie photoacoustique est d'ores et déjà disponible sur des appareils d'échographie de très haute fréquence (20 à 50 MHz) dédiés à l'imagerie du petit animal de laboratoire, avec des sondes ultrasonores matricielles.

## Imagerie Photo-Acoustique



La détection des ultrasons peut être effectuée à l'aide d'un film polymère étalon (film de Fabry-Perot) transparent au rayon laser « d'excitation », interposé entre deux miroirs et dont les déformations par les ultrasons sont lues par un faisceau laser.

Différentes techniques sont utilisables pour la détection des signaux en imagerie photoacoustique, par exemple à partir des déformations d'un "film étalon réflecteur dont les propriétés sont altérées par les variations de pression). Les premières images publiées montrant en 3 dimensions la micro-circulation superficielle sont très prometteuses, bien qu'il ne soit pas possible à ce jour de garantir que de telles techniques seront applicables à l'évaluation des sténoses carotidiennes.