

8 - Les différents modes Doppler

B. Richard

Université Paris V

Les techniques Doppler initialement, ne fournissaient que des courbes de vitesse du sang ; progressivement elles ont permis de disposer de véritables images de flux obtenues de diverses manières. Les procédés de traitement du signal qui permettent d'obtenir ces résultats spectaculaires sont parfois difficiles à comprendre : leur connaissance est cependant nécessaire pour bien apprécier à la fois les possibilités et les limites de ces procédés.

En partant des notions classiques sur l'effet Doppler, puis en s'en éloignant de plus en plus, nous présentons ci-dessous les principales approches actuelles qui ont conduit notamment au "Doppler couleur" (CDI), au "Doppler énergie"(CDE), au mode CVI.

Principes généraux : le Doppler continu

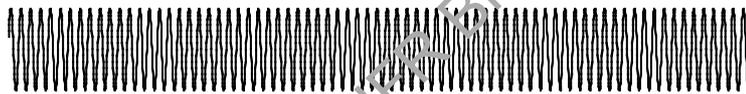
L'effet Doppler consiste dans la variation entre la fréquence d'une onde émise et la fréquence de l'onde reçue lorsque l'émetteur et le récepteur se déplacent l'un par rapport à l'autre. En échographie, lorsqu'un écho provient d'une cible mobile, sa fréquence a varié par rapport à l'onde qui avait été émise en raison de l'effet Doppler : si l'on émet une onde continue à la fréquence f , l'écho provenant d'une cible mobile sera à la fréquence $f + \Delta f$.

Les cibles mobiles couramment étudiées sont les éléments figurés du sang : l'analyse qui est faite est donc celle du flux sanguin.

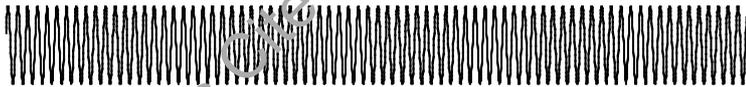
La variation de fréquence Δf est proportionnelle à la vitesse de déplacement de la cible v projetée sur la direction de propagation du faisceau ultrasonore soit $v \cos\theta$.

Cette dépendance de la fréquence Δf du "signal Doppler" en fonction de l'angle d'incidence θ est un des paramètres importants et bien connu des utilisateurs de cette technique.

Par un traitement approprié du signal, on extrait électroniquement le signal à la fréquence Δf .



cible fixe
 $f = 4 \text{ MHz}$



cible mobile
 $f + \Delta f = 4,002 \text{ MHz}$



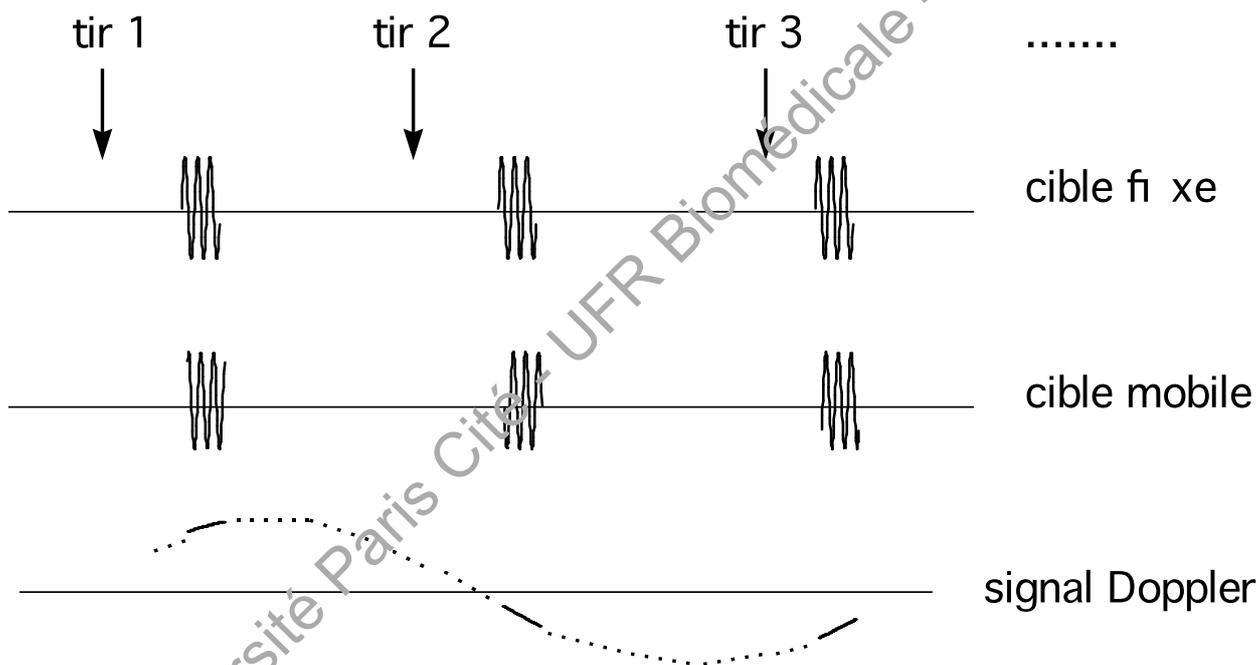
signal Doppler
 $\Delta f = 0,002 \text{ MHz}$

Plusieurs points sont dès maintenant importants à souligner.

- l'ordre de grandeur de la variation de fréquence Δf : la variation relative de fréquence $\frac{\Delta f}{f}$ est liée au rapport de la vitesse v de la cible ($\sim < 1\text{m/s}$) à la vitesse du son c (1500m/s).
C'est pour cette raison que les fréquences Δf des signaux Doppler sont plus de mille fois plus faibles que celles des ondes ultrasonores utilisées en échographie et se situent dans le domaine audible.
- l'amplitude des échos utiles, provenant du sang, est extrêmement faible -100 à 1000 fois plus faible que les échos provenant des cibles fixes : le signal que l'on doit exploiter est donc "noyé" dans un signal beaucoup plus intense dont il se distingue seulement par la petite variation de fréquence qu'il a subie.
- la vitesse du sang dans le volume de mesure n'est pas unique et chaque valeur de la vitesse contribue au signal Doppler avec sa propre fréquence Δf : la restitution complète de l'information nécessite une analyse spectrale du signal Doppler pour retrouver chaque composante Δf et donc chaque valeur de la vitesse.

Le Doppler pulsé :

Dans une première approche, on peut présenter le Doppler pulsé suivant le même schéma que le Doppler continu : l'onde émise est réduite à un train bref d'oscillations et les échos "utiles" sont prélevés dans une fenêtre de réception correspondant à une profondeur où se situe un écoulement sanguin.



Dans la fenêtre Doppler, une cible fixe donnera toujours un écho identique, alors que si la cible est mobile, l'écho se déplace un peu entre chaque tir et sa phase est progressivement modifiée.

Les techniques de traitement du signal utilisées (démodulation et filtrage) permettent en fait de recueillir, dans la fenêtre Doppler, un signal lié à l'amplitude et la phase de l'écho : comme celui-ci est mobile, le signal évolue lors des mesures faites sur des tirs successifs à une fréquence égale à Δf .

Les points soulignés pour le Doppler continu restent valables mais on remarque que le signal Doppler à la fréquence Δf n'est connu qu'à partir d'échantillons prélevés de façon discontinue (un échantillon après chaque tir) : cela explique la limitation du Doppler pulsé lorsque la fréquence des échantillons (= PRF) est trop faible par rapport à la fréquence Δf que l'on veut mesurer (phénomène d'aliasing).

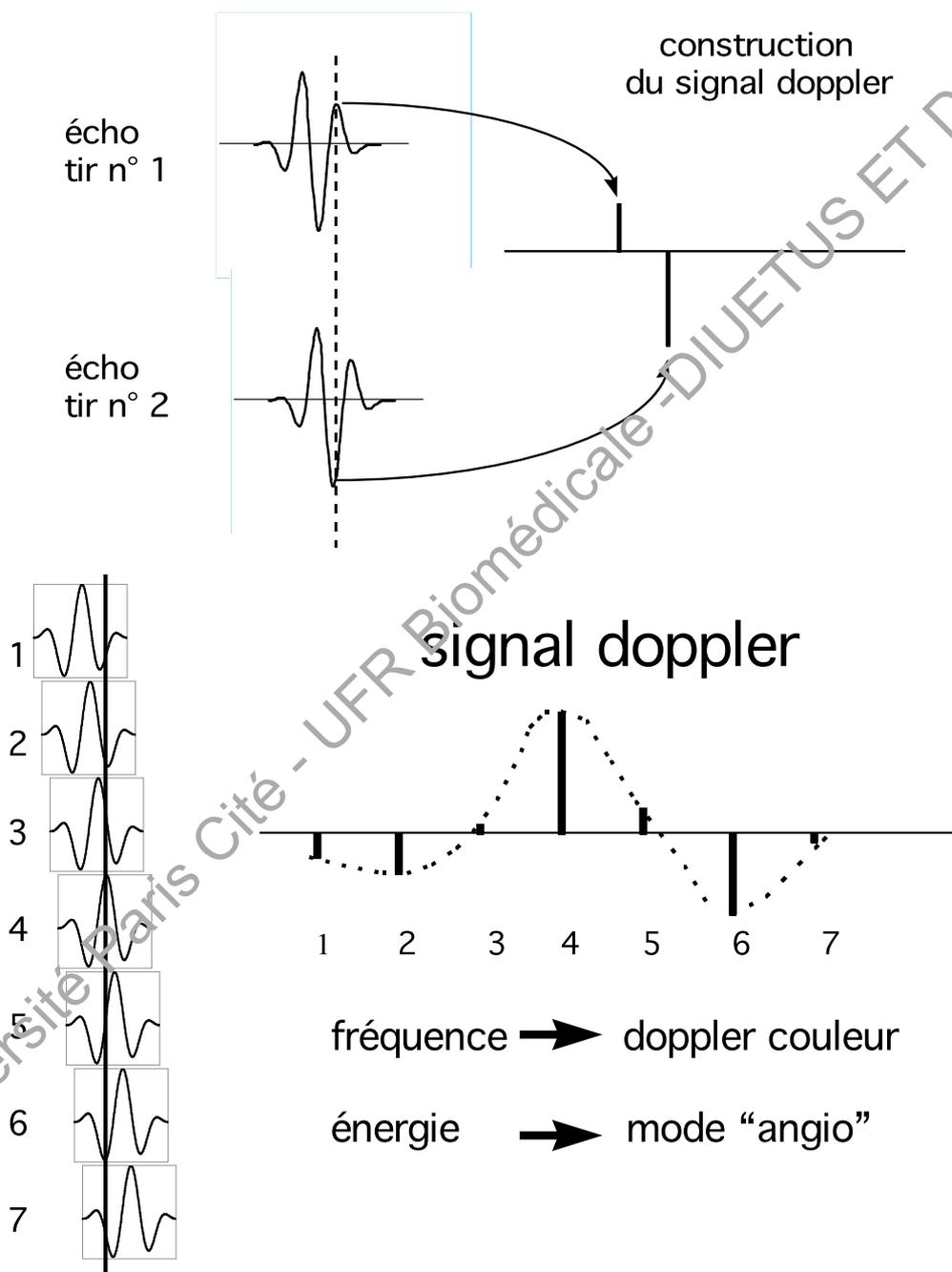
C'est parce que la technique Doppler repose sur la mesure du déphasage $\Delta\varphi$ que le phénomène d'aliasing intervient : en effet un signal déphasé de $\Delta\varphi$ est équivalent à un signal déphasé de $\Delta\varphi + 2k\pi$: on ne peut mesurer sans ambiguïté des vitesses élevées conduisant à des déphasages supérieurs à $+\pi$ (vitesses positives) ou inférieurs à $-\pi$ (vitesses négatives).

Cette présentation "classique" convient pour expliquer le principe du Doppler pulsé même si certains points sont discutables (quelle est la fréquence d'un train d'onde bref ?...).

En revanche il est difficile avec une présentation de ce type de comprendre tous les modes qui permettent l'imagerie des flux sanguins.

Revenons sur la présentation du Doppler pulsé.

Une impulsion ultrasonore est émise et un écho en provenance du sang est prélevé dans la "fenêtre Doppler".



Si l'on mesure au même instant t après chaque tir la valeur instantanée de l'écho, qui dépend de l'amplitude et de la phase, on obtient après chaque tir un échantillon : l'ensemble de ces échantillons recueillis sur des tirs successifs permet de reconstruire le signal Doppler. Le signal Doppler issu de la chaîne de traitement a donc une amplitude liée à l'amplitude de l'écho initial (éléments figurés du sang) et une fréquence proportionnelle à la vitesse de la cible. C'est l'analyse de cette fréquence (à l'oreille, ou par un analyseur de spectre) qui fournit les informations sur la vitesse du sang.

La fonction de corrélation

Les méthodes d'imagerie de flux utilisent certaines des propriétés de la fonction de corrélation qu'il convient donc dans un premier temps de rappeler.

Mathématiquement, la corrélation de deux fonctions est définie comme l'intégrale du produit des deux fonctions que l'on décale progressivement l'une par rapport à l'autre.

Si les deux fonctions sont différentes, on parle d'intercorrélation si elles sont identiques d'autocorrélation.

- la théorie montre que la valeur de la fonction d'autocorrélation à l'origine représente l'énergie du signal. On peut également à partir du calcul de la fonction d'autocorrélation évaluer la fréquence moyenne du signal et la dispersion des fréquences (variance) par rapport à cette fréquence moyenne.
- par ailleurs la fonction d'intercorrélation qui permet de tester la "ressemblance" entre deux signaux atteint un maximum lorsque les signaux sont au mieux superposés.
Si l'on cherche à comparer deux échos décalés de Δt , la fonction d'intercorrélation sera maximum pour un décalage entre les deux fonctions correspondant à Δt .

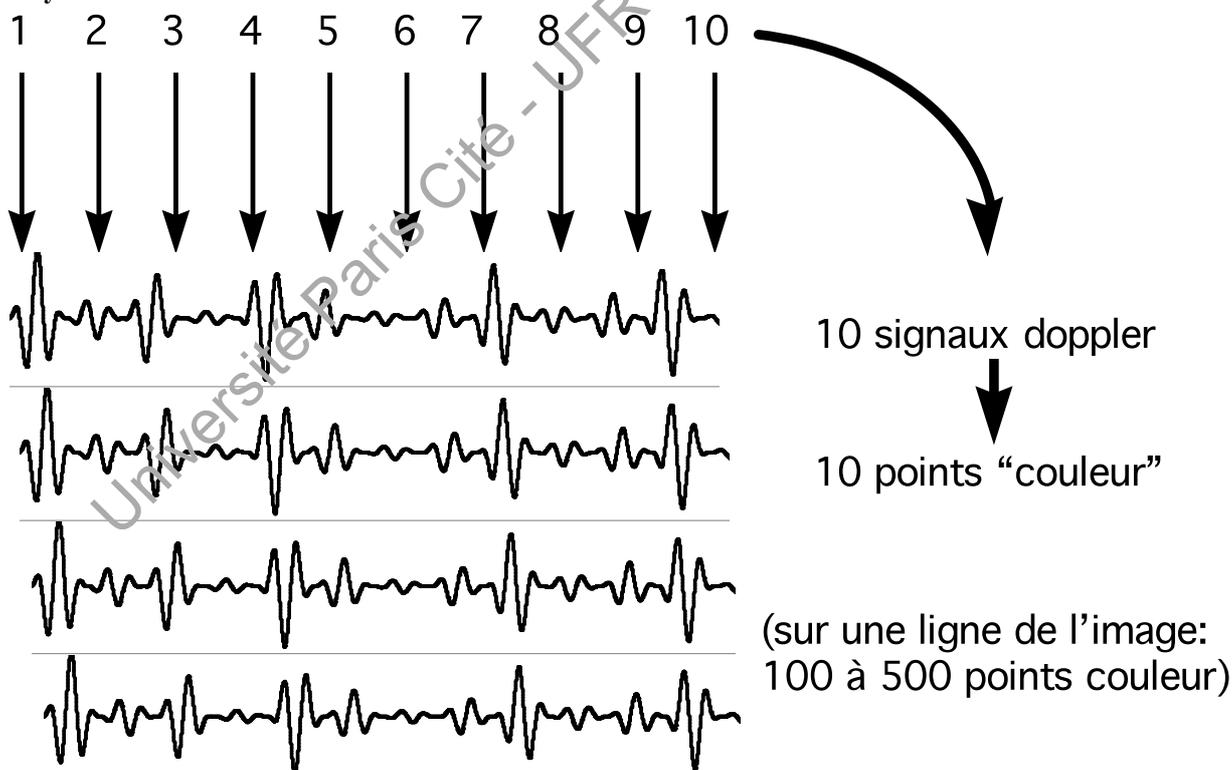
Le "Doppler couleur"

La technique dite de Doppler couleur vise à obtenir en chaque point d'une image échographique une information sur la vitesse des cibles et à la présenter sur l'écran suivant une échelle de couleur correspondant aux différentes vitesses.

Pour un point donné de l'image, le traitement initial est analogue à celui décrit en mode Doppler pulsé : l'écho, provenant d'une profondeur donnée, est évalué (amplitude et phase) sur des tirs successifs et l'évolution de cette valeur au cours du temps correspond au "signal Doppler".

Cependant, à la différence du Doppler pulsé, il n'y a pas une seule fenêtre Doppler mais, le long d'une ligne de l'image une fenêtre à chaque profondeur soit par exemple une fenêtre tous les mm sur 20 cm de profondeur.

On dispose donc, pour une seule ligne de l'image, à la suite de plusieurs tirs effectués sur la même ligne, de 200 signaux Doppler analyser.



Par rapport aux procédés exposés précédemment deux points supplémentaires doivent être soulignés :

- il ne s'agit pas d'obtenir uniquement les points sur une ligne de l'image mais sur toutes les lignes : en conséquence, on ne peut passer trop de temps à analyser chaque ligne car au delà d'une dizaine de tirs sur la

même ligne la cadence d'image devient trop faible. Chaque signal Doppler n'est donc connu que par une dizaine d'échantillons correspondant à la dizaine de tirs effectués sur la ligne considérée.

- les "fenêtres Doppler" étant réparties sur toute la profondeur explorée, elles peuvent aussi bien correspondre aux échos les plus forts (fixes en général) qu'aux échos les plus faibles (comme ceux du sang dont on cherche à mesurer la vitesse). Or il est difficile de traiter avec une grande précision à la fois les échos très forts et les échos très faibles. C'est pourquoi une fonction supplémentaire de traitement est introduite visant à supprimer les échos fixes : cela est obtenu par exemple en soustrayant les échos obtenus à la suite d'un tir aux mêmes échos obtenus au tir suivant. Les échos des structures fixes (= échos forts, les plus gênants) s'annulent et il ne reste que les échos des cibles mobiles.

L'exploitation rapide de tous ces "signaux Doppler", dont on a éliminé les échos fixes nécessite de mettre en oeuvre des traitements adaptés car la mesure classique de fréquence par exemple par transformation de Fourier serait trop longue en temps de calcul dans ce cas particulier.

On exploite en fait la propriété de la fonction d'autocorrélation : comme précisé ci-dessus, la fonction d'autocorrélation du signal Doppler permet d'accéder à la fréquence moyenne du signal (donc la vitesse moyenne de la cible).

Pour chacun des signaux Doppler, le long d'une ligne de tir, on obtient ainsi une valeur de la vitesse moyenne de la cible. Comme la fonction calculée fournit aussi la variance (dispersion autour de la moyenne dans le volume de mesure) cette valeur est également disponible et peut être présentée sur l'écran en plus de la vitesse : en général, le rouge et le bleu sont utilisés pour afficher respectivement les vitesses positives et négatives et on peut superposer la troisième couleur fondamentale (vert) en fonction de la variance.

On explore ainsi successivement toutes les lignes de l'image de façon à afficher la carte des vitesses dans tout le plan de coupe.

Du fait du temps nécessaire à l'acquisition (plusieurs tirs sur chaque ligne) et de la quantité très importante de calculs à effectuer, on a souvent intérêt à réduire la portion de l'image dans laquelle l'analyse des vitesses est faite.

A la description des procédés utilisés, très proches du Doppler pulsé, on comprend que ce mode d'imagerie "Doppler couleur" fournit une mesure de la vitesse du sang dépendant de l'angle d'incidence ($v \cos\theta$) et qu'il est lui aussi soumis au phénomène d'aliasing.

Le mode "Energie"

Parmi les propriétés de la fonction d'autocorrélation, nous avons rappelé qu'elle permettait de calculer l'énergie du signal.

Ainsi, le calcul de cette fonction pour un signal Doppler correspondant à un écho particulier fournit la valeur de l'énergie de cet écho.

Dans la mesure où les échos fixes ont été annulés par soustraction, l'énergie mesurée au niveau des échos fixes sera nulle et seule subsistera une valeur non nulle pour les cibles mobiles c'est à dire essentiellement le sang.

Toutes les valeurs recueillies à partir des échos du sang seront pratiquement identiques (même pouvoir réflecteur) et indépendantes de la vitesse - donc de l'angle θ - à partir du moment où ces cibles sont mobiles.

L'affichage sur l'écran en chaque point de cette mesure de l'énergie du signal a donné naissance au mode "Doppler Energie" ou mode "Angio" : sa caractéristique est de montrer l'ensemble des flux circulants - d'où le terme d'angiographie - indépendamment de la vitesse. Bien entendu, ce mode qui ne mesure pas la vitesse n'est pas soumis au phénomène d'aliasing.

Enfin il a en principe une sensibilité plus grande que le mode Doppler couleur - permettant de voir des flux capillaires - car les cibles mobiles dont les échos sont très faibles, proches du bruit électronique restent visibles alors que la mesure de la fréquence de ces signaux bruités est difficile.

Le mode CVI (Color velocity imaging)

Proposé en 1986 par O. Bonnefous (Lab. Philips), ce mode vise à mesurer directement le déplacement des cibles : comme on l'a vu précédemment, si une cible se déplace, on observe un décalage Δt du temps de retour de l'écho obtenu sur deux tirs successifs.

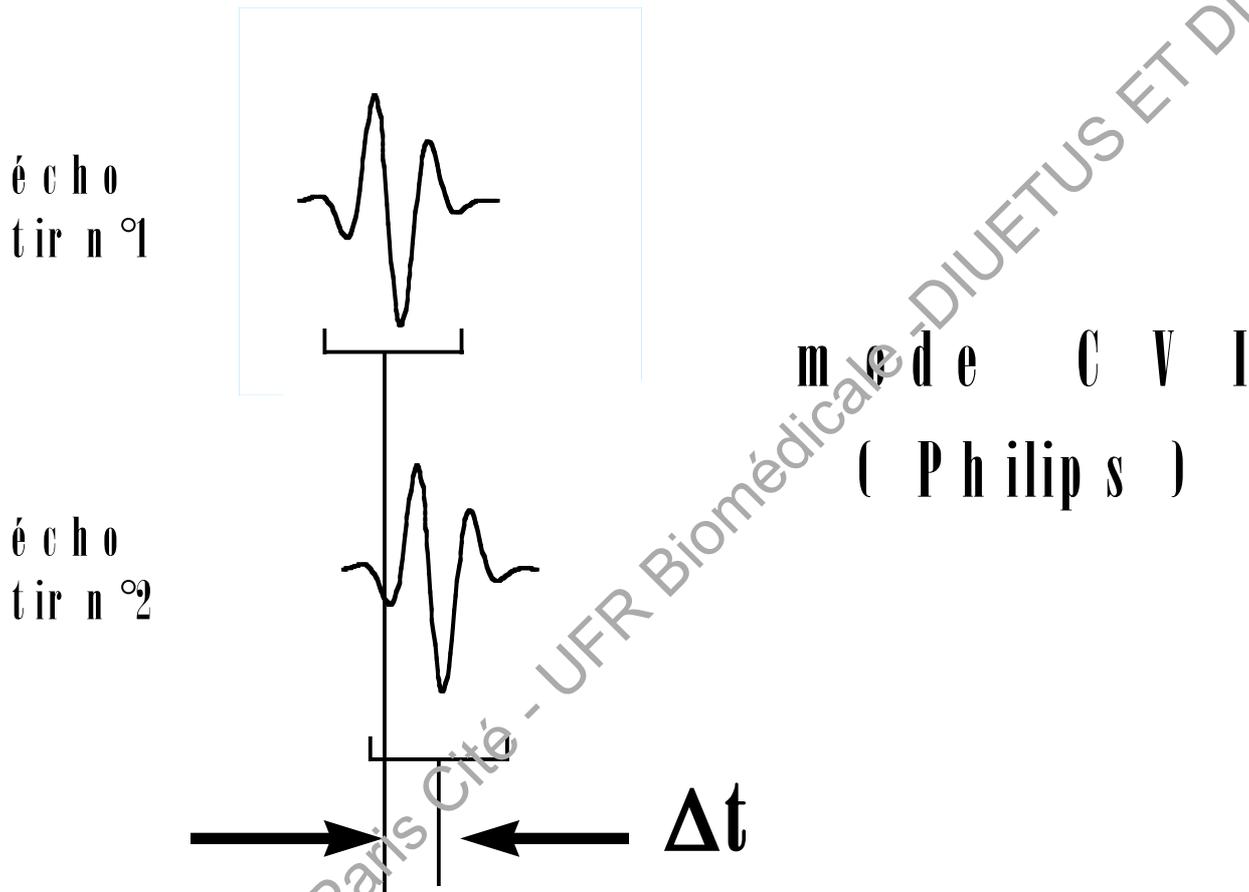
Si T est le temps qui sépare deux tirs successifs et si $v \cdot \cos\theta$ est la vitesse de la cible, la distance Δx parcourue par la cible pendant ce temps T est :

$$\Delta x = v \cdot \cos\theta \cdot T = 2 \cdot c \cdot \Delta t$$

La mesure directe de Δt permet donc de connaître $v \cdot \cos\theta$ puisque T et c sont connus.

$$v \cdot \cos\theta = \frac{2c\Delta t}{T}$$

Pour obtenir Δt , on utilise la fonction d'intercorrélation appliquée aux échos de deux tirs successifs : sa valeur maximum est atteinte au temps Δt .



On peut remarquer que cette méthode ne fait pas intervenir la fréquence ni la phase du signal, et apprécie directement l'intervalle de temps Δt correspondant au déplacement global de l'écho : en principe, il n'y a donc pas de phénomène d'aliasing pour les vitesses élevées.

Cette méthode séduisante souffre cependant, tout comme le Doppler couleur d'un certain nombre de limitations :

- les échos fixes, intenses, doivent être filtrés,
- la détermination du maximum de la fonction d'intercorrélation sur des signaux d'allure périodique, d'amplitude proche du bruit électronique, peut conduire à des ambiguïtés et à des mesures erronées voisines de ce qu'on observe avec le phénomène d'aliasing.
- bien que la mesure soit présentée comme résultant de deux tirs successifs, le faible rapport signal sur bruit des échos du sang oblige en général à effectuer un plus grand nombre de tirs sur la même ligne - tout comme en Doppler couleur.

Conclusion :

Les différents procédés d'imagerie des flux dont nous avons rappelé les principes sont maintenant couramment utilisés en pratique clinique.

Si les grandes lignes du traitement du signal ont été présentées, les résultats en terme de résolution et de sensibilité des images couleur peuvent différer d'un appareil à l'autre en fonction des caractéristiques particulières des traitements retenus par chaque constructeur.

Chacun de ces modes présente des propriétés intéressantes (par exemple : détermination du sens du flux sanguin pour le Dopple couleur, sensibilité supérieure pour le mode énergie) : il commence à apparaître des combinaisons de ces différentes modalités, qui rendent les classifications difficiles, mais qui permettent de réunir sur une même image les avantages des différentes techniques.

Université Paris Cité - UFR Biomédicale - DIUETUS ET DIUEA