

Les essentiels pour l'échographie en anesthésie locorégionale

Dr Laurent Delaunay*, Dr Florence Plantet

Clinique Générale, 4 Chemin de la Tour la Reine, 74000 Annecy

*Auteur correspondant : laurent.delaunay59@gmail.com

POINTS ESSENTIELS

- Les cristaux piézo-électriques sont alternativement émetteurs et récepteurs des ultrasons (US).
- Une partie seulement des US reviennent vers la sonde après réflexion et/ou diffusion au niveau des interfaces entre les différents tissus.
- La vitesse des US dans les tissus biologiques est en moyenne de 1540 m/s. C'est cette constante qui est rentrée dans les algorithmes permettant de créer une image d'échographie.
- L'échographie en mode B (brillance) 2D est la plus utilisée en échographie médicale.
- En échographie, la résolution axiale dépend de la fréquence et la résolution latérale de la largeur du faisceau (focale).
- Le principe de l'effet Doppler correspond à un changement de fréquence d'une source sonore lorsqu'il y a déplacement relatif de la source ou de l'observateur.
- Il existe différents types de sondes. Pour l'ALR il faut au minimum une sonde barrette haute fréquence (6-13/15 MHz) et une sonde abdominale convexe (2-5 MHz)
- Les réglages de bases d'un appareil d'échographie sont : la fréquence, le gain, la profondeur et la focale. Selon les appareils il y a une automatisation plus ou moins importante de ces réglages.
- Les 2 mouvements importants de la sonde sont l'inclinaison et la translation. L'inclinaison recherche la meilleure image en jouant sur le caractère anisotrope des nerfs. La translation doit servir à rechercher le meilleur plan de coupe. Il est important de bien différencier ces 2 mouvements qui n'ont pas la même fonction.
- Les nerfs ont un aspect différent en échographie selon la richesse en tissu conjonctif. En proximal (racine), il n'y a pas ou peu de tissu conjonctif, les structures nerveuses apparaissent hypoéchogènes. Au fur et mesure que l'on se déplace en distal, le tissu conjonctif augmente et les nerfs prennent progressivement un aspect mixte en « nid d'abeille ».
- Les 2 techniques de repérage les plus utilisées abordent le nerf dans sont petit axe avec l'aiguille hors ou dans le plan. Il est utile de maîtriser les 2 approches.
- Il est recommandé d'associer une autre technique de localisation aux ultrasons. La neurostimulation nous semble la plus pertinente.
- Quelle que soit la procédure, l'aiguille ne doit pas progresser tant que son extrémité n'est pas formellement identifiée +++.

- L'échographie apporte une aide indéniable pour la pose et le contrôle de la bonne position d'un cathéter périméridique.
- L'angle de l'aiguille par rapport au faisceau d'US est un élément déterminant de la visibilité de l'aiguille. L'angle idéal est autour de 60°.
- Les aiguilles hyperéchogènes semblent intéressantes quand l'angle avec le faisceau d'US est en dessous de 60°.
- La phase d'apprentissage est incontournable, sa courbe est entre 30 et 100 blocs.

Introduction

L'échographie est maintenant devenue incontournable en anesthésie réanimation. Il sera de plus en plus difficile de pouvoir justifier sa non-utilisation dans les différents domaines de notre spécialité. En ce qui concerne l'anesthésie locorégionale (ALR), grâce à de nombreuses études, méta-analyses et revues, plusieurs recommandations ont été publiées par les sociétés américaine, européenne et nationale (1-2). L'apprentissage est souvent ramené à la simple aptitude à « reconnaître » les nerfs ce qui est loin d'être suffisant. En pratique, la visualisation des structures nerveuses s'acquiert assez rapidement, mais le contrôle constant et nécessaire, de l'extrémité de l'aiguille, est beaucoup plus complexe à maîtriser. Le but de cet article est de développer le socle de connaissances (théoriques et pratiques) commun et incontournable à l'apprentissage de l'échographie pour l'ALR.

Principes de base de l'échographie

Description des ultrasons (3)

Les ultrasons sont des vibrations mécaniques comparables aux sons audibles. Ils ne peuvent se déplacer que dans les milieux solides, liquides ou gazeux. La fréquence exprime le nombre de vibrations par seconde. Les ultrasons utilisés en médecine ont des fréquences qui vont de 2 MHz à 15 MHz, des fréquences plus élevées sont possibles allant jusqu'à 20, 30 voir 50 MHz et permettent d'explorer des structures superficielles comme la peau ou sont utilisées pour l'échographie endovasculaire.

En échographie, ces vibrations sont produites par des cristaux piézo-électriques. Elles se déplacent de proche en proche en déplaçant les molécules qu'elles rencontrent. Ce phénomène peut être schématisé par un ensemble de masses ponctuelles (les molécules) reliées entre elles par différents ressorts (les forces intermoléculaires). On conçoit que lorsque l'on déplace l'une de ces masses, certains ressorts sont étirés, d'autres raccourcis. Ils vont donc exercer sur les masses qui les entourent des forces de rappel dépendant de leur raideur et de l'amplitude du déplacement. Il apparaît que la vitesse de l'onde ultrasonore est liée à la masse en présence et de la « raideur du milieu ». En pratique, la masse est représentée par la masse volumique « ρ » et par la molécule d'élasticité « E » dans la formule qui donne la vitesse de propagation « c » des ondes sonores dans un milieu :

$$c = (E/\rho)^{1/2}$$

Cette vitesse de propagation est une caractéristique du milieu dans lequel se déplacent les ultrasons. Elle est nulle dans le vide, autour de 340 m/s dans l'air et d'autant plus importante

que le milieu est solide (eau 1500 m/s, corticale osseuse 3000 m/s). Elle est de l'ordre de 1540 m/s dans les tissus mous.

La longueur d'onde correspond à la distance entre 2 cycles de vibrations. Elle dépend de la vitesse et de la fréquence des ultrasons. Elle permet de définir la résolution spatiale théorique du système, autrement dit la capacité à différencier 2 cibles côte à côte. La résolution spatiale R (taille du plus petit point visible) s'exprime simplement par la formule :

$$R \text{ (mm)} = \text{vitesse (1,54)/fréquence des ultrasons (Mhz)}$$

On en déduit facilement que plus la fréquence est élevée et plus la résolution est importante et donc plus l'image obtenue sera précise. La taille du point sera de l'ordre de 0,3 mm à 5 MHz et de 75 μm à 20 MHz.

En contre partie, l'onde ultrasonore va s'atténuer au cours de sa propagation dans les tissus. Les réflexions successives provoquent une atténuation de l'onde tout au long de son parcours. Ce mécanisme est complexe et lié au fait que l'onde sonore est redistribuée dans différentes directions par réflexion et diffusion. Une partie de l'énergie est également perdue sous forme de chaleur. Ce phénomène est exponentiel et augmente avec la profondeur, pour chaque tissu on peut définir un coefficient d'atténuation caractéristique. Dans les tissus mous, ce coefficient d'atténuation est proportionnel à la fréquence. Plus la fréquence est élevée, plus l'atténuation est importante.

Une onde acoustique qui traverse une surface séparant 2 milieux donne naissance, au niveau de l'interface à une onde réfléchiée et une onde transmise. L'onde réfléchiée retourne vers la sonde, l'onde transmise continue vers des structures plus profondes, mais avec un angle différent de l'onde incidente (phénomène de réfraction). La proportion d'ondes réfléchiées et d'ondes transmises va dépendre des différences d'impédance acoustiques entre les milieux. Si cette différence est faible, la plus grande partie est transmise ; si cette différence est importante, la réflexion est plus importante. Par exemple, pour une interface eau/air seulement 1 % de l'onde sonore est transmise alors que pour l'interface entre tissu rénal et graisse périrénale 99 % de l'onde est transmise. Le phénomène de réflexion est important à comprendre car il est à la base de l'imagerie échographique en révélant les limites anatomiques des organes.

La diffusion est un phénomène plus complexe correspondant à la réémission dans toutes les directions d'une fraction de l'énergie sonore par une cible. Le faisceau interagit avec la cible de façon différente selon sa taille devant la longueur d'onde. Si la taille est très supérieure à la longueur d'onde, la cible « réfléchit » les ondes sonores ; si au contraire la cible est beaucoup plus petite que la longueur d'onde (globules rouges), nous sommes dans le cas de la diffusion. La cible d'une part se comprime et se dilate et d'autre part, oscille dans le faisceau d'ultrasons. On peut montrer que celle-ci va alors se comporter comme une source secondaire qui réémet une petite fraction de l'énergie acoustique incidente dans toutes les directions de l'espace. Cette fraction rétrodiffusée par une petite cible peut être à l'origine d'une image. On peut donc déceler la présence d'objets fortement diffusants, bien que leurs dimensions soient inférieures à la longueur d'onde, mais il sera impossible d'en connaître précisément la forme. C'est grâce à ce phénomène qu'une tumeur solide peut se différencier d'une tumeur liquidienne vide d'écho. C'est également la base de la vélocimétrie par effet Doppler.

La diffusion de l'onde sonore est linéaire et se reproduit à l'identique dans tous les points du milieu de propagation. Néanmoins, si l'intensité et l'amplitude du signal sont importantes, des phénomènes non linéaires peuvent apparaître et sont responsables d'une déformation

importante du signal qui s'amplifie au cours de la propagation. Une des conséquences est l'apparition au bout d'un certain temps d'une deuxième composante dont la fréquence est le double de celle du signal d'origine. C'est cette composante qui est utilisée pour créer une image par la technique d'imagerie harmonique tissulaire.

Création d'une image échographique

Le matériel piézo-électrique qui constitue le cœur d'une sonde d'échographie est une structure cristalline capable de transformer un signal mécanique en signal électrique et inversement. Un transducteur est constitué d'une couche de matériel de types céramiques, polymères ou composites placés entre 2 électrodes. L'épaisseur de la couche piézo-électrique change sous l'effet d'une excitation électrique et une onde mécanique peut être transmise au milieu en contact avec le transducteur. À l'opposé, une contrainte mécanique appliquée sur une électrode va générer un courant électrique. La fréquence de vibration de cette lame est inversement proportionnelle à son épaisseur.

Une fois l'onde sonore générée, elle va se propager de proche en proche. Des échos sont engendrés par réflexion et diffusion dont une partie revient vers la sonde. La réflexion se produit à l'interface de 2 milieux différents. Lorsqu'une onde sonore atteint perpendiculairement une interface, une partie de son énergie est réfléchie, c'est-à-dire renvoyée vers la source. L'importance relative de l'intensité de cet écho par rapport à l'onde incidente dépend de la qualité de l'interface. Lorsque l'interface est de petite taille par rapport à la longueur d'onde, l'énergie de l'onde ultrasonore est diffusée, c'est-à-dire réfléchie dans de multiples directions (**Fig 1**).

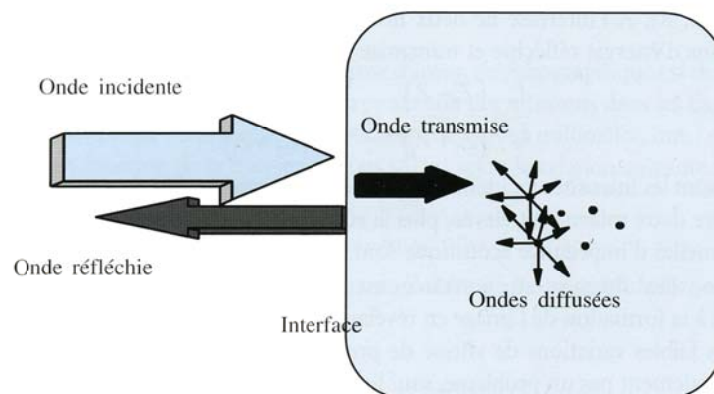


Fig. 1. L'onde ultrasonore une fois émise peut être réfléchie, transmise ou diffusée. Dessin P Legmann in « Échographie 4eme édition. Imagerie médicale – formation. Ed Elsevier Masson. Pages 6-2008

Une fois que la sonde a émis une impulsion ultrasonore, elle se place en mode réception pour détecter les échos. Ce n'est que quand tous les échos sont revenus que la sonde peut émettre une nouvelle impulsion. Si on admet que la vitesse de propagation des ultrasons dans les tissus biologiques est à peu près constante (1540 m/s), la durée entre l'émission et la réception de l'impulsion ultrasonore correspond à :

$$C \text{ (vitesse des us)} \ t \text{ (temps émission réception)} = 2 \ z \text{ (profondeur de la cible)}$$

Par exemple, pour une profondeur de 2 cm le temps de recueil des échos est $t = 2 \cdot 0,02/1540$ soit environ $26 \mu\text{s}$ soit près de 38 500 tirs par seconde. Le signal vidéo est obtenu par détection de l'enveloppe du signal radiofréquence délivré par le capteur. Différents modes d'affichage sont proposés :

- Le mode A (amplitude) : il mesure simplement l'amplitude du signal en fonction du temps. Ce mode est surtout utilisé pour mesurer très précisément des distances, en ophtalmologie par exemple.
- Le mode M (mouvement) : c'est un mode unidirectionnel permettant d'analyser des mouvements tissulaires. Ce mode de représentation est obtenu en faisant défiler sur un moniteur vidéo les échos successifs correspondant à une même direction de tir. Ce mode est intéressant en cardiologie pour mesurer une fraction de raccourcissement par exemple.
- Le mode B (brillance) : c'est le plus utilisé en échographie médicale. L'image est construite à partir de tirs successifs dans un même plan de coupe ou balayage. La formation de l'image est très rapide et se répète à la cadence de 20-30 images/s (**Fig. 2**). Si le faisceau ultrasonore balaie un seul plan, on parle d'échographie bi dimensionnelle. S'il balaie 2 plans perpendiculaires, on parle d'échographie tri dimensionnelle (3D). Le balayage peut être mécanique (qui n'est plus guère utilisé) ou électronique. Le balayage électronique utilise des sondes à barrettes, et repose sur l'excitation simultanée d'un groupe de transducteurs que l'on décale progressivement le long de la barrette à chaque nouveau tir. Le balayage peut être composé (multi-beam, sonoCT), c'est-à-dire que plutôt que d'effectuer un seul tir central, l'appareil effectue des tirs latéraux ; cela permet de réduire les phénomènes de cônes d'ombre et augmente la résolution (**Fig. 3**). L'image peut être de format rectangulaire (barrette linéaire) ou sectorielle (barrette convexe). Le balayage 3D est obtenu en combinant à un mode 2D un autre mode suivant un axe différent. L'image est ensuite reconstruite dans un second temps. Des appareils permettent d'obtenir des images 3D en temps réel (4D), mais pour l'instant avec des sondes basses fréquences et à coût élevé.

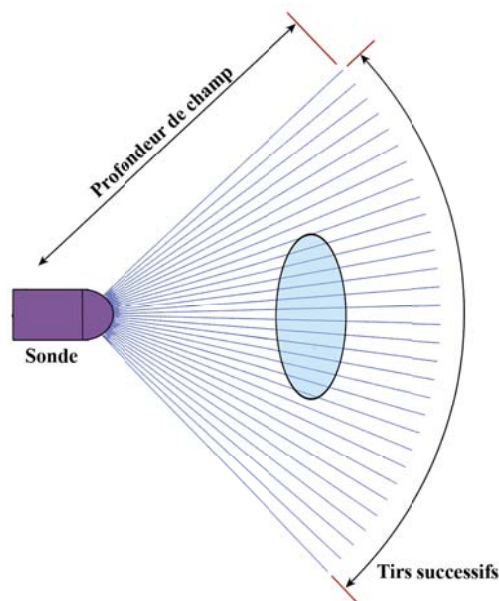


Fig. 2.- Schéma représentant la formation d'une image en mode B 2D. L'image est reconstruite à partir de tirs successifs dans un plan de coupe.

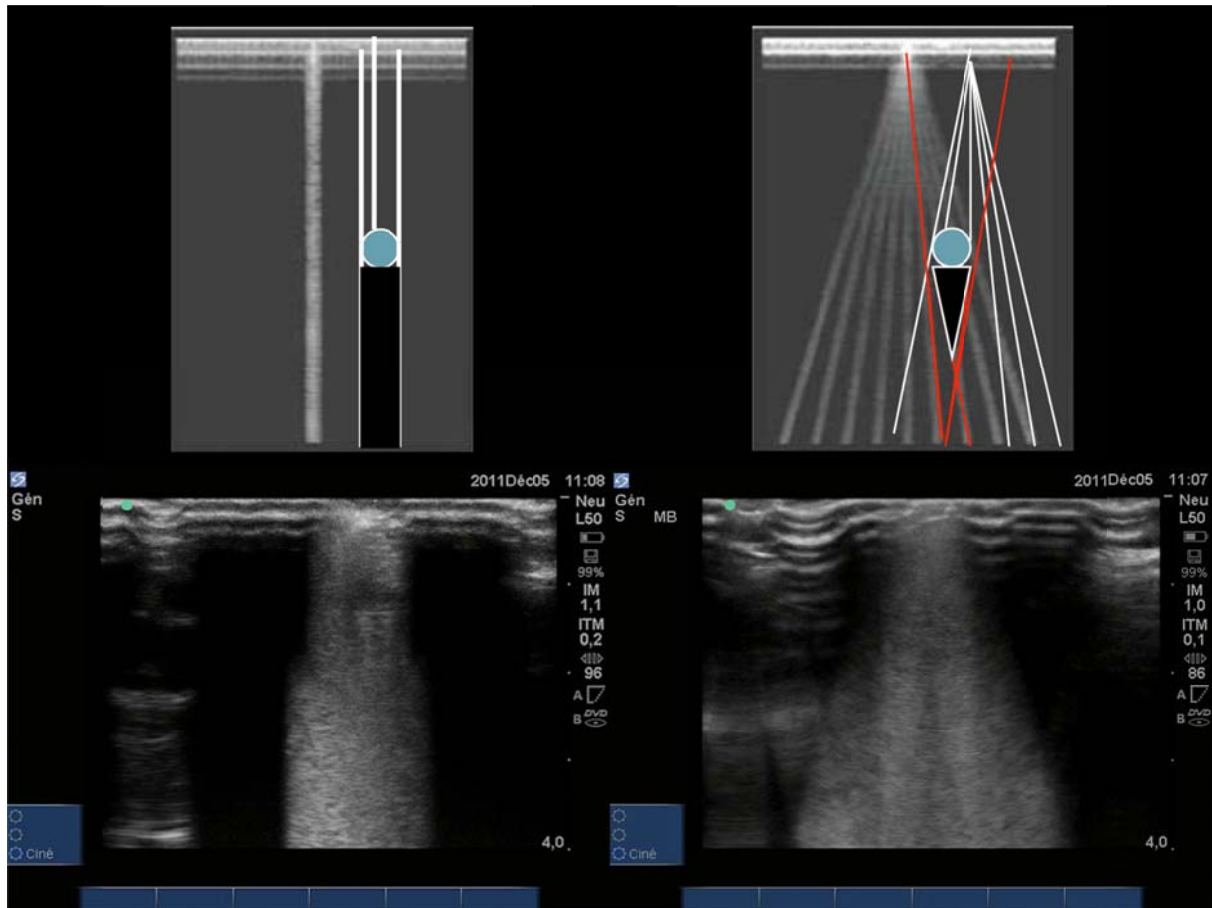


Fig. 3.- Principe des tirs multiples. En haut : à gauche un seul tir central, à droite en plus du tir central, la machine est capable d'effectuer des tirs latéraux. C'est ce qui permet de réduire le cône d'ombre et améliorer la résolution (image P Frossard Centre universitaire Vaudois de Lausanne). En bas : Le nombre de tirs varie selon les appareils, ici il s'agit d'un M-Turbo de Sonosite® qui peut faire un tir central et 4 tirs latéraux.

Imagerie harmonique tissulaire

Une image échographique est basée sur la réflexion des échos : la sonde émet une onde ultrasonore d'une fréquence déterminée. Cette onde envoyée à travers différents tissus est partiellement réfléchi à chaque interface rencontrée. L'onde réfléchi est de la même fréquence que celle émise, à moins d'être en présence d'une structure en mouvement (effet doppler vu plus loin). Des études ont démontré que la propagation de l'onde ultrasonore ne se fait pas de manière linéaire : l'onde se propage légèrement plus vite sur le pic de la courbe que dans le creux. Le profil du spectre s'en retrouve transformé. Cette propagation non linéaire de l'onde donne lieu à la création de fréquences harmoniques. On trouve dans l'écho des fréquences harmoniques dites de deuxième ou de plus hauts ordres. Avec l'imagerie harmonique tissulaire, le transducteur transmet à une fréquence donnée et reçoit au double de la fréquence émise, qui est la fréquence de second harmonique. Une bande passante filtrante est ajoutée, de telle sorte que seul le signal harmonique de haute fréquence est utilisé pour la création de l'image. Comme la résolution de l'image augmente avec la fréquence, la résolution de l'image est améliorée. De plus, la composante harmonique ne traverse qu'une seule fois les tissus, contrairement à l'échographie conventionnelle où le signal a effectué un aller/retour. Elle est donc moins sujette à la dégradation du signal et se révèle utile pour examiner des patients pour lesquels la qualité de l'image est pauvre.

Résolution de l'image

La résolution se définit comme la distance minimum entre 2 cibles pour que leur image apparaisse distincte. En échographie, le pouvoir de résolution augmente avec la fréquence de la sonde, mais l'atténuation également. La résolution va de fait dépendre de la profondeur de la cible.

La résolution spatiale peut être définie comme un volume dans lequel 2 cibles distinctes sont confondues. En pratique, on distingue les résolutions spatiale et latérale dans le plan de l'image et la résolution transversale dans le plan de coupe (**Fig. 4**).

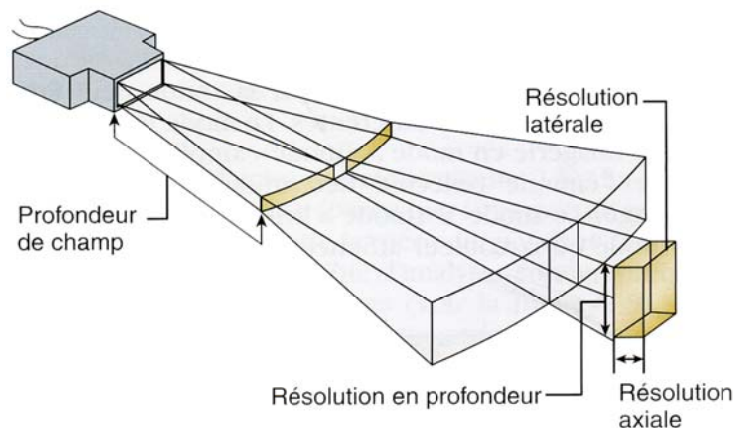


Fig. 4.- Schéma représentant les différentes résolutions d'une image d'écho. Les 2 plus importantes sont les résolutions axiale et latérale. Le réglage de focale optimise la résolution latérale. La fréquence de la sonde optimise la résolution axiale.

Elle est différente en échographie selon les trois axes :

- *résolution axiale* : c'est l'aptitude à différencier des détails placés dans l'axe de propagation des ultrasons. Elle est de l'ordre du millimètre et dépend de la longueur d'onde qui en est la limite théorique (elle diminue quand la fréquence augmente) et de la durée de l'impulsion. Cette dernière doit être la plus brève possible grâce à un « amortissement » des oscillations de la lame piézoélectrique. Il faut insister sur l'importance de l'amortisseur, une sonde bien amortie permet de transmettre une large gamme de fréquence et améliore considérablement la résolution axiale.

- *résolution latérale* : C'est l'aptitude à différencier les détails placés dans le plan de coupe perpendiculairement à l'axe de propagation des ultrasons. Elle est liée principalement à la largeur du faisceau lui-même dépendant de l'ouverture à l'émission, de la focalisation. Il existe plusieurs moyens de focalisation pour réduire la largeur du faisceau ultrasonore. Actuellement le plus utilisé est une focalisation électronique, certains éléments piézo-électriques fonctionnent ensemble pour produire le faisceau focalisé. Ces différents éléments ne sont pas activés simultanément, mais avec un décalage temporel. Les éléments les plus latéraux de l'onde convergente émettent en premier alors que l'élément central émet en dernier. Il est possible d'ajuster le retard électronique à la profondeur et de réaliser ainsi une lentille convergente à focale variable. Le même principe est utilisé à la réception ou une correction de retard est appliquée pour compenser exactement les différences et permet de remettre en phase tous les signaux issus d'une cible à une profondeur z .

- *résolution transversale* : c'est l'épaisseur de la coupe, elle est assimilable à la résolution latérale pour les sondes circulaires. Ce n'est pas le cas pour les sondes à barrettes pour lesquelles les procédés de focalisation exposés précédemment permettent d'optimiser la focalisation, mais sans modifier l'épaisseur de coupe. Pour réduire à proprement parler la largeur du faisceau ultrasonore, il est possible d'utiliser une lentille placée à l'avant de la barrette. Les barrettes 1,5 D ont été plus récemment proposées, elles sont constituées de plusieurs rangées d'éléments piézoélectriques qui permettent d'adapter l'épaisseur du plan de coupe en fonction de la profondeur.

Écho-Doppler (4)

Principe

L'effet Doppler, décrit en 1842 par Johan Doppler en observant les étoiles, correspond à un changement de fréquence d'une source d'onde (lumineuse ou sonore) lorsqu'il y a déplacement relatif de la source ou de l'observateur. Appliqué aux ultrasons, ce principe permet de définir la fréquence doppler. Si un faisceau d'ultrasons entre en contact avec une cible fixe, la fréquence de réception (F_r) est égale à la fréquence d'émission (F_e), mais si la cible se déplace F_r devient différent de F_e . C'est cette différence $F_r - F_e$, généralement située dans le spectre audible, qui définit la fréquence doppler selon l'équation :

$$\Delta F = F_r - F_e = 2 F_e V \cos q / C$$

F_e : fréquence d'émission

F_r : fréquence de réception

V : vitesse des éléments observés

q : angle entre l'axe du flux et l'axe des ultrasons

C : vitesse des ultrasons dans le corps humain (1540 m/s)

A partir de cette équation, on comprend l'importance de l'angle q . En effet, si le faisceau d'ultrasons fait un angle de 90° par rapport au flux observé, $\cos q$ est égal à 0 et aucun signal doppler ne peut être enregistré.

Les différents modes (4)

Le Doppler continu

Un faisceau continu d'ultrasons est émis et recueilli, de fait c'est la sommation de l'ensemble des flux situés sur le trajet du faisceau qui va être analysée. Il ne peut donc pas y avoir de repérage de profondeur (ambiguïté de profondeur). Par contre, il n'y a pas de limite à la vitesse mesurée et il est très sensible même avec des flux lents.

Le Doppler pulsé

Dans le cas du Doppler pulsé, ce n'est pas un faisceau continu qui est émis, mais une impulsion et la sonde reçoit le faisceau réfléchi avant une nouvelle impulsion. En pratique, l'appareil ouvre 2 fenêtres : une d'émission et une de réception. Le délai entre 2 impulsions détermine la fréquence de répétition (PRF : pulse repetition frequency) et définit la profondeur maximale de la zone observée. Le moment de l'ouverture de la fenêtre de

réception va déterminer la profondeur du volume d'échantillonnage et la durée d'ouverture la largeur de l'échantillonnage. On définit ainsi un volume où seront enregistrées toutes les vitesses. Une PRF basse est adaptée à l'observation des flux profonds et lents, mais expose au phénomène d'aliasing en cas de flux rapide. Une PRF élevée permet d'observer des flux rapides et/ou superficiels, mais expose au risque de surestimation des vitesses par ambiguïté de distance liée à l'écoute simultanée d'échos provenant de profondeurs différentes :

- L'aliasing est lié à l'impossibilité de reconstruire correctement un phénomène temporel quand il est observé à une cadence (ou fréquence) donnée. L'exemple le plus connu est l'effet stroboscopique observé au cinéma. La cadence habituelle d'un film est de 24 images/s, ce qui est insuffisant pour filmer une roue de voiture qui dans ce cas semble tourner à l'envers. Appliqué au doppler pulsé, cela se traduit par un phénomène de repliement du spectre en analyse spectrale ou une inversion des couleurs en doppler couleur. Pour reconstituer correctement un phénomène fluctuant dans le temps avec une fréquence F_n , il faut l'échantillonner (ou l'observer) avec une fréquence (PRF pour le doppler pulsé) au moins double de la fréquence F_n ($PRF > 2 F_n$). Cette limite s'appelle la fréquence de Nyquist.
- L'ambiguïté de distance observée avec un PRF élevé s'explique facilement. Supposons que l'on ait à observer 2 cibles situées à 4 et 8 cm de profondeur avec une sonde émettant toutes les 0,5 secondes (avec une célérité de 16 cm/s). À l'instant $t = 0$ s, la sonde émet une première impulsion (I1). À l'instant $t = 0,5$ s, la sonde récupère l'écho (E1) de 4 cm et émet une deuxième impulsion (I2). À l'instant $t = 1$ s, la sonde reçoit simultanément E1 de 8 cm et E2 de 4 cm ce qui va augmenter artificiellement les vitesses maximales mesurables et créer une ambiguïté de distance.

Doppler couleur

Le Doppler couleur permet d'analyser le signal Doppler dans un plan et ceci presque simultanément dans tous les points de ce plan. Il pourrait être assimilé à un système Doppler pulsé multiporte et multiligne (**fig. 5**). En fait, grâce à un procédé d'analyse du signal appelé *l'autocorrélation*, il est possible d'obtenir l'information Doppler sur toute la longueur d'une ligne, après deux impulsions, en analysant les modifications de la phase entre les deux signaux. Cependant, le rapport signal/bruit est extrêmement faible, ce qui impose de répéter ces impulsions entre 16 et 32 fois pour chacune des lignes échantillonnées. Ce procédé permet ainsi d'analyser, au niveau d'un ensemble de volumes d'échantillonnage disposés le long d'une ligne de tir, les trois paramètres du signal ultrasonore, à savoir : *l'amplitude*, qui permet de reconstituer l'image en échelle de gris, la *phase* qui détermine la direction du déplacement des structures circulantes et la *fréquence Doppler* qui traduit la vitesse circulatoire. La résolution de l'image couleur dépend de la taille du volume d'échantillonnage sur chacune des lignes couleur et de la densité de lignes couleurs échantillonnées parmi l'ensemble des lignes échographiques de l'image noir et blanc. Le rapport signal/bruit (qui conditionne la qualité de l'information Doppler) dépend du nombre de tirs par ligne. Les images de vitesse fonctionnelles sont codées en couleur (rouge ou bleu selon la direction) et superposées aux images échographiques morphologiques en niveau des gris. L'intensité de la couleur est proportionnelle à la vitesse mesurée.

Doppler énergie ou Doppler puissance

Dans cette technique, le codage du signal ne se fait pas par l'analyse des fréquences doppler,

mais sur l'intensité du signal, son amplitude, c'est-à-dire l'aire sous l'enveloppe du signal. Ainsi, l'intensité du signal est plus élevée qu'en doppler fréquentiel, mais en revanche, toute notion hémodynamique est perdue.

Les avantages du doppler puissance sont la quasi-indépendance vis-à-vis de l'angle θ par rapport au flux, l'absence d'*aliasing* étant donné que le codage sous la courbe est identique en cas de repliement du spectre, une bonne résolution spectrale et une sensibilité plus élevée aux flux. Tout ceci permet de visualiser de façon excellente les vaisseaux, même si leur trajet est sinueux.

Le Doppler puissance présente toutefois des inconvénients, le signal dépendant de l'intensité et non de la fréquence, il n'est plus possible d'obtenir un codage du sens du flux ni de précisions sur l'hémodynamique intravasculaire, le doppler énergie est très sensible aux artefacts de mouvements (battements aortiques, mouvements respiratoires, gaz digestifs), enfin la cadence image obtenue est faible.

Certaines améliorations ont été apportées et certains constructeurs proposent un Doppler énergie directionnel, qui permet de combiner les avantages du doppler puissance avec les informations du doppler couleur sur le sens du flux dans le vaisseau.

Réglages de l'appareil et prise en main de l'appareil

L'apprentissage de l'échographie passe avant tout par une connaissance de l'appareil et notamment des différents paramètres qui interviennent sur la qualité de l'image. Le choix des sondes est le premier élément. Deux critères sont à prendre en compte : la fréquence et la forme de la sonde.

La *fréquence* de la sonde détermine la profondeur de pénétration des tissus par les ultrasons. Des fréquences basses ou intermédiaires inférieures à 10 Mhz sont utilisées pour une profondeur supérieure à 5 cm. Des hautes fréquences au-delà de 10 Mhz sont indiquées pour les techniques superficielles. Les sondes de hautes fréquences apportent une meilleure résolution de l'image avec une meilleure identification des structures anatomiques. Les techniques d'ALR sont majoritairement superficielles. La profondeur des nerfs est de 1 à 3 cm en interscalénique, supraclaviculaire, axillaire ou fémoral. Cette profondeur est intermédiaire (3 à 5 cm) dans la région poplitée ou infraclaviculaire. Seules les techniques proximales au niveau glutéal ou les techniques périmédullaires nécessitent des profondeurs supérieures à 4-5 cm. Plus la profondeur de pénétration est importante, moins bonne est la résolution de l'image. Ce réglage est manuel sur la plupart des appareils. Pour certaines machines, comme le S-nerve ou le M-Turbo de Sonosite®, il n'y a pas de réglage spécifique de la fréquence. L'opérateur a le choix entre 3 plages de fréquences (mode résolution, général ou profond) dans lesquelles, selon la profondeur, l'appareil va choisir lui-même la fréquence et régler la focale au milieu de l'écran (**Fig. 5**). Si il n'y a pas d'optimisation possible par l'opérateur, en contre partie une image de bonne qualité est immédiatement accessible.

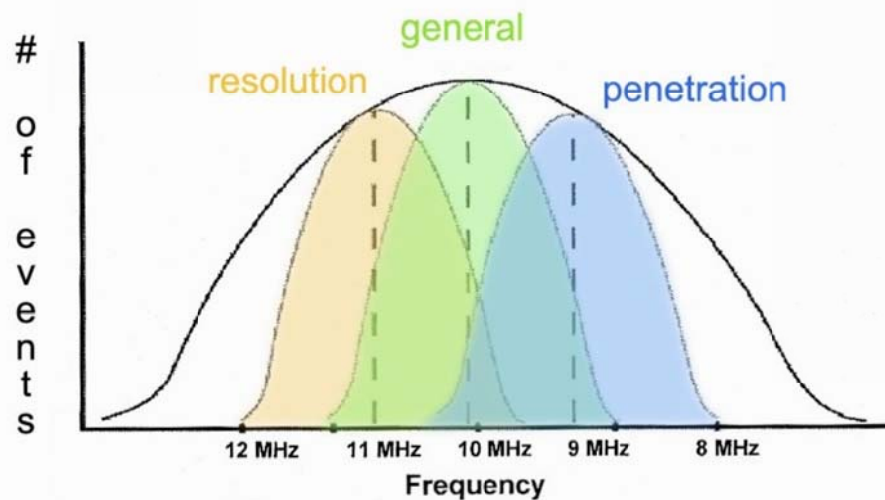


Fig. 5.- Sur les appareils Sonosite®, l'appareil règle lui-même la fréquence dans une plage prédéterminée par l'opérateur. Ce choix tient compte de la profondeur et optimise la focale sur le milieu de l'écran. D'après Karmakar in « Ultrasound imaging for regional Anesthesia. Basic Principles. Ed pour Ipad

La *forme* de la sonde est également un paramètre important. Pour l'ALR, nous disposons de deux types de sonde, les convexes et les linéaires. Les convexes (ou sectorielles) proposent un champ large et permettent de repérer et de mieux situer les structures profondes. L'échogénicité d'une aiguille dépend en grande partie de son inclinaison par rapport au faisceau d'ultrasons. Ces sondes sont donc plus intéressantes quand l'aiguille a un trajet proche de la verticale. Les sondes linéaires sont en général de fréquences supérieures et permettent d'obtenir des images plus précises et plus ciblées. À fréquence et forme identiques, il existe des tailles différentes. Les sondes microconvexes et les sondes linéaires de petite taille ou de type "canne de golf" sont intéressantes pour balayer des zones où l'espace est limité dans certaines régions ou pour la pédiatrie. Il est évident qu'il n'est pas possible de disposer de « toutes les sondes » qui seraient utiles pour l'ALR en tout cas dans un premier temps. Le minimum est de disposer d'au moins deux sondes : d'une sonde linéaire de 13-6 MHz et d'une sonde convexe type sonde abdominale de 5-2 MHz. Il est probable que de plus en plus d'équipes vont acquérir progressivement plusieurs appareils et, dans ce cas, le panel de sondes pourra facilement être élargi.

Les principaux réglages de l'appareil à connaître sont le gain, la profondeur, le niveau de gris et/ou le contraste et la focale. Il existe des pré-réglages sur toutes les machines effectués en usine correspondant à différents types d'examen : neuro, vasculaire, cardiologie, abdominal et autres. Chaque constructeur propose des pré-réglages qui lui sont propres. Il faut toujours penser à vérifier si la machine est bien sur le bon avant de commencer la procédure.

La profondeur doit être réglée en tenant compte bien sûr de la profondeur estimée du nerf ou du plexus. Il est préférable de commencer à une profondeur plus importante afin de bien repérer les structures environnantes puis de se rapprocher une fois la cible définie. Le contraste et le gain permettent d'améliorer la qualité de l'image. Le gain est la simple amplification du signal, il est possible de l'ajuster sur l'ensemble de l'image (gain général) ou sur une partie (gain étagé). Le gain général permet d'éviter la saturation de l'image tout en gardant une information suffisante. Le gain étagé permet d'obtenir une image homogène de haut en bas au niveau de la brillance. Le niveau de gris (gamme de gris) permet de mieux

préciser une image, par exemple de mieux définir le contour, la frontière du nerf (**Fig. 6**). Les réglages de gain et de contraste ont un effet modeste et il ne faut pas en attendre de miracle si un patient est peu « échogène ». Le réglage de focalisation permet de réduire, à la hauteur désirée, l'épaisseur du faisceau ultrasonore pour une augmentation de la résolution de l'image. Sur la plupart des appareils, la focalisation peut être réglée indépendamment de la fréquence. Elle doit être ajustée sur le tiers distal de la région à explorer et est souvent représentée sur le côté de l'image par une flèche ou un point (**Fig.7**).

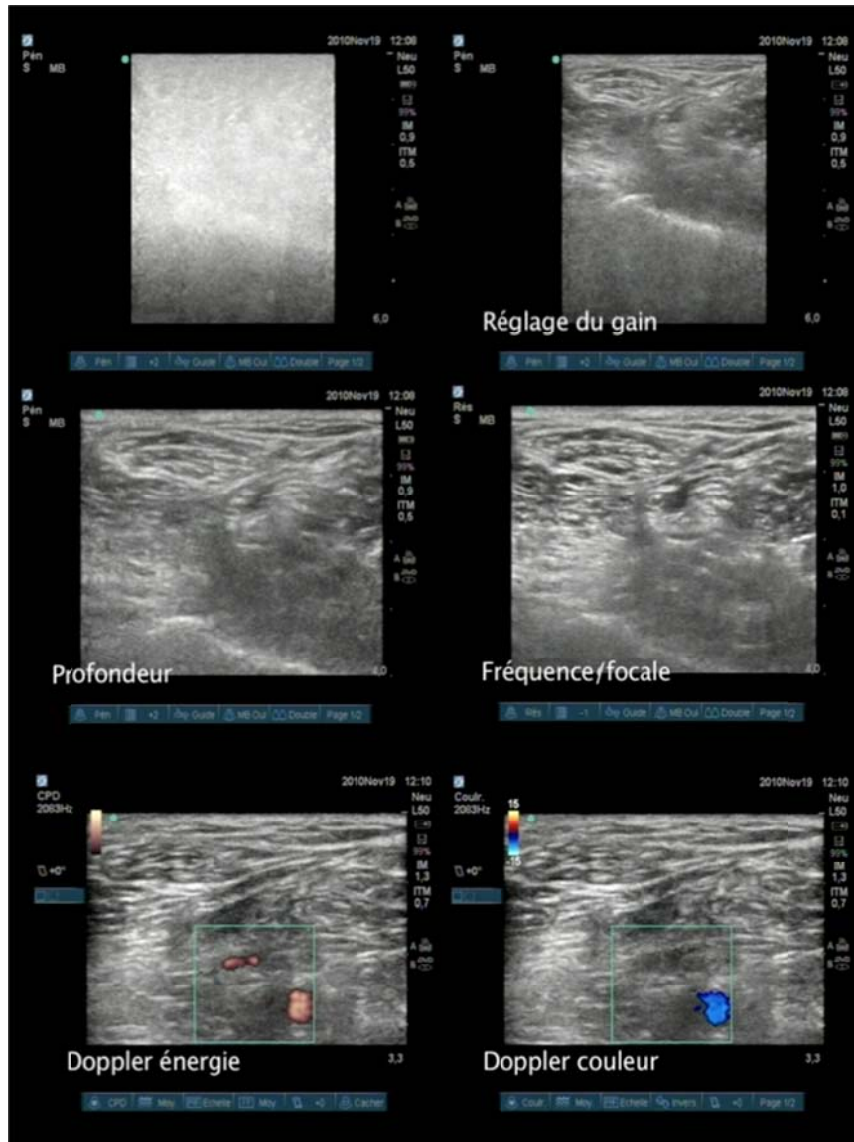


Fig. 6.- Amélioration progressive de l'image en ajustant les principaux réglages de la machine, gain, profondeur, fréquence/focale puis niveau de gris. Ces réglages ont été effectués sans bouger la sonde. Le doppler permet de visualiser plus facilement les structures vasculaires situées sous le nerf. Noter que le doppler énergie, plus sensible (mais beaucoup moins spécifique), a permis de voir une veine immédiatement sous le nerf.

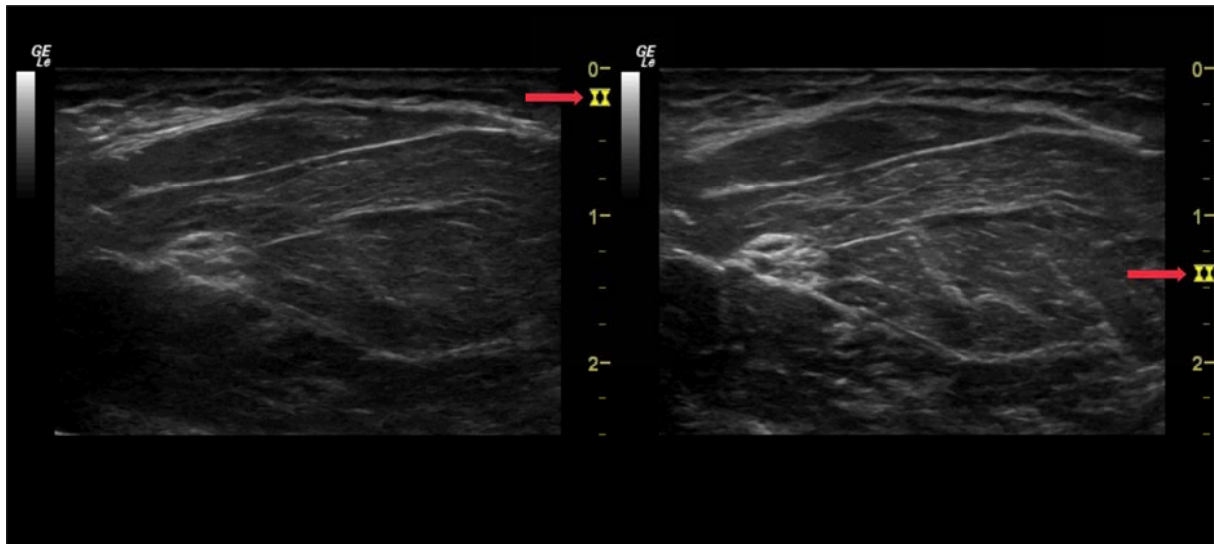


Fig. 7.- Amélioration de la vision d'une structure nerveuse en ajustant correctement la focale (flèche rouge).

Le caractère *anisotrope* des nerfs impose de rechercher la meilleure inclinaison de la sonde, l'image la plus précise étant obtenue quand le faisceau d'ultrasons est perpendiculaire à la structure recherchée. Une variation de quelques degrés est suffisante pour voir parfois « s'éteindre » le nerf et il n'est pas toujours simple en regardant l'écran et en mobilisant l'aiguille de garder stable la sonde, c'est un véritable apprentissage ! En pratique, il peut être utile d'utiliser cet artéfact et d'incliner la sonde en jouant sur les différences d'anisotropie des structures pour les différencier. Pour les blocs distaux, il peut être parfois difficile d'identifier un tendon ou une structure aponévrotique par rapport à un nerf. Les tendons étant un peu plus anisotropes que les nerfs, une légère inclinaison va permettre de « l'éteindre » alors que le nerf restera visible (**Fig.8**).



Fig. 8.- Utilisation pertinente de l'anisotropie sur un nerf médian au tiers distal de l'avant-bras. Les tendons étant un peu plus sensibles à l'anisotropie, comparativement au nerf, l'inclinaison progressive fait disparaître en premier le tendon. Cela peut permettre de les différencier.

Enfin le *Doppler couleur* est utile, il permet en ALR de repérer les structures vasculaires et de différencier les artères et les veines. Le code couleur correspond à la direction du flux, rouge vers la sonde et bleu s'en éloignant. Attention, si la sonde est strictement perpendiculaire au flux sanguin, le cosinus est égal à 0 et selon l'équation de Doppler il y a une fausse absence de flux. Le *doppler énergie* permet de s'amender de ce problème car il ne dépend plus de l'angle de la sonde par rapport au flux (**Fig. 9**). La différenciation entre artère et veine peut également se faire simplement, les veines s'écrasant voire disparaissant lors de l'appui de la sonde sur la peau.



Fig. 9.- Région infraclaviculaire, le Doppler énergie révèle de nombreuses structures vasculaires dans la région périplexique. Il est conseillé systématiquement, pour tous les blocs, de mettre la fenêtre doppler avant de commencer la procédure. Les variations anatomiques possibles sont nombreuses et il n'est pas rare de tomber sur des structures vasculaires qui n'étaient pas prévues.

Pièges et artéfacts les plus fréquents

Il est fondamental de comprendre que l'image d'échographie observée sur l'écran est une image reconstruite et non pas une vision directe des structures observées. Il est donc important de connaître les limites et les sources potentielles d'erreurs qui peuvent survenir lors de la « création » de cette image par l'appareil. Sites et al. (5) ont recensé les principaux artéfacts et erreurs potentielles. Sans reprendre tout l'article, on peut citer :

- Le phénomène d'ombre acoustique qui survient quand une structure ayant un coefficient d'atténuation important fait « disparaître » ou atténue fortement les structures situées en dessous d'elle. Ainsi, lors d'une échographie de la région supraclaviculaire, la première côte rend invisible la plèvre ou le poumon. De la même façon, l'injection de quelques bulles d'air avec l'anesthésique local génère des cônes d'ombre pouvant modifier

significativement l'anatomie. Rappelons à ce propos l'importance de soigneusement purger seringue et aiguille de toutes bulles d'air avant l'injection.

- Le phénomène de renforcement acoustique est lui lié à une fausse hyperéchogénicité de structure profonde après la traversée par le faisceau d'ultrasons d'une région à faible coefficient d'atténuation. C'est ce phénomène qui est responsable du renforcement postérieur des artères qui peut parfois être confondu avec une structure nerveuse. C'est le cas par exemple avec le faisceau postérieur dans la région infraclaviculaire ou le nerf radial dans la région axillaire.

- Les phénomènes de réverbération sont également fréquents. Le plus caractéristique est celui observé avec l'aiguille quand elle a une trajectoire perpendiculaire au faisceau d'ultrasons (**Fig. 10**). Des images successives en miroir de l'aiguille apparaissent en dessous de l'image primitive, ce qui dans les cas extrêmes peut paradoxalement perturber la vision de l'aiguille. Le biseau peut apparaître plus large qu'il n'est en réalité. Des phénomènes de réverbération tissulaire sont également possibles. Il y a par exemple l'artère subclavière qui peut apparaître en miroir de part et d'autre de la première côte et qui plus est avec un flux doppler couleur présent dans le fantôme (**Fig.11**).



Fig. 10.- Il s'agit d'un nerf médian au 1/3 inférieur de l'avant-bras. Notez, comment les réverbérations importantes de l'aiguille font disparaître les structures en dessous, dont le nerf lui-même.

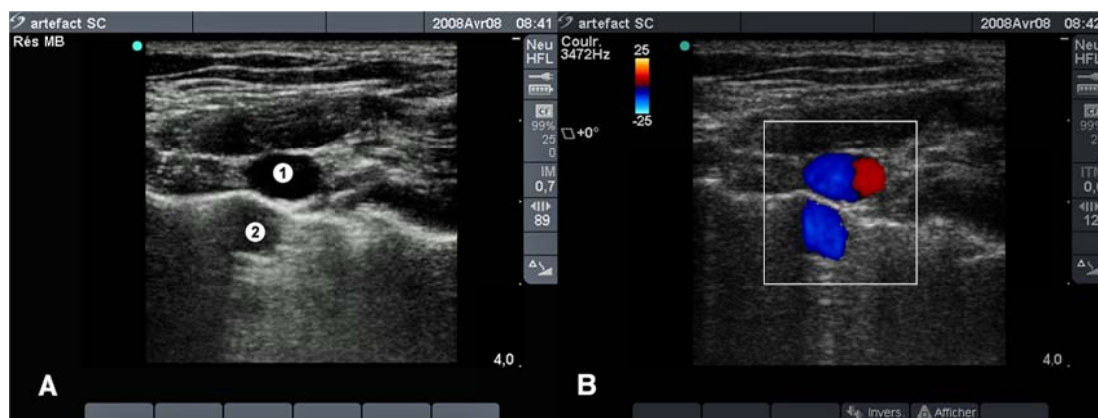


Fig. 11.- Image en miroir de l'artère subclavière dans la plèvre. Il s'agit d'un mirage, d'une image reconstruite par l'ordinateur.

- L'image en baïonnette est un phénomène qui s'observe avec une aiguille dans le plan quand l'aiguille est entourée par des tissus de structures différentes, muscle et tissu adipeux par exemple. L'aiguille peut apparaître déformée du fait des vitesses différentes des ultrasons (**Fig.12**).



Fig. 12.- Déformation en baïonnette de l'aiguille. C'est aspect est lié au fait que la constante de 1540 m/s qui sert au calcul pour reconstruire l'image n'est qu'une moyenne. Selon les tissus situés entre la peau et l'aiguille, cette vitesse n'est pas partout la même d'où cette déformation apparente. Elle nous rappelle que l'image d'écho est une image reconstruite.

L'analyse, l'interprétation et donc les conséquences de ces artefacts et erreurs potentielles vont considérablement évoluer avec l'expérience. Mais ils doivent nous rappeler que toute technique a ses limites et que la confrontation d'informations différentes et complémentaires doit rester la règle.

Différents mouvements de la sonde

La première étape est de positionner correctement la sonde. Toutes les sondes ont un repère sur un côté qui a une correspondance sur l'appareil. La sonde doit être orientée de façon à être comme face à un miroir. Si l'aiguille est introduite par la droite, elle doit arriver par le côté droit de l'écran, si elle monte elle doit avoir le même trajet apparent. La **Figure 13** montre comment positionner le repère sur l'échographe pour faciliter la réalisation d'un bloc sciatique poplitée sur un patient en décubitus dorsal.

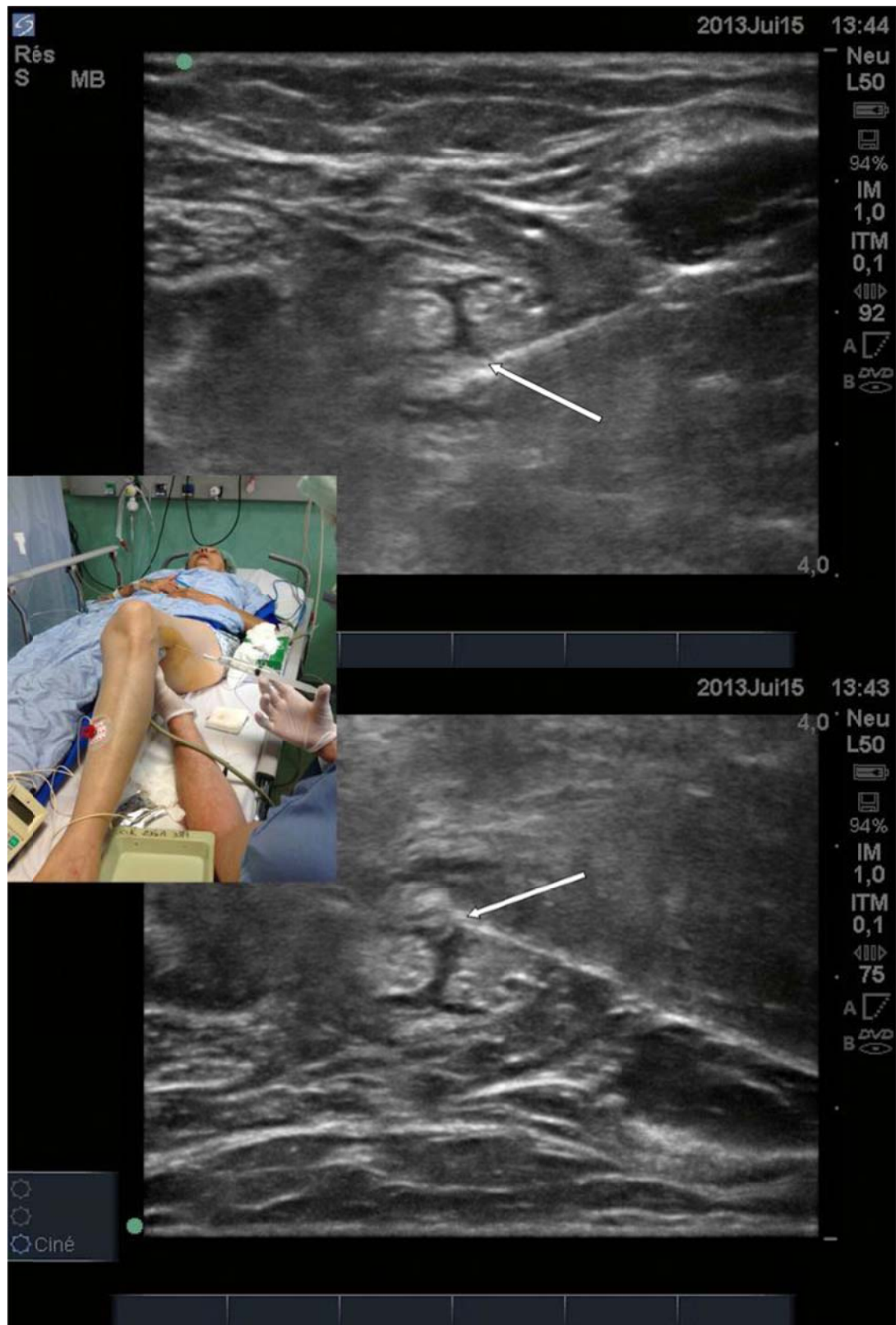


Fig. 13.- Il ne faut pas hésiter à modifier la position du repère de sonde selon les situations. Dans ce cas, la sonde est inversée pour ce bloc sciatique poplité sur un patient en décubitus dorsal (image du haut). Le repère de sonde a été inversé (image du bas). Un mouvement d'aiguille (flèche) vers le haut (antérieur) ou vers le bas (postérieur) va alors apparaître de la même façon sur l'écran, ce qui facilite la procédure.

Les différents mouvements possibles sont importants à connaître. L'inclinaison de la sonde, correspond à l'anisotropie déjà évoquée. L'inclinaison dans un plan donné va chercher à optimiser l'image et avoir la meilleure vue possible de la cible. Les mouvements de translation sont utilisés pour rechercher la meilleure coupe, pour évaluer les structures autour ou pour remettre l'aiguille dans le faisceau d'ultrasons. Il est important de bien différencier ces 2 mouvements. Dans un plan d'ultrasons donné, l'inclinaison de la sonde (anisotropie) doit être fixée dans un angle précis permettant la meilleure image du nerf cible. Toute modification de cette inclinaison aboutit à une dégradation de l'image. De fait, si l'aiguille n'est pas exactement dans le plan des US, la tendance « naturelle » est de modifier l'inclinaison pour chercher l'aiguille. Une fois l'aiguille localisée, au-dessus ou en dessous du plan de coupe, il faut remettre la sonde dans sa position initiale et rechercher l'aiguille avec cette fois un mouvement de translation distal ou proximal sans modifier l'inclinaison (**Fig. 14**).

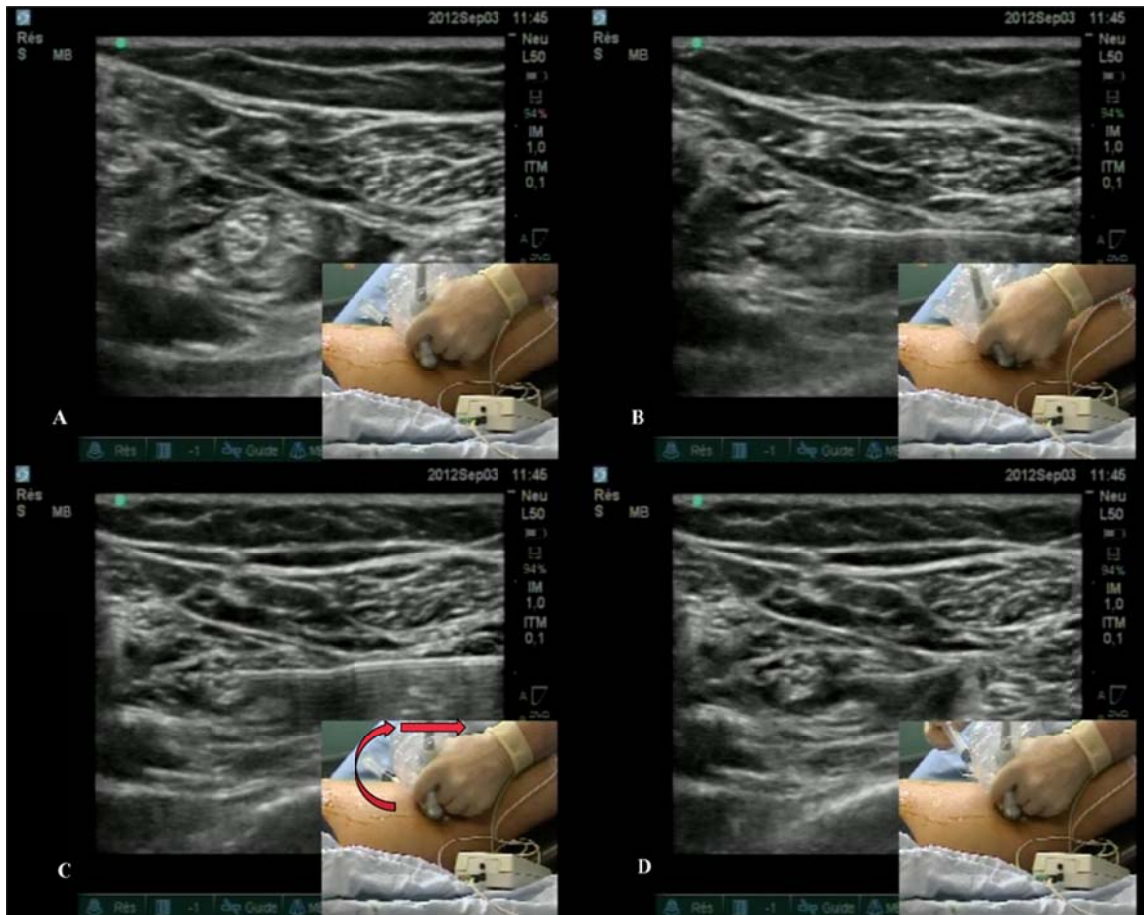


Fig. 14.- Il est important de bien distinguer les mouvements d'inclinaison qui servent à optimiser la qualité de l'image (anisotropie) des mouvements de translation qui servent à rechercher une cible, une aiguille et/ou une structure anatomique quelconque. En **A**, l'image du nerf sciatique est optimisée. En **B**, l'opérateur pour rechercher l'aiguille a incliné la sonde, l'aiguille est vue, mais l'image du nerf s'est dégradée. En **C**, l'opérateur a remis la bonne inclinaison, mais a ensuite retrouvé l'aiguille par un mouvement caudal de translation. L'aiguille et le nerf sont maintenant visibles et montrent une position intraneurale de l'aiguille. En **D**, l'aiguille est très légèrement retirée avant l'injection et il n'y a pas de gonflement du nerf.

La rotation de la sonde permet de regarder le nerf dans son grand axe. L'approche du nerf dans cette position est possible avec l'aiguille dans le plan des ultrasons. Elle est intéressante car elle permet de mieux visualiser la diffusion de l'anesthésique local le long du nerf ou de suivre la montée d'un cathéter (**Fig. 15**). L'inconvénient est qu'il n'y a pas ou peu de marge de manœuvre. Si l'aiguille n'est pas parfaitement alignée dans le faisceau d'ultrasons, le moindre mouvement de la sonde pour la retrouver peut aboutir à perdre la vision du nerf. Les mouvements de rotation peuvent également être utilisés pour déterminer un trajet plus adapté de l'aiguille par exemple pour éviter une structure anatomique ou pour permettre un trajet un peu plus long pour introduire un cathéter.



Fig. 15.- Il s'agit d'un nerf sciatique poplité vu dans son grand axe après injection de l'anesthésique local, et mise en place d'un cathéter. L'anesthésique local est bien visualisé autour du nerf à l'intérieur de la gaine et l'on voit très bien l'extrémité du cathéter qui appuie sur la partie antérieure de la gaine.

Comment identifier les différentes structures anatomiques

Quand un écho revient vers la sonde, il va se manifester sur l'écran par un point blanc plus ou moins lumineux selon son amplitude. C'est l'ensemble de ces points qui, comme nous l'avons vu, va former l'image d'échographie. Il faut distinguer une image noire dite hypoéchogène d'une image blanche hyperéchogène. Les images les plus hyperéchogènes correspondent aux interfaces : plèvres, périoste, péricarde ... Quand il n'y a aucune réflexion, l'image apparaît noire, c'est typiquement le cas des liquides comme le sang par exemple. Cela peut être une structure nerveuse quand elle est dépourvue de tissu conjonctif comme une racine. Le **tableau 1** donne l'aspect échographique des principales structures anatomiques.

Tableau 1.- Aspect échographique des principales structures anatomiques. D'après Karmakar in « Ultrasound imaging for regional Anesthesia. Basic Principles. Ed pour Ipad. »

TISSUS	IMAGE ECHOGRAPHIQUE
Veines	Anéchogène (compressible)
Artères	Anéchogènes (pulsatile)
Tissu graisseux	Hypoéchogène avec des lignes irrégulières un peu plus hyperéchogènes)
Muscles	Aspect hétérogène (mélange de lignes hyperéchogènes traversant du tissu hypoéchogène)
Tendons	Principalement hyperéchogène avec des artefacts hypoéchogènes. Artefacts techniques hypoéchogènes
Os	Ligne hyperéchogène avec un cône d'ombre
Plèvre	Ligne hyperéchogène sans cône d'ombre
Nerfs	Hyperéchogène/hypoéchogène Artefacts techniques hypoéchogènes

Les vaisseaux forment des images anéchogènes (images noires), l'artère est pulsatile, les veines sont dépressibles. Le périoste est hyperéchogène et l'os sous-jacent apparaît sous la forme d'un cône d'ombre. Les muscles sont hypoéchogènes et les fascias sont hyperéchogènes. Toutes ces structures anatomiques comme les artères, les veines, les muscles, les tendons, les fascias, les os et leur périoste, le poumon... sont autant d'aides servant à localiser les nerfs. Un tendon présente une structure fibrillaire alors qu'un nerf a une structure fasciculaire. L'autre moyen de différencier un nerf d'un tendon est l'anisotropie (6).

Le nerf périphérique est constitué d'un nombre variable de fascicules nerveux arrondis renfermant les fibres nerveuses. Chaque fascicule est individuellement engagé par des lamelles concentriques de périnèvre. Au sein du périnèvre, les fibres nerveuses sont entourées par un tissu conjonctif, l'endonèvre. Ces fibres ont un trajet longitudinal et sinueux procurant une certaine élasticité au nerf et l'ensemble des fascicules est maintenu groupé par l'épinèvre. L'épinèvre est composé de fibres collagènes robustes qui ont un trajet longitudinal et sinueux. Il contient aussi les vaisseaux sanguins et lymphatiques et du tissu adipeux. Une couche de tissu conjonctif supplémentaire, le paranèvre, peut entourer le nerf. Le paranèvre correspond alors à un encapsulement périphérique, limitant davantage le nerf de son environnement. Ce dernier permet l'amarrage au tissu contigu, le passage du système vasculaire et facilite la mobilité du nerf lors des mouvements (7) (**Fig.16**). L'aspect échographique proprement dit d'un nerf dépend de sa richesse en tissu conjonctif. Ce dernier apparaît comme une structure hyperéchogène (blanc) alors que les fascicules sont hypoéchogènes (noir). La richesse et la répartition du tissu conjonctif varient entre les racines nerveuses et les nerfs périphériques. Il est quasi inexistant au niveau des racines et des troncs, qui se présentent comme de simples images rondes hypoéchogènes, puis il va progressivement entourer les structures nerveuses au niveau des faisceaux et enfin devenir un élément constitutif à part entière du nerf (8). À ce niveau, la répartition du tissu conjonctif est responsable de cet aspect folliculaire en nid-d'abeilles caractéristique. Il est vraisemblable que son importance joue un rôle dans l'efficacité des anesthésiques locaux ce qui influe par conséquent sur la façon et l'endroit où l'on va injecter le produit (9).

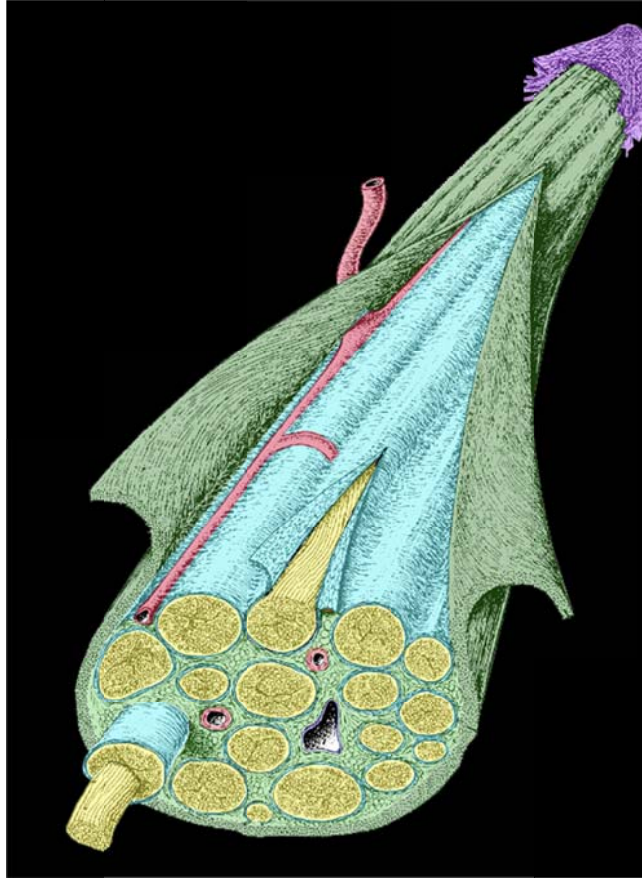


Fig. 16.- Schéma des différentes structures d'un nerf. En jaune les fascicules nerveux, en bleu la périneur, en vert l'épینه et en violet la paraneurie. L'importance du tissu conjonctif et plus particulièrement de la paraneurie est très variable. Quasi inexistant au niveau des racines, il est de plus en plus important au fur et à mesure que l'on s'éloigne.

Différentes techniques de repérage

L'approche échographique du nerf peut se faire de différentes manières. L'approche classique consiste à observer le nerf en coupe transversale, petit axe, et à approcher l'aiguille dans le plan des ultrasons en maintenant la vision complète de l'aiguille et surtout de son extrémité. C'est la technique de référence utilisée et recommandée en radiologie interventionnelle. Elle nécessite des points de ponction souvent éloignés de la cible, très différents de ceux décrits pour la neurostimulation seule (**Fig. 17**). La probabilité de traverser des masses musculaires, source potentielle d'inconfort relatif pour le patient, est importante et la vision de l'aiguille est parfois difficile dès que l'on atteint un angle de 45° (10). Cela a conduit certains à proposer une approche hors du plan qui autorise un point de ponction plus conventionnel et raccourcit souvent le trajet de l'aiguille. Cette dernière est introduite perpendiculairement à la sonde. Elle apparaît sous la forme d'un point hyperéchogène. Il est difficile au début de distinguer le corps de l'extrémité de l'aiguille, cette dernière apparaissant parfois plus grosse et plus lumineuse du fait des réflexions sur le biseau (à condition que ce dernier soit correctement orienté, face au faisceau d'ultrasons) (**Fig. 18**). Pour améliorer la vision, on utilise des éléments indirects. La déformation des tissus lors de la progression de l'aiguille ou en réalisant des petits mouvements saccadés de l'aiguille en est un. Mais attention ces éléments

ne sont pas très sensibles et les erreurs de localisation sont possibles. Il est préférable d'associer l'hydrolocalisation en injectant de très petits volumes d'anesthésique local ou de glucosé à 5 %. Chaque injection apparaît sous la forme d'une petite « bulle » sur l'écran et permet d'identifier formellement l'extrémité de l'aiguille (11).

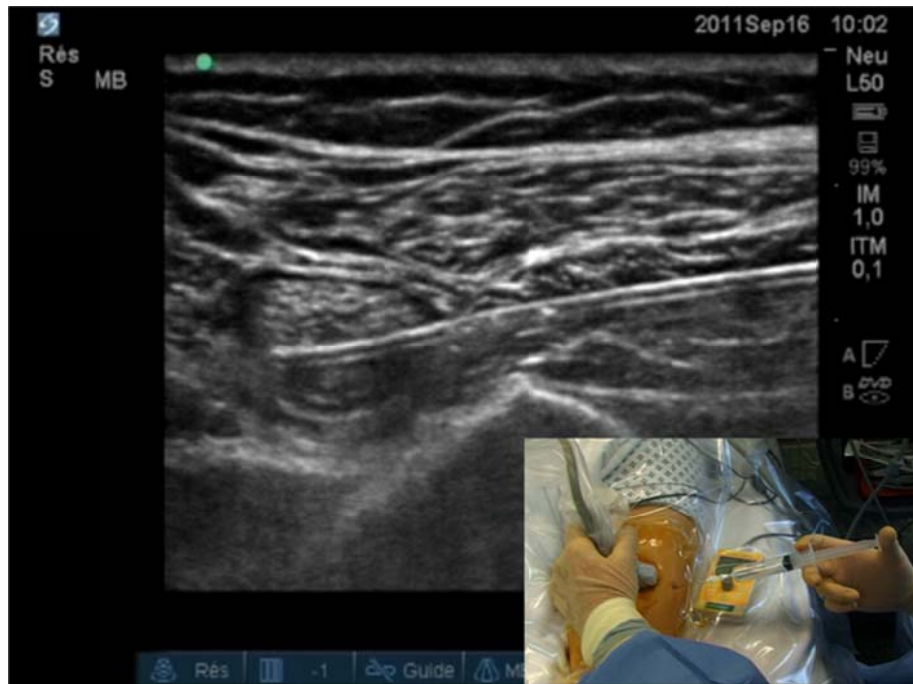


Fig. 17 -Approche classique « dans le plan » du nerf sciatique dans la région poplitée

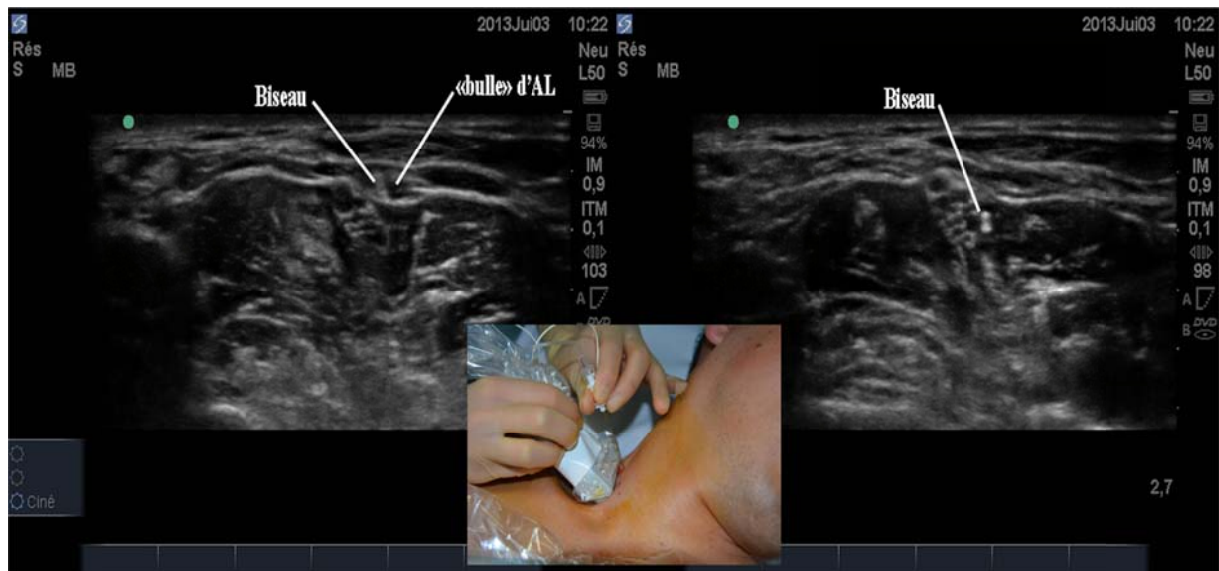


Fig. 18 -approche « hors du plan » du plexus brachial dans la région interscalénique. Image de gauche, la position du biseau en avant de l'aponévrose cervicale superficielle est confirmée par hydrolocalisation (bulle d'AL). Image de droite, le biseau est bien visible entre le muscle scalène antérieur et le plexus, l'injection de l'anesthésique local est en cours.

L'hydrolocalisation est particulièrement intéressante quand un concept de diffusion est utilisable. Dans ce concept, les utilisateurs ne cherchent pas obligatoirement à positionner exactement l'aiguille à proximité du nerf, l'anesthésique local est injecté dès lors que l'on arrive dans l'espace de diffusion. En cas de neurostimulation associée, il est possible d'utiliser une solution non-ionique telle que le glucosé à 5 % car le champ électrique sera conservé voire renforcé lors de l'injection de cette solution (12). Cette technique d'hydrolocalisation est intéressante à plus d'un titre. Elle permet de localiser un bout d'aiguille en approche hors du plan, mais elle peut également faciliter la progression de l'aiguille dans le plan en «disséquant» les éléments anatomiques afin de se faire un passage entre de nombreuses structures vasculaires ou retrouver l'extrémité d'une aiguille un peu trop plongeante. L'hydrolocalisation est dérivée d'une autre technique : l'hydrodissection. Dans ce cas, la solution est injectée en continu pendant la progression de l'aiguille afin de disséquer les structures plan par plan. Cette technique permettrait une progression plus aisée de l'aiguille, mais nécessite une «troisième main», souvent incompatible avec notre pratique.

Il est pour l'instant difficile de définir une procédure d'échoguidage idéale et absolue. Nous conseillons plutôt de débiter avec l'aiguille dans le plan. Cette technique n'est pas plus simple, mais plus facile à conceptualiser. Dans l'approche hors du plan, le fait de ne pas savoir exactement où se trouve l'extrémité de l'aiguille et de n'avoir que des éléments indirects est perturbant au début. À terme, il est utile de connaître les 2 modes d'approches et de pouvoir choisir pour chaque bloc, selon que l'on mette ou non un cathéter la technique la plus pertinente. Il faut garder présent à l'esprit que le but ultime est d'injecter la plus petite dose efficace d'anesthésique local au plus proche possible d'un nerf et que tous les moyens doivent être mis en œuvre pour le faire de la façon la plus efficace, la moins pénible et avec le moins de risque possible pour le patient. Ces différentes techniques peuvent être complémentaires dans la pratique quotidienne. Au cours d'une approche traditionnelle dans le plan, l'hydrolocalisation peut être utile pour visualiser l'extrémité d'une aiguille un peu trop plongeante. D'autre part, selon le bloc réalisé, la mise en place éventuelle d'un cathéter, les dextérités individuelles, l'importance de la vascularisation locale, le nombre de nerfs à bloquer, l'une ou l'autre des approches pourra être préférée. Rappelons simplement que quelle que soit la technique utilisée, **l'aiguille ne doit pas progresser tant que son extrémité n'est pas formellement identifiée.**

La nécessité de conserver un neurostimulateur est une question toujours débattue malgré de nombreux éléments en sa faveur. La tentation est grande de l'abandonner « pour simplifier » la procédure alors que les informations qu'il fournit sont complémentaires de celles apportées par l'échographie. Il permet d'accroître la sécurité et la majorité des aiguilles utilisées en échographie sont de toute façon stimulantes. L'échographie « voit » un nerf, le neurostimulateur confirme qu'il s'agit bien d'un nerf et permet de l'identifier. Lors d'une approche interscalénique par exemple, il est parfois difficile de faire la différence entre une racine nerveuse et une artère cervicale transverse. D'autre part, le neurostimulateur peut servir de « garde-fou », il est en effet souvent difficile de conserver continuellement une vision de la totalité de l'aiguille et plus particulièrement de son extrémité. Un contact entre l'aiguille et un nerf passé inaperçu à l'image sera signalé par le neurostimulateur à condition qu'il soit réglé à une intensité suffisante. Les travaux qui ont étudié le bénéfice de l'association échographie et neurostimulation sont tous critiquables au moins sur un point essentiel (13-16). Ils utilisent le neurostimulateur à des intensités de base trop basses pour détecter systématiquement les structures nerveuses. Ces études ont néanmoins permis de préciser les intensités minimales à utiliser pour garantir en sentinelle une réponse constante des structures nerveuses à savoir 1

mA (0,1 ms) en axillaire et 1,5 mA (0,1 ms) en interscalénique (14-15). Si effectivement l'absence de réponse motrice à moins de 1 mA ne permet pas d'éliminer une position intraneurale du nerf, à l'opposé une réponse persistante entre 0,2 et 0,4 mA témoigne dans près de 100 % des cas d'une position intraneurale de l'extrémité de l'aiguille (17).

L'échogénicité des patients est variable, même si la qualité de l'image est en constante progression, il y a toujours des patients chez lesquels il est difficile de visualiser les différentes structures. La **figure 19** est une image de la région fémorale chez un patient ayant un pontage iliofémoral et une artère fémorale obstruée. Le nerf peut être deviné, mais il est clair que dans cette situation le mouvement d'ascension de la rotule provoqué par le neurostimulateur a été une information utile ! Le nerf radial en axillaire est également souvent difficile à voir. Wong et al. ont montré chez 51 patients bénéficiant d'un bloc axillaire sous échographie plus neurostimulateur que chez 15/51 patients l'image du nerf a été considérée comme médiocre. Chez 5 patients, le nerf n'était pas visible et sur ces 5, le neurostimulateur a retrouvé le nerf dans 2 cas (18). Il faut citer également les blocs profonds comme le sciatique par voie antérieure ou le bloc lombaire postérieur ou l'usage d'un neurostimulateur associé est indispensable. On rencontre également des structures nerveuses que l'on ne voit pas forcément et qui peuvent se trouver sur le trajet de l'aiguille. La **figure 20** montre une branche du plexus brachial qui passe dans le scalène moyen, cette branche n'est pas toujours visible elle a été détectée dans ce cas par le neurostimulateur.



Fig. 19.- Région inguinale chez un patient de chirurgie vasculaire. Le nerf est difficilement vu et sera confirmé grâce au neurostimulateur.

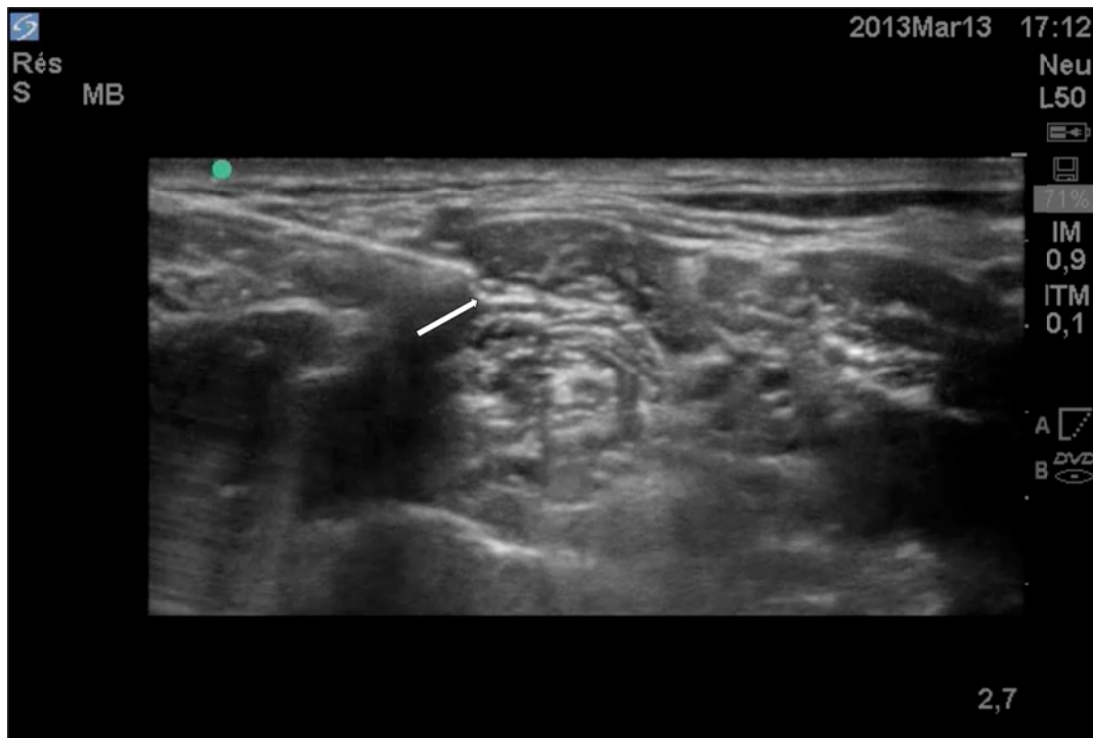


Fig. 20.- Bloc interscalénique par voie postérieure dans le plan. Lors de la traversée du scalène moyen, le neurostimulateur a pu détecter une branche motrice du plexus brachial (flèche), en provoquant une contraction musculaire postérieure de l'épaule. Cette branche motrice est très fréquente, mais n'est pas toujours visible.

Par ailleurs, l'importance du tissu conjonctif au sein du nerf est un élément important dans la diffusion de l'anesthésique local. Dans les approches plexiques proximales, la faible composante conjonctivale suggère que le simple passage des aponévroses intermusculaires est probablement suffisant pour pénétrer dans l'espace de diffusion périnerveux, quitte à jouer sur un effet volume, pour obtenir un bloc efficace. Au fur et à mesure que l'on s'éloigne des structures plexiques, l'importance du tissu conjonctif augmente (9,19). La diffusion de l'anesthésique local se faisant moins bien, il devient probablement nécessaire d'injecter de plus en plus proche du nerf. Ceci avait déjà été suggéré par Vloka et al. (20) qui avaient montré sur des cadavres, que seule l'injection subépineurale du nerf sciatique permettait une diffusion du colorant sur une longueur importante du nerf et englobant les deux contingents. Ces notions ont été récemment confirmées dans une étude sur cadavres (21). En pratique, cela implique de s'approcher très près du nerf, il est donc probablement préférable de sécuriser au maximum ce geste en ayant une vision continue de l'extrémité de l'aiguille et en neurostimulant.

En partant du principe que ce n'est pas l'injection intraneurale en soit qui est délétère, mais l'injection intrafasciculaire, une autre alternative pourrait être de régler l'intensité du neurostimulateur à une très faible intensité (moins de 0,5 mA pour 100 μ s). L'apparition d'une réponse motrice ou d'une paresthésie avec une quantité de courant aussi faible doit faire évoquer un risque de passage intrafasciculaire de l'aiguille et stopper sa progression. L'intérêt est de limiter les contraintes et l'inconfort de la neurostimulation tout en gardant une "sentinelle". Par contre, il est indispensable d'utiliser un neurostimulateur précis qui affiche l'intensité effectivement délivrée avec signal réellement carré [22-24]. Enfin, rappelons qu'avant de généraliser une pratique, il est indispensable qu'elle soit « maîtrisable » entre les

mains les moins expérimentées. L'approche échographique quelle qu'elle soit, dans le plan ou en dehors du plan, nécessite un apprentissage plus ou moins long selon les acquis de chacun et l'activité « disponible ». En l'état actuel des connaissances, il semble préférable de garder la neurostimulation comme un élément de sécurité supplémentaire. Mais il est vrai avec le temps et l'expérience, avec une image de bonne qualité et une excellente vision de l'aiguille, il peut être possible de s'affranchir du neurostimulateur.

Enfin, le contrôle ultime de la position de l'aiguille lors de l'injection se fait en observant la diffusion de l'anesthésique local autour de la cible. Bien sûr, son absence doit faire suspecter et éliminer une injection intravasculaire. Un aspect en bulle ou de « *back-flow* » le long de l'aiguille témoigne d'une mauvaise position de l'aiguille, même si cette dernière semble au contact du nerf. La diffusion idéale est celle où l'on observe le produit qui « cherche » à entourer le nerf (**Fig 21**). Bien sûr, ce critère n'a pas la même valeur selon le type de bloc, du fait comme nous l'avons déjà expliqué, d'un ratio très différent tissu nerveux / tissu conjonctif selon le site. Pour un bloc sciatique poplité, il est indispensable de trouver le bon plan où injecter l'AL. À l'opposé, en interscalénique, le simple passage de l'aponévrose musculaire des scalènes est suffisant. En axillaire, le contact entre l'aiguille et le nerf est utile, mais l'effet volume peut compenser même sans passer la paranerve. L'importance d'une diffusion circonférentielle ou « aspect en beignet », autour et le long du nerf est classiquement considérée comme un gage d'efficacité [25]. Cette notion a été confirmée par E Dufour pour le nerf médian au coude et Moreau pour le nerf sciatique poplité (17,26). Ces études ont montré d'une part, que la diffusion circonférentielle du produit était bien associée à une anesthésie de meilleure qualité et, d'autre part, que l'injection intraneurale ne serait pas plus efficace en terme de taux de succès qu'une injection circonférentielle [26]. Un positionnement idéal de l'aiguille devrait permettre ce type de diffusion sans gonflement du nerf permettant d'éliminer une injection intrafasciculaire. Par contre, dans les approches plexiques proximales (région interscalénique par exemple), la faible composante conjonctivale suggère que le simple passage des aponévroses intermusculaires est probablement suffisant pour pénétrer dans l'espace de diffusion périnerveux, quitte à jouer sur un effet volume, pour l'obtention d'un bloc efficace. Dans ce cas, l'aspect en beignet n'est probablement pas nécessaire.

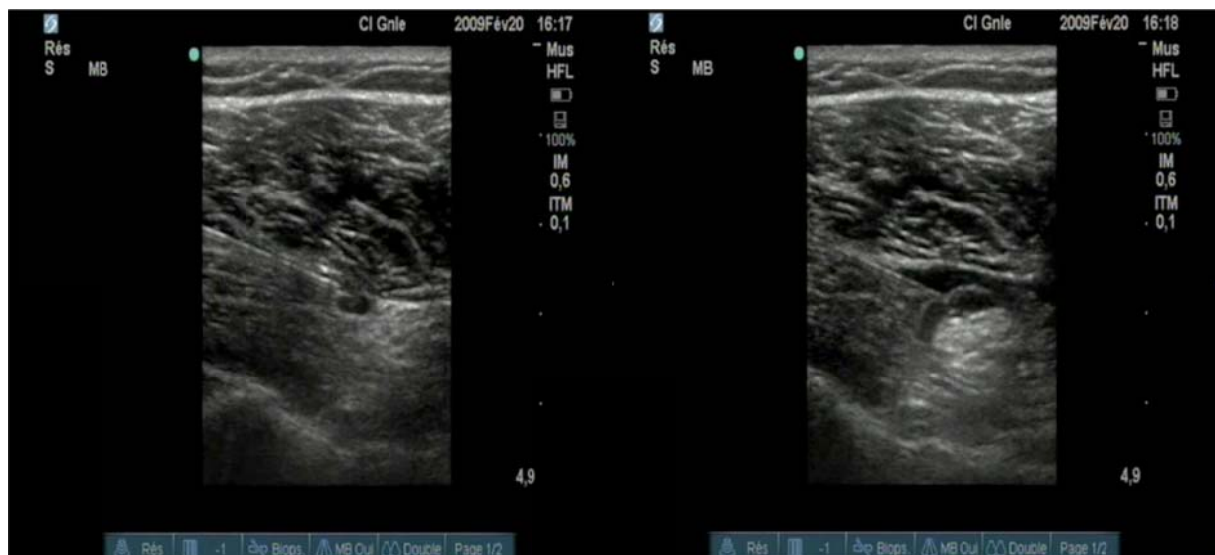


Fig. 21.- Bloc du nerf sciatique dans la région poplité. Côté droit, injection d'anesthésique local (hydrolocalisation). L'injection n'est pas dans le plan du nerf et a la forme d'une bulle. Côté gauche, l'injection

dans le plan du nerf a tendance à entourer le nerf témoignant du positionnement correct de l'extrémité de l'aiguille. À noter une précédente injection, en dehors de la gaine qui a diffusé au-dessus du nerf, mais sans l'entourer et qui n'aurait probablement pas été efficace.

Mise en place d'un cathéter échoguidé

La mise en place d'un cathéter périméridal est possible sous échographie. La procédure, effectuée dans des conditions stériles, est un peu plus délicate et il faut idéalement trois mains pour tenir la sonde, l'aiguille et introduire le cathéter. En pratique, il n'est pas toujours possible de disposer de « cette main supplémentaire » et le maintien de la sonde avec une image satisfaisante par une tierce personne peut être difficile. Il existe deux alternatives possibles. La première consiste à utiliser un bras articulé qui maintient la sonde en place après un repérage initial (**Fig.22**). Elle suppose ensuite une immobilité parfaite du patient lors de l'installation et de la ponction et il reste possible d'adapter la position de la sonde lors de la progression de l'aiguille. La deuxième possibilité consiste à approcher le nerf et injecter l'anesthésique local avec l'aide des ultrasons, mais oblige l'opérateur à poser la sonde le temps d'introduire le cathéter [27]. La position du cathéter est alors vérifiée par une injection sous contrôle échographique ce qui permet éventuellement de le repositionner (**Fig.23**). Un cathéter stimulant peut être utilisé pour suivre la progression du cathéter et dans ce cas il est préférable d'utiliser du glucosé à 5 % pour dilater l'espace [28,29]. Il est remarquable de constater, grâce à l'échographie, la facilité avec laquelle le cathéter peut s'éloigner du plexus ou du nerf, ce qui conduit en pratique à beaucoup moins introduire les cathéters.



Fig. 22.- Installation pour une pose de cathéter avec utilisation d'un bras à mémoire de forme. Photo D Jochum.



Fig. 23- Mise en place d'un cathéter interscalénique. Le cathéter a été introduit à l'aveugle bien au-delà du plexus. La sonde est ensuite reprise en main et le cathéter est retiré sous contrôle échographique pour amener son extrémité (flèches blanches) sous le plexus.

Vision de l'aiguille

Cette question a déjà été explorée par d'autres spécialités notamment dans le cadre de la radiologie interventionnelle. Une revue de la littérature publiée a recensé plus de trente articles sur ce sujet [30].

L'angle de l'aiguille par rapport au faisceau d'ultrasons dans une approche dans le plan est l'élément déterminant de la visibilité de l'aiguille (**Fig. 24**). En pratique, l'aiguille n'est en général peu voire pas visible entre 0 et 20°. Entre 20 et 45°, elle commence à être identifiable et c'est dans cette zone que l'on peut mettre en évidence des différences de qualité entre les aiguilles [31]. Dans une étude sur fantôme ayant pour but de définir les conditions optimales pour réaliser une biopsie, Bradley a montré que la distance d'introduction idéale entre la sonde et l'aiguille devait être de 2 à 3 cm et que l'angle aiguille/faisceau d'ultrasons devait

être de 55, 60°. Au-delà de 60°, les phénomènes de réverbération de l'aiguille deviennent gênants [32]. Étonnamment, dans les procédures en dehors du plan, l'extrémité de l'aiguille est plus facile à visualiser à l'inverse quand l'angle est inférieur à 30° [30]. Cette caractéristique pourrait être liée à l'écho particulier du biseau dans cette approche. Dans tous les cas, il est préférable d'orienter le biseau face au faisceau d'ultrasons quelle que soit la technique utilisée [30].

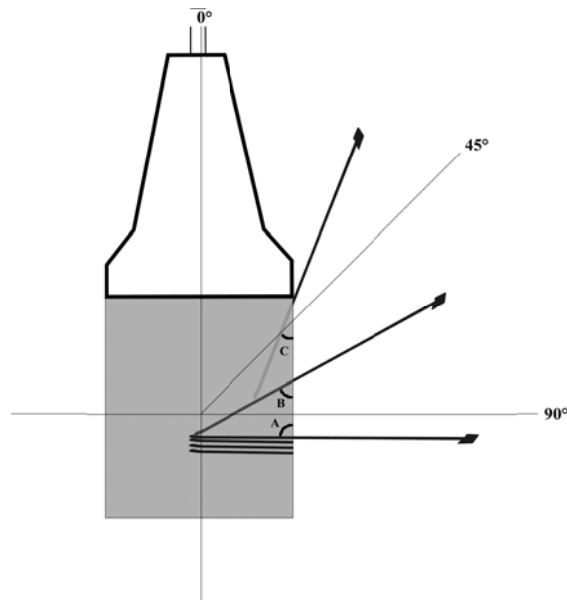


Fig. 24. - Effet de l'angulation de l'aiguille par rapport au faisceau d'ultrasons sur sa visibilité. Plus l'angle se rapproche de 0° et moins l'aiguille est visible. L'angle idéal est autour de 60°, au-delà les phénomènes de réverbération deviennent gênants

Depuis quelque temps, les industriels cherchent à améliorer la vision de l'aiguille. Soit en rendant rugueux, irrégulier le corps de l'aiguille soit en réalisant une voire deux séries d'encoches à l'extrémité de l'aiguille. Bertrand Fabre a réalisé des photos macroscopiques des différentes aiguilles disponibles pour l'ALR échoguidée. Il montre que toutes les aiguilles ne sont pas équivalentes. Ses résultats sont disponibles sur le site de eALR.

Une étude a comparé la visibilité de 2 sortes d'aiguilles, classiques et échogènes. Les aiguilles sont rendues échogènes par 2 rangées d'encoches séparées par un intervalle libre. Les auteurs ont montré que, pour un trajet proche de 90° par rapport au faisceau d'ultrasons, il n'y avait pas ou peu de différence entre les aiguilles. En revanche, lorsque le trajet se rapprochait de 0° seules les aiguilles échogènes restaient visibles (**Fig 25**) (33).

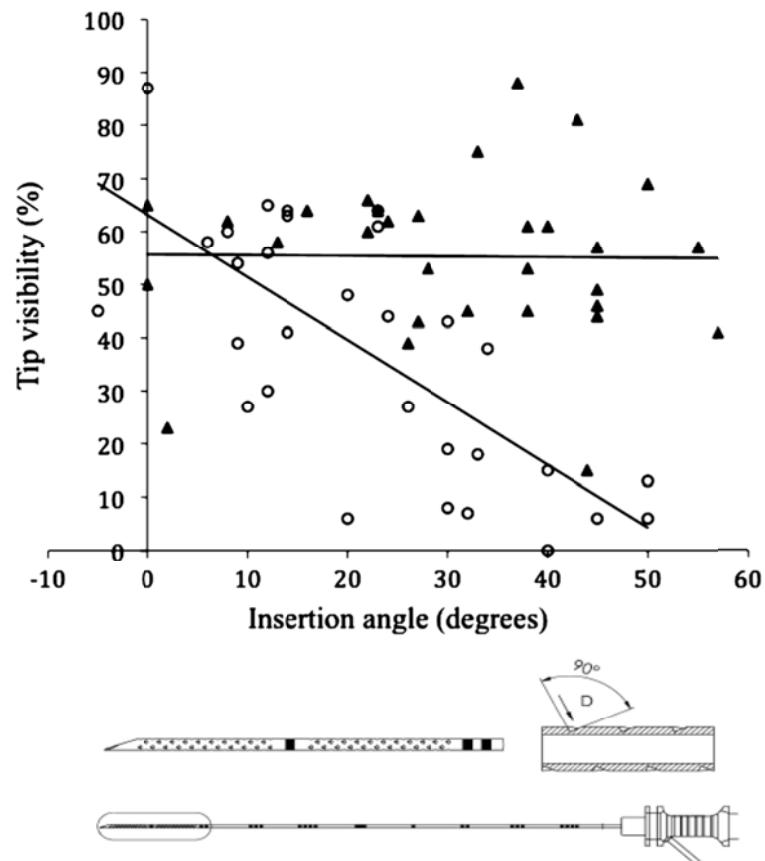


Fig. 25. - Intérêt des aiguilles échogènes. On peut constater que, plus l'angle d'insertion par rapport à l'horizontal augmente, moins les aiguilles classiques (ronds blancs) sont visibles alors que les aiguilles échogènes (triangles noirs) restent visibles jusqu'à 60° (32).

Les appareils modernes ont généralement plusieurs tirs d'ultrasons dans différentes directions, généralement un tir central et plusieurs tirs inclinés. La figure montre un appareil avec 5 tirs. L'algorithme de l'appareil reconstruit une image plus précise. Il est possible de rajouter un tir supplémentaire et de l'orienter de façon à ce qu'il soit perpendiculaire à l'aiguille pour la rendre plus visible. Il n'y a pas ou peu de modification du reste de l'image (**Fig. 26**).



Fig.26.- Intérêt du tir supplémentaire orientable perpendiculairement à l'aiguille. Système Mbe Sonosite®.

Quoi qu'il en soit et quelle que soit l'échogénicité de l'aiguille, celle-ci ne pourra se voir que si elle se trouve dans le faisceau d'ultrasons ce qui reste la principale difficulté et le plus long à acquérir (34).

Des systèmes qui permettent de repérer la position de l'aiguille dans l'espace ont été récemment proposés. Le premier a été commercialisé par Ultrasonix®. Grâce à un capteur sur l'aiguille, l'appareil permet de la diriger sans la voir vers une cible choisie. Une projection de la trajectoire à suivre apparaît sur l'image d'échographie (**Fig. 27**). Ce système a maintenant un marquage CE et peut être utilisé en clinique. D'autres sont en cours de développement, le eZono® semble intéressant car il fonctionnerait sans capteur et avec des aiguilles standards. Ces appareils pour aussi spectaculaires qu'ils puissent apparaître nécessitent de toute façon un apprentissage et imposent un repérage précis de la région. Il est évident qu'il faut être sûr qu'il n'y a pas d'« obstacle » entre la peau et la cible dans la mesure où il est possible d'atteindre l'objectif sans « voir » l'aiguille.

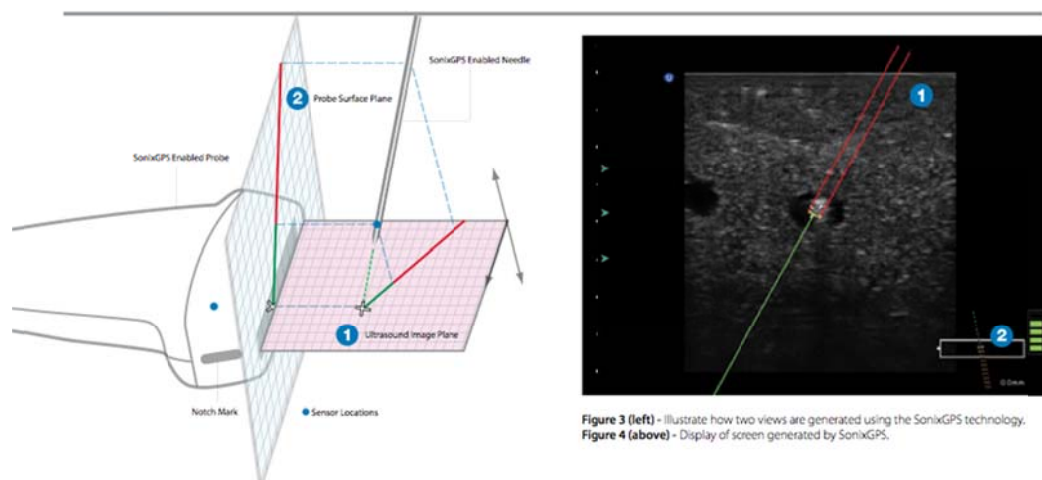


Figure 3 (left) - Illustrate how two views are generated using the SonixGPS technology.
Figure 4 (above) - Display of screen generated by SonixGPS.

Fig. 27.- Principe du GPS Sonix® pour diriger l'aiguille vers la cible.

Volumes d'anesthésique locaux

L'échographie a permis indéniablement de réduire les volumes d'anesthésiques locaux pour la plupart des blocs. Les études de type « up&down » disponibles donnent une indication, mais doivent être interprétées selon la façon dont a été réalisé le bloc. En axillaire, par exemple, un bloc efficace a été obtenu avec des volumes allant de 1 à 5 ml par nerf (35,36). Il est d'ailleurs remarquable de constater, en ce qui concerne le plexus brachial, que, bien que la quantité de tissu neural à bloquer est identique, les volumes vont de 5 ml pour un bloc axillaire à 35 ml pour un bloc infra ou supra claviculaire (37-39). Ces différences sont probablement liées à la technique à l'aveugle en infra claviculaire (40,41), alors que chaque nerf est repéré et bloqué en axillaire (42). Plus l'image est précise et plus « le tir » est ciblé et sélectif, moins il y a besoin d'anesthésique local. En pratique, c'est selon la diffusion de l'anesthésique local pendant la procédure que le volume d'anesthésique local utile sera déterminé.

Hygiène en échographie

Il existe des recommandations spécifiques concernant l'échographie et l'ALR qui permettent de définir une procédure de nettoyage [43-45].

Les dispositifs non critiques ne sont pas en contact direct avec le patient ou sont en contact avec une peau saine faisant appel à du matériel désinfecté de façon ordinaire. C'est le cas des sondes d'échographie transcutanée utilisées en ALR. La désinfection de la sonde entre chaque patient doit être au minimum celle correspondant classiquement à ces dispositifs non critiques. Les sondes transcutanées et les câbles doivent être essuyés et nettoyés avec le produit recommandé par le constructeur entre chaque patient, par exemple, avec un support non tissé imprégné d'un détergent-désinfectant. Toutes traces sur le clavier et les porte-sondes doivent être nettoyées régulièrement. Cependant pour le clavier, il est préconisé d'utiliser une housse de protection.

Seules les gaines de protection sont recommandées. La taille de la gaine peut être adaptée au type de bloc. Une injection unique peut être réalisée avec une gaine stérile de petite taille, d'une vingtaine de centimètres. Pour la mise en place d'un cathéter, il est préférable d'utiliser une gaine plus longue et bien sûr de réaliser une installation chirurgicale. Il est largement préférable d'utiliser du matériel dédié qui est maintenant disponible sur le marché. Il est également recommandé d'utiliser du gel stérile en unidose et plus du tout celui en flacon (2).

Après le geste, en l'absence de perforation de la gaine, la désinfection se fait par essuyage simple de la sonde associé ensuite à un nettoyage avec un produit détergent-désinfectant. Si la gaine est perforée et/ou si la sonde est souillée, il est recommandé d'utiliser une désinfection de niveau plus élevé. Il faut voir avec les constructeurs quels produits sont utilisables sur leurs sondes. En fin de programme opératoire, il est recommandé de nettoyer la sonde avec un détergent, de la rincer, de la sécher et de la ranger dans un endroit propre (2). Il existe maintenant d'autres modes de stérilisation utilisant notamment les ultraviolets, qui sont efficaces et permettent même de se passer de housse. Mais ces dispositifs sont encore onéreux et peu d'équipes en disposent (46).

En conclusion, un nettoyage entre chaque patient est indispensable. Par ailleurs, une évaluation des pratiques concernant l'hygiène en échographie doit être entreprise afin de faire valider au sein de chaque établissement les différentes procédures de nettoyage et de désinfection par le CLIN et l'hygiéniste.

L'apprentissage

La phase d'apprentissage est importante à considérer. En pratique, il est extrêmement simple au début de poser une sonde sur soi, un collègue ou même un patient (avec son accord !) pour apprendre à se repérer. Il est long et difficile, une fois positionné correctement, de conserver une image correcte, de diriger l'aiguille en oubliant ses mains et de regarder l'écran pour garder une vision constante de l'extrémité de l'aiguille sans perdre le nerf ! Il existe deux modèles publiés pour s'entraîner. Le premier utilise un fantôme parallélépipédique de gélatine traversé par un tuyau. C'est un moyen simple, peu onéreux pour apprendre à visualiser l'aiguille et la suivre dans sa progression [47]. Le deuxième modèle utilise un morceau de blanc de dinde dans lequel est placée une olive. Ce modèle a été développé par les radiologues et a été récemment adapté pour la formation des internes à l'anesthésie locorégionale échoguidée [34]. Il nécessite une organisation et présente plus de contraintes que le précédent, mais est bien sûr beaucoup plus proche de la réalité pour un coût qui reste modéré. L'erreur la plus fréquente était la non-reconnaissance du contact de l'aiguille avec l'olive par l'absence de visualisation de l'extrémité de l'aiguille occasionnant un passage au travers de l'olive. Cependant les erreurs diminuaient rapidement entre le premier et le sixième essai. Le temps de réalisation diminuait de moitié dès le troisième essai et la précision augmentait de plus de 50 %. L'apprentissage dans cette procédure simulée était considéré comme rapide. Dans une étape supplémentaire, la même équipe a étudié l'apprentissage de l'anesthésie locorégionale échoguidée chez 6 internes évalués sur une période d'un mois [48]. Après une formation théorique initiale, 520 blocs pratiqués par les internes étaient enregistrés et revus. La durée de réalisation et la précision étaient améliorées au cours de la période d'étude. L'intérêt de cette étude était de lister les faux pas possibles afin d'établir des règles d'apprentissage de l'échoguidage. Les deux erreurs les plus fréquentes étaient l'absence de visualisation de l'aiguille lors de la progression et les mouvements non contrôlés de la sonde. Les comportements pouvant compromettre la qualité du résultat étaient l'absence de reconnaissance d'une localisation intraneurale de l'aiguille avant l'injection ou une mauvaise distribution de l'anesthésique local. La fatigue pouvait interférer lorsqu'il était nécessaire de maintenir la sonde en luttant contre la gravité par exemple lors d'un bloc poplité latéral en décubitus dorsal ou d'un bloc interscalénique. La possibilité d'obtenir une image inversée à l'écran par un mauvais positionnement de sonde pouvait entraîner une confusion ou une erreur d'orientation. Un mauvais choix de point de ponction et d'angulation de l'aiguille pouvait compromettre la bonne visibilité de l'aiguille. Si la phase d'apprentissage suivait une progression plutôt rapide, une autre étude mettait en évidence une grande variabilité interindividuelle lors de deux expériences sur un modèle de viande de bœuf où se trouvait un tendon. La première recherchait la visualisation complète de l'aiguille lors de son alignement avec la sonde, la deuxième étudiait le contact de l'aiguille avec le tendon. Au final, un nombre important de tentatives était nécessaire. Suivant un modèle mathématique, le nombre moyen prévisible pour atteindre 95 % de succès lors de ces deux expérimentations était respectivement de 37 et 109 essais [49].

Lors de la réalisation de blocs, une étude a comparé chez des internes d'anesthésie leurs performances selon que la technique était réalisée sous neurostimulation seule ou

associée à l'échographie. Malgré quelques problèmes méthodologiques, cette étude confirme l'intérêt de combiner les deux techniques [50]. Il serait intéressant de disposer d'une étude comparable qui évaluerait cette fois l'échographie seule et l'association des deux.

Lorsqu'on débute, le choix des blocs à réaliser sous échographie est important. Il paraît évident qu'il est souhaitable de débiter par les blocs les plus superficiels car les sondes hautes fréquences (>10 MHz) permettent d'obtenir des images quasi anatomiques et leur apprentissage est rapide. Ils permettent de se familiariser assez rapidement avec la visualisation de l'aiguille, du nerf et la diffusion de l'anesthésique local. Les blocs tronculaires au coude ou à l'avant-bras, le bloc fémoral ou même poplité sont des techniques assez aisément accessibles. La visualisation de l'aiguille et de l'espace de diffusion de l'anesthésique local permet de mieux appréhender le bloc interscalénique. Le bloc axillaire est probablement l'étape suivante en raison de la nécessité d'une multi-injection.

L'évaluation des pratiques est indispensable, elle devrait reposer sur la façon d'obtenir la meilleure image, sur un apprentissage rigoureux du guidage de l'aiguille et sur l'analyse de la diffusion optimale de l'anesthésique local. L'évolution des performances des échographes est prometteuse et rend la technique de plus en plus accessible.

Procédure type de bloc échoguidé en injection unique

Les fondamentaux du monitoring anesthésique sont bien évidemment indispensables. Ce sont ceux de l'anesthésie. Mesure de la pression artérielle non invasive, oxymétrie pulsée et fréquence cardiaque. L'idéal étant de disposer d'une salle de préanesthésie équipée comme une salle de réveil avec le personnel « *ad-hoc* » (52). Ce peut être une partie de la salle de réveil qui est dévolue à cette activité.

Une installation correcte est une première étape importante. La position de l'appareil d'échographie, du patient, des mains doit être réfléchi de façon à entraîner le moins de fatigue possible pour l'opérateur. La **figure 28** donne 2 exemples de bonne et de mauvaise installation. Tenir la sonde, l'aiguille et injecter l'anesthésique local est un vrai « challenge » ! 3 options sont possibles, la plus simple est de lâcher l'aiguille et de prendre la seringue, mais cela génère un petit déplacement de l'extrémité de l'aiguille, surtout en approche dans le plan, ce qui peut obérer une diffusion correcte de l'anesthésique local. La deuxième solution consiste à brancher directement la seringue à l'extrémité de l'aiguille, c'est très efficace, il est possible à la fois d'injecter et de diriger l'aiguille, mais il faut avoir suffisamment d'espace ce qui n'est pas toujours possible avec certains blocs. La 3e a été proposée par Eryk Eisenberg. Elle consiste à tenir l'aiguille entre le pouce et l'index et la seringue entre le 4 et le 5e doigt et de pousser le piston soit avec le pouce ou la paume de la main (**Fig 29**). C'est certainement la technique la plus élégante, mais elle nécessite un apprentissage.



Fig. 28.- Importance d'une installation correcte. En A, exemple de bonne installation du patient, de la machine et de l'opérateur. En B, mauvaise installation : la machine est sur le côté obligeant l'opérateur à tourner la tête et à tendre les bras.

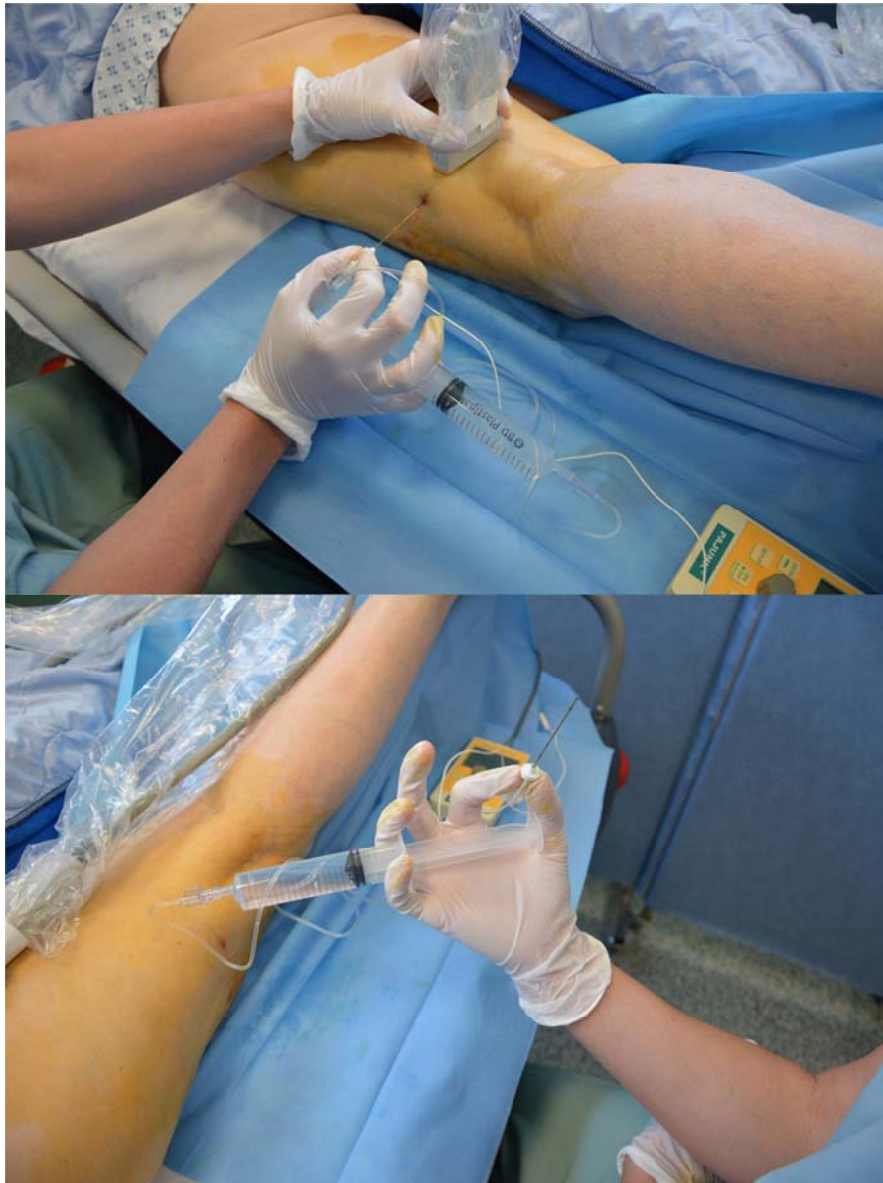


Fig. 29.- Technique proposée par E Eisenberg pour injecter et diriger l'aiguille avec une seule main. Nous avons volontairement choisi une femme pour la photo pour montrer que c'est possible même avec des petites mains.

Le moment de l'introduction de l'aiguille est également une étape importante souvent un peu bâclée. L'anesthésie locale n'est pas indispensable, néanmoins nous la pratiquons systématiquement. La réintroduction de l'aiguille est toujours possible et elle sera du coup indolore. D'autre part, le patient, même si l'anesthésie locale est désagréable, la distingue de la ponction proprement dite qui est de fait beaucoup mieux acceptée. Rappelons que le passage de la peau reste le plus mauvais souvenir rapporté par les patients suite à la réalisation d'une ALR (52).

Lors du passage de la peau, il ne faut plus regarder l'écran de l'appareil, mais se concentrer sur l'aiguille (**Fig. 30**). Dans les approches dans le plan, l'aiguille est introduite à hauteur du milieu de la sonde et avancée d'un centimètre ou 2 pour être sûr de prendre une direction strictement parallèle au faisceau d'ultrasons. Pour un bloc profond, une erreur de quelques degrés lors des premiers centimètres va aboutir à ce que l'aiguille soit très éloignée du plan de

coupe quand l'aiguille sera au niveau du nerf. Le biseau de l'aiguille doit toujours « regarder » le faisceau d'ultrasons. En effet, le biseau est une zone de réfraction qui a un aspect caractéristique (**Fig. 31**). Une fois l'aiguille introduite, en revanche, l'opérateur ne doit plus regarder ses mains, mais uniquement suivre sa progression sur l'écran.



Fig. 30.- L'introduction de l'aiguille est un moment important. Côté gauche, l'opérateur ne regarde pas son aiguille et elle est introduite beaucoup trop près de la sonde pour une approche dans le plan. Côté droit, l'opérateur regarde l'aiguille, qui est introduite au milieu de la sonde et dirigée parallèlement au faisceau d'ultrasons. Elle est avancée d'un ou deux centimètres pour être sûr de la bonne direction. Le point de ponction est suffisamment éloigné de la sonde pour avoir l'angle idéal de 60° par rapport aux US. Ce n'est qu'ensuite que l'opérateur regarde l'écran pour ne plus le quitter des yeux pendant tout le reste de la procédure.



Fig. 31.- L'aiguille doit être introduite avec le biseau qui « regarde » les ultrasons. Le biseau est une zone de réfraction des US il a un aspect caractéristique qui facilite son repérage.

Dans une approche hors du plan, le nerf étant centré sur l'écran, l'introduction de l'aiguille se fait le plus proche possible de la sonde et au milieu (Fig 16). Certaines sondes ont d'ailleurs un repère facilitant l'introduction. Le passage de la peau se fait sous contrôle de la vue. Ensuite, comme pour l'approche dans le plan, l'opérateur ne regarde plus ses mains et suit la progression de l'aiguille sur l'écran. L'idéal est de localiser le biseau qui apparaît comme un spot lumineux sur l'écran différent du corps de l'aiguille (Fig 17) et de le suivre ensuite avec un très léger mouvement de translation de la sonde en gardant l'inclinaison initiale.

Que ce soit pour l'une ou l'autre des 2 techniques, les mouvements des tissus, l'hydrolocalisation, le neurostimulateur sont ou peuvent être combinés aux ultrasons pour confirmer où se trouve l'extrémité de l'aiguille.

Quelle que soit la technique utilisée, le nerf est ensuite approché en gardant la vision continue de l'extrémité de l'aiguille. Il faut toujours aborder un nerf tangentiellement (« au pôle, jamais à l'équateur »). En effet, le passage parfois brutal d'une aponévrose périnerveuse ou de la paranerve peut faire que l'aiguille pénètre dans le nerf si elle n'est pas tangentielle. Une fois l'aiguille positionnée, l'anesthésique local est injecté. Le repositionnement de l'aiguille doit être une action réfléchie et justifiée par la diffusion non optimale de l'anesthésique local [53].

La visualisation de la diffusion de l'anesthésique local lors de l'injection est un élément important. C'est bien principalement l'aspect échographique qui doit guider le volume d'anesthésique local à injecter. Le but est d'injecter l'anesthésique local au bon endroit et d'en limiter sa quantité tout en administrant un volume suffisant. Il ne faut pas hésiter à observer la diffusion de l'anesthésique local le long du nerf par des mouvements de translation pendant la procédure. L'infiltration est arrêtée quand la diffusion semble satisfaisante autour des structures nerveuses. Tout au long de la procédure, l'opérateur aura à l'esprit d'évaluer en permanence le meilleur rapport bénéfice/risque pour son patient.

Un algorithme a récemment été proposé par Denis Jochum, il reprend l'ensemble de la procédure avec tous les moyens dont nous disposons pour réaliser un bloc dans de bonnes conditions et en toute sécurité (54) (**Fig. 32**). Dans la mesure où la pertinence des informations est variable, il est possible de simplifier cet algorithme, mais il faut garder présent à l'esprit que chaque étape supprimée est une perte d'information.

Figure 32.- Algorithme proposé par Denis Jochum pour la réalisation d'un bloc échoguidé. Il reprend tous les éléments, notamment de sécurité, qui peuvent faciliter le repérage, l'approche, l'injection de l'anesthésique local et le suivi de la procédure.

Conclusion

Dès lors que l'on utilise un appareil d'échographie, il est nécessaire de connaître quelques bases physiques indispensables à l'interprétation de l'image voire des artéfacts. L'opérateur devient ainsi à même d'analyser son image et d'optimiser ses réglages afin de réaliser le geste dans les meilleures conditions. Les appareils d'échographie dédiés à l'anesthésie ont des préréglages adaptés à notre pratique, mais la connaissance des principes de base reste très utile pour améliorer et comprendre une image.

La maîtrise des différentes techniques de repérage des nerfs est également souhaitable afin de les combiner pour tirer de cette association le maximum de sécurité et d'efficacité. L'échographie est un moyen séduisant, mais qui nécessite un apprentissage rigoureux particulièrement dans le contrôle de l'extrémité de l'aiguille qui est un élément primordial et parfois délaissé de la sécurité du geste. La neurostimulation associée permet de pallier les éventuelles insuffisances de l'opérateur dans l'identification et le contrôle de son geste. Une stratégie évolutive et rigoureuse doit être précisément codifiée afin de pouvoir s'adapter à toute situation clinique. Quelle que soit la technique de localisation utilisée, "où est le bout de mon aiguille ?" doit être la question qu'il faut se poser constamment tout au long de la procédure.

Références

- 1) Sites B, Chan V, Neal J, Weller R, Grau T, Koscielniak-Nielsen J, Ivani G. The American Society of Regional Anesthesia and Pain Medicine and the European Society of Regional Anaesthesia and Pain Therapy Joint Committee Recommendations for Education and Training in Ultrasound-Guided Regional Anesthesia. *Reg Anesth Pain Med* 2010;35: S74-S80.
- 2) Recommandations formalisées d'experts. Echographie en anesthésie locorégionale. *Ann Fr Anesth Réanim* 30 ;2011 : e33-e35.
- 3) Legmann P, Bonnin-Fayet P, Convard JP, Seguin G. *Échographie 4eme édition. Imagerie médicale Formation. Masson, 2009.*
- 4) Grataloup-Oriez C, Charpentier A. Principes et techniques de l'échographie-doppler. *Encycl Med Chir (Elsevier, Paris), Radiodiagnostic. Principes et techniques d'imagerie.* 35-003-C-10, 1999, 10p.
- 5) Sites BD, Brull R, Chan VW, Spence BC, Gallagher J, Beach ML, et al. Artifacts and pitfall errors associated with ultrasound-guided regional anesthesia. Part II: a pictorial approach to understanding and avoidance. *Reg Anesth Pain Med* 2007;32:419-33.
- 6) Silvestri E, Martinoli C, Derchi LE, et al. Echotexture of peripheral nerves: correlation between US and histologic findings and criteria to differentiate tendons. *Radiology* 1995 ; 197 : 291-6.

7) Philip P, Balas D. Histologie générale.

<http://homepage.mac.com/danielbalas/HISTOLOGIE/HISTGENE/index.html>

8) Sunderland S. Nerve injuries and their repair. A critical appraisal. Edinburgh : Churchill Livingstone;1991.

9) Moayeri N, Bigeleisen P, Groen GJ. Quantitative architecture of the brachial plexus and surrounding compartments and their possible significance for plexus block. *Anesthesiology* 2008;108:299-04.

10) Maecken T, Zentz M, Grau T. Ultrasound characteristics of needles for regional anesthesia. *Reg Anesth Pain Med* 2007;32:440-7.

11) Bloc S, Ecoffey C, Dhonneur G. Controlling needle tip progression during ultrasound-guided regional anesthesia using the hydrolocalization technique. *Reg Anesth Pain Med* 2008;33:382-3.

12) Tsui BC, Kropelin B, Ganapathy S, Finucane B. Dextrose 5 % in water: fluid medium for maintaining electrical stimulation of peripheral nerves during stimulating catheter placement. *Acta Anaesthesiol Scand* 2005;49:1562-5.

13) Beach ML, Sites BD, Gallagher JD. Use of a nerve stimulator does not improve the efficacy of ultrasound-guided supraclavicular nerve blocks. *J Clin Anesth* 2006;18:580-4

14) Perlas A, Niazi A, McCartney C, Chan V, Xu D, Abbas S. The sensitivity of motor response to nerve stimulation and paresthesia for nerve localization as evaluated by ultrasound. *Reg Anesth Pain Med* 2006;31:445-50

15) Sinha SK, Abrams JH, Weller RS. Ultrasound-guided interscalene needle placement produces successful anesthesia regardless of motor stimulation above or below 0,5 mA. *Anesth Analg* 2007;105:848-52

16) Dingemans E, Williams SR, Arcand G, Chouinard P, Harris P, Ruel M, Girard F. Neurostimulation in ultrasound-guided infraclavicular block: a prospective randomized trial. *Anesth Analg* 2007;104:1275-80

17) Moreau D, Levy F, Bringuier S, Biboulet P, Choquet O, Kassim M, Bernard N, Capdevila X.. Ultrasound-guided evaluation of local anesthetic spread parameters required for a rapid surgical popliteal sciatic nerve block. *Reg Anesth Pain Med*. 2010;35: 559-64.

18) Wong D, Gledhill S, Thomas R, Barrington M. Sonographic location of the radial nerve confirmed by nerve stimulation during axillary brachial plexus blockade. *Reg Anesth Pain Med* 2009 ;34 :503-7.

19) Moayeri N, Groen G. Differences in quantitative architecture of sciatic nerve may explain differences in potential vulnerability to nerve injury, onset time, and minimum effective anesthetic volume. *Anesthesiology* 2009; 111:1128 -34.

20) Vloka JD, Hadzic A, Lesser JB, Kitain E, Geatz H, April EW, Thys DM. A common epineural sheath for the nerves in the popliteal fossa and its possible implications for sciatic nerve block. *Anesth Analg* 1997;84:387-90.

- 21) Andersen H, Andersen S, Trantum-Jensen J. Injection Inside the Paraneural Sheath of the Sciatic Nerve. Direct Comparison Among Ultrasound Imaging, Macroscopic Anatomy, and Histologic Analysis. *Reg Anesth Pain Med* 2012;37: 410-14.
- 22) Feugeas JL, Choquet O. Comprendre et optimiser la neurostimulation. Congrès national d'anesthésie et de réanimation 2007. Évaluation et traitement de la douleur. Elsevier Masson SAS; 2007.p745-53.
- 23) Rice ASC. Peripheral nerve damage en regional anaesthesia. *Br J Anaesth* 1995;75:116.
- 24) Jochum D, Iohom G, Diarra DP, Loughnane F, Dupré LJ, Bouaziz H. An objective assessment of nerve stimulators used for peripheral nerve blockade. *Anaesthesia* 2006;61:557-64.
- 25) Gray AT. Ultrasound-guided regional anesthesia: current state of the art. *Anesthesiology* 2006;104:368-73
- 26) Dufour E, Cynerman A, Nourry G, Balland N, Couturier C, Liu N, Dreyfus JF, Fischler M. An Ultrasonographic Assessment of Nerve Stimulation-Guided Median Nerve Block at the Elbow: A Local Anesthetic Spread, Nerve Size, and Clinical Efficacy Study. *Anesth Analg* 2010;111:561-7.
- 27) Delaunay L, Souron V, De Traverse A, Treuvey A, Lile A, Drouard A, Lambert E. Mise en place échoguidée d'un catheter à "2 mains". *Ann Fr Anesth Reanim* 2008;27: R371.
- 28) Tsui BC, Kropelin B, Ganapathy S, Finucane B. Dextrose 5 % in water: fluid medium for maintaining electrical stimulation of peripheral nerves during stimulating catheter placement. *Acta Anaesthesiol Scand* 2005;49:1562-5.
- 29) Pham Dang C, Guilley J, Dernis L, Langlois C, Lambert C, Nguyen JM, Pinaud M. Is there any need for expanding the perineural space before catheter placement in continuous femoral nerve blocks ? *Reg Anesth Pain Med* 2006;31:393-400.
- 30) Chin KJ, Perlas A, Chan VWS, Brull R. Needle visualization in ultrasound-guided regional anesthesia: challenges and solutions. *Reg Anesth Pain Med* 2008;33:532-44
- 31) Hopkins RE, Bradley M. In-vitro visualization of biopsy needles with ultrasound: a comparative study of standard and echogenic needles using an ultrasound phantom. *Clin Radiol* 2001;56:499-502
- 32) Bradley MJ. An in-vitro study to understand successful free-hand ultrasound guided intervention. *Clin Radiol* 2001;56:495-8.
- 33) Hebard S, Hocking G. Echogenic Technology Can Improve Needle Visibility During Ultrasound-Guided Regional Anesthesia. *Reg Anesth Pain Med* 2011;36: 185Y189
- 34) Sites BD, Gallagher JD, Cravero J, Lundberg J, Blike G. The learning curve associated with a simulated ultrasound-guided interventional task by inexperienced anesthesia residents. *Reg Anesth Pain Med* 2004;29:544-8

- 35) O'Donnell B, Riordan J, Ahmad I, Iohom G. Brief reports: a clinical evaluation of block characteristics using one milliliter 2% lidocaine in ultrasound-guided axillary brachial plexus block. *Anesth Analg*. 2010;111:808-10.
- 36) Harper GK, Stafford MA, Hill DA. Minimum volume of local anaesthetic required to surround each of the constituent nerves of the axillary brachial plexus, using ultrasound guidance: a pilot study. *Br J Anaesth*. 2010;104:633-6.
- 37) Duggan E, El Beheiry H, Perlas A, Lupu M, Nuica A, Chan VW, Brull R. Minimum effective volume of local anesthetic for ultrasound-guided supraclavicular brachial plexus block. *Reg Anesth Pain Med*. 2009;34:215-8.
- 38) Tran de QH, Dugani S, Correa JA, Dyachenko A, Alsenosy N, Finlayson RJ. Minimum effective volume of lidocaine for ultrasound-guided supraclavicular block. *Reg Anesth Pain Med*. 2011;36:466-9.
- 39) Tran de QH, Dugani S, Dyachenko A, Correa JA, Finlayson RJ. Minimum effective volume of lidocaine for ultrasound-guided infraclavicular block. *Reg Anesth Pain Med*. 2011;36:190-4.
- 40) Tran de QH, Bertini P, Zaouter C, Muñoz L, Finlayson RJ. A prospective, randomized comparison between single- and double-injection ultrasound-guided infraclavicular brachial plexus block. *Reg Anesth Pain Med*. 2010;35:16-21.
- 41) Fredrickson MJ, Wolstencroft P, Kejriwal R, Yoon A, Boland MR, Chinchawala S. Single versus triple injection ultrasound-guided infraclavicular block: confirmation of the effectiveness of the single injection technique. *Anesth Analg*. 2010;111:1325-7.
- 42) O'Donnell BD, Iohom G. An estimation of the minimum effective anesthetic volume of 2% lidocaine in ultrasound-guided axillary brachial plexus block. *Anesthesiology*. 2009;111:25-9.
- 43) Recommandations concernant l'hygiène en anesthésie. SFAR Décembre 1997.
- 44) Recommandations pour la pratique clinique : les blocs périphériques des membres chez l'adulte. SFAR mars 2003.
- 45) Hebl JR. The importance and implications of aseptic techniques during regional anesthesia. *Reg Anesth Pain Med* 2006;31:311-23.
- 46) Jochum D, Bouaziz H. Hygiène en anesthésie locorégionale. Evaluation et traitement de la douleur. Elsevier. Congrès SFAR 2011.
- 47) Nicholson RA, Crofton M. Training phantom for ultrasound guided biopsy. *Br J Radiol* 1997;70:192-4
- 48) Sites BD, Spence BC, Gallagher JD, Wiley CW, Bertrand ML, Blike GT. Characterizing novice behavior associated with learning ultrasound-guided peripheral regional anesthesia. *Reg Anesth Pain Med* 2007;32:107-15
- 49) De Oliveira Filho GR, Helayel PE, da Conceição DB, Garzel IS, Pavei P, Ceccon MS. Learning curves and mathematical models for interventional ultrasound basic skills. *Anesth Analg* 2008;106:568-73.

50) Orebaugh SL, Williams BA, Kentor ML. Ultrasound guidance with nerve stimulation reduces the time necessary for resident peripheral nerve blockade. *Reg Anesth Pain Med* 2007;32:448-54.

51) Recommandation pour la pratique clinique. Les blocs périphériques des membres chez l'adulte. SFAR 2003.

52) De Andrés J, Valia JC, Gil A, Bolinches R. Predictors of patient satisfaction with regional anesthesia. *Reg Anesth* 1995, 20:498-505.

53) Rosenblatt MA. When is a single-injection nerve block not really a single injection? [Letter]. *Anesthesiology* 2008;109:748

54) Jochum D, Bondar A, Delaunay L, Egan M, Bouaziz H. One size does not fit all: proposed algorithm for ultrasonography in combination with nerve stimulation for peripheral nerve blockade. *Br J Anaesth* 2009 ;103 :771-4.