

Imagerie **nSIGHT** : une architecture entièrement nouvelle pour l'échographie Premium

Échographe Philips EPIQ

Karl Thiele, scientifique principal

James Jago, scientifique principal

Robert Entrekin, technicien senior

Roy Peterson, directeur du service Ingénierie des systèmes

Au cours des 30 dernières années, l'échographie a considérablement évolué grâce aux nouvelles solutions proposées par les fabricants afin de répondre aux besoins des cliniciens. Depuis l'époque pionnière de l'imagerie ultrasonore à balayage statique de type B au Doppler couleur en passant par l'imagerie en temps réel, chaque méthode a apporté des changements majeurs dans le domaine de l'échographie diagnostique. Des technologies innovantes de formation de faisceau vont permettre une amélioration spectaculaire des performances d'imagerie. Ces grands changements vont évoluer l'échographie vers une modalité particulièrement riche en informations, capable d'élargir les applications de l'échographie et de faciliter la prise de décision clinique.

Table des matières

Formation de faisceau traditionnelle	2
Formation de faisceau multiligne	2
Formation de faisceau à focalisation synthétique	3
Description de l'imagerie nSIGHT	5
Avancées cliniques de l'imagerie nSIGHT	10

L'imagerie **nSIGHT** en quelques mots

Nouveau formateur de faisceau haute précision et traitement parallèle de données massives.

Traitement d'un nombre imposant de volumes de données acoustiques permettant au système d'effectuer une focalisation dynamique, optimisée en temps réel, au niveau du pixel image.

Maîtrise du faisceau ultrasonore émis avec moins d'opérations d'émission, supprimant ainsi les compromis traditionnels liés aux architectures classiques.

Acquisition de coupes échographiques riches en informations tissulaires avec une cadence d'image élevée (résolution temporelle).

Calcul et reconstruction dynamiques de la focalisation optimale à l'émission et à la réception, en continu, à toutes les profondeurs jusqu'au niveau du pixel.

Plus grande homogénéité d'image, des plans superficiels jusqu'aux structures les plus profondes, sans les compromis liés à la focalisation à l'émission traditionnelle.

Large gamme dynamique et mise en forme du signal exclusive afin de renforcer l'information tissulaire à toutes les profondeurs tout en réduisant le bruit.

Qualité d'image et résolution en contraste optimisées, plus grande pénétration en profondeur à des fréquences ultrasonores élevées, même sur les patients difficiles.

PHILIPS

Formation de faisceau ultrasonore traditionnelle

Au début de l'échographie en temps réel, un capteur mono-élément de focalisation fixe effectuait un balayage mécanique du champ d'image pour acquérir les images. La focalisation du capteur, définie par une lentille acoustique, était fixe pour la transmission des ondes et la réception de l'écho. La meilleure qualité d'image était obtenue uniquement autour de la profondeur focale fixe. Les années 1980 ont vu l'apparition des sondes à décalage de phase (sondes phased array). Avec les sondes matricielles, la technologie de "formation de faisceau" électronique a pu être utilisée en échographie, améliorant ainsi la polyvalence des systèmes et les performances d'imagerie. De nouvelles fonctions ont été mises au point grâce au formateur de faisceau, par exemple l'orientation du faisceau émis, la focalisation à l'émission et à la réception. Le formateur de faisceau numérique programmable a permis la focalisation en continu des signaux de l'écho au fur et à mesure de leur réception par les sondes matricielles. La focalisation constante des faisceaux reçus était réalisée en mettant constamment à jour les retards de focalisation du formateur de faisceau au fur et à mesure que les échos revenaient de profondeurs de champ de plus en plus grandes. Cette méthode ne permettait cependant de résoudre que la moitié des problèmes de focalisation. Le faisceau émis continuait d'être uniquement focalisé sur une seule profondeur de champ et la résolution optimale se limitait à la zone focale d'émission (**Figure 1**). Le profil du faisceau aller-retour, qui était le produit du profil du faisceau émis et du profil du faisceau reçu, pouvait encore être amélioré.



Formation de faisceau multiligne

La cadence des images échographiques dépend du temps requis pour balayer le champ d'image dans son ensemble, qui dépend quant à lui du nombre de cycles d'émission/réception nécessaires pour balayer l'image. Dans la forme la plus simple de formation de faisceau, une seule émission entraîne une seule ligne de données en réception utilisée pour construire l'image (**Figure 2**).

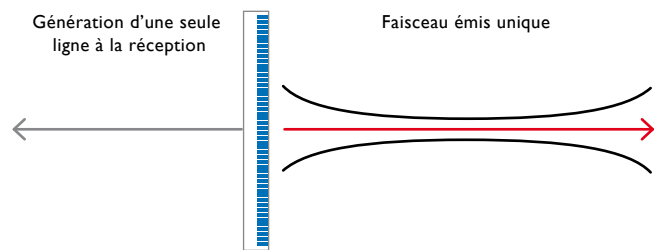
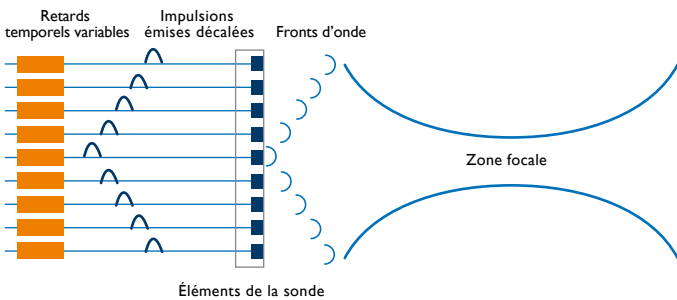


Figure 1 Focalisation simple à l'émission

Figure 2 Formateur de faisceau à une seule ligne

Dans les années 1990, les efforts se sont concentrés sur la réduction du nombre de cycles d'émission/réception via deux méthodes. La première consistait à augmenter l'espacement entre les lignes de balayage émises et reçues, puis à interpoler les lignes de balayage synthétiques entre les lignes réellement reçues. Tandis que cette méthode permettait d'augmenter de façon immédiate la cadence d'image, l'interpolation comportait ses propres limites. La résolution des structures anatomiques avait tendance à être inférieure étant donné que les lignes de balayage interpolées étaient moyennées à partir des données échographiques réelles de chaque côté. La mesure dans laquelle il est possible d'augmenter l'espacement réel des lignes de balayage est limitée car il est nécessaire d'échantillonner correctement dans l'espace le champ d'image avec les signaux ultrasonores émis et reçus. Tandis que l'interpolation permettait d'améliorer la résolution temporelle, elle impliquait également une diminution de la résolution d'image.

La deuxième méthode d'amélioration de la résolution temporelle a été plus efficace. Le traitement en parallèle des faisceaux en réception est apparu dans le commerce sous la forme de formation de faisceau multiligne. Les améliorations apportées à la puissance de traitement permettaient désormais d'insonifier une vaste zone comprenant plusieurs lignes de balayage, puis de recevoir et de former des faisceaux à plusieurs emplacements de lignes de balayage simultanément.

Au lieu d'obtenir quatre lignes de balayage avec quatre cycles d'émission/réception, les quatre lignes de balayage pouvaient être obtenues en réponse à une seule émission (**Figure 3**). Le temps requis pour balayer un champ d'image dans son intégralité et donc la cadence d'image d'affichage ont été multipliés par quatre dans cet exemple. Mais une augmentation du niveau de multiligne nécessite l'élargissement du faisceau ultrasonore émis pour insonifier les emplacements de lignes de balayage sur une zone plus vaste.

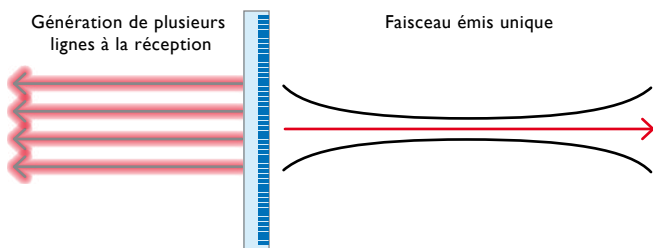


Figure 3 Formation de faisceau multiligne

Le faisceau émis était encore moins focalisé qu'auparavant, entraînant ainsi le développement d'artefacts d'image. Cependant, même avec des artefacts, la formation de faisceau multiligne a constitué une étape importante de l'amélioration de la cadence d'image.

Formation de faisceau à focalisation synthétique

Plus récemment, la formation de faisceau à focalisation synthétique (également appelée focalisation par plages ou imagerie par ondes planes) est devenue disponible dans le commerce. La formation de faisceau à focalisation synthétique est connue depuis le milieu des années 1970, mais ne présentait qu'un intérêt limité jusqu'à récemment, lorsque l'augmentation de la capacité de stockage des données et l'amélioration des capacités de calcul des microprocesseurs ont permis de développer des utilisations pratiques. L'objectif de la focalisation synthétique est de supprimer certaines limites de la formation de faisceau traditionnelle en insonifiant tout le champ d'image - ou presque - lors de chaque événement d'émission, réduisant ainsi essentiellement l'influence de la focalisation à l'émission sur l'image finale (**Figure 4**).

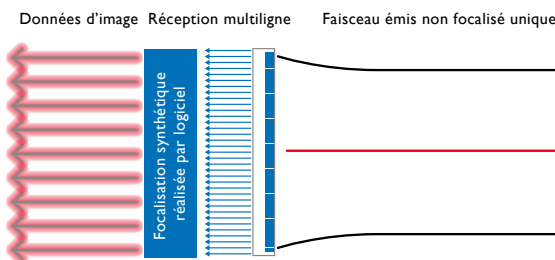


Figure 4 Formation de faisceau à focalisation synthétique (imagerie par ondes planes)

Chaque élément de la sonde reçoit l'énergie de la majeure partie de la région cible, de manière à ce que toute la focalisation requise pour générer une image puisse être effectuée à la réception. Par conséquent, la cadence d'image est beaucoup plus élevée, et la résolution spatiale suffisante.

Cependant, les formateurs de faisceau à focalisation synthétique ont leurs propres limites. Étant donné que la focalisation synthétique utilise des ondes planes non focalisées de faible intensité en émission, la focalisation se produit à la réception. La faible intensité émise entraîne un rapport signal/bruit insuffisant et une perte de pénétration. Si l'on tente d'améliorer le rapport signal/bruit en moyennant les images issues de plusieurs événements d'émission, la cadence d'image s'en trouve réduite, ce qui rend cette méthode peu adaptée à l'imagerie cardiaque et à d'autres scénarios comportant des mouvements. En particulier, l'imagerie harmonique tissulaire nécessite des ondes ultrasonores d'amplitude plus élevée pour pouvoir être générée, ce qui requiert en principe une focalisation à l'émission, qui encore une fois est incompatible avec la focalisation synthétique.

Faire évoluer les principes de l'imagerie ultrasonore traditionnelle

Au fil de toutes ces améliorations progressives en matière de focalisation du faisceau, de résolution d'image et de cadence d'image, le faisceau de transmission est resté le même. Il est resté focalisé uniquement sur son point focal d'émission programmé et son profil est toujours en forme de sablier (**Figure 5**).

Avec la formation de faisceau traditionnelle, les attributs d'imagerie tels que la résolution spatiale, la résolution temporelle et l'homogénéité tissulaire sont liés, ce qui signifie que si un attribut est amélioré, un autre attribut s'en trouve compromis (**Figure 6**). Il faut toujours réduire les performances d'un ou plusieurs attributs d'imagerie pour améliorer les performances d'un autre. Par exemple, lorsque les utilisateurs souhaitent acquérir des images à une cadence élevée (peut-être pour visualiser une structure qui bouge rapidement ou pour permettre à la sonde de balayer l'ensemble du patient à la recherche d'une pathologie), ils doivent accepter un compromis en termes de qualité d'image, en général une réduction de la résolution spatiale.

L'imagerie **nSIGHT** de Philips a permis de supprimer cette idée reçue. Technologie entièrement nouvelle destinée à former des images sans les compromis liés aux architectures traditionnelles, l'imagerie **nSIGHT** reconstruit des faisceaux pratiquement parfaits sur toute la profondeur de champ. Le profil de faisceau aller-retour n'est désormais plus le produit d'un profil en forme de sablier à l'émission et d'un profil en forme de crayon à la réception, mais le produit de deux profils en forme de crayon nettement définis (**Figure 7**).



Figure 5
Faisceau émis
(focalisation traditionnelle)

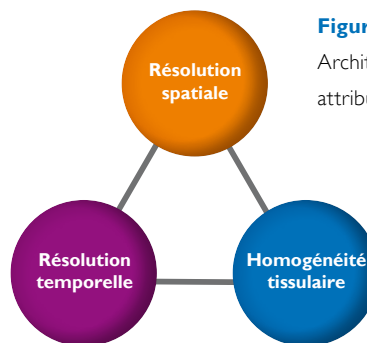


Figure 6
Architecture traditionnelle :
attributs d'imagerie liés

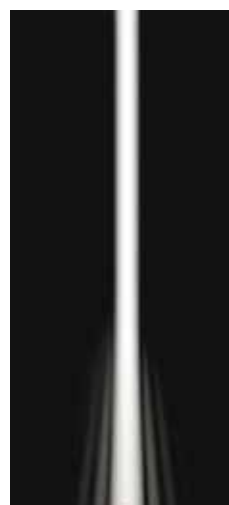
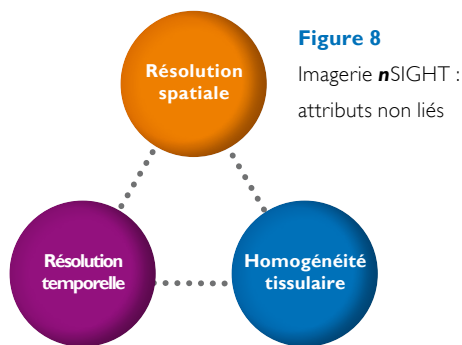


Figure 7
Reconstruction de faisceau
émis (imagerie **nSIGHT**)

Ainsi, la résolution en contraste, la résolution des détails anatomiques et la profondeur de champ sont nettement améliorées, surtout dans les champs très proximaux et très distaux. Grâce à la résolution spatiale de l'imagerie **nSIGHT**, la résolution temporelle et l'homogénéité tissulaire sont indépendantes, permettant ainsi à l'utilisateur d'optimiser tous les aspects des performances d'imagerie sans compromis (**Figure 8**).



Description de l'imagerie **nSIGHT**

L'imagerie **nSIGHT** est la combinaison unique d'un nouveau formateur de faisceau de haute précision et du traitement en parallèle de données échographiques massives. Cette architecture novatrice garantit une reconstruction de faisceau cohérente en temps réel, qui intègre les meilleures fonctionnalités de la formation de faisceau multiligne aux techniques de focalisation synthétique (**Figure 9**).

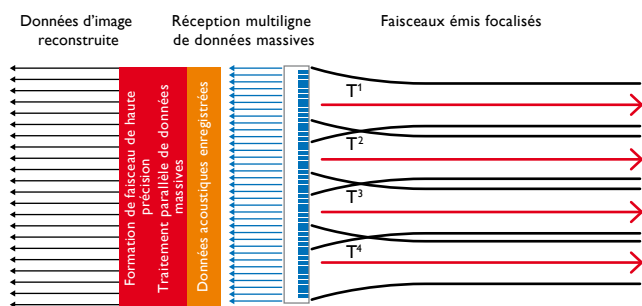


Figure 9 Imagerie Philips **nSIGHT**

L'imagerie **nSIGHT** prend en charge un degré bien plus élevé de formation de faisceau parallèle que les méthodes multilignes traditionnelles, augmentant ainsi les chances d'améliorer la cadence d'image. La technique qui consiste à combiner plusieurs faisceaux en réception avec d'autres faisceaux en réception issus d'événements d'émission différents (essentiellement une forme de filtrage inverse) corrige automatiquement les profils de faisceau émis élargis et élimine les artefacts multilignes. Le filtrage inverse s'adapte également en continu à la profondeur au fur et à mesure que le profil du faisceau change (en raison de la focalisation à l'émission), augmentant ainsi la profondeur de champ de chaque focalisation à l'émission.

Étant donné que les faisceaux émis sont combinés pour générer chaque faisceau aller-retour et que chaque faisceau émis présente une courbe de bruit différente, la somme du bruit est incohérente tandis que la somme du signal est cohérente, améliorant ainsi le rapport signal/bruit et donc la pénétration.

Afin de mieux comprendre l'imagerie **nSIGHT**, analysons les faisceaux ultrasonores d'un cycle aller-retour traditionnel (**Figure 10**). La ligne de focalisation rouge représente le centre du faisceau émis et la ligne de focalisation bleue représente le faisceau en réception aligné. Lorsque le faisceau émis est lancé à partir de la sonde, il est temporisé pour avoir un front d'onde convexe qui le fera converger vers un point focal prédéterminé.

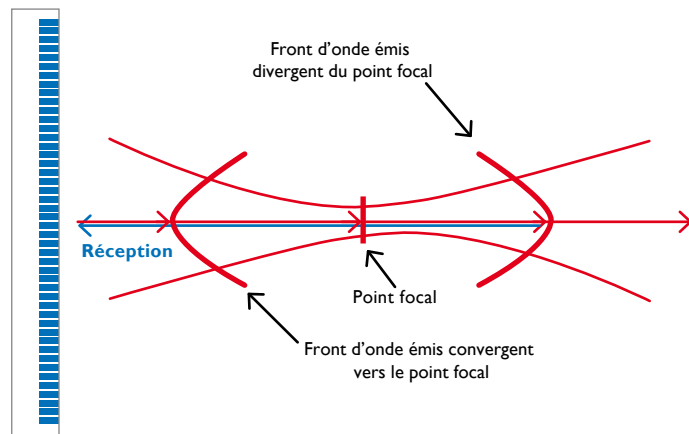


Figure 10 Formation de faisceau traditionnelle

Comme indiqué sur le dessin, le front d'onde convergent transmis est convexe, vu de la matrice. Une fois que le front d'onde a convergé vers le point focal, il commence à diverger, en prenant une forme concave, vu de la matrice. Ce processus de convergence, de focalisation et de divergence confère au faisceau son profil en forme de sablier, de part et d'autre du centre du faisceau. Le faisceau en réception, continuellement focalisé au fur et à mesure de la réception, a un profil en forme de crayon étroit. Le profil de faisceau aller-retour qui en résulte (qui définit la résolution latérale) est le produit du profil de faisceau émis et du profil de faisceau en réception. Ainsi, même si le faisceau émis n'est pas aussi bien focalisé que le faisceau en réception, le profil du faisceau aller-retour devrait toujours être plus net (plus étroit). Cependant, si les deux faisceaux sont en forme de crayon étroit, alors le produit des deux profils fournit le profil de faisceau aller-retour le plus net possible, surtout à distance du point focal d'émission d'origine. C'est la promesse de l'imagerie *n*SIGHT.

Cycles de transmission/réception multiples

La technologie de l'imagerie *n*SIGHT applique plusieurs cycles de transmission/réception avec des profils de faisceau émis différents dans l'espace. Par exemple, la **figure 11** illustre trois faisceaux émis adjacents dans l'espace, T1, T2 et T3.

Ces trois faisceaux ont le même front d'onde convergent et le même front d'onde divergent, comme indiqué sur le dessin. De plus, ils sont tous les trois focalisés sur la même profondeur, comme indiqué par la ligne verticale rouge au centre. À la réception, un faisceau est formé en réponse à chaque faisceau émis qui se trouve au même emplacement dans l'espace, comme indiqué par le faisceau en réception R bleu. Dans chaque cas, la formation de faisceau à la réception est identique, donc trois faisceaux focalisés dynamiquement sont reçus le long de la flèche R bleue. Tandis que les trois faisceaux émis sont tous étroitement focalisés sur la profondeur focale, on peut voir que leur front d'onde est hors phase aussi bien avant qu'après la convergence focale.

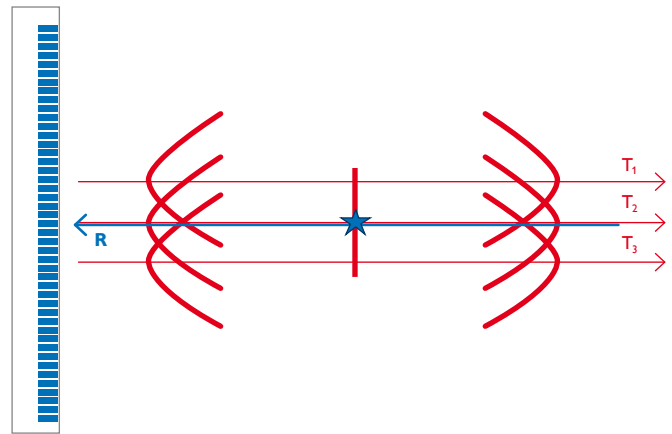


Figure 11 Cycles d'émission/réception multiples

Considérons simplement le champ proximal illustré sur la **figure 12**. Le faisceau central se trouve à l'emplacement de phase correct. Pourtant, les deux faisceaux de part et d'autre (au-dessus et en dessous) présentent une phase incorrecte et l'imagerie *n*SIGHT les alignera avec la référence du faisceau central.

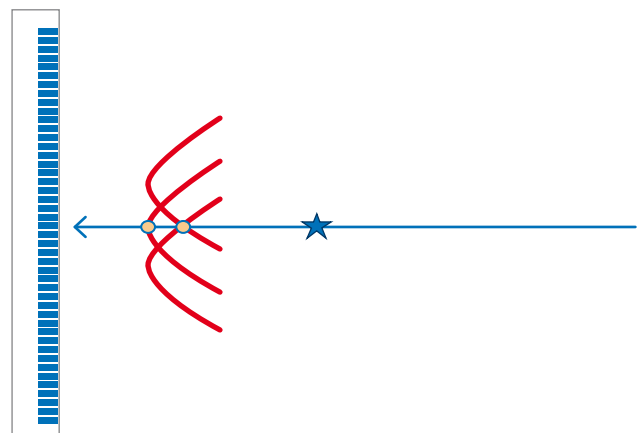


Figure 12 Fronts d'onde du champ proximal

L'imagerie **nSIGHT** ajuste ce décalage de phase en alignant le front d'onde hors phase avec les fronts d'onde du faisceau central, comme indiqué sur la **figure 13**.

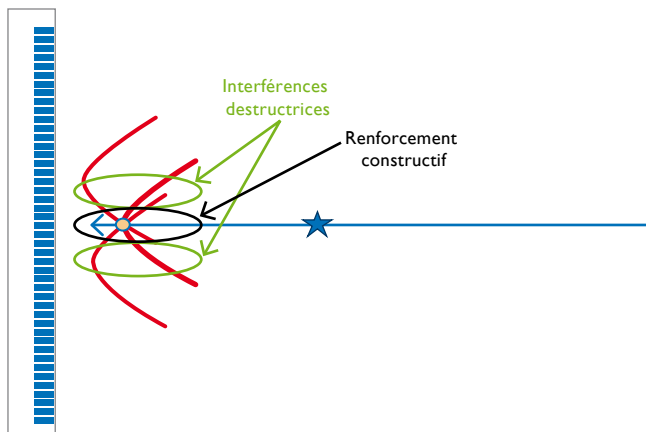


Figure 13 Alignement des fronts d'onde

Elle n'effectue pas cette opération en ajustant la courbe émise car, comme expliqué précédemment, une fois que le front d'onde émis est lancé dans le corps, il ne peut pas être modifié par l'échographe. L'alignement de phase est effectué en agissant sur les signaux reçus stockés qui sont affectés par le profil de faisceau aller-retour et les retards du système. Ainsi, les signaux aller-retour semblent avoir subi une focalisation à l'émission dynamique.

Nombreuses améliorations de la résolution et des détails

La **figure 13** met en évidence les différents avantages de l'imagerie **nSIGHT**. Premièrement, les trois fronts d'onde à l'émission sont tous en phase avec la ligne de balayage, comme indiqué par le cercle jaune. Ainsi, les signaux issus des trois faisceaux se renforcent les uns les autres de façon constructive et se combineront par addition, produisant ainsi un signal plus fort et plus clair précisément sur la ligne de balayage créée par le formateur de faisceau. De part et d'autre de la ligne de balayage, on voit que les trois fronts d'onde sont hors phase les uns par rapport aux autres. Par conséquent, ils auront un effet destructeur les uns sur les autres à distance de l'axe de la ligne de balayage. Résultat : les signaux de la ligne de balayage souhaités seront optimisés par le renforcement positif tandis que les signaux adjacents et le bruit non désirés seront annulés. Cela revient au principe de moyennage d'image en imagerie échographique. Mais,

au lieu de combiner une image entière avec une autre, les signaux reçus issus d'un champ d'image sont ajustés et combinés individuellement, point par point, dans l'ensemble du champ d'image. Résultat : les images sont plus claires et plus nettes. Dans l'exemple de champ proximal illustré sur la **figure 13**, cela signifie que les structures de champ proximal détaillées telles que les striations musculaires, les lésions du sein extrêmement superficielles et les nodules de la capsule hépatique peuvent être résolues et visualisées comme jamais auparavant.

Pénétration également améliorée

L'imagerie **nSIGHT** améliore la pénétration dans le champ distal, comme illustré sur la **figure 14**. Dans le champ distal, les fronts d'onde divergents sont mis en cohérence de phase de façon similaire au point indiqué par le cercle jaune. Étant donné que les signaux issus de trois événements d'émission/réception sont combinés, il y a un moyennage inhérent des impulsions. Les signaux faibles issus du champ distal sont optimisés plusieurs fois lorsque les signaux sont combinés, améliorant ainsi la clarté et la résolution à des profondeurs de champ plus grandes. Comme dans l'exemple de champ proximal, les signaux hors de l'axe sont hors phase et sont donc annulés. Le bruit est moyenné et il en résulte une plus grande pénétration et une amélioration de la résolution. Grâce à cette performance, les artefacts de champs distaux communs, très fréquents avec l'imagerie échographique traditionnelle, tels que le brouillage ventriculaire, sont considérablement réduits par la technologie **nSIGHT**.

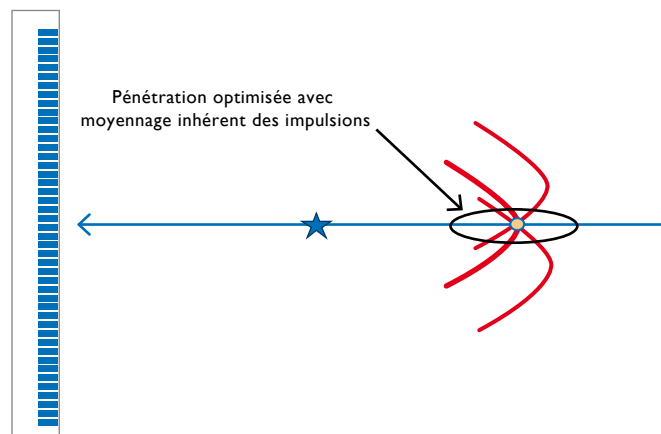


Figure 14 Pénétration optimisée avec moyennage des impulsions



Le faisceau émis, reconstruit et refocalisé dynamiquement, est à présent précisément focalisé dans l'ensemble de la profondeur de champ et présente le même profil de faisceau uniforme et étroit que les faisceaux en réception focalisés dynamiquement. Le produit des deux profils est, comme prévu, un profil de faisceau aller-retour en forme de crayon, comme illustré sur la **figure 7**. L'imagerie **nSIGHT** présente également l'avantage de ne pas nécessiter le placement critique d'une longueur focale en émission. L'image est bien plus focalisée sur l'ensemble de la profondeur de champ et dépend moins du point focal défini. La focalisation complète de l'image, obtenue auparavant avec plusieurs zones focales grâce à la focalisation par plages, est réalisée automatiquement avec l'imagerie **nSIGHT**, sans subir la réduction significative de la cadence d'image généralement associée aux techniques de focalisation par plages. Les problèmes liés à la création de la zone focale avec l'échographie diagnostique traditionnelle sont désormais supprimés.

Aucune perte de résolution temporelle

Si le traitement précédent était effectué avec trois cycles d'émission/réception traditionnels, comme illustré sur la **figure 11**, la cadence d'image serait divisée par trois. Cet effet néfaste ne se produit pas avec l'imagerie **nSIGHT** puisqu'elle utilise l'émission et la réception multiligne massive, comme illustré sur la **figure 15**. Cet exemple présente quatre cycles d'émission/réception avec quatre faisceaux émis, T₁, T₂, T₃ et T₄. Le centre des faisceaux émis est décalé le long de la matrice d'un événement à l'autre, comme indiqué sur le dessin.

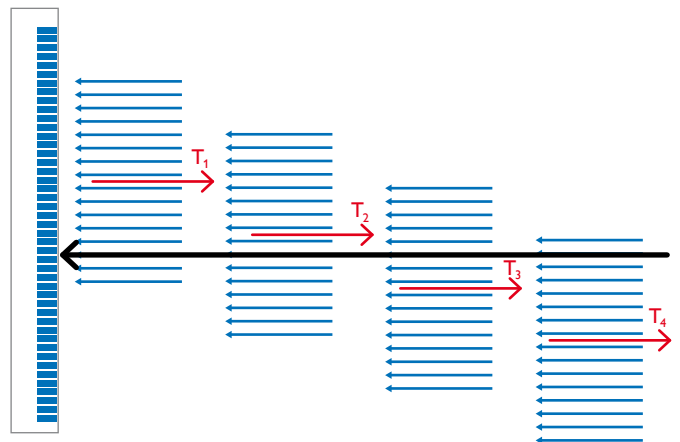


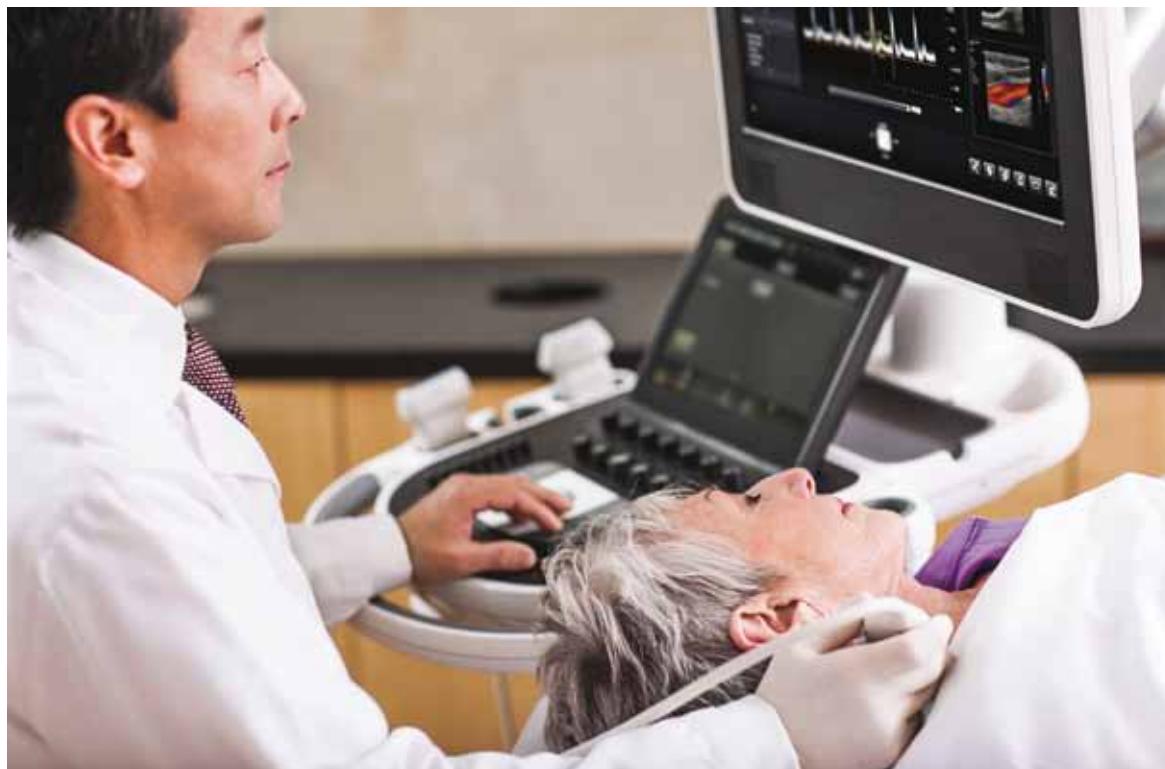
Figure 15 Émission/réception multiligne de données massives

Au lieu de recevoir un seul faisceau en réception, comme illustré sur la **figure 11**, seize faisceaux en réception (ou plus) sont acquis en réponse à chaque faisceau émis. La flèche noire indique que les quatre événements d'émission/réception résulteront en une ligne de balayage formée de ces quatre événements, focalisée à la fois à l'émission et à la réception. La **figure 15** illustre également que trois autres faisceaux entièrement focalisés peuvent aussi être formés à cet instant : un dans la position de la ligne de balayage au-dessus de la flèche noire et deux en dessous. Ainsi, pour chaque événement d'émission incrémentiel, quatre lignes de balayage entièrement focalisées seront formées avec des cadences d'image beaucoup plus élevées que lors d'une acquisition traditionnelle d'un seul faisceau et avec une résolution et des détails d'une qualité supérieure à celle fournie par les trois cycles illustrés sur les **figures 11 à 14**. De ce fait, la cadence d'image et la résolution temporelle sont multipliées par quatre par rapport à la méthode traditionnelle. Il n'est désormais plus nécessaire de choisir entre résolution temporelle, résolution spatiale et détails d'image, grâce à l'imagerie **nSIGHT** brevetée de Philips.

Traitement parallèle de données massives appliqué à l'échographie

À la méthode de reconstruction de faisceau de haute précision de l'imagerie **nSIGHT**, il est nécessaire d'ajouter un traitement puissant. Afin de réaliser une reconstruction de faisceau pratiquement instantanée, il fallait développer une nouvelle architecture. Résultat : un matériel et un logiciel propriétaires capables d'effectuer le traitement parallèle de données massives. L'architecture unique de l'imagerie **nSIGHT** est capable d'effectuer 450×10^9 opérations de multiplication-accumulation 40 bits par seconde. Pour mettre les choses en perspective, cela équivaut à :

- ~5 000 superordinateurs Cray-1 fonctionnant ensemble (5 à 8 millions de dollars US chacun en 1980)
- ~75 processeurs de signal numérique (DSP) multicœur haut de gamme fonctionnant ensemble (3 cœurs, 2 opérations de multiplication-accumulation 32 bits par cœur, 1 GHz)
- ~25 PC gamer haut de gamme fonctionnant ensemble (double socket, 8 cœurs par socket, 2 GHz)



Un potentiel optimisé

Vous ne pouvez exploiter tout le potentiel d'une architecture de formation de faisceau puissante et capable de résoudre les plus petits détails sur l'intégralité du champ d'image si le chemin du signal qui précède le formateur de faisceau n'offre pas des informations de signal d'une qualité optimale. C'est pourquoi Philips a conçu l'interface en amont du système EPIQ pour permettre la réception et la diffusion de signaux contenant de meilleures informations d'image qu'auparavant. Le chemin du signal d'acquisition initial a été redéfini avec un nouveau circuit analogique en amont pour fournir un signal acoustique avec une largeur de bande étendue, ce qui est particulièrement important pour optimiser la sensibilité et la pénétration aux fréquences d'imagerie les plus élevées. Ce chemin de signal a également été redéfini avec une plage dynamique étendue, ce qui permet de détecter une plus vaste plage d'amplitudes acoustiques sans distorsion pour une meilleure résolution des petits détails. Avec un nouveau chemin de signal fournissant des signaux de largeur de bande et de plage dynamique étendues, l'imagerie nSIGHT optimise les performances.

Avancées cliniques

L'imagerie Philips nSIGHT permet d'obtenir d'excellents résultats cliniques dans de nombreuses applications. Il est possible d'améliorer tous les aspects de l'imagerie, comme indiqué dans le tableau ci-dessous.



Caractéristique technique	Avantage clinique
Reconstruction en temps réel du faisceau haute précision	<ul style="list-style-type: none">• Excellente résolution spatiale• Optimisation de la résolution en contraste• Homogénéité tissulaire• Réduction des artefacts et bruits de parois
Moins d'opérations d'émission avec une cadence d'image plus élevée	<ul style="list-style-type: none">• Simplification de l'acquisition en 2D avec moins d'artefacts• Excellente qualité d'image du mode B en mode Doppler couleur• Optimisation de l'imagerie SonoCT et harmonique• Imagerie performante en contraste ultrasonore (CEUS)• Excellente qualité d'image en 3D/4D et cadence d'image élevée
Large gamme dynamique et rapport signal/bruit optimisé	<ul style="list-style-type: none">• Imagerie performante en contraste ultrasonore (CEUS)• Performances Doppler optimales• Imagerie haute fréquence performante• Pénétration et résolution en contraste améliorées

Imagerie nSIGHT : bien voir, c'est mieux comprendre

L'échographe Philips EPIQ doté de l'imagerie nSIGHT offre une nouvelle vision de l'échographie Premium, avec une fiabilité diagnostique et une confiance clinique optimales. Outre l'utilisation d'une architecture extrêmement puissante pour l'échographie, le système Philips EPIQ redéfinit l'expérience utilisateur et améliore considérablement les performances grâce à sa qualité d'image et son intelligence adaptative.



L'imagerie avec la sonde convexe C9-2 d'un fœtus de 14 semaines améliore la résolution en contraste et le niveau de détails.



La sonde convexe C9-2 PureWave offre une excellente homogénéité tissulaire et résolution spatiale.



L'imagerie haute fréquence de la glande thyroïde avec la sonde linéaire L18-5 optimise la qualité d'image et la résolution en contraste.



L'image de l'artère carotide révèle une légère anomalie de dissection.



L'imagerie mammaire avec la sonde linéaire L18-5 met en évidence un petit kyste présentant des microcalcifications.



La sonde convexe C10-3v PureWave permet de visualiser les petits détails, offre une excellente résolution en contraste et une cadence d'image élevée.



La sonde X5-1 xMATRIX affiche une excellente définition valvulaire et myocardique.

**Philips Healthcare, une des
Activités de Royal Philips**

Pour nous contacter

www.philips.com/healthcare

healthcare@philips.com

Asie

Tél. : +49 7031 463 2254

Europe, Moyen-Orient, Afrique

Tél. : +49 7031 463 2254

Amérique latine

Tél. : +55 11 2125 0744

Amérique du Nord

Tél. : +1 425 487 7000

800 285 5585 (appel gratuit, aux
États-Unis uniquement)

Belgique/Luxembourg

Tél. : +32 2 575 7100

Canada

Tél. : 800 291 6743

France

Tél. : 0 825 89 43 43

Suisse romande

Tél. : 800 80 10 23

Consultez le site www.philips.com/EPIQ



© 2013 Koninklijke Philips N.V.
Tous droits réservés.

Philips Medical Systems Nederland B.V. se réserve le droit d'apporter des modifications aux caractéristiques et/ou d'arrêter la production de tout produit, à tout moment et sans obligation de préavis, et ne pourra être tenue pour responsable de toute conséquence résultant de l'utilisation de cette publication.

Imprimé aux Pays-Bas
4522 962 95791*^{AUG} 2014