HAL
open science

Imagerie de contraste adaptative : optimisation de la fréquence d'émission

Sébastien Ménigot, Anthony Novell, Iulian Voicu, Ayache Bouakaz, Jean-Marc Girault

To cite this version:

Sébastien Ménigot, Anthony Novell, Iulian Voicu, Ayache Bouakaz, Jean-Marc Girault. Imagerie de contraste adaptative : optimisation de la fréquence d'émission. Colloque IMVIE 5 Imagerie pour les sciences du vivant et la médecine, Jul 2009, Mulhouse, France. hal-00607265

HAL Id: hal-00607265

https://hal.science/hal-00607265

Submitted on 8 Jul 2011

HAL is a multi-disciplinary open access archive for the deposit and dissemination of scientific research documents, whether they are published or not. The documents may come from teaching and research institutions in France or abroad, or from public or private research centers.

L'archive ouverte pluridisciplinaire **HAL**, est destinée au dépôt et à la diffusion de documents scientifiques de niveau recherche, publiés ou non, émanant des établissements d'enseignement et de recherche français ou étrangers, des laboratoires publics ou privés.

Imagerie de contraste adaptative : optimisation de la fréquence d'émission

Sébastien Ménigot, Anthony Novell, Iulian Voicu, Ayache Bouakaz et Jean-Marc Girault

Université François Rabelais de Tours - UMRS « Imagerie et Cerveau » U930 - CNRS ERL3106
Fac. Médecine, Bat. Vialle, 10 boulevard Tonnellé, BP3223, 37032 TOURS Cedex

1. Introduction

L'imagerie de contraste, Doppler ou échographique, est un outil diagnostique qui est devenu aujourd'hui un système incontournable. Pendant presque un demi-siècle les principes fondateurs des systèmes Doppler ou échographiques n'ont pas beaucoup évolué. Pourtant, depuis plus d'une dizaine d'année les chercheurs du monde entier essaient de faire naître une nouvelle façon d'explorer les tissus biologique : c'est l'imagerie US codée adaptative. Les chercheurs imaginent de nouveaux systèmes d'imagerie fondés non plus sur la transmission de simples séries d'impulsions ultrasonores mais plutôt sur la transmission d'ondes dites «intelligentes » qui s'adaptent au fur et à mesure de l'examen clinique. L'innovation réside en fait en deux étapes. La première consiste à envoyer des ondes exploratrices qui, en sondant le milieu exploré, s'imprègnent des « secrets les plus intimes » de ce dernier. En disséquant les ondes renvoyées par le milieu exploré, le système extrait d'importantes informations qui, dans un second temps, serviront d'ingrédients à la constitution d'une nouvelle onde adaptée à l'objectif à atteindre c'est-à-dire imager le milieu exploré avec le meilleur contraste. Les futurs systèmes d'imagerie US ne seront plus des systèmes dits « non bouclés », mais ils seront « en boucle fermée » (Cf Figure 1) assurant ainsi une prise en compte instantanée de l'évolution temporelle du milieu perfusé.

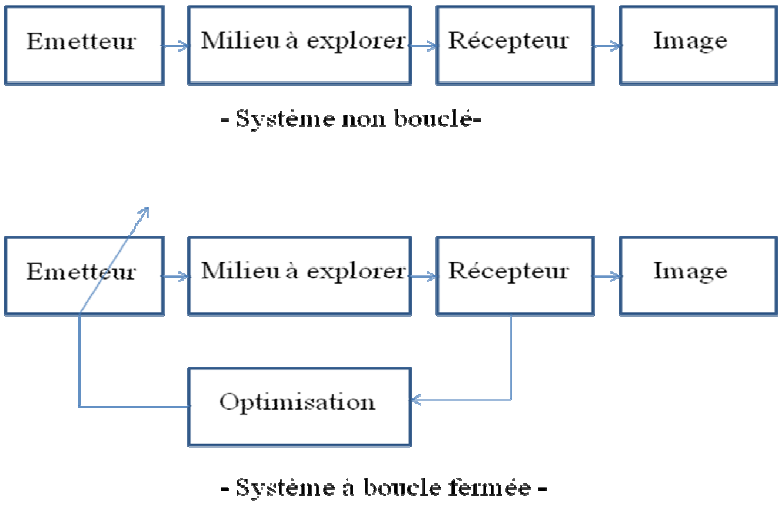

Figure 1
Systèmes d'imagerie US

Cette adaptabilité n'est pas seulement proposée pour prendre en compte le fait que le milieu à bulles est un milieu non-stationnaire dont la concentration en bulles change au cours du temps ou que la distribution des bulles est male connue d'un échantillon à un autre, mais elle permet aussi de s'affranchir du niveau de pression qui n'est pas connu exactement en raison des effets de diffraction et d'atténuation.

Dans l'U930 à Tours, nous nous sommes volontairement restreints, dans un premier temps, aux solutions sous-optimales les plus simples à savoir l'émission de trains d'ondes à fréquence ajustable

dont nous cherchons la fréquence d'excitation optimale par la technique du nombre d'or ou la technique du gradient.

2. Matériels et méthodes

2.1 Méthodes

Le but de l'optimisation adaptative est de maximiser le contraste par une méthode itérative. La fonction de coût que nous cherchons à maximiser est, de façon plus précise une fonction qui cherche à maximiser globalement l'énergie renvoyée dans la région d'intérêt (le milieu perfusé) par rapport à une référence qui est l'énergie renvoyée dans une autre région où le produit de contraste n'est pas présent. En fait, cette maximisation globale peut s'effectuer de trois façons différentes :

- Soit elle ne concerne que la maximisation de la région d'intérêt, c'est l'approche que nous avons choisie ;
- Soit elle correspond en fait à la minimisation de la région de référence ;
- Soit elle correspond à la fois à la maximisation de la région d'intérêt et à la minimisation de la région de référence.

La variable d'ajustement que nous avons choisie est la fréquence de transmission des US. Le principe de notre méthode consiste à mesurer l'énergie renvoyée par le milieu à bulles pour une fréquence choisie, puis à modifier la fréquence transmise et à mesurer de nouveau l'énergie renvoyée et ainsi de duite. Cette procédure est réalisée à l'aide de deux techniques : le nombre d'or et le gradient.

Pour éviter la destruction des microbulles, le train d'ondes US est apodisé par une fenêtre gaussienne (Cf Figure 2) et la durée de chaque impulsion est fixe quelque soit la fréquence.

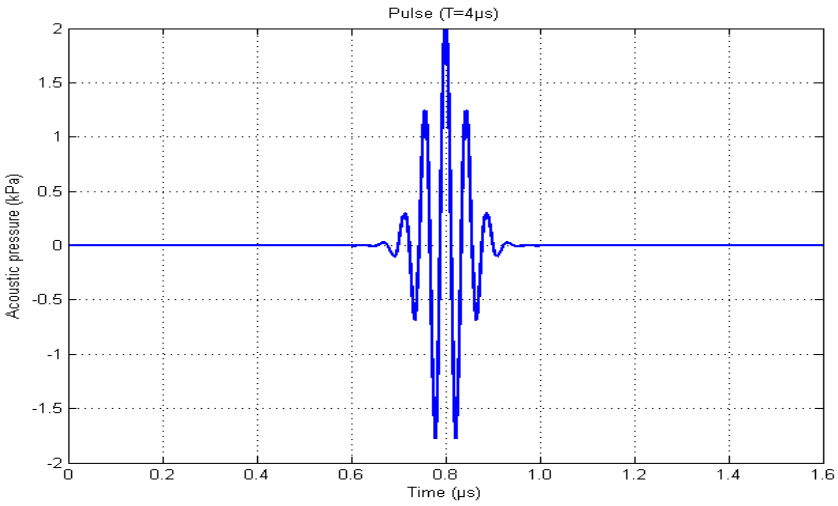

Figure 2
Emission signal

Cette méthode d'optimisation n'a pas besoin de connaissance *a priori* sur les microbulles. La seule contrainte est que la fonction à maximiser possède une forme convexe. Dans notre cas, il s'agit de la puissance du signal rétrodiffusée en fonction de la fréquence.

Nous avons choisi deux algorithmes pour choisir la fréquence optimale qui maximise notre fonction de coût : l'algorithme du nombre d'or et l'algorithme du gradient :

a. Le nombre d'or [1]:

Cette approche a été choisie principalement parce qu'elle ne nécessite pas le calcule de la dérivée de l'énergie. La première étape consiste à choisir deux fréquences (f_1 et f_2) dans la bande de fréquence analysée et de calculer les énergies correspondantes (E_1 et E_2). A partir de f_1 et f_2, f_3 et f_4 et leurs énergies correspondantes, E_3 et E_4 sont calculées telles que :

$$\begin{cases} f_3 = f_1 + \rho \cdot \Delta f \\ f_4 = f_2 + \rho \cdot \Delta f \end{cases} \qquad (1)$$

où $\Delta f = f_2 - f_1$ et ρ nombre d'or. A partir de la quatrième itération:

- si $E_3 > E_4$, $f_2 = f_2$, $E_2 = E_4$, $f_4 = f_2$ et $E_4 = E_3$ sont assignées. Une nouvelle fréquence f_3 et son énergie sont calculées.
- si $E_4 > E_3$, $f_1 = f_3$, $E_1 = E_3$, $f_3 = f_4$ et $E_3 = E_4$ sont assignées. Une nouvelle fréquence f_4 et son énergie sont calculées.

b. Le Gradient [2]:

Le gradient maximise l'énergie à l'aide de la relation de récurrence :

$$f_{k+1} = f_k + \alpha_k \cdot \nabla E(\mathrm{f_k}) \qquad (2)$$

Notez que l'expression analytique de l'énergie en fonction de la fréquence est inconnue. Le gradient est estimé avec un gradient discret :

$$E(\mathrm{f_k}) = \frac{E_k - E_{k-1}}{f_k - f_{k-1}} \qquad (3)$$

Le rapport (Cf Equation 3) est quasi nul pour de petite énergie en comparaison avec la fréquence. La fréquence est modifiée avec un pas donné Δf et α_k a été choisi constant. Notez que pour chaque changement de signe de gradient successif, α_k est divisé par deux. La technique du gradient possède l'avantage, comparée à la technique du nombre d'or, de rechercher conjointement les valeurs optimales de plusieurs variables (fréquence, amplitude, …).

2.2 Matériels

a) Les microbulles.

Le produit de contraste est composé de microbulles de Sonovue™[3]. Ils possèdent un diamètre moyen de 2.5 µm et 90% possèdent un diamètre inférieur à 10 µm. La fréquence de résonnance est de 2.1 MHz pour une bulle de 3.2 µm [4]. A l'aide de la boîte à outil Bubblesim [5], l'équation de Rayliegh-Plesset (Cf Equation 4) a été résolue pour une bulle immergée dans de l'eau en prenant en compte les effets du transducteur. Une microbulle de 2 µm de rayon possédant une coque d'épaisseur 4 nm a été considérée avec le modèle suivant :

$$\ddot{R}(t)\dot{R}(t) + \frac{3}{2}\dot{R}(t)^2 + \frac{p_0 + p_i(t) - p_L(t)}{\rho_L} - \frac{R(t)}{\rho_L c_L}\dot{p}_L(t) = 0 \qquad (4)$$

avec R le rayon instantané de la microbulle et ses dérivées, p_0 est la pression statique, p_i est la pression acoustique instantanée, p_L est la pression à la surface de la microbulle, ρ_0 est la densité du liquide et c_L est la vitesse du son dans le liquide.

Notze que l'énergie rétrodiffusée par le milieu perfusé a été calculée en moyennant l'énergie obtenue avec dix signaux pour éliminer les mouvements des microbulles.

b) Mesures acoustiques

Les méthodes ont été implémentées avec Matlab® (Mathworks, Natick, MA) et les signaux US ont été transmis à travers un port GPIB (National Instruments, Austin, TX) et un générateur de signaux arbitraires (33220A, Agilent, Palo Alto, CA). Le signal a été alors amplifié en utilisant un amplificateur de puissance amplifier (Amplifier Research 150A100B, Souderton, PA) et transmis par un transducteur PZT mono-élément fonctionnant à 1.9 MHz (Sofranel, Sartrouville, France) focalisé à 55 mm et possédant une bande passante de 80% (Cf Figure 3).

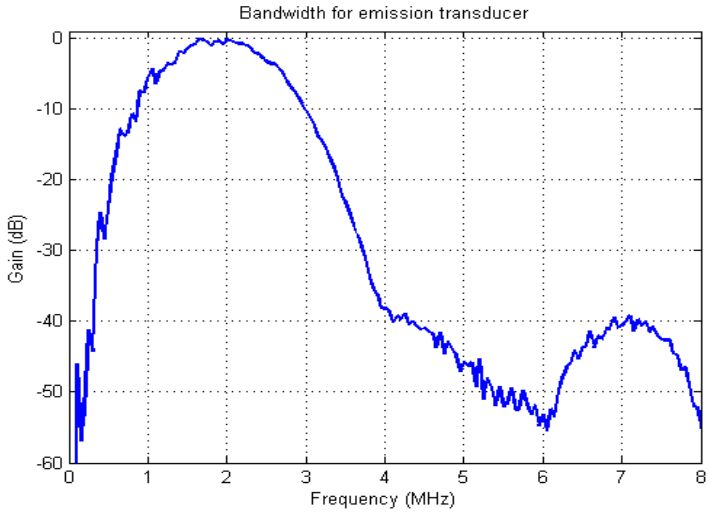

Figure 3
Fonction de Transfert du transducteur d'émission.

Les réponses de la solution Sonovue™ de micro-bulles diluée à 1/2000 (Bracco Research, Geneva, Switzerland) ont été mesurées par un transducteur mono-élément PZT fonctionnant à 3.5 MHz avec une bande passante de 63 % (Cf Figure 4) focalisée à 55 mm.

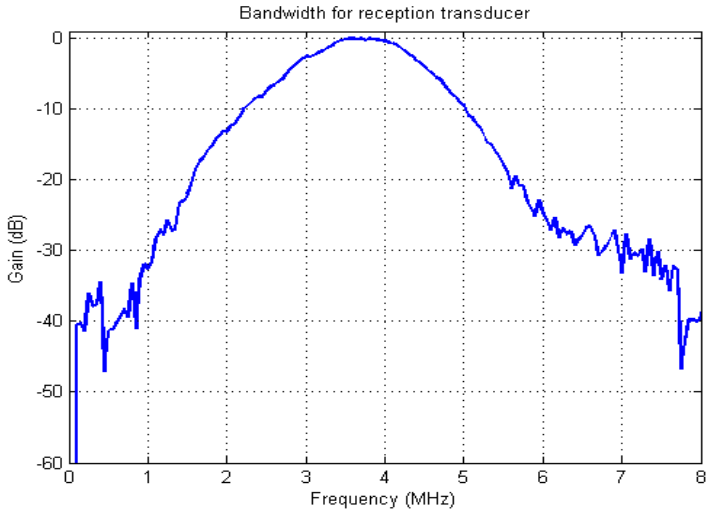

Figure 4
Fonction de Transfert du transducteur récepteur.

Les deux transducteurs ont été placés perpendiculairement pour éviter la transmission directe (Cf. Figure 5).

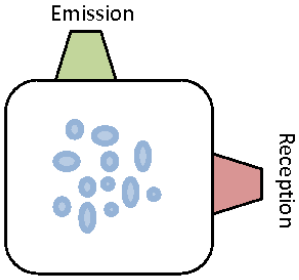

Figure 5
Positionnement des transducteurs.

Les échos mesurés ont été amplifiés par un gain de 30 dB (Panametrics, Sofranel, Sartrouville, France) et puis visualisés sur un oscilloscope numérique (Tektronix, Beaverton, OR). Les signaux ont été finalement transférés sur un PC à travers un port GPIB.

Les fonctions de transfert ont été uniformisées à l'aide d'un coefficient d'amplitude pour chaque fréquence. Pour comparer la technique adaptative à la technique traditionnelle, la fréquence centrale du transducteur a été considérée comme la référence.

3. Résultats

3.1 Simulations

Pour connaître l'évolution de l'énergie en fonction de la fréquence, en vue de vérifier si la fonction est convexe, une microbulle de 4 µm a été simulée pendant 4 µs et le signal rétrodiffusé a été calculé pour différents niveaux de pression.

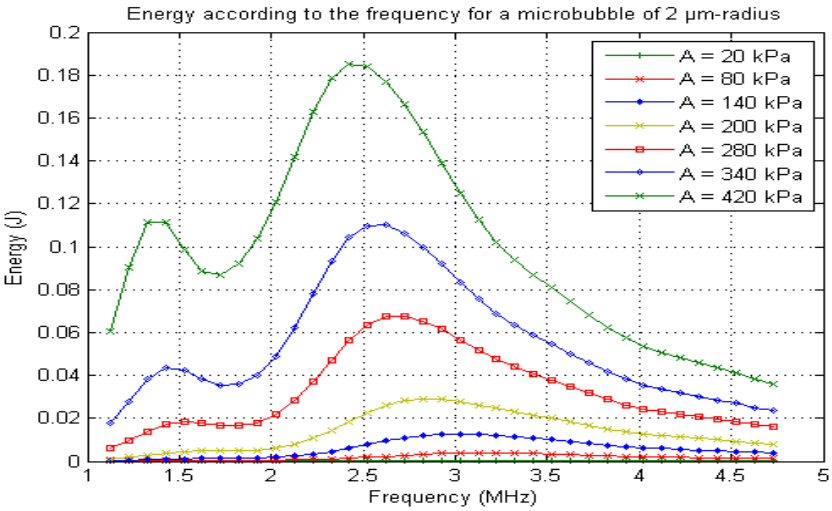

Figure 6
Evolution de l'énergie en fonction de la fréquence pour une microbulle de 2 µm de rayon.

La fréquence qui permet d'obtenir un maximum d'énergie varie avec la pression. Plus la pression est forte et plus la fréquence modale est basse fréquence (Cf. Figure 6). L'algorithme du nombre d'or est appliqué pour trois niveaux de pression 140 kPa, 280 kPa et 480 kPa.

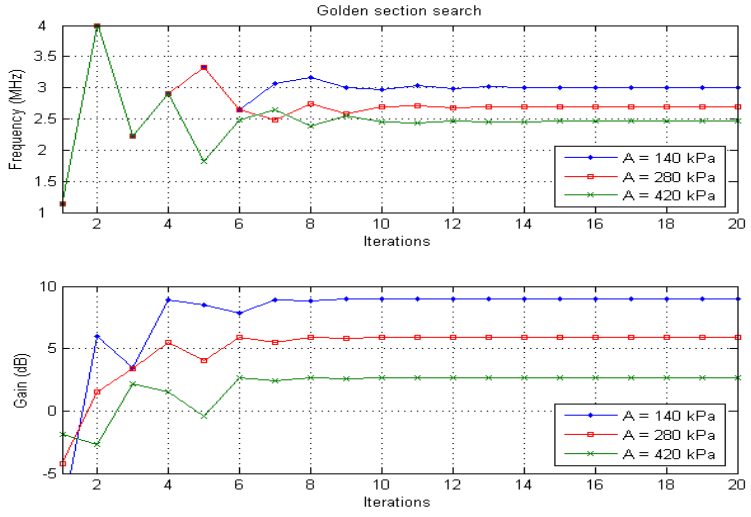

Figure 7
Algorithme du nombre d'or pour une microbulle de 2µm de rayon.

En réglant la fréquence d'émission à la valeur de la fréquence optimale fournie par l'algorithme du nombre d'or, le gain obtenu peut atteindre 8.95 dB pour une pression de 140 kPa (Cf. Figure 7). Cette valeur de fréquence est stable environ après dix itérations. Rappelons que la valeur de la fréquence optimale est différente suivant la valeur du niveau de pression (Cf. Figure 6). Voici quelques valeurs : 2.99 MHz pour 140 kPa, 2.69 MHz pour 280 kPa et 2.46 MHz pour 480 kPa.

Concernant l'algorithme du gradient, les résultats sont similaires à ceux obtenus avec la technique du nombre d'or (Cf. Figure 8).

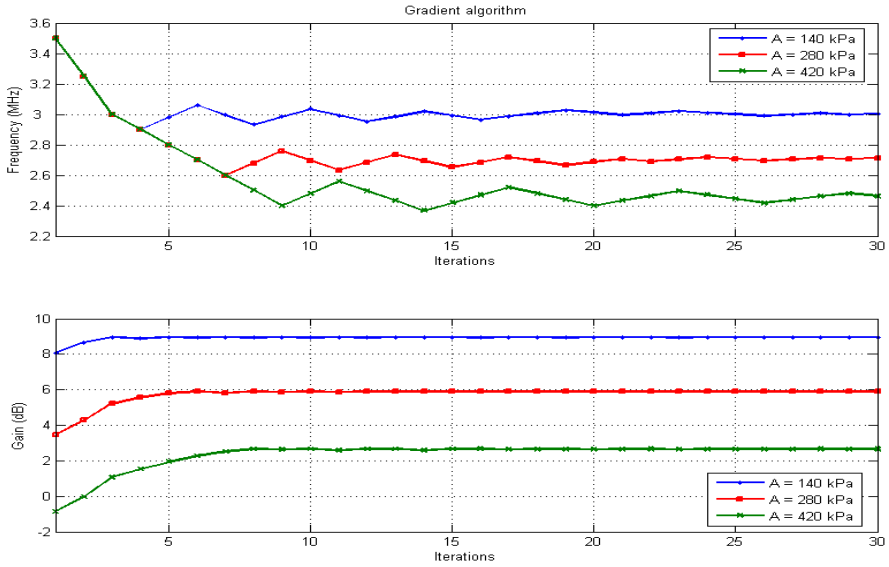

Figure 8
Technique du gradient pour une microbulle de 2µm de rayon.

3.2 Expérimentations

Pour calculer la fréquence optimale, un nuage de microbulles a été stimulé pendant 10 µs. Trois niveaux de pression ont été appliqués : 140, 280 et 420 kPa.

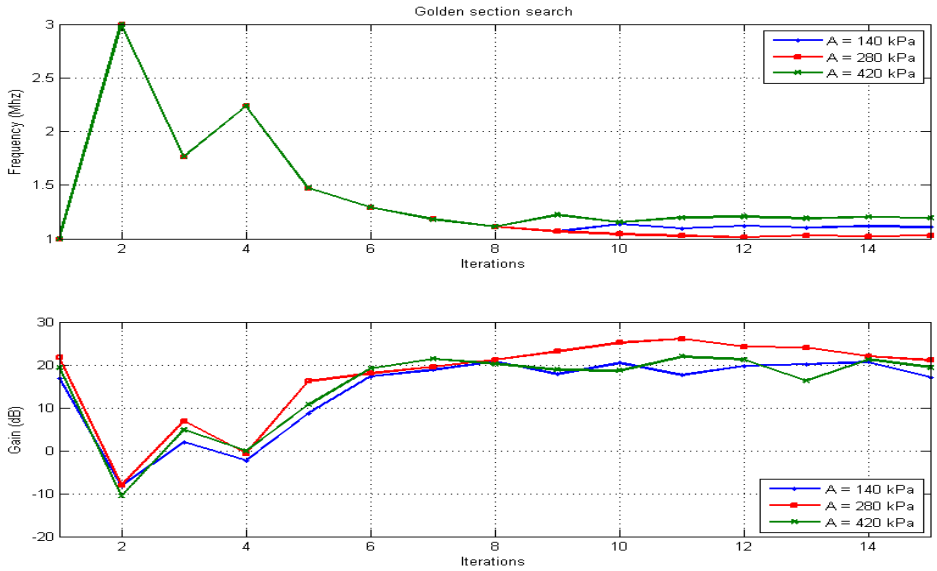

Figure 9
Expérimentation avec le nombre d'or.

Avec la technique du nombre d'or, la fréquence optimale obtenue est aux environs de 1.1 MHz avec un gain qui peut atteindre 18 dB (Cf. Figure 9)

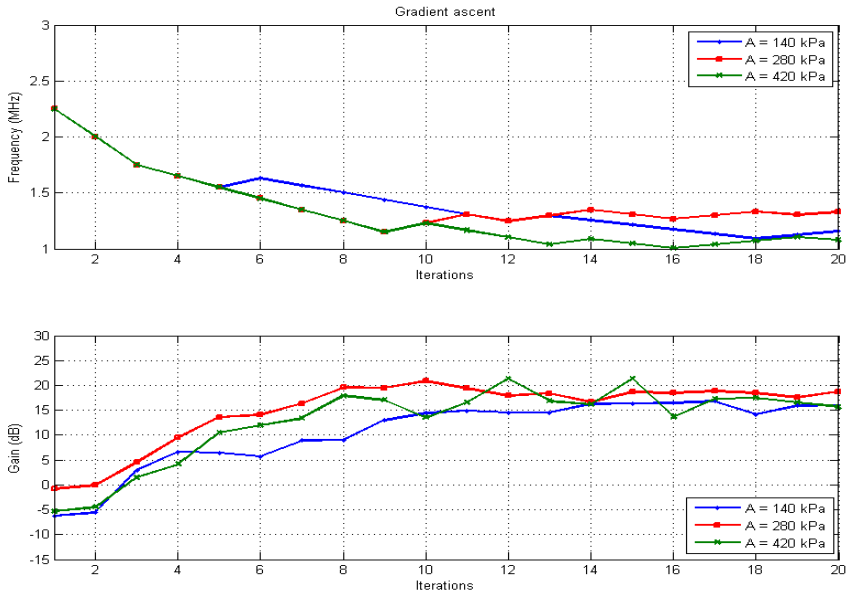

Figure 9
Expérimentation avec la technique du gradient.

Avec la technique du gradient, la fréquence optimale varie entre 1.3 MHz pour 280 kPa et 1.1 MHz pour 420 kPa (Cf. Figure 9). Les gains obtenus de 18 dB sont similaires à ceux obtenue avec la technique du nombre d'or. On constate aussi d'un point de vue expérimental que plus la pression est forte et plus la fréquence optimale est basse.

4. Discussions

Ces techniques d'imagerie US adaptative ont permis en simulations d'obtenir un gain pouvant atteindre 9 dB compare à la technique standard et par l'expérience un gain pouvant atteindre 18 dB. Nous avons remarqué que la fréquence optimale change avec le niveau de pression appliqué. Après dix itérations, la fréquence optimale trouvée ainsi que l'énergie correspondante sont stables.

Les résultats expérimentaux ne sont pas exactement identiques à ceux obtenus en simulation en raison principalement de la non-stationnarité du milieu perfusé par les microbulles. Pour éliminer en partie le mouvement des microbulles nous avons effectué un moyennage. En revanche, un nombre élevé d'expériences successives et un nombre élevé d'itération peuvent détruire les microbulles impliquant alors une diminution de l'énergie. Un compromis doit être trouvé pour éviter la destruction des microbulles.

D'autre part, l'écart observé entre simulation et expérience peut aussi être attribué à des effets qui n'ont pas été prise en compte dans la simulation tels que la nonlinéarité du milieu intermédiaire, l'atténuation, la diffraction, la distribution des microbulles évoluant, …

5. Conclusions

Les techniques d'optimisation adaptatives que nous avons proposées, ont permis de fournir un gain non négligeable par rapport aux techniques standards, laissant imaginer un très bon contraste au niveau des images obtenues. L'intérêt de cette technique adaptive est qu'elle ne demande aucune information a priori et qu'elle s'adapte au fur et à mesure de l'expérience.

Actuellement la technique du gradient est en train d'être implémentée dans notre imageur programmable. De plus nous travaillons sur des techniques et des solutions sous-optimales tirées du domaine de la commande optimale. Enfin nous sommes en train d'étendre notre technique à une optimisation conjointe de la fréquence et de l'amplitude de pression, nous prévoyons à terme d'augmenter ce nombre de variables pour prendre en compte la phase et la forme de l'onde émise.

6. Bibliographie

1. W. H. Press, B. P. Flannery, S. A. Teukolsky, & W. T. Vetterling, « Numerical Recipes in Fortran », 2nd ed. Cambridge University Press, January 1992.
2. F. Michaut, « Méthodes adaptatives pour le signal ». Paris: Hermes, 1992.
3. C. Greis, « Technology overview: SonoVue (Bracco, Milan), » EurRadiol Suppl, vol. 14, no. 8, pp. 11–15, October 2004.
4. S.M. van der Meer, M. Versluis, D. Lohse, C.T. Chin, A. Bouakaz, & N. de Jong, « The resonance frequency of SonoVue (tm) as observed by high-speed optical imaging, » in IEEE Ultrasonics Symposium, vol. 1, pp. 343–345, 2004.
5. L. Hoff, «Acoustic Characterization of Contrast Agents for Medical Ultrasound Imaging. » Boston: Kluwer Academic, 2001.
6. A. Reddy & A. Szeri, «Optimal pulse-inversion imaging for microsphere contrast agents, » Ultrasound in Med. & Biol., vol. 24, no. 4, pp. 483–494, 2002.