



HAL
open science

Electronique de commande de transducteur ultrasonore en fonctionnement imagerie/thérapie

Bruno François, Gilles Martin, Jean Michel Friedt, Sylvain Ballandras, Rémi Berriet, Cyril Lafon, Rémi Souchon

► **To cite this version:**

Bruno François, Gilles Martin, Jean Michel Friedt, Sylvain Ballandras, Rémi Berriet, et al.. Electronique de commande de transducteur ultrasonore en fonctionnement imagerie/thérapie. 10ème Congrès Français d'Acoustique, Apr 2010, Lyon, France. hal-00541392

HAL Id: hal-00541392

<https://hal.science/hal-00541392v1>

Submitted on 30 Nov 2010

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.

10ème Congrès Français d'Acoustique

Lyon, 12-16 Avril 2010

Électronique de commande de transducteur ultrasonore en fonctionnement imagerie/thérapie

B. François^a, G. Martin^a, J.M. Friedt^b, S. Ballandras^a, R. Berriet^c, C. Lafond^d et R. Souchond^d

^aFranche-Comté électronique Mécanique, Thermique et Optique - Sciences et Technologies, 32 Avenue De l'Observatoire 25044 Besancon Cedex

^bSensor, 18 Rue Alain Savary, 25000 besancon, France

^cIMASONIC SAS, ZA rue des Savourots, 70190 Voray sur l'Ognon, France

^dINSERM - Institut national de la santé et de la recherche médicale, 151 cours Albert Thomas, 69424 Lyon, France

Dans le traitement de certains cancers, les thérapies par ultrasons focalisés (high-intensity focused ultrasound, HIFU) sont une vraie alternative ou un complément efficace aux traitements chirurgicaux conventionnels. Le but principal de l'électronique de commande de ce transducteur se situe dans sa capacité à commuter entre chaque mode de fonctionnement (imagerie/ thérapie), mais également d'atteindre le seuil de poussée (20 W/ cm^2) suffisant en mode thérapie à une fréquence de 5 MHz pour brûler des tissus cellulaires. Notre électronique est composée principalement d'un microcontrôleur ADuC7026 qui nous permet de réaliser et de commander les deux modes de fonctionnement du système. Nous utilisons une particularité de ce microcontrôleur qui est la PLA (Programmable Logic Array). Il s'agit d'une matrice de portes logiques à la particularité d'être reconfigurable en cours d'exécution du programme, ce qui nous permet une commutation rapide entre les deux modes de fonctionnement. Les signaux de commande créés par ce microcontrôleur sont transformés via un étage de puissance constitué d'amplificateurs intégrés. Un commutateur isole la partie "émission" de la partie "réception" afin de protéger l'électronique de traitement et d'acquisition des échos (mode imagerie) de la puissance émise (mode thérapie). Le mode "imagerie" est composé d'une impulsion crête d'une largeur de 200 ns et d'amplitude 65Vp-p. Le temps entre chaque impulsion est réglable via programmation du microcontrôleur. Le mode "thérapie" est composé d'un signal crête continu à une fréquence de 5 MHz et à une amplitude de 65 Vp-p également. Le délai pour passer entre chaque mode de fonctionnement est d'environ 4 μs . Le temps de commutation du switch entre émission et réception, nécessaire en phase imagerie, est de 12 μs : le réflecteur le plus proche que nous puissions imager est donc à 9 mm de la sonde. Des mesures de poussée produite par notre électronique, couplée à des sondes de $3,5 \times 23 \text{ mm}^2$, en mode de fonctionnement thérapie, démontrent une puissance acoustique émise de $20 \pm 1 \text{ W/ cm}^2$. En conclusion, un démonstrateur a été créé pour faciliter les différentes expérimentations qui découleront de cette électronique.

1 Introduction

Les HIFU [1 , 2] permettent de déposer rapidement l'énergie sur des tumeurs difficiles à atteindre par les techniques chirurgicales traditionnelles, sans altérer les tissus environnants et leur efficacité dans le traitement de certains cancers n'est plus à démontrer [3 , 4]. Par ailleurs les moyens de visualisation (essentiellement l'échographie) font des progrès considérables et permettent d'obtenir des images de plus en plus précises. Soulignons enfin que ce développement depuis quelques années de nouvelles techniques de visualisation, utilisant les ultrasons, encore au stade expérimental mais qui vont probablement permettre de nouvelles avancées dans le domaine de la visualisation ou de la détection des hétérogénéités dans les milieux biologiques.

Une des faiblesses actuelles du traitement par ultrasons focalisés réside dans la difficulté de contrôler de manière rapide et continue, pendant qu'elle se forme, la lésion créée; deux raisons principales à cela : l'une a son origine dans le procédé de déplacement du point focal (actuellement mécanique), et l'autre dans le nombre réduit des sondes à double effet (thérapie et visualisation) assuré par la superposition physique de deux transducteurs. Le contrôle à

posteriori est alors souvent pratiqué mais il n'est évidemment pas comparable à un contrôle peropératoire.

Le but principal de ces recherches est la création d'un prototype regroupant deux modes de fonctionnement : un mode dit Imagerie (ou impulsionnel) permettant d'utiliser le prototype tel un système échographique, ce mode correspond à l'aspect temporel du système, et un mode dit Thérapie (ou émission continue) permettant le traitement de cellules malades par émission d'ultrasons avec une puissance suffisamment élevée pour brûler des tissus cellulaires. Ce mode correspond à l'aspect fréquentiel. Le passage d'un mode à l'autre devra être suffisamment rapide pour ne pas être dérangentant durant une phase de thérapie entremêlée de phase d'imagerie.

2 Principe de fonctionnement

2.1 Fonctionnement global

Le système est composé de deux parties principales, une partie commande regroupant principalement un microcontrôleur ADuC7026 et une partie puissance utilisant toute une suite de composants Supertex. Nous utilisons des pilotes de transistors qui permettent une mise en forme préliminaire des signaux de commande issus du

microcontrôleur. Lorsque les signaux sont mis en forme, ils sont transmis aux amplificateurs de puissance. Une impulsion est ainsi créée et elle est envoyée au le transducteur ultrasonore multivoies. Un switch est utilisé pour isoler la partie Émission de la partie Réception. Ce synoptique (Figure 1) illustre les principales fonctionnalités de notre système :

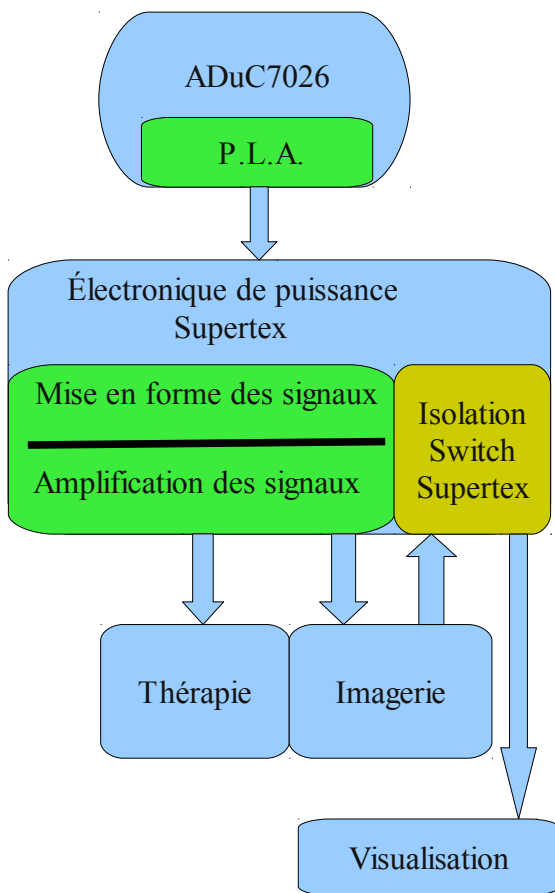


Figure 1 : Synoptique du système.

2.2 Fonctionnement de la partie commande

Le composant ADuC7026, qui est un microcontrôleur ARM7 32 bits cadencé à 41,78 MHz, synchronise l'ensemble des opérations. Ce microcontrôleur a été choisi car il possède une fonctionnalité s'appelant P.L.A. (Programmable Logic Array). Cette PLA équivaut à une logique de programmation type F.P.G.A. (Field Programmable Gate Array) sur un nombre réduit de cellules logiques (16). L'avantage de cette fonctionnalité est sa rapidité qui permet la création de signaux de commande d'une largeur de 100 ns, mais également sa capacité à se reprogrammer durant une phase de fonctionnement en un temps réduit. Cette phase de reprogrammation définit la latence minimal entre chaque mode de fonctionnement lors de l'utilisation du prototype.

Tout d'abord, notre microcontrôleur sera utilisé pour créer les signaux de commande nécessaires à l'étage d'amplification. Ces signaux doivent avoir une forme particulière mais également, une chronologie particulière. Les signaux créés diffèrent suivant le mode de fonctionnement. Tout d'abord, le mode Imagerie (Figure 2) permet l'utilisation de notre système telle une sonde échographique.

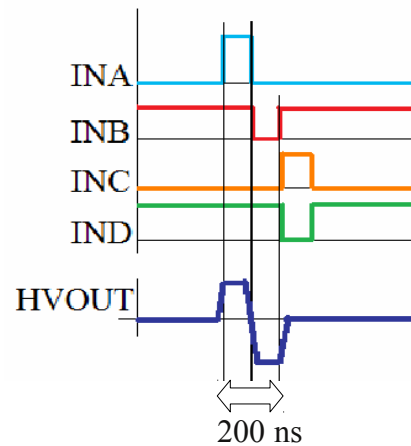


Figure 2 : Signaux de commande spécifiques aux amplificateurs Supertex TC6320/TC2320 – Mode Imagerie

INA, INB, INC et IND représentent les signaux de commande issus du microcontrôleur, ceux-ci sont spécifiques au bon fonctionnement des composants Supertex choisis. Pour générer une impulsion d'une largeur de 200 ns (5 MHz), la largeur de chaque créneau doit être de 100 ns. Les signaux INA et INB ont pour but de définir la forme du signal de sortie HVOOUT. Les signaux INC et IND permettent quant à eux la remise à zéro de manière à créer la forme d'une impulsion créneau avec une alternance positive et négative.

Une impulsion est répétée toutes les 250 μ s. Le temps de latence minimum entre deux impulsions est de 24 μ s ce qui correspond à deux changements de position du switch. (Le taux de répétition en mode Imagerie est modifiable par programmation du microcontrôleur.)

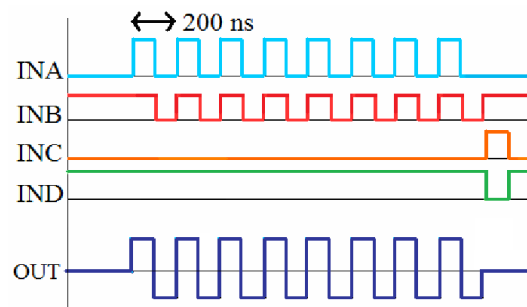


Figure 3 : Signaux de commande spécifiques aux amplificateurs Supertex TC6320/TC2320 – Mode Thérapie

Pour le mode Thérapie, les signaux sont différents (Figure 3). En effet, la puissance émise par les transducteurs ultrasonores devra être supérieure à un palier (20 W/cm² [5]), qui correspond à la puissance minimale nécessaire pour détruire une cellule.

Les signaux de commande ont les mêmes fonctions que ce soit pour le mode imagerie ou pour le mode thérapie.

2.3 Fonctionnement de la partie puissance

Les pilotes de transistors MD1812 et les transistors de puissances TC6320/TC2320 constituent la globalité de la partie puissance. Ce type de composants est dimensionné pour les applications ultrasons.

Les drivers ont pour fonction de mettre à niveau les signaux de commande envoyés par le microcontrôleur. Par

la suite, les transistors de puissance créent des impulsions de puissance (Figure 6) à partir des signaux de commande modifiés.

Un cycle de fonctionnement en thérapie ne peut être continu dans notre cas. En effet, nous avons remarqué la présence de charges qui s'accumulent au niveau des transistors. Ces charges ont pour effet de créer un signal continu se superposant à notre signal de puissance, lorsque celui-ci devient trop important, il a un effet destructif sur les transistors de puissance. Des temps de pause sont ajoutés au cycle de thérapie pour permettre la remise à zéro de cette composante continue.

Le palier de 20 W/cm² en terme de puissance est l'objectif principal de ce mode de fonctionnement. Une hausse de température est constatée au cours d'un cycle de fonctionnement (Figure 4) de plusieurs dizaines de secondes. Pour pallier à ce problème, un système de refroidissement par radiateur ainsi qu'un fonctionnement par rapport cyclique a été adopté.

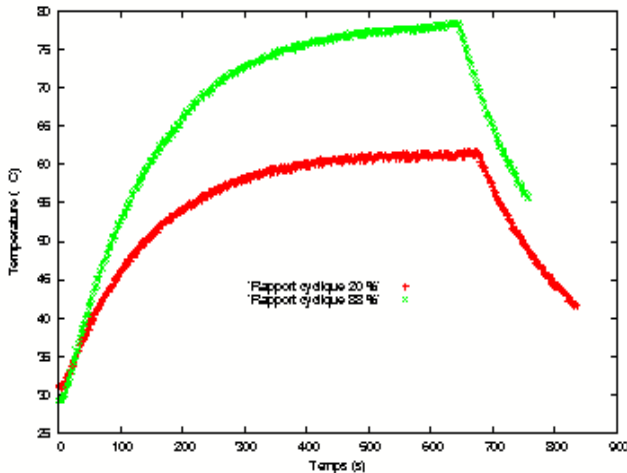


Figure 4 : Évolution de la température en fonction du rapport cyclique

Nous utilisons également un interrupteur HV209 (Supertex) pour isoler l'étage de réception de l'impulsion de puissance. Ce composant permet une isolation de 50 dB entre chaque voie. Cet interrupteur va nous permettre de recevoir l'écho et de l'isoler du reste de l'électronique.

3 Réalisation et résultats

3.1 Réalisation du prototype

Un prototype (Figure 5) a été réalisé avec l'ensemble de notre système électronique. Des contraintes d'encombrement nécessitent de déporter de dix centimètres les sondes de l'électronique de commande sans induire de perturbation significative.

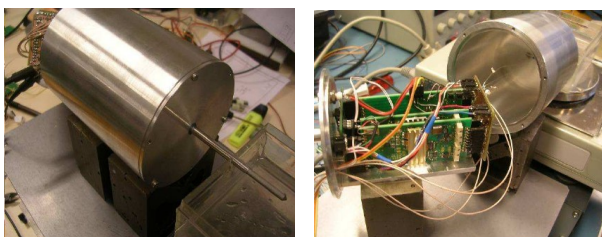


Figure 5 : Prototype (Côté transducteur / Côté électronique)

L'électronique (Figure 5) a été insérée dans ce boîtier sous une forme compacte (45*45*100 mm³). La taille

importante du système s'explique par le transducteur multivoie (5 voies), en effet, seul le microcontrôleur est commun à l'ensemble des voies, les autres éléments électronique sont nécessaire au bon fonctionnement de chaque voie.

3.2 Expériences, mesures et résultats

Ce prototype a été utilisé lors des différentes mesures dans les deux modes de fonctionnement. Dans un premier temps, l'étude s'est portée sur le prototype en mode de fonctionnement imagerie ou impulsional. Différents tests ont permis de mesurer et visualiser les signaux électriques générés par le prototype.

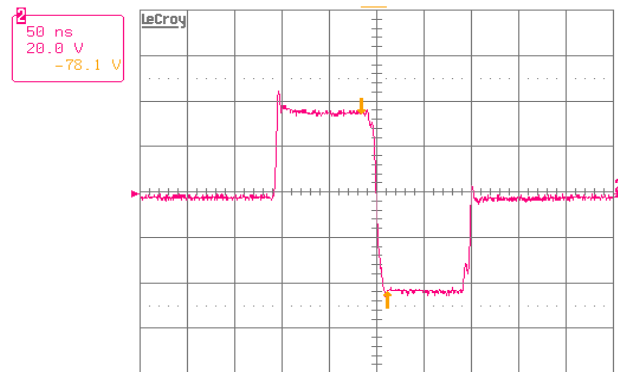


Figure 6 : Impulsion 80 Vp-p de 200 ns de largeur (5 MHz)

Tout d'abord, les signaux de commande ont été visualisés en sortie du microcontrôleur pour vérifier le bon fonctionnement de la PLA. Ces signaux ont bien une largeur de 100 ns (10 MHz). Cette largeur est cadencée par l'horloge interne du microcontrôleur fonctionnant à 41,78 MHz. Sachant qu'il nous faut deux signaux de commandes pour créer une impulsion, celle-ci aura bien une largeur de 200 ns (5 MHz). Les signaux de commande étant issus du microcontrôleur ADuC7026, ceci explique les 3,3 V de tension.

Ces signaux sont ainsi transmis aux éléments suivants, c'est-à-dire l'étage d'amplification. Une impulsion de puissance a été visualisée (Figure 6).

Le transducteur multi-éléments transforme l'impulsion haute tension en une onde ultrasonore, laquelle sera réfléchi sur un obstacle quelconque. Notre interrupteur a un temps de commutation de 12 μs, la distance minimale à laquelle nous pouvons observer un objet est donc de 9 mm sachant que la vitesse d'une onde ultrasonore dans l'eau est de 1500 m/s. Un écho a été visualisé et mesuré (Figure 7).

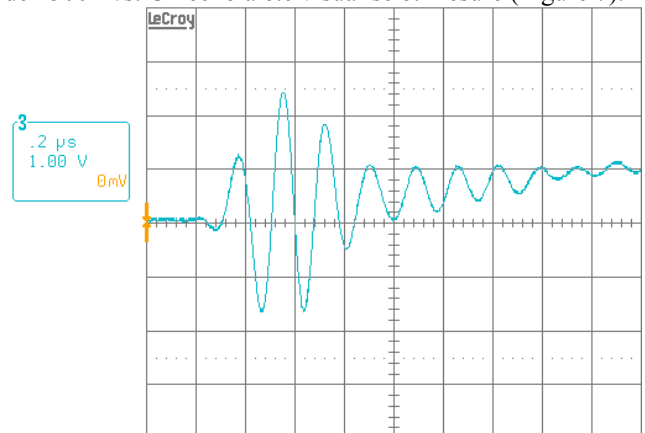


Figure 7 : Mesure et visualisation d'un écho

Par la suite, des tests et des mesures ont été effectués en mode thérapie pour vérifier que la puissance acoustique émise par notre système dépasse le seuil des 20 W/cm^2 . Tout d'abord, les signaux de commande ont eux aussi été réalisés avec la PLA. L'insertion d'un rapport cyclique est nécessaire pour ce mode de fonctionnement. En effet, au fur et à mesure d'un cycle de thérapie, des charges s'accumulent au niveau des transistors et créent une tension continue, laquelle est destructive pour nos composants, c'est pourquoi un laps de temps de remise à zéro est nécessaire le temps que les transistors se déchargent complètement.

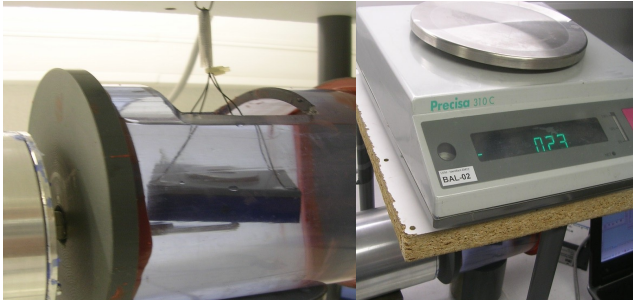


Figure 8 : Mesure de la poussée

Pour mesurer la puissance acoustique, nous utilisons une balance qui mesure la poussée qu'exerce l'onde ultrasonore émise par le transducteur sur une cible absorbante (figure 8). Ce type de manipulation nous permet d'observer l'influence des divers paramètres d'émission, c'est à dire le rapport cyclique, la tension d'alimentation des transistors de puissance (Figure 9), sur la poussée acoustique.

Sur la figure 9, le signal crête à crête à 5 MHz est émis pendant une durée de $44 \mu\text{s}$ toutes les $50 \mu\text{s}$ avec une tension de 65 Vp-p (ce qui représente une tension d'alimentation de nos transistors de $+32/-32\text{V}$). Cela représente un rapport cyclique de 88% . La poussée mesurée sur la balance est de 230 mg et la surface de notre transducteur est de $3,5 \times 23 \text{ mm}^2$. Cela représente une puissance acoustique de 20 W/cm^2 .

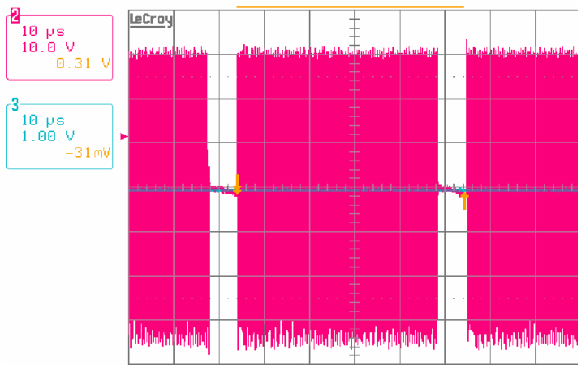


Figure 9 : Signaux de puissance – mode Thérapie

Des mesures ont également été effectuées en ce qui concerne la capacité de notre prototype à passer d'un mode à l'autre. Le délais nécessaire au système pour passer d'un mode à l'autre est de $4 \mu\text{s}$.

4 Conclusion et perspectives

En conclusion, notre électronique, composé d'un microcontrôleur ADuC7026, d'un étage d'amplificateurs intégrés et un interrupteur pour isoler la partie émission de

la partie réception, permet d'utiliser notre prototype dans les deux modes de fonctionnement (thérapie et imagerie).

Le mode thérapie développe une puissance acoustique de 20 W/cm^2 avec une sonde mesurant $3,5 \times 23 \text{ mm}^2$, ce qui est suffisant pour brûler des tissus cellulaires.

Le mode imagerie permet la visualisation d'un objet situé à 9 mm de notre sonde. Cette distance est limitée par le temps de commutation nécessaire à notre interrupteur pour passer d'une position à une autre.

Le passage d'un mode à un autre se fait simplement par appui sur un bouton, et nécessite un temps de $4 \mu\text{s}$.

Afin de pallier le problème des capacités parasites créées par la distance entre le transducteur et notre électronique, une capacité négative est créée et ajoutée sur les circuits. Celle-ci permettra l'amélioration du signal d'écho en diminuant le nombre de rebond.

Remerciements

Ce projet a été financé dans le cadre du projet ANR SUTI (Sondes Ultrasonores pour la Thérapie et l'Imagerie) et a été développé au sein de l'institut FEMTO-ST (Franche-Comté Électronique, Mécanique, Thermique et Optique) à Besançon dans le département temps-fréquence. Ce projet est le fruit d'une collaboration entre IMASONIC et l'INSERM (Institut National de la Santé Et de la Recherche Medicale).

Références

- [1] Chapelon et al. "The feasibility of tissue ablation using high intensity electronically focused ultrasound", *IEEE Ultrasonics Symp*, 2, 1211-1214 (1993).
- [2] Curiel L et al. "1.5D multi-elements phased array applied to high intensity focused ultrasound" *IEEE Ultrasonics Symposium*, 2, 1451-1454 (1999)
- [3] Blana A et al. "High-intensity focused ultrasound for the treatment of localized prostate cancer: 5-year experience", *Urology*, Feb 63(2),297-300 (2004)
- [4] Gelet A et al. "Local recurrence of prostate cancer after external beam radiotherapy: early experience of salvage therapy using high-intensity focused ultrasonography", *Urology*, Apr 63(4), 625-9 (2004)
- [5] Lafon C et al. "Design and preliminary results of an ultrasound applicator for interstitial thermal coagulation", *Ultrasound in Med. & Biol*, Vol. 24, No. 1, pp. 113-122, (1998)