

Les défis des systèmes d'acquisition parallèle de données pour IRM

Guglielmo Sirna et Vinod Paliakara, Texas Instruments

L'acquisition parallèle de données, à l'aide de récepteurs réseaux à commande de phase, est aujourd'hui une technique solidement établie en imagerie par résonance magnétique (IRM). L'IRM parallèle permet à l'utilisateur d'extraire des informations spatiales supplémentaires qui, au bout du compte, permettent de raccourcir la durée d'acquisition, d'augmenter la résolution, d'élargir le champ de vision et d'obtenir des images plus nettes.

Aujourd'hui, un scan du corps entier du patient peut faire intervenir jusqu'à 76 chaînes de réception et la tendance actuelle du secteur est d'augmenter encore plus le nombre de canaux. L'intégration plus forte des fonctions analogiques haute performance est amenée à jouer un rôle clé dans le cadre de la réponse aux exigences des dispositifs de systèmes d'IRM. Cet article présente les compromis en matière de conception ainsi que les tendances d'architectures pour les récepteurs IRM compacts.

Imagerie par résonance magnétique

L'imagerie par résonance magnétique (IRM) est une procédure de diagnostic non invasive, basée sur le principe de la résonance magnétique nucléaire (RMN). À l'image de l'aiguille d'une boussole qui s'aligne avec le champ magnétique terrestre, certains noyaux présents dans l'organisme se comportent comme de petits aimants. Lorsqu'ils sont placés dans un champ magnétique élevé (B_0), leurs moments magnétiques de spin s'alignent.

De nombreux noyaux (en état d'énergie basse) s'alignent dans la direction B_0 , tandis qu'un nombre légèrement inférieur de noyaux (en état de haute énergie) s'alignent dans le sens opposé. Du fait que le corps humain est, en grande partie, composé d'eau et de graisse, qui contiennent tous deux des atomes d'hydrogène, les appareils d'IRM les plus courants prennent pour cible les protons ^1H . Sous l'effet d'une énergie électromagnétique appropriée, certains protons vont absorber cette énergie et passer d'un état bas à un état haut (excité). La quantité d'énergie et la fréquence requise dépendent de l'intensité du champ magnétique et de la nature du noyau cible. Pour l'hydrogène, la fréquence est de 42,58 MHz/Tesla. Les appareils d'IRM sont construits avec un B_0 compris entre 0,25 T et 7 T, sachant que les valeurs 1,5 T et 3 T sont les plus couramment utilisées pour les IRM cliniques.

Le signal d'excitation est constitué d'une séquence complexe d'impulsions radiofréquence (RF), conçues pour permettre d'obtenir le contraste d'image voulu. Ces impulsions sont appliquées à l'aide de bobines d'antenne accordées placées à proximité du patient.

Lorsque les impulsions RF cessent d'être émises, les protons excités retournent à l'état d'énergie faible (relaxation) en émettant de l'énergie à la même fréquence de résonance. Le récepteur IRM reçoit ces émissions de relaxation et les transforme en données numériques complexes destinées à un traitement d'images ultérieur.

Pour localiser précisément la position spatiale de l'émission, nécessaire pour obtenir une image 2D ou 3D, l'intensité du champ magnétique varie selon les différents points de l'organisme, et ce grâce aux bobines de gradient. Ainsi, différents points sont soumis à des intensités de champ magnétique différentes, de sorte que la phase et la fréquence d'émission sont précisément fonction d'un point précis de l'espace.

Imagerie IRM parallèle

La quantité de données nécessaire pour reconstruire une image de qualité peut s'avérer importante et la vitesse du processus d'imagerie est un paramètre important pour les IRM cliniques. Pour améliorer la durée d'acquisition, les appareils d'IRM modernes utilisent des techniques d'acquisitions parallèles, pour lesquelles des antennes locales sont disposées autour du corps du patient en réseau à commande de phase. Ces antennes sont souvent appelées « antennes de surface ».

Chaque antenne de surface est reliée à une chaîne de réception dédiée, dans laquelle les signaux RF sont traités en parallèle. Des algorithmes logiciels complexes extraient des informations spatiales supplémentaires à partir du réseau d'antennes et reconstruisent les signaux à partir de canaux multiples, ce qui réduit la durée d'acquisition de l'image de manière significative. Un balayage plus rapide raccourcit la durée d'examen du patient et augmente donc la capacité du service.

L'imagerie parallèle améliore le champ de vision (FOV). Chaque récepteur individuel couvre seulement une petite portion dans l'ensemble du champ de vision. Les données provenant de chacun des récepteurs peuvent être recombinaées pour reconstruire une image sur l'ensemble du champ de vision. Un rapport signal sur bruit optimal peut être obtenu grâce à la technologie multi-canaux. Les antennes de surface sont plus sensibles au signal provenant de leur voisinage ou de leur champ de vision et moins sensibles au bruit provenant d'autres parties du corps du patient.

Le nombre d'éléments utilisés dans les appareils d'IRM modernes peut atteindre 76 et le nombre de canaux dans les appareils de la prochaine génération devrait encore croître. Même avec l'imagerie parallèle, chaque récepteur IRM doit continuer à maintenir un rapport signal sur bruit (SNR) aussi grand que possible.

Récepteur IRM

Les caractéristiques des signaux IRM dépendent de plusieurs paramètres: l'intensité du signal fournit des informations sur la densité de protons, la fréquence et la phase indiquent la position et la mesure des temps de relaxation permet de distinguer différentes sortes de tissus. Les caractéristiques du signal IRM, au niveau de l'antenne réceptrice, sont décrites dans le **Tableau 1**.

La fréquence centrale du signal peut varier de 10 MHz à 300 MHz, selon l'intensité des différents Bo.

La bande passante du signal varie avec l'intensité du champ de gradient et du champ de vision sélectionné. À l'heure actuelle, les bobines de gradient courantes sont capables de produire des gradients pouvant aller de 20 mT/m à 100 mT/m, ce qui correspond à une bande passante maximale du signal d'environ 1,6 MHz.

Signal IRM	Valeur typique	Notes
Fréquence centrale	10 MHz...300 MHz	Différentes fréquences centrales pour différentes valeurs de Bo et différents noyaux.
Bande passante du signal	De 10 KHz à 1,6 MHz	La bande passante du signal varie avec le champ de gradient. Dans les systèmes haut de gamme, la bande passante du signal peut approcher les 1,6 MHz. Cependant, pour l'imagerie clinique, la bande passante maximale du signal est typiquement de l'ordre de 500 kHz.
Modulation	Modulation d'amplitude en quadrature	Dans la plupart des systèmes, la démodulation en quadrature est effectuée lors du traitement numérique, à l'aide d'un oscillateur-contrôlé numériquement (NCO).
Puissance d'entrée (crête) maximum au niveau de l'antenne	- 25 dBm	Le niveau du signal au niveau de l'antenne varie en fonction de nombreux paramètres, notamment : Bo, épaisseur de la coupe, temps de répétition des impulsions, niveau d'encodage de phase, teneur en lipides, géométrie de la bobine, etc.
Plage dynamique	~150 dB/Hz	De la puissance de crête au bruit thermique

Tableau 1 : Caractéristiques principales du signal IRM

Le défi de l'acquisition de signal IRM est d'obtenir des images de haute qualité. Cela dépend essentiellement de la précision globale du traitement du signal. Les récepteurs IRM sont à bruit ultra-faible, ils ont un rapport signal sur bruit élevé et une plage dynamique (DR) étendue. Le niveau RF au niveau de l'antenne est faible et le signal minimum détectable est proche de la valeur plancher du bruit thermique : -174 dBm/Hz à température ambiante.

Le facteur de bruit (NF), qui mesure la dégradation du rapport signal sur bruit introduite par le récepteur, est définie en premier lieu par le premier bloc de la chaîne : le préamplificateur.

Les préamplificateurs IRM disponibles sur le marché ont un facteur de bruit inférieur à 0,5 dB. Ils sont conçus pour réduire le rapport signal sur bruit disponible de moins de 5%. Le rapport signal à bruit des autres blocs de la chaîne de réception, y compris le convertisseur analogique-numérique (CAN), demeure une spécification clé.

Dans certaines circonstances, la puissance du signal au niveau de l'antenne peut atteindre -25 dBm. Le préamplificateur doit être très linéaire et son point de compression à 0,1 dB est généralement plus élevé que la puissance maximale du signal IRM. Quelles que soient ses conditions de fonctionnement, un bon préamplificateur IRM doit avoir moins de 1% de non-linéarité. Après le préamplificateur, le signal RF est traité de différentes manières, selon les choix particuliers des différents fabricants de matériel informatique en matière d'architecture.

Les systèmes traditionnels, présentés sur la **Figure 1**, utilisent le récepteur hétérodyne avec des mélangeurs pour la « down-conversion ». Le mélangeur traduit la bande du signal RF en une bande de fréquences très inférieures, en la multipliant par un oscillateur local. La conversion en données

numériques se produit au niveau de la bande de base, où les exigences pour la fréquence d'échantillonnage du CAN et le filtre anti-repliement sont plus souples.

Un défaut important des récepteurs hétérodynes est qu'en plus du signal cherché, ils effectuent généralement une down-conversion en bande de base du bruit indésirable de la fréquence de l'image ce qui, au bout du compte, réduit le rapport signal sur bruit disponible. Pour réduire le bruit de l'image d'au moins 40 dB, les récepteurs hétérodynes utilisent des filtres à réjection d'image (SAW ou résonateur LC d'ordre élevé) ou des mélangeurs complexes à réjection d'image, qui ont un impact sur les performances en matière de bruit, d'espace sur la carte et de consommation d'énergie.

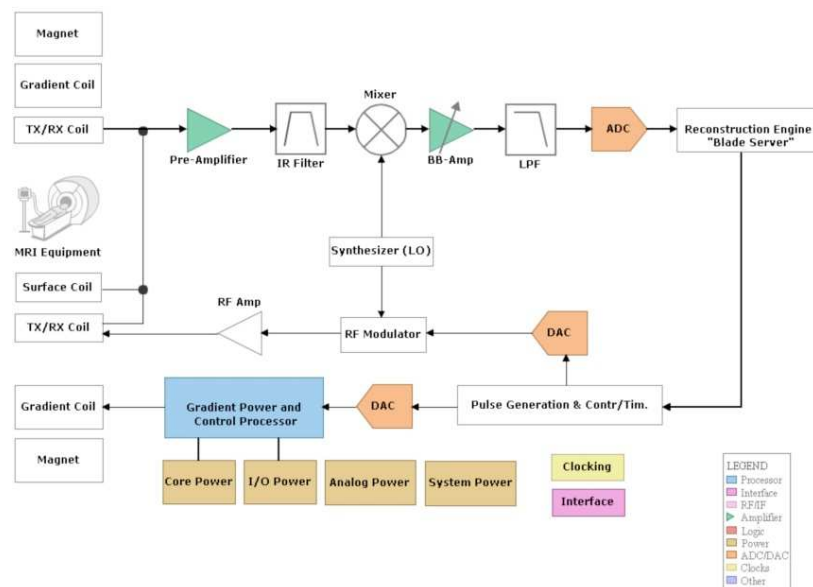


Figure 1 : Diagramme à blocs d'un système IRM hétérodyne

Du fait de la disponibilité de CAN haute performance, certains systèmes d'IRM récents sont conçus pour échantillonner directement le signal RF, comme indiqué sur la **Figure 2**. Des amplificateurs RF large bande sont associés à des CAN haute résolution (≥ 14 bits) et à haute vitesse d'échantillonnage (≥ 100 Méc/s), capables d'échantillonner directement le signal RF entrant.

L'échantillonnage direct remplace progressivement les récepteurs hétérodynes car il permet de se dispenser des mélangeurs analogiques et des filtres à réjection d'image, ce qui réduit partiellement le format des récepteurs. Bien entendu, divers compromis peuvent être apportés à la conception de cette architecture, tels que le besoin d'amplificateurs haute fréquence et de filtres passe-bande (BPF) pour éliminer le repliement du signal.

La consommation d'énergie et l'encombrement constituent des contraintes importantes dans les systèmes IRM les plus récemment conçus. En déplaçant l'équipement électronique du récepteur plus près de la zone de la bobine, il est possible de se dispenser des longs câbles coaxiaux encombrants, partant du préamplificateur pour arriver jusqu'aux branchements du récepteur. À l'intérieur de la zone de la bobine, le volume disponible pour l'équipement électronique et la capacité à dissiper la chaleur sont réduits.

Une troisième caractéristique importante, pour les composants montés plus près de la zone de la bobine, est la compatibilité magnétique ou perturbation B_0 . Tout matériau ferromagnétique présent

The diagram illustrates the MRI system architecture, showing the flow of signals and power between various components. The components are color-coded according to the legend:

- Processor:** Blue box (Gradient Power and Control Processor)
- Interface:** Pink box (Reconstruction Engine "Blade Server")
- RF/IF:** Green triangle (Pre-Amplifier, RF-Amp)
- Amplifier:** Green triangle (RF Amp)
- Logic:** White box (Synthesizer, RF Modulator, Pulse Generation & Contr/Tim.)
- Power:** Orange box (DAC, ADC)
- Clocks:** Yellow box (Clocking)
- Other:** Purple box (None visible)

Signal Flow:

- Transmit Path:** Synthesizer → RF Modulator → RF Amp → RF Coil (TX/RX Coils) → Surface Coil → MRI Equipment.
- Receive Path:** MRI Equipment → Surface Coil → RF Coil (TX/RX Coils) → Pre-Amplifier → RF-Amp → BPF → ADC → Reconstruction Engine "Blade Server".
- Control Path:** Reconstruction Engine "Blade Server" → Pulse Generation & Contr/Tim. → DAC → Gradient Power and Control Processor → Gradient Coil → Magnet.

Power Flow:

- Core Power, I/O Power, Analog Power, and System Power are supplied to the Gradient Power and Control Processor.
- Core Power, I/O Power, Analog Power, and System Power are supplied to the Gradient Coil.
- Core Power, I/O Power, Analog Power, and System Power are supplied to the Magnet.

5

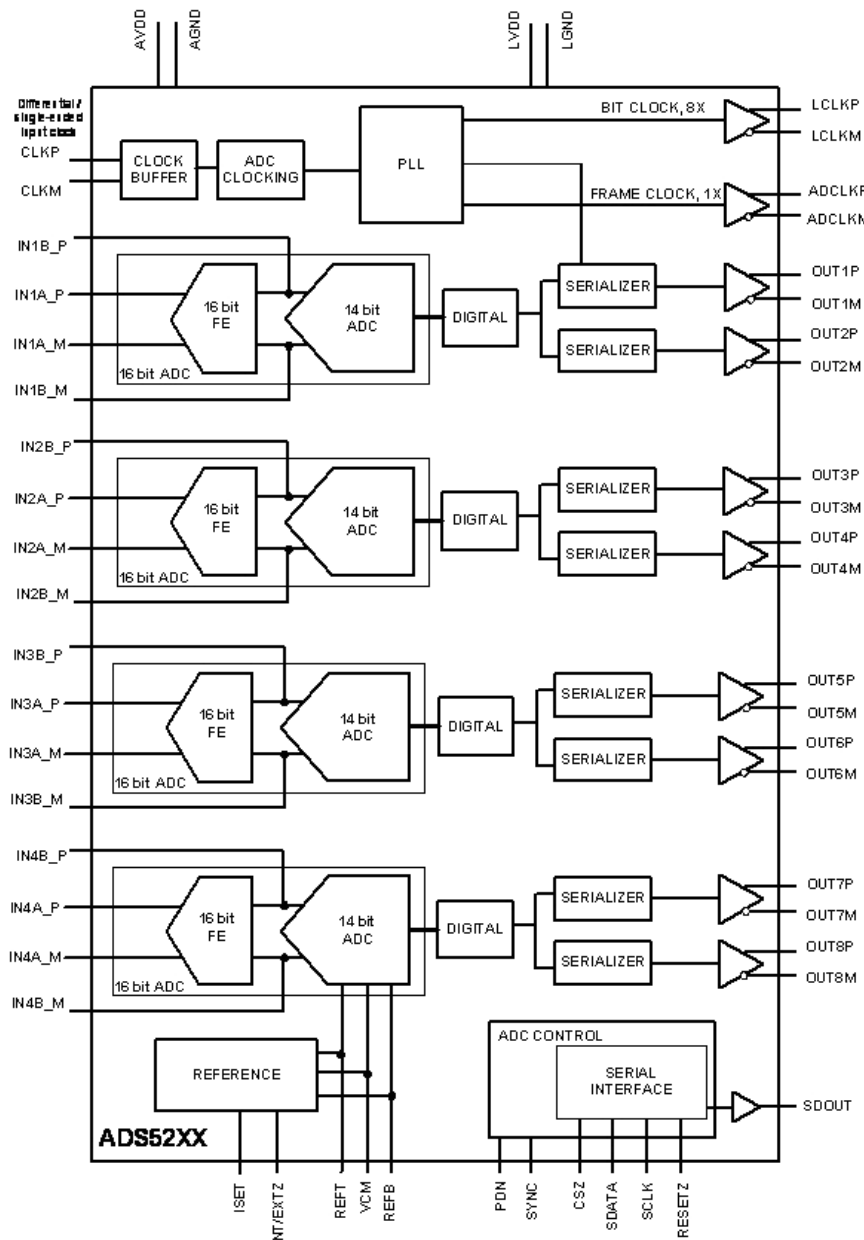


Figure 3 : Diagramme à blocs fonctionnels d'un CAN haute résolution pour l'imagerie médicale

Un bon exemple de CAN compact haute performance, basse consommation, hautement intégré est l'[ADS5263](#), CAN 16 bits, quatre canaux, 100 Méc/s avec alimentation 380 mW/canal et sorties LVDS duales, présenté sur la **Figure 3**.

Basé sur l'architecture pipeline, ce CAN haute résolution est conçu pour fournir des performances très élevées en matière de rapport signal sur bruit, avec une entrée 4 Vpp à pleine échelle. Le dispositif fournit un rapport signal sur bruit de 86 dB FS jusqu'à 10 MHz en entrée et de plus de 79 dB FS jusqu'à 65 MHz en entrée.

Ce CAN 16 bits comprend un premier étage faible bruit suivi par les autres étages, qui constituent un CAN 14 bits. Ce dispositif bénéficie également d'un mode 14 bits basse consommation, dans lequel le premier étage 16 bits est mis hors tension. Le composant fonctionne alors comme un CAN 14 bits et consomme ainsi presque moitié moins qu'en mode CAN 16 bits. Ce mode 14 bits prend en charge un signal d'entrée 2 V_{pp} à pleine échelle, avec un rapport signal sur bruit typique de 74 dB FS et une puissance de 195 mW/canal.

L'ADS5263 peut être commuté de manière dynamique entre les deux modes de résolution. Cela permet aux systèmes d'utiliser le même composant en mode haute performance (CAN 16 bits) ou en mode basse consommation (CAN 14 bits).

Les quatre canaux se présentent sous la forme d'un boîtier QFN compact 9 x 9 mm² non magnétique, ce qui permet d'obtenir des densités d'intégration système élevées et une compatibilité parfaite avec les systèmes d'IRM à haut champ, les plus répandus aujourd'hui.

Le nombre de canaux des récepteurs IRM parallèles est en augmentation rapide. La conception des récepteurs IRM modernes dépendra à l'avenir de l'intégration efficace de fonctions analogiques haute performance, telles que le CAN, pour lesquelles l'encombrement et la consommation énergétique constituent des spécifications clé, au même titre qu'une résolution, un rapport signal sur bruit et une vitesse d'échantillonnage élevés.

www.ti.com/medicalguides-ca