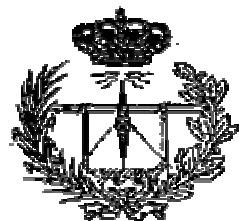




**Escuela Técnica Superior de Ingenieros
de Telecomunicación
Universidad Politécnica de Valencia**



**Estudio e implementación de las principales
técnicas de aceleración de imagen en paralelo en
Imagen por Resonancia Magnética. Desarrollo de
una nueva técnica híbrida imagen en paralelo -
campo de visión reducido.**

Autor:

Javier Acebrón Fabregat

Director Universidad Politécnica Valencia:

Dr. David Moratal Pérez

Codirector Universidad de Emory, Atlanta, EEUU:

Dr. Marijn Brummer

Director Grupo Hospitalario Quirón:

Dr. Luis Martí Bonmatí,
Jefe del Servicio de Radiología

1. Origen, objetivo, desarrollo y conclusiones del proyecto

Origen

La resonancia magnética es una de las herramientas de imagen médica más ampliamente utilizadas en el diagnóstico actual. Ello es debido a que se trata de una técnica incruenta, no invasiva, que no utiliza radiación ionizante, que permite obtener imágenes de cualquier plano del cuerpo y que proporciona el mayor contraste entre tejidos blancos de todas las modalidades de imagen médica existentes. Su uso comenzó a extenderse en los años 80 y, actualmente, aunque el coste de los equipos sigue siendo alto (es una técnica muy compleja), todo servicio de Radiología posee una de estas unidades.

Desde el comienzo de la técnica, uno de los principales problemas que ha presentado ésta es el tiempo necesario para llevarla a cabo. Por tres razones: primera el paciente se encuentra dentro de una estructura cilíndrica lo que produce en algunos pacientes nerviosismo y sensación de claustrofobia. Segunda al no ser despreciable el tiempo necesario para llevar a cabo la adquisición de datos aparecen movimientos debidos a la respiración que ensucian nuestra imagen (sobretudo en imagen cardiaca, que será el principal campo de aplicación de nuestro estudio). Y la última razón, pero no menos importante, es que al poder durar los exámenes 30 o 60 minutos (mucho tiempo), disminuye el número de pacientes que se pueden tratar, con los gastos y las pérdidas de ingresos a los hospitales que esto ocasiona. Por esta razón han sido muy numerosos los intentos encaminados a desarrollar nuevas técnicas que permitan la reducción del tiempo de adquisición de las imágenes.

La solución para reducir el tiempo necesario en llevar a cabo el examen, viene dada por la reducción de los datos necesarios para reconstruir la imagen con una calidad aceptable. En resonancia magnética consumimos tanto tiempo porque tenemos que rellenar una matriz de datos. Si la matriz es más grande, emplearemos más tiempo, si es más pequeña, será más rápido. Así pues, todos los intentos se centran en reducir el tamaño de esta matriz y luego ser capaz de reconstruir la misma, o prácticamente la misma imagen sin interferencias que hagan imposible el diagnóstico médico. Los métodos existentes se dividen en técnicas de adquisición de imágenes en paralelo y técnicas de rFOV o de “*reduced Field-of-View*” (campo de visión reducido). Las

primeras utilizan información proveniente de varias antenas para reconstruir la imagen final mientras las segundas aprovechan características de las imágenes bajo estudio, por ejemplo la presencia de partes estáticas en la imagen que reducen las necesidades de datos. Estos dos tipos de informaciones son independientes y por tanto, por lo menos en la teoría, se pueden unir para conseguir mejores resultados globales.

Objetivo

El objetivo del presente proyecto es presentar y estudiar los métodos más importantes del primer grupo (SENSE, SMASH, SPACE-RIP, GRAPPA Y PILS) y tratar de unir alguno de ellos al método Noquist (método que forma parte de los métodos rFOV), para crear un método que aproveche los dos tipos de información y consiga resultados mejores a los ya presentes, esto es, un factor de reducción del tiempo de adquisición de las imágenes mayor, idealmente igual al producto de los factores conseguidos por cada método individualmente. Según la teoría, para los métodos de adquisición en paralelo el límite en el factor de reducción viene dado por el número de antenas utilizadas, mientras que para los métodos rFOV, depende de las características de la imagen y del número de *frames* (fotos en la secuencia adquirida) utilizado. Pero esto es sólo en la teoría, ya que como veremos, el factor que podemos utilizar también vendrá determinado por las características de ruido. Esto es, a medida que aumentamos el factor de reducción, tendremos una mayor amplificación del ruido en la imagen final, lo que puede hacer que la calidad de la imagen baje tanto que haga totalmente inútil la reconstrucción. Debido a esto, además del estudio de las reconstrucciones, estudiamos también el ruido presente en ellas y una vez obtenidos los resultados, intentamos encontrar explicaciones y soluciones.

Desarrollo

En cuanto al estudio de los métodos en paralelo, además de explicar e implementar cada uno de ellos, los hemos aplicado a un *phantom* (datos simulados, no provenientes de análisis reales) para un estudio objetivo y hemos analizado los resultados obtenidos, pudiendo comparar los distintos métodos entre sí. Así pues hemos

visto qué problemas aparecen de cada uno de ellos, a qué se deben y en los casos es los que hemos podido (PILS y GRAPPA) hemos propuesto soluciones, como una nueva configuración de antenas más propicia para la reconstrucción de cada método. Aunque en algunos casos las implementaciones de los métodos han sido básicas, han sido suficientes para demostrar un buen entendimiento de sus funcionamientos y sus limitaciones.

Una vez realizado el estudio de los métodos ya existentes, hemos propuesto dos métodos en los que hemos unido las dos clases de métodos existentes (imagen en paralelo y reducción del campo de visión), demostrando la posibilidad real de dicha combinación, lo cual era el principal objetivo de este proyecto. De esta forma hemos demostrado que podemos mejorar los resultados obtenidos individualmente si combinamos la información que cada clase de método nos proporciona.

Para llegar a este objetivo final del proyecto, partimos del estudio realizado previamente a todos los métodos de aceleración en paralelo y que fue nuestro primer objetivo como hemos comentado anteriormente. Entre todos, elegimos SPACE-RIP por las mejores características para su combinación con Noquist, como son la utilización de una inversión de una matriz para llevar a cabo la reconstrucción, la posible aplicación del método columna a columna y la posibilidad de aplicar el mismo factor de amplificación de ruido que usábamos en Noquist. Por el camino hemos dejado métodos que, aunque en ocasiones nos daban mejores resultados o tenían una menor complejidad que SPACE-RIP, por su manera de adquirir las señales de RM no era posible combinar con Noquist. Como último punto, también unimos Noquist con SMASH, aunque más que unir, la combinación ha consistido en una concatenación de un método detrás del otro para comprobar los resultados obtenidos.

Conclusiones

El principal resultado de este proyecto ha sido la obtención de nuevos métodos de reconstrucción de imágenes con el cual el tiempo de adquisición de datos será menor a los ya existentes, con las ventajas que esto representa: mayor rentabilidad económica de los equipos para los hospitales, menos problemas de claustrofobia y menores tiempos de

apnea (es frecuente que al paciente se le pida que aguante la respiración mientras dura la adquisición para reducir los artefactos debidos a ella) para el paciente y para los especialistas presenta una última ventaja: igual que podemos reducir el tiempo consiguiendo la misma calidad de imagen, podemos mantenerlo y obtener una calidad mayor (disponemos de más datos). Con ello se ha conseguido el objetivo principal de este proyecto final de carrera. Y no sólo se ha desarrollado la teoría necesaria para este nuevo método sino que se ha comprobado que su funcionamiento es el esperado, es decir, que su comportamiento en cuanto a reducción del tiempo y ampliación de ruido se encuentra en los márgenes correctos y esperados. Dado que este trabajo entra dentro de un proyecto mayor (como se explicará a continuación) una de las principales conclusiones ha sido justificar la investigación sobre los métodos planteados.

A consecuencia de este PFC, ya se han producido distintas publicaciones a nivel nacional e internacional: el nuevo método desarrollado fue presentado en el congreso de la ISMRM (International Society for Magnetic Resonance in Medicine) llevado a cabo en Mayo del 2007 en Berlín, está pendiente de aprobación un artículo para la revista española SERAM (Sociedad Española de Radiología Médica) y en proceso de elaboración un artículo para la revista de la ISMRM.

Pasos futuros

El trabajo realizado se enmarca dentro de un proyecto de investigación mayor llevado a cabo por la red de Institutos Nacionales de Salud (National Institutes of Health) de los Estados Unidos de 4 años de duración (2006-2010), proyecto en el cual se encuentran también las empresas Philips Medical Systems y General Electric Medical Systems. El trabajo de investigación llevado a cabo en este PFC y las conclusiones obtenidas han supuesto los principales pasos dentro de este gran proyecto, ya que se han desarrollado las etapas de estudio de métodos, selección de los más adecuados, combinación de ellos y obtención de resultados positivos (todos realizados en este proyecto final de carrera). La siguiente y definitiva etapa será la aplicación “in situ” del nuevo método desarrollado, es decir el estudio de su implementación en las máquinas que ya se encuentran en los hospitales (concretamente se está en proceso de implantación en una máquina de resonancia magnética de Philips Medical Systems).

Beneficios

Para el Hospital Quirón este proyecto ha supuesto entrar de lleno en el desarrollo de una técnica totalmente innovadora en resonancia magnética, beneficiándose de la colaboración tecnológica de dos grandes empresas como Philips y General Electric. Además, en caso de que la nueva técnica llegara a buen puerto, sería una de las empresas implicadas desde el comienzo en este importante proyecto.

Lógicamente, las publicaciones y exposiciones conseguidas han contribuido a favor de la imagen de la Universidad Politécnica y la Escuela Técnica Superior de Ingenieros de Telecomunicaciones, especialmente por que se han producido en congresos y revistas especializados en una materia no muy conocida en el mundo de las telecomunicaciones y donde muy pocas universidades españolas consiguen entrar con éxito. En cuanto a las colaboraciones con las empresas (tanto con el Grupo Hospitalario Quirón como las empresas americanas Philips y General Electric), ha permitido a la Universidad Politécnica entrar en unos desarrollos y tecnologías normalmente vetados a algunas pocas universidades americanas. También cabe decir que después de nuestra experiencia ofrecieron desde Estados Unidos otro proyecto en la misma línea de investigación para otro estudiante de Telecomunicaciones de Valencia (Mireia Sanz Blasco) que actualmente se encuentra realizándolo en la universidad de Emory de Atlanta, Estados Unidos, con la colaboración de las mismas empresas.

En cuanto a mi participación en el proyecto, me fue propuesto por parte de los tutores en la universidad, clínica Quirón y responsables en las empresas americanas continuar en el proyecto de manera continuada en forma de tesis doctoral, con el “problema” de tener que realizarla en Estados Unidos. Actualmente sigo colaborando a tiempo parcial desde casa, dedicándole el tiempo que me deja mi empleo.

2. Originalidad

Una de las principales características de este proyecto es que abre las puertas a la combinación de Noquist con métodos existentes no probada hasta ahora, lo que le da un futuro mucho más prometedor. Se han desarrollado nuevos métodos de reconstrucción de imágenes de Resonancia Magnética dentro de un grupo poco desarrollado hasta ahora como es el de métodos mixtos tratamiento en paralelo – visión de campo reducido. Estos métodos pueden ser comparados en cuanto a prestaciones y resultados con métodos ya existentes, pero cuyos funcionamientos y fundamentos son distintos a los ya existentes.

A continuación explicaremos brevemente la diferencia principal entre los funcionamientos de los métodos existentes y los creados por nuestra investigación. En los ya desarrollados en la bibliografía, la reconstrucción se lleva a cabo mediante la utilización de una matriz (llamada matriz de reconstrucción) que está formada por términos de Fourier modificados por unos coeficientes que vienen dados por las sensibilidades de las antenas utilizadas. Hay muchos métodos de tratamiento en paralelo porque la información disponible en la matriz de reconstrucción se puede interpretar de muchas maneras. En todos ellos, la información principal viene dada por las sensibilidades, despreciando la que nos daría la propia imagen por sus características. Noquist por otra parte sólo utiliza los términos de Fourier de esa matriz (tanto su información espacial como la temporal), desaprovechando la información proporcionada por los valores de sensibilidad que tenemos al usar varias antenas. Pues bien, el principal mérito y logro de este proyecto ha sido la incorporación en la matriz de reconstrucción de los métodos en paralelo de la información utilizada por Noquist.

A fin de ilustrar este proceso, vamos a explicar las reconstrucciones utilizadas en SPACE-RIP, Noquist y la combinación de ellos. En una reconstrucción convencional si F son las líneas de espacio- k (datos) adquiridas y f las imágenes a reconstruir en los diferentes *frames*, la resolución del problema viene dado por la inversión de la matriz M , formada por los elementos m :

$$F = M \cdot f \quad m(y_i, k_y) = \exp\left\{-2\pi j \frac{y_i \cdot k_y}{N}\right\}$$

En la fórmula anterior y_i recorre las posiciones verticales de la imagen y k_y hace lo mismo en el espacio-k

En Noquist, reconstruimos a la vez varias imágenes de varios *frames* a la vez separándolas en parte estática y dinámica, con lo que las partes estáticas sólo las calculamos una vez. Así reducimos el número de datos necesario. Para ello tenemos que modificar la matriz M de manera que en cada fila primero tengamos los índices y de la parte estática y luego los de la parte dinámica de la imagen. La notación matricial (para T *frames*) queda de la siguiente manera:

$$\vec{F} = \begin{bmatrix} F_0 \\ F_1 \\ \dots \\ F_{T-1} \end{bmatrix} \quad \vec{f} = \begin{bmatrix} f_s \\ f_{D,p=0} \\ \dots \\ f_{D,p=T-1} \end{bmatrix} \quad M = \begin{bmatrix} M_S & M_D & 0 & \dots & 0 \\ M_S & 0 & M_D & \dots & 0 \\ \dots & \dots & \dots & \dots & \dots \\ M_S & 0 & 0 & \dots & M_D \end{bmatrix}$$

En SPACE-RIP la matriz de reconstrucción para un solo *frame* viene dada por:

$$\begin{array}{l} \text{antena 1} \\ \dots \\ \text{antena 2} \\ \dots \\ \text{antena C} \end{array} \begin{pmatrix} F_1(x, k_y^1) \\ \dots \\ F_1(x, k_y^K) \\ F_2(x, k_y^1) \\ \dots \\ F_2(x, k_y^K) \\ \dots \\ F_K(x, k_y^1) \\ \dots \\ F_K(x, k_y^K) \end{pmatrix} = \begin{pmatrix} S_1(x, 1)e^{ik_y^1 1/N} & \dots & S_1(x, N)e^{ik_y^1 N/N} \\ \dots & \dots & \dots \\ S_1(x, 1)e^{ik_y^K 1/N} & \dots & S_1(x, N)e^{ik_y^K N/N} \\ S_2(x, 1)e^{ik_y^1 1/N} & \dots & S_2(x, N)e^{ik_y^1 N/N} \\ \dots & \dots & \dots \\ S_2(x, 1)e^{ik_y^K 1/N} & \dots & S_2(x, N)e^{ik_y^K N/N} \\ \dots & \dots & \dots \\ S_c(x, 1)e^{ik_y^1 1/N} & \dots & S_c(x, N)e^{ik_y^1 N/N} \\ \dots & \dots & \dots \\ S_c(x, 1)e^{ik_y^K 1/N} & \dots & S_c(x, N)e^{ik_y^K N/N} \end{pmatrix} \cdot \begin{pmatrix} f(x, 1) \\ f(x, 2) \\ f(x, 3) \\ \dots \\ \dots \\ \dots \\ f(x, N) \end{pmatrix}$$

En esta expresión matricial los términos F indican líneas de espacio-k, f líneas de imagen y S los valores de la sensibilidad en cada antena. En este método en concreto, podemos reducir el número de líneas de datos adquiridas porque para calcular las mismas incógnitas (las líneas de imagen) tenemos más ecuaciones dadas por el uso de varias antenas.

La novedad que introducimos nosotros consiste en la unión de las dos fuentes de información en una nueva notación matricial, que queda como vemos en la siguiente figura.

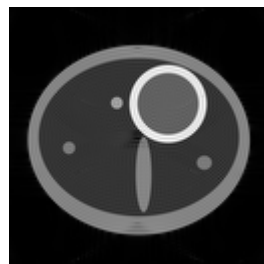
$$\vec{F} = M \vec{f} = \begin{bmatrix} M_S & M_D & 0 & \dots & 0 \\ M_S & 0 & M_D & \dots & 0 \\ \dots & \dots & \dots & \dots & \dots \\ M_S & 0 & 0 & \dots & M_D \end{bmatrix} \vec{f}$$

En esta última fórmula se ve como hemos dividido las matrices M_S Y M_D que teníamos en Noquist de la misma manera que hacíamos en SPACE-RIP, con submatrices para cada antena. Por otro lado, la matriz que afecta a cada *frame* la hemos separado también como hacíamos en Noquist, con el fin de tener en el vector de imágenes una parte estática y a continuación las dinámicas.

Prueba de la originalidad de los resultados obtenidos es que se ha conseguido una exposición a bastante alto nivel en uno de los congresos mundiales más importantes a nivel mundial sobre Resonancia Magnética. Y por ser métodos que acaban de comenzar, ofrecen lógicamente unas perspectivas de investigación y trabajo por delante muy grandes.

3. Resultados

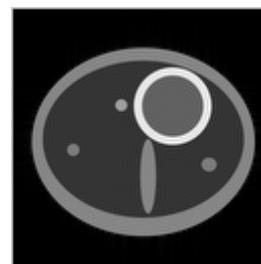
Los resultados obtenidos se pueden dividir en dos etapas, igual que la realización del proyecto. Por una parte encontramos que los resultados que los métodos existentes nos proporcionaban con nuestras implementaciones coincidían con los que esperábamos después de consultar la bibliografía. Esto confirmó el buen entendimiento de cada uno de los métodos. En la siguiente gráfica pondremos a modo de ejemplo imágenes de las reconstrucciones obtenidas por cada método.



SENSE, R=3



PILS, R=3



SPACE-RIP, R=3



SMASH, R=3



GRAPPA, R=3

En la segunda parte, los resultados que obtuviéramos nos iban a justificar el desarrollo hecho en el proyecto, ya que iban a probar la posibilidad de desarrollar el nuevo método o a negarla. Para empezar, teníamos los resultados ideales a los que debíamos aspirar: si estamos buscando un método que sea unión de varios y cada uno de ellos tiene unas propiedades, lo ideal sería que esa unión tuviera unas propiedades que (al menos en las beneficiosas) fueran la unión de las individuales. Esto es, si teníamos un factor de reducción R_1 en un método y en el otro R_2 , lo ideal sería que el factor de reducción del método unión fuera el producto de ellos. En cuanto a factores negativos, como el tiempo necesario de cálculo o la amplificación del ruido, aunque la lógica nos dice que algo empeorará, sería de desear que los resultados no correspondieran a la combinación de los individuales, es decir, será comprensible obtener más ruido que en

los métodos por separado, pero en ningún caso será justificable que ese ruido sea tan elevado que no permita la comprensión de la imagen, ya que invalidaría el nuevo método.

Pues bien, los resultados obtenidos para nuestro método han sido muy prometedores, ya que para nuestro *phantom*, hemos obtenido factores de reducción que se corresponden exactamente a la multiplicación de los factores de reducción que teníamos. Es decir, pongamos por caso que hacer un análisis convencional de resonancia magnética costaba 30 minutos. Si utilizáramos un método de tratamiento de imagen en paralelo con 3 antenas lo reduciríamos a 10. Si utilizáramos Noquist con un 50% de parte estática seríamos capaces de reducirlo como mucho a 15 minutos. Pues bien, con nuestro método reduciríamos el tiempo necesario a 5 minutos con la misma calidad de imagen. Esta es la gran ventaja que obtenemos, pero hay otra: si en vez de reducir el tiempo y mantener la calidad de la imagen mantenemos el tiempo, obtendremos más calidad de imagen, ya que estamos tomando más datos de los necesarios para la reconstrucción.

Vamos a presentar a continuación unas gráficas en las que exponemos ejemplos obtenidos para los dos nuevos métodos obtenidos, uniones de Noquist y SPACE-RIP por una parte y de Noquist y SMASH por otro lado.

Noquist + SPACE-RIP:

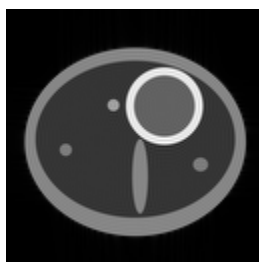
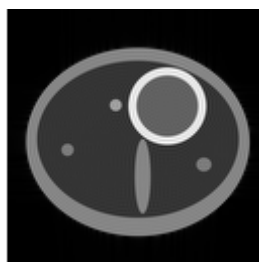
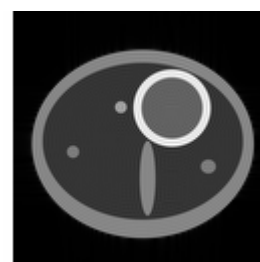


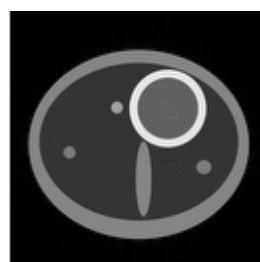
Imagen de Partida



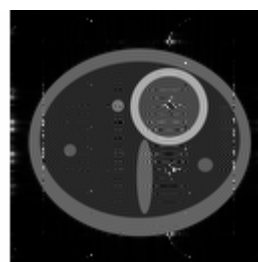
$R_{TOTAL} = 1.8824$



$R_{TOTAL} = 3.7647$



$R_{TOTAL} = 5.4906$

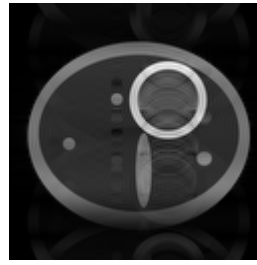


$R_{TOTAL} = 7.5294$

Noquist + SMASH:



$R_{TOTAL}=3.7647$



$R_{TOTAL}=5.4906$

En la siguiente tabla mostramos los valores del factor de reducción obtenidos. Para el último caso vemos que alcanzamos un factor de reducción de 7.52, es decir un análisis que antes costaría hacer 30 minutos, con nuestra técnica costaría 7.

R_{NOQ} (16 frames)	R_{SPR}	R_{TOTAL}
1.8824	1	1.8824
	2	3.7647
	3	5.4906
	4	7.5294

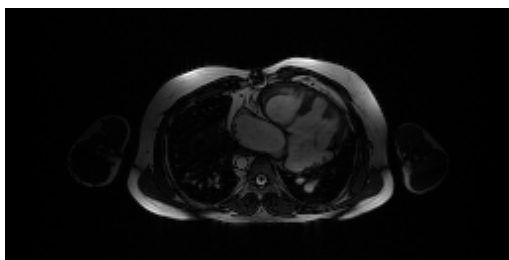
En cuanto a la cuantificación del ruido presente en las reconstrucciones nos ha sido muy difícil obtener valores exactos, debido a la diferente naturaleza y origen del ruido según la familia de métodos usada. Pero lo que sí ha quedado claro (en los ejemplos mostrados en la memoria se puede comprobar) ha sido que el ruido que aparece al llevar a cabo la reconstrucción no impedirá al especialista realizar un análisis correcto, por lo menos para valores del factor de reducción bajos y medios.

4. Aplicabilidad

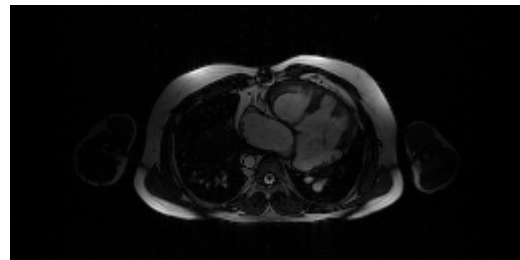
La realización de este proyecto se ha enmarcado dentro de un programa de investigación de 4 años financiado por la Red de Institutos de Salud de los Estados Unidos. Es por ello que su aplicabilidad práctica no es inmediata, ya que forma parte de un proyecto mucho mayor y complejo. Pero con el trabajo desarrollado en 8 meses se ha avanzado mucho para su realización final.

La principal conclusión en cuanto a la aplicabilidad de este gran programa que se deduce del trabajo elaborado por nuestra parte ha sido la demostración de que es posible unir Noquist con métodos ya existentes para conseguir resultados muy buenos, es decir, hemos justificado la idea inicial y hemos dado argumentos de sobra para que de verdad se apliquen estos métodos en máquinas reales.

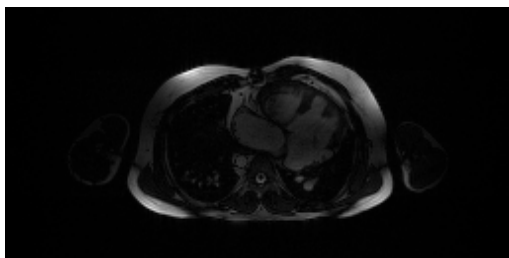
Los resultados obtenidos han sido tan positivos que tanto que sólo un mes después de su realización un equipo de la universidad americana de Emory aplicó los métodos desarrollados en este proyecto a imágenes reales provenientes de resonancias magnéticas con pacientes humanos con muy buenos resultados. A continuación expongo unas muestras de las imágenes reconstruidas, primero con los métodos estudiados y por último con el nuevo método desarrollado.



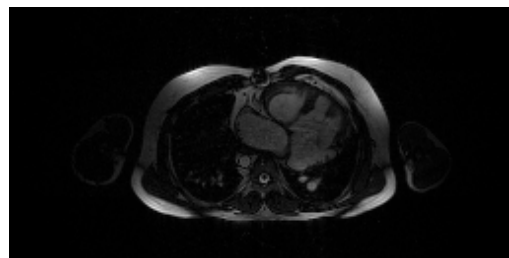
Reconstrucción Convencional



SPACE-RIP con factor de reducción=2



Noquist con factor de reducción=2



SPACE-RIP + Noquist, R=4

El buen resultado de las investigaciones llevadas a cabo y la implicación de empresas como Philips y General Electric hacen pensar que en un futuro no muy lejano se puedan hacer análisis de resonancia magnética a pacientes reales y de manera cotidiana en hospitales. La implantación de estas técnicas es cada vez más necesaria por el ahorro de tiempo que introducen (y el aumento de ganancias que suponen para los hospitales).

Integrated Parallel Imaging and rFOV Without Temporal Filtering

J. Acebrón-Fabregat¹, D. Moratal-Pérez¹, S. Ramamurthy², and M. E. Brummer³

¹Universidad Politécnica de Valencia, Valencia, Spain, ²Children's Healthcare of Atlanta, Atlanta, Georgia, United States, ³Pediatrics, Emory University School of Medicine, Atlanta, Georgia, United States

Introduction

Parallel imaging methods like SENSE¹ exploit data redundancy in imaging with multiple receiver coils to reduce the data requirements, by incorporating knowledge about receiver coil sensitivity. Reduced field of view (rFOV) methods like Noquist² similarly exploit redundancy in ciné/dynamic imaging due to the presence of static regions in the FOV. These sources of prior information are in principle independent, and may thus be combined for cumulative scan time reduction. The *kt*-SENSE method³ combines SENSE and rFOV through spatio-temporal interpolation, expanding on the UNFOLD model⁴. We are investigating an approach without temporal filtering, thus preserving temporal resolution, to combine SENSE and Noquist. On a cartesian sampling grid in *k*-space, both SENSE and Noquist are commonly implemented in the phase encoding dimension(s) only.

Noquist: For a ciné image sequence with *T* independent frames and a FOV with *N_S* static and *N_D* dynamic points, Noquist models the (*k,t*)-space data *F* for entire dynamic image simultaneously by a single matrix *M*, which contains the Fourier model coefficients: $F=Mf$. The image reconstruction is represented by the inverse of this matrix: $f=M^{-1}F$. For conventional ciné imaging *f* is simply a concatenation of the individual frame images, resulting in a block-diagonal matrix *M* with identical blocks of Fourier coefficients for each image of the sequence, and *M⁻¹* contains identical blocks of inverse Fourier coefficients. Noquist reduces this model by representing the static part of the FOV only once in the entire sequence, since it is identical in all frames. The total size of the ciné image is thus reduced from $T(N_S+N_D)$ to N_S+TN_D . This propagates into accordingly reduced size requirements for each of the equally-sized temporal *k*-space sample vectors *F* for each time point to N_D+N_S/T . Selection of a subset of *k*-space views in each frame is constrained by the requirement to keep matrix *M* invertible.

SENSE: An image *f* is observed by a receiver coil *c* with sensitivity *S_c*, as the product $f_c=f \cdot S_c$, with corresponding Fourier data $F_c=Mf_c$. With complete prior knowledge of *S_c* at all image locations for each of *C* independent receiver coils, complete conventional sampling of *F_c* yields *C*-fold redundant data. Accordingly, reduction of the number of acquired *k*-space views by a factor *R* up to *C* may present a feasible image reconstruction problem. Recovery of *f* from the reduced Fourier data sets *F_c*, simultaneously acquired from all *C* coils, may be achieved through different strategies, with different constraints in flexibility in sampling patterns and computational complexity.

Materials and Methods

Both the SENSE and the Noquist methods can be implemented using a direct-inversion implementation. This approach was followed in our earlier Noquist research², and was again employed here for combination of the methods. For over-determined systems (SENSE factor $R < C$) a pseudo-inverse matrix was applied for reconstruction. Again, only data reduction in phase encoding direction was implemented. Readout reconstruction is done by conventional DFT. Since coil sensitivity maps vary across the readout axis, readout reconstruction must precede phase encoding inversion, and phase encoding inversion was calculated separately for each readout location. Selection of phase encoding view subsets was done by first sub-sampling at rate *R* at regular intervals, then further reducing the pattern resulting following the scheme proposed for Noquist².

A prototype reconstruction procedure was implemented in MATLAB 7 on a 3 GHz dual-core PC running 64-bit Linux. Reconstructions were performed for simulation phantom data, which mimic different types of cyclic dynamics, including translational and contractile motion, and intensity changes at static locations, with all dynamic regions within the central half of the FOV (Figs. 1 and 2). Sensitivity maps were synthesized, governed by the Biot-Savart law, of 4 simulated circular coils orthogonal to the image plane, located near the FOV boundaries (Fig. 3). We reconstructed for SENSE reduction factors 2 to 4, different coil radii, and various static and dynamic FOV proportions. Noise amplification metrics were computed from the reconstruction matrices as outlined in (2).

Results

Our experiments confirm theoretic expectations that combining SENSE and Noquist requires the acquisition of only $N_S/(RT)+N_D/R$ lines per frame/coil, with *N_S*, *N_D* and *T* defined as introduced above, and *R* the SENSE reduction factor ($1 \leq R \leq C$). The overall acquisition time reduction factor multiplies the acceleration factor of the individual methods. For 50% dynamic FOV, SENSE factors $R=2$ (Fig. 4) and $R=3$ give good results free of artifacts, with reduction factors of 3.76 and 5.66. In these cases with stable reconstructions the combined noise amplification approximately follows multiplication of the noise factors of the individual methods: from 5.6 (SENSE, $R=2$) or 20.6 (SENSE, $R=3$) and 1.6 (Noquist, 50% dynamic FOV) we obtain 8.8 and 34 for the new method (mean values).

When the maximum SENSE factor $R=C=4$ was used, with cumulative reduction factor 7.52, reconstruction artifacts are observed, most prominent in the dynamic part of the image (Fig. 5, arrows). These coincide with ill-conditioned reconstruction matrices, also present for SENSE reconstruction in these situations without Noquist. These observations are consistent with literature reports on noise propagation in SENSE⁵, and are possibly related to high levels of similarity among coil sensitivity maps at these locations. Noise amplification exceeds in some situations the expected multiplicatively combined individual factors.

Discussion and Conclusions

Combining prior information from a reduced dynamic field of view and coil sensitivity maps is feasible for ciné MRI. Combination of SENSE and Noquist methods allows multiplication of the individual scan acceleration factors within a stable range, at a cost of similarly accumulated SNR penalties. Computational cost is approximately an order of magnitude higher than that of Noquist alone. Optimized coil geometry and more robust and efficient reconstruction may provide further improvement in achievable cumulative acceleration.

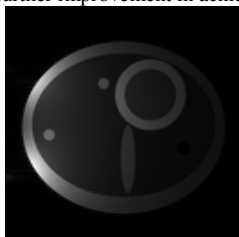


Figure 1: Left coil image in "diastole"

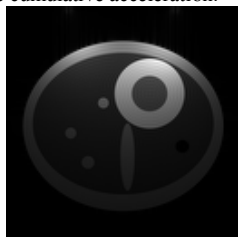


Figure 2: Top coil image in "systole"

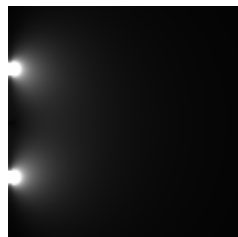


Figure 3: Left coil sensitivity map

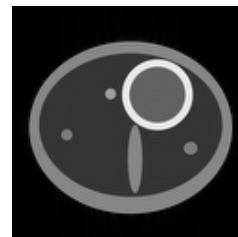


Figure 4: $R=2$, Noquist 50% static FOV

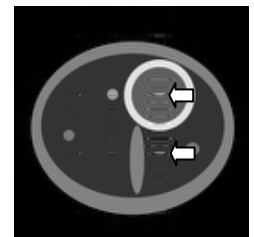


Figure 5: $R=C=4$, Noquist 50% static FOV

References

1. Pruessmann K, Weiger M et al.; Magn. Reson. Med. 1999; 42:952-962.
2. Brummer ME, Moratal-Pérez D et al.; Magn. Reson. Med. 2004; 51:331-342.
3. Tsao J, Boesiger P et al.; Magn. Reson. Med. 2003; 50:1032-1042.
4. Madore B, Glover G. et al.; Magn. Reson. Med. 1999; 42:813-828.
5. Weiger M, Pruessman K et al.; Magn. Reson. Med. 2001; 45:495-504.

NO’NSENSE: TIME-RESOLVED PARALLEL IMAGING WITH A REDUCED DYNAMIC FIELD OF VIEW

Lei Hou Hamilton¹, Javier Acebrón Fabregat², David Moratal², Senthil Ramamurthy³, Marijn Brummer⁴

¹School of Electrical and Computer Engineering, Georgia Institute of Technology, Atlanta, GA, USA,

²Universidad Politécnica de Valencia, Valencia, Spain,

³Children’s Healthcare of Atlanta, Atlanta, GA, USA, ⁴School of Medicine, Emory university, Atlanta, GA, USA.

ABSTRACT

This paper introduces a novel method for accelerated dynamic image acquisition for cardiac MRI. The method combines two different formalisms for reconstruction from sparse data by incorporation of prior information. Parallel imaging uses information about coil geometry in imaging systems with multiple receiver coils. Reduced field of view (rFOV) imaging exploits knowledge about static regions in a dynamic image scene. The novel method combines the SPACE-RIP implementation of parallel imaging with the Noquist rFOV imaging method, which both use a direct inversion model for image reconstruction. The theory is presented for integrated application of these methods, and results are presented of supporting experiments with simulated and real MRI data, retrospectively subsampled to generate sparse data sets. Successful application of the method reveals multiplicative combined acceleration.

Index Terms— MRI, parallel imaging, SPACE-RIP, rFOV, NOQUIST

1. INTRODUCTION

MRI provides clinically relevant anatomic and functional information noninvasively and with minimal risk. Imaging speed is very important in dynamic MR imaging applications such as cardiac imaging. Fast imaging allows prevention of respiratory motion artifacts by breath-held acquisition. Patient safety considerations preclude use of faster gradient switching or higher RF power to speed up the pulse sequence.

Removal of data redundancy by incorporation of prior information about the image is currently investigated in several ways. Parallel imaging [1–5] exploits spatial redundancy in signals from multi-channel receiver systems using receiver coil sensitivity maps. Spatiotemporal redundancy may be exploited in dynamic imaging if parts of the field of view (FOV) do not change much over time [6–8]. Ideally such separate and independent sources of data redundancy may be exploited jointly for combined gains in imaging speed. Both types of methods may operate either in the image domain following Fourier inversion of the raw k-space data, or operate in the

k-space domain. This distinction determines a priori compatibility for combined implementation of any of these methods for parallel imaging and spatiotemporal correlation. Methods which strictly use temporal filtering (like UNFOLD [6]) may be compatible with either approach.

In this paper we present such a hybrid imaging acceleration method, which combines the SPACE-RIP and Noquist methods to incorporate prior information both from a reduced dynamic FOV and receiver coil sensitivity maps. The method was named “No’nSENSE” – until successful results were obtained. The method uses a direct (pseudo-)inversion approach for reconstruction and combines specific advantages of both methods, setting it apart from alternative approaches [7, 9, 10]: full preservation of spatial and temporal resolution compared to conventional acquisition of a full k-space grid and great flexibility with respect to k-space view selection towards SNR or other relevant optimization. The paper is organized as follows. In the next section we introduce the principle of No’nSENSE method and provide details of experimental methods. This is followed by first experimental results with No’nSENSE on simulation phantom data and retrospectively full-grid MRI image data, and a comparison with results of applying SENSE, SPACE-RIP, or Noquist alone. We close with a discussion of the results and conclusions from this work.

2. MATERIALS AND METHODS

Parallel Imaging: At a Nyquist sampling rate, conventional acquisition grids have sufficiently fine sample spacing to avoid harmful foldover artifacts in DFT reconstruction. Redundancy in the image data in parallel imaging stems from the availability of multiple RF receiver channels, where each RF coil measures the same signal with a different coil sensitivity encoding. This redundancy is removed by lowering the sampling rate, thus reducing the scan time. The image is reconstructed from these sparse data, assisted by a model of the modulation of the image function f into acquired k-space data by a known sensitivity profile S_c for each coil.

Frequency encoding reconstruction is performed by con-

ventional DFT beforehand, and will not need further consideration in the following. For any given frequency encoding pixel, the data samples $F(k_x)$ in phase encoding direction can be expressed as a fourier transform of $f(x)$, weighted by the coil sensitivity $S_c(x)$. It can be written as

$$F_c(k_x) = \sum_{n=1}^N S_c(n) f(n) e^{j2\pi k_x n}. \quad (1)$$

This may be expressed in matrix form, for all C coils combined:

$$\begin{bmatrix} F_1(k_x) \\ F_2(k_x) \\ \vdots \\ F_C(k_x) \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} S_1(1)e^{j2\pi k_x 1} & \dots & S_1(N)e^{j2\pi k_x N} \\ S_2(1)e^{j2\pi k_x 1} & \dots & S_2(N)e^{j2\pi k_x N} \\ \vdots & \vdots & \vdots \\ S_C(1)e^{j2\pi k_x 1} & \dots & S_C(N)e^{j2\pi k_x N} \end{bmatrix} \begin{bmatrix} f(1) \\ f(2) \\ \vdots \\ f(N) \end{bmatrix} \quad (2)$$

Or:

$$F = M_{parallel} f \quad (3)$$

The SPACE-RIP parallel imaging method: The image reconstruction by the SPACE-RIP method is simply a direct inversion of this weighted fourier transform matrix, combined for all coils:

$$f = M_{parallel}^{-1} F \quad (4)$$

“Noquist” Reduced field of view (rFOV) imaging:

Another approach to achieve accelerated imaging is to exploit prior knowledge about static portions of the FOV [6–8], sometimes called “reduced field of view” (rFOV) imaging. Noquist is a rFOV method which is based on a direct inversion model. Again, frequency encoding is performed conventionally and not considered here. Phase encoding data $F(k, t)$ for a dynamic image sequence $f(x, t)$ can be expressed as:

$$F(k_x, t) = \sum_{n=1}^N f(n, t) e^{j2\pi k_x n}. \quad (5)$$

With Fourier coefficients represented in matrix M , conventional image reconstruction for each time point or “frame” t would be

$$f(x, t) = M^{-1} F(k_x, t). \quad (6)$$

Consider a ciné image sequence with N phase encodings per time frame. Since the outer portion of FOV from each time frame is static, we only need to reconstruct it once for the entire sequence. If we define the phase encoding sizes of the static and dynamic portions of the FOV as N_S and N_D , $N = N_S + N_D$. Hence, the image f in a single frame can be partitioned as $f = [f_S^T \quad f_D^T]^T$. The corresponding Fourier transform matrix is similarly partitioned as $M = [M_S \quad M_D]$.

For a dynamic sequence with T time frames, the data F_t of all frames t may again be combined into a single vector:

$$\begin{bmatrix} F_0 \\ F_1 \\ \dots \\ F_{T-1} \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} M_S & M_D & 0 & \dots & 0 \\ M_S & 0 & M_D & \dots & 0 \\ \dots & \dots & \dots & \dots & \dots \\ M_S & 0 & 0 & \dots & M_D \end{bmatrix} \begin{bmatrix} f_S \\ f_{0,D} \\ f_{1,D} \\ \dots \\ f_{T-1,D} \end{bmatrix} \quad (7)$$

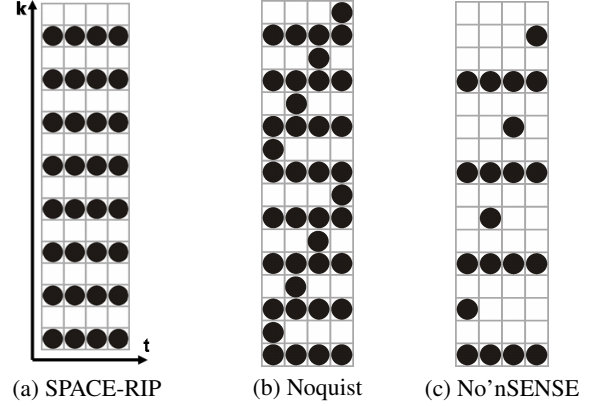


Fig. 1. Comparison of sampling schemes

Or:

$$f = M_{noquist}^{-1} F \quad (8)$$

“No’nSENSE” integrated parallel/rFOV Imaging: We observe that $M_{parallel}$ and $M_{noquist}$ have similar formulations. To implement accelerated imaging using both sources of prior knowledge, these two model formulations may be combined naturally into the “No’nSENSE” method. In equation Eq. 11 we have combined Eq. 2 and Eq. 7, where the measured data $F_{t,c}$ are now indexed by time frame t as well as by coil c .

Scan acceleration factors: We define N as the number of conventional phase encodings, and N_{sample} as reduced the number of phase encoding samples. C is the number of coils. T is the number of time frames.

For the SPACE-RIP method, the minimum $N_{sample} = N/C$. Since in Noquist the static part is only reconstructed once, we need for a fully determined system in each frame

$$N_{sample} = N_S/T + N_D \quad (10)$$

For No’nSENSE, the minimum N_{sample} for each frame would be reduced further to

$$N_{sample} = N_S/(RT) + N_D/R \quad (11)$$

The data reduction factor for fast imaging is $R = N/N_{sample}$. Parallel reduction factor R_p is up to number of coils. rFOV reduction factor R_{nq} up to FOV/FOV_{dyn} . No’nSENSE combines multiplicatively the acceleration from both parallel and Noquist $R = R_p \times R_{nq}$. Figure 1 illustrates how individual sampling schemes for both methods are combined in a straightforward manner. The example has 16 phase-encodings and 4 frames.

3. EXPERIMENTS AND RESULTS

We implemented and tested the No’nSENSE method in MATLAB. Reconstructions are performed on phantom data and

$$\begin{bmatrix} F_{0,0} \\ F_{0,1} \\ \vdots \\ F_{0,C-1} \\ F_{1,0} \\ F_{1,1} \\ \vdots \\ F_{1,C-1} \\ \vdots \\ F_{T-1,0} \\ F_{T-1,1} \\ \vdots \\ F_{T-1,C-1} \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} M_S S_0 & M_D S_0 & 0 & \dots & 0 \\ M_S S_1 & M_D S_1 & 0 & \dots & 0 \\ \vdots & \vdots & \vdots & \vdots & \vdots \\ M_S S_{C-1} & M_D S_{C-1} & 0 & \dots & 0 \\ M_S S_0 & 0 & M_D S_0 & \dots & 0 \\ M_S S_1 & 0 & M_D S_1 & \dots & 0 \\ \vdots & \vdots & \vdots & \vdots & \vdots \\ M_S S_{C-1} & 0 & M_D S_{C-1} & \dots & 0 \\ \vdots & \vdots & \vdots & \vdots & \vdots \\ M_S S_0 & 0 & 0 & \dots & M_D S_0 \\ M_S S_1 & 0 & 0 & \dots & M_D S_1 \\ \vdots & \vdots & \vdots & \vdots & \vdots \\ M_S S_{C-1} & 0 & 0 & \dots & M_D S_{C-1} \end{bmatrix} \begin{bmatrix} f_S \\ f_{0,D} \\ f_{1,D} \\ \vdots \\ f_{T-1,D} \end{bmatrix} \quad (11)$$

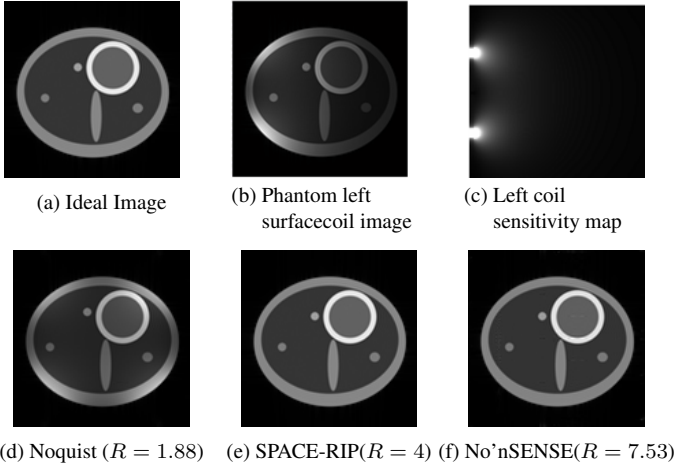


Fig. 2. Phantom data results. The figures show frame 1 of 16 from a ciné sequence with various types of simulated motion.

real MRI data. We also implemented the SPACE-RIP and Noquist methods for comparison.

Phantom data: Phantom data have 128 simulated frequency and phase encodings, 16 frames, and 4 coils. The sensitivity maps were calculated by the Biot-Savart law. Figure 2 shows phantom data experimental results. The experiments use reduction factor $R_p = 4$ for SPACE-RIP and Noquist reduction factor $R_{nq} = 1.88$ for 16 frames and 50% dynamic FOV. Therefore, No'nSENSE reduction factor is $R = 7.53$.

Real data: MRI data were acquired on a 1.5 Tesla Philips scanner. It is a breath-hold cardiac ciné image with 232 phase encoding and 512 frequency encoding samples, 20 time frames, and has data from five receiver coils.

We calculated the sensitivity maps by first filtering high frequency components in k-space for each coil. Each smoothed coil image was divided by the square rooted sum of squares of all coil images to obtain the sensitivity maps. For data selection we extended the patterns of Figure 1.

Figure 3 shows the reconstruction results, cropped in frequency encoding direction, for reduction factor $R = 2$ for SPACE-RIP and 50% dynamic FOV for Noquist. The conventional, SPACE-RIP, Noquist, and No'nSENSE reconstructions used 232, 116, 122, and 61 phase encodings per frame respectively, corresponding with reduction factors 1, 2, 1.9, and 3.8. Figure 4 shows the full grid results. The images are time frame 1, 2, 19, 20.

No'nSENSE does not use interpolation so it preserves full spatiotemporal resolution. Non'nSENSE allows multiplication of the individual acceleration factors through combination of the SPACE-RIP and Noquist methods, at a corresponding cost in multiplicatively accumulated SNR penalty factors. No'nSENSE involves inversion of large matrices (size $T \times C \times N_{sample}$), which makes the computational cost of the method higher than that of Noquist or parallel imaging methods alone. The large inversion system may also rely more than parallel imaging alone on high-quality sensitivity maps for accurate reconstruction.

4. CONCLUSIONS

In this paper, we developed a novel method No'nSENSE for accelerated MRI. The No'nSENSE is based on combining SENSE from pMRI and Noquist from rFOV. Unlike other methods UNFOLD-SENSE, tSENSE, it does not use the temporal filtering or interpolation. Therefore, it is easier to be implemented. Combination of Parallel Imaging and Noquist methods allows multiplication of the individual acceleration factors. Real data experiments confirms that No'nSENSE is reliable method and can be used in clinical application. In the future, we will work on reducing the computation cost associated with No'nSENSE. We will also work on applying it to 3D MRI.

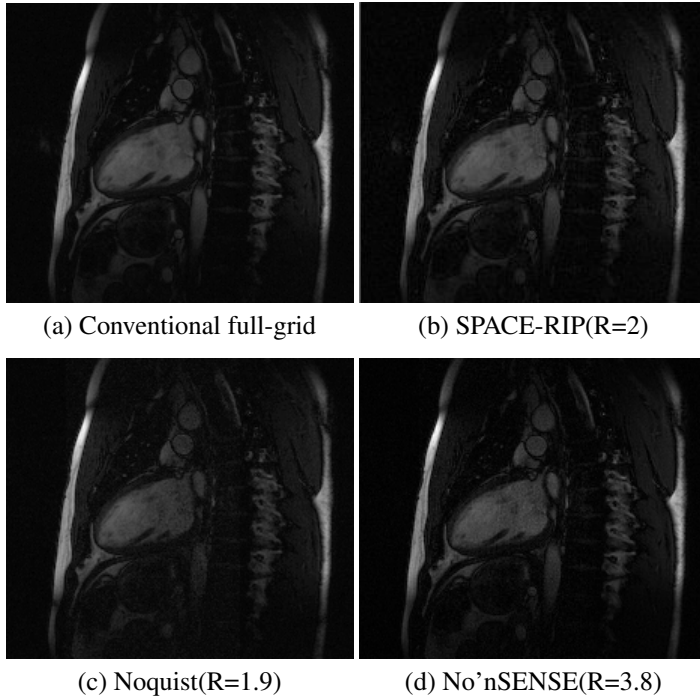


Fig. 3. Comparison of experimental results with real MRI data (see text).

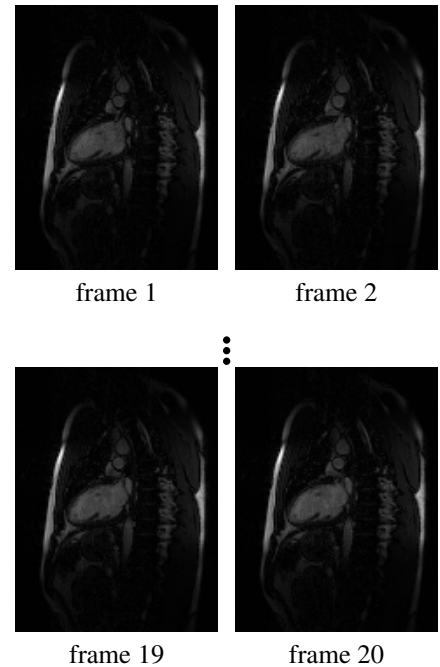


Fig. 4. No'nSENSE reconstruction

5. ACKNOWLEDGEMENTS

This work was supported in part by NIH grant HL077627.

6. REFERENCES

- [1] K.P. Pruessmann, M. Weiger, M.B. Scheidegger, and P. Boesiger, "SENSE: Sensitivity encoding for fast MRI," *Magnetic Resonance in Medicine*, vol. 42, pp. 952–962, 1999.
- [2] M.A. Griswold, P.M. Jakob, M. Nittka, J.W. Goldfarb, and A. Haase, "Partially parallel imaging with localized sensitivities (PILS)," *Magnetic Resonance in Medicine*, vol. 44, pp. 602–609, Oct. 2000.
- [3] W.E. Kyriakos, L.P. Panych, D.F. Kacher, C.F. Westin, S.M. Bao, R.V. Mulkern, and F.A. Jolesz, "Sensitivity profiles from an array of coils for encoding and reconstruction in parallel (SPACE RIP)," *Magnetic Resonance in Medicine*, vol. 44, pp. 301–308, Aug. 2000.
- [4] D.K. Sodickson and W.J. Manning, "Simultaneous acquisition of spatial harmonics (SMASH): Fast imaging with radiofrequency coil arrays," *Magnetic Resonance in Medicine*, vol. 38, pp. 591–603, Oct. 1997.
- [5] M.A. Griswold, P.M. Jakob, R.M. Heidemann, M. Nittka, V. Jellus, J. Wang, B. Kiefer, and A. Haase, "Generalized autocalibrating partially parallel acquisitions (GRAPPA)," *Magnetic Resonance in Medicine*, vol. 47, pp. 1202–1210, June 2002.
- [6] B. Madore, G.H. Glover, and N.J. Pelc, "Unaliasing by fourier-encoding the overlaps using the temporal dimension (UNFOLD) applied to cardiac imaging and fMRI," *Magnetic Resonance in Medicine*, vol. 42, pp. 813–828, 1999.
- [7] J. Tsao, P. Boesiger, and K.P. Pruessmann, "k-t BLAST and k-t SENSE: Dynamic MRI with high frame rate exploiting spatiotemporal correlations," *Magnetic Resonance in Medicine*, vol. 50, pp. 1031–1042, Nov. 2003.
- [8] M.E. Brummer, D. Moratal-Pérez, C.Y. Hong, R.I. Pettigrew, J. Millet-Roig, and W.T. Dixon, "Noquist: Reduced field-of-view imaging by direct fourier inversion," *Magnetic Resonance in Medicine*, vol. 51, pp. 331–342, Feb. 2004.
- [9] P. Kellman, F.H. Epstein, and E.R. McVeigh, "Adaptive sensitivity encoding incorporating temporal filtering (TSENSE)," *Magnetic Resonance in Medicine*, vol. 45, pp. 846–852, May 2001.
- [10] B. Madore, "UNFOLD-SENSE: A parallel MRI method with self-calibration and artifact suppression," *Magnetic Resonance in Medicine*, vol. 52, pp. 310–320, Aug. 2004.