

Obtención de la señal de sincronismo cardíaco a partir de los datos del k-espacio en IRM cine cardiaca

A. Godino-Moya^{1,*}, T. Cloquell², J. Royuela-del-Val¹, M. Martín-Fernández¹, C. Alberola-López¹
*agodino@lpi.tel.uva.es

¹Laboratorio de Procesado de Imagen, Universidad de Valladolid, Valladolid, España

²Escuela Politécnica de Grenoble, Universidad Grenoble Alpes, Grenoble, Francia

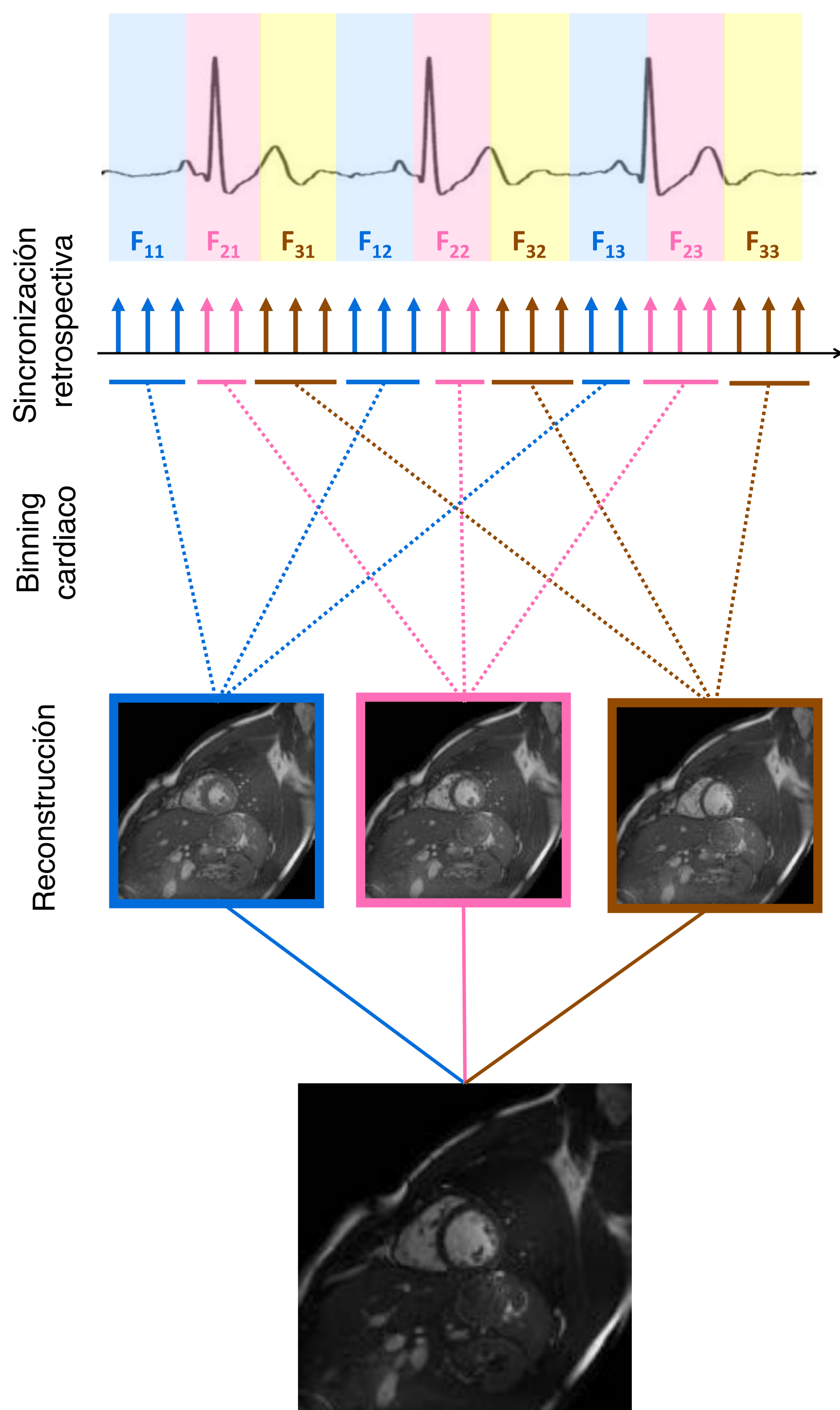


INTRODUCCIÓN

- Las enfermedades cardiovasculares representan hoy en día la principal causa de muerte a nivel mundial [1]
- IRM cine cardiaca se considera el *gold standar* para la evaluación de la función y anatomía cardiacas [2]
- Existe, por tanto, un interés creciente en actualizar y mejorar las soluciones existentes para detectar las enfermedades cardiovasculares antes y con mayor precisión [3]

IRM CINE CARDIACA

- Técnica relativamente cara y lenta
- Obtiene imágenes de los latidos del corazón.
- Afectada por el movimiento: movimiento respiratorio
- Se requieren dispositivos adicionales:
 - ECG para sincronizar la adquisición con los latidos del corazón (sincronización retrospectiva).
 - Dispositivos para evitar artefactos producidos por el movimiento respiratorio.
- ECG puede degradarse seriamente en presencia de campos electromagnéticos altos a causa del efecto magnetohidrodinámico [4]
- Aumentan los tiempos de preparación, adquisición... [5-6]



OBJETIVO

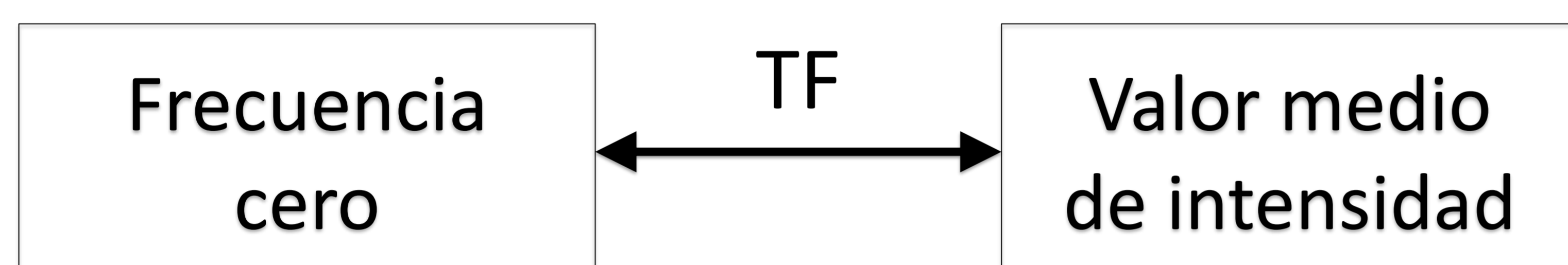
¿Cómo reducir el tiempo total?

- Cambiando la manera habitual de muestrear el k-espacio:
 - *Compressed Sensing*
 - *Parallel Imaging*
 - Trayectorias *Golden-radial*
 - ...
 - Eliminar la necesidad de los dispositivos adicionales
- **Objetivo:** desarrollar un método para recuperar automáticamente la señal de sincronismo cardiaco directamente a partir de los datos de IRM y eliminar así la necesidad de los dispositivos adicionales necesarios.

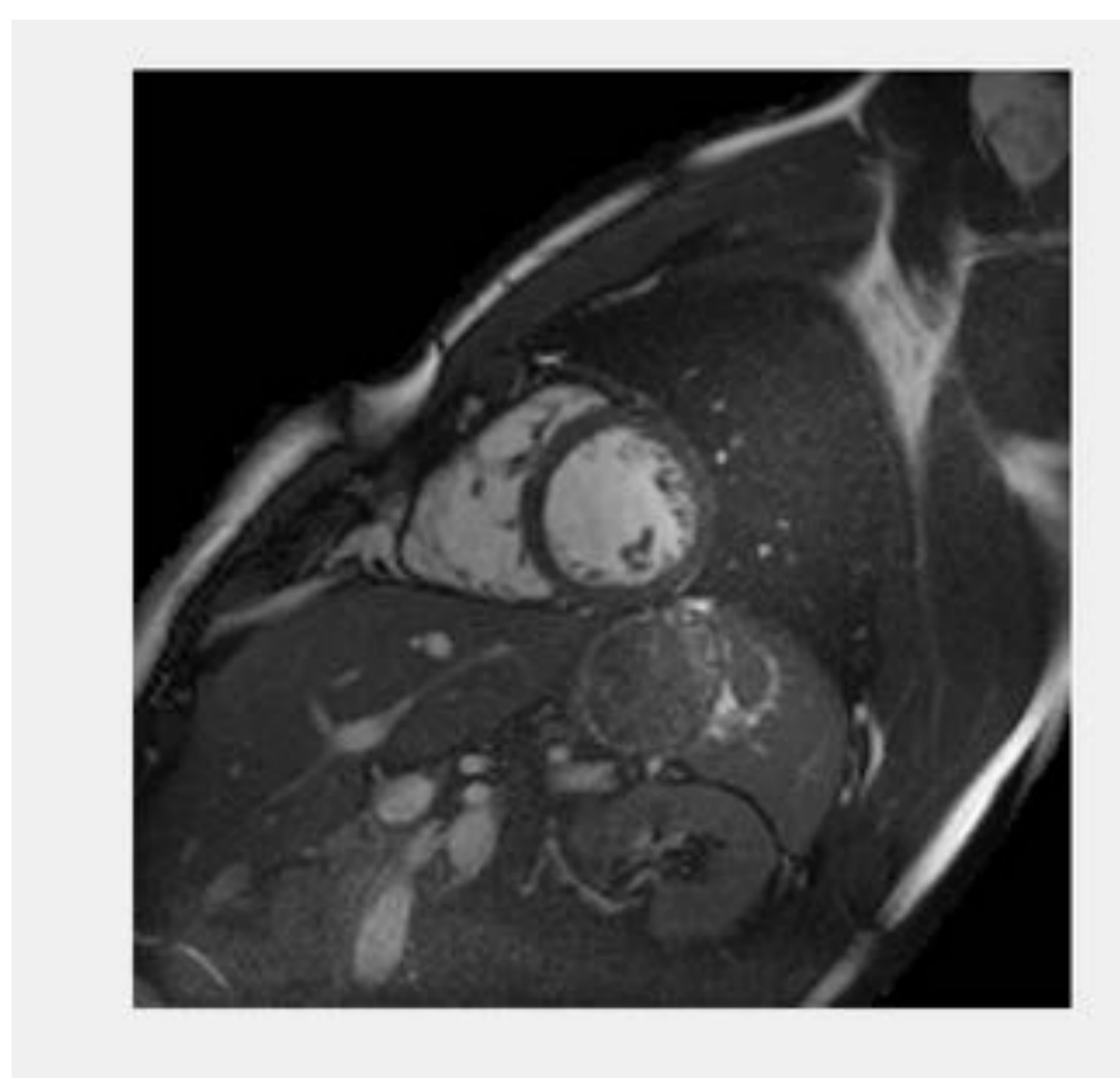
TEORÍA

En las imágenes de IMR cine cardiaca:

- La sangre normalmente aparece brillante
- El corazón está rodeado de estructuras más oscuras (pulmones, hígado...)
- La contracción del corazón se traduce en una disminución de la intensidad media de la imagen
- La relajación del corazón se traduce en un incremento de la intensidad media de la imagen
- Los datos del escáner están en el k-espacio: relación mediante transformada de Fourier (TF)

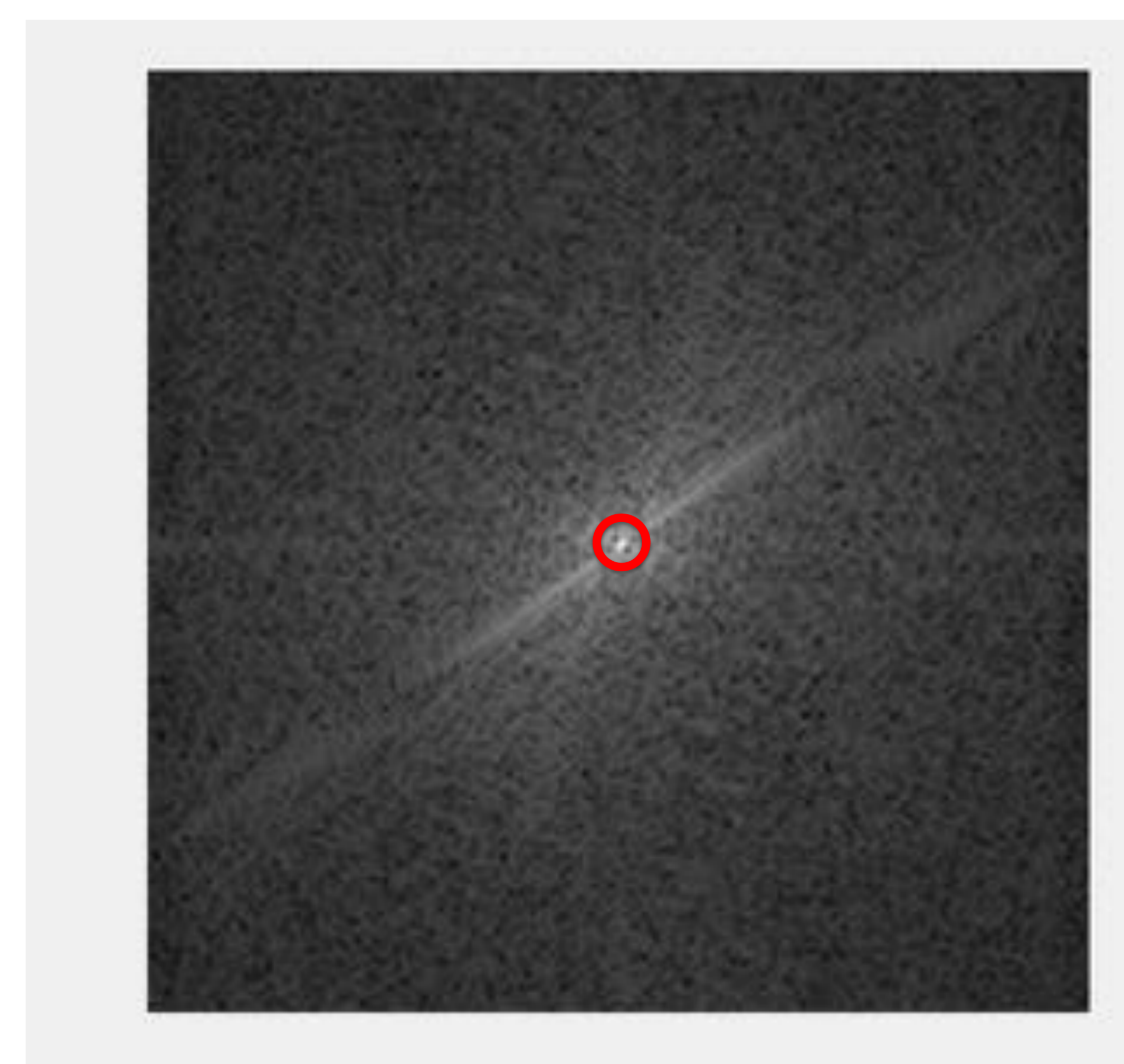


- Procesando las muestras centrales del k-espacio a lo largo del tiempo se obtiene la señal de sincronismo cardiaco



Transformada
de Fourier

A large, thick blue double-headed arrow pointing both left and right, indicating the bidirectional relationship between the image and its Fourier transform.

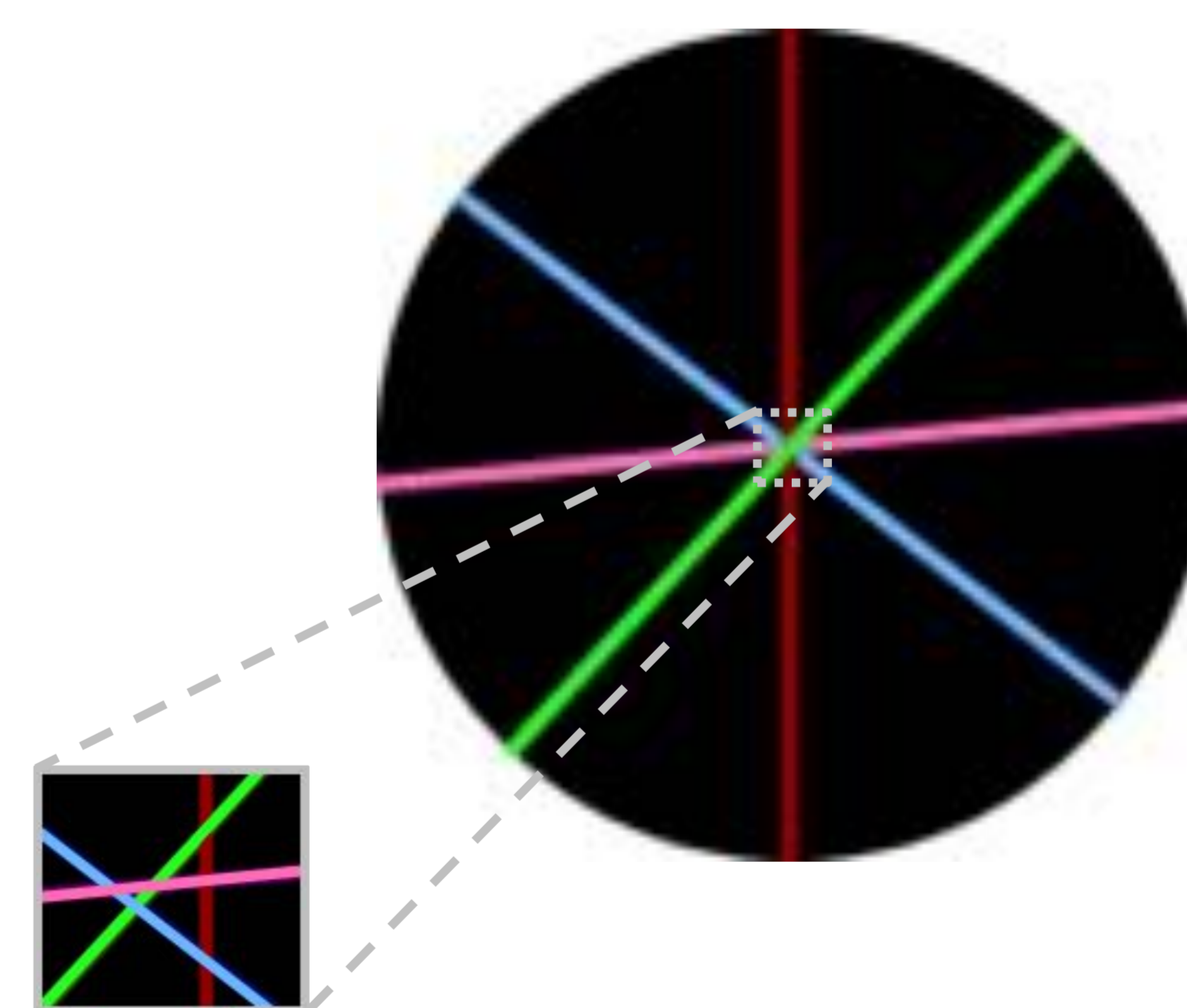


MATERIAL Y MÉTODOS

- Datos de 4 voluntarios sanos, edad 24-29
- Escáner 1.5 T
- Parámetros de adquisición:
 - 32 canales
 - Secuencia bSSFP
 - $TR/TE/\alpha = 2,9 \text{ ms}/1,44 \text{ ms}/60^\circ$
 - $FOV = 320 \times 320 \text{ mm}^2$
 - Resolución espacial $2 \times 2 \text{ mm}^2$
 - 20 fases cardiacas

Adquisiciones

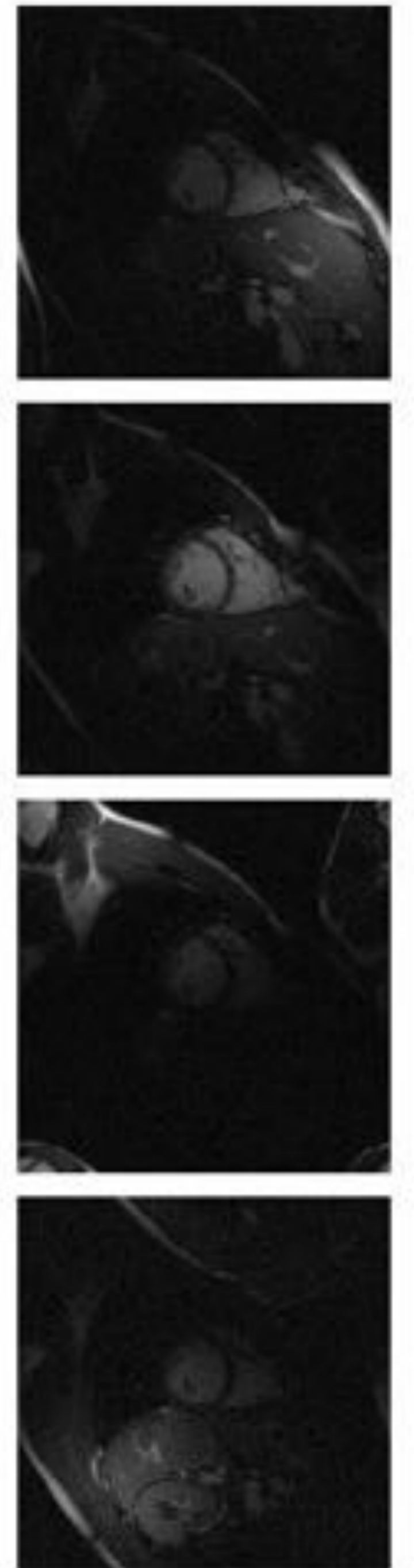
- Cartesiana en apnea
 - Se reconstruye un único ciclo cardiaco.
 - Primera etapa de validación de la propuesta
 - *Golden-radial* en apnea
 - Las 400 primeras proyecciones de 4000 se descartan para garantizar el estado estacionario
 - 3 muestras centrales se promedian para corregir desalineamientos
 - *Golden-radial* respiración libre
 - Análisis del efecto de la respiración
- ECG se registra también en todas ellas



MATERIAL Y MÉTODOS

Selección del canal

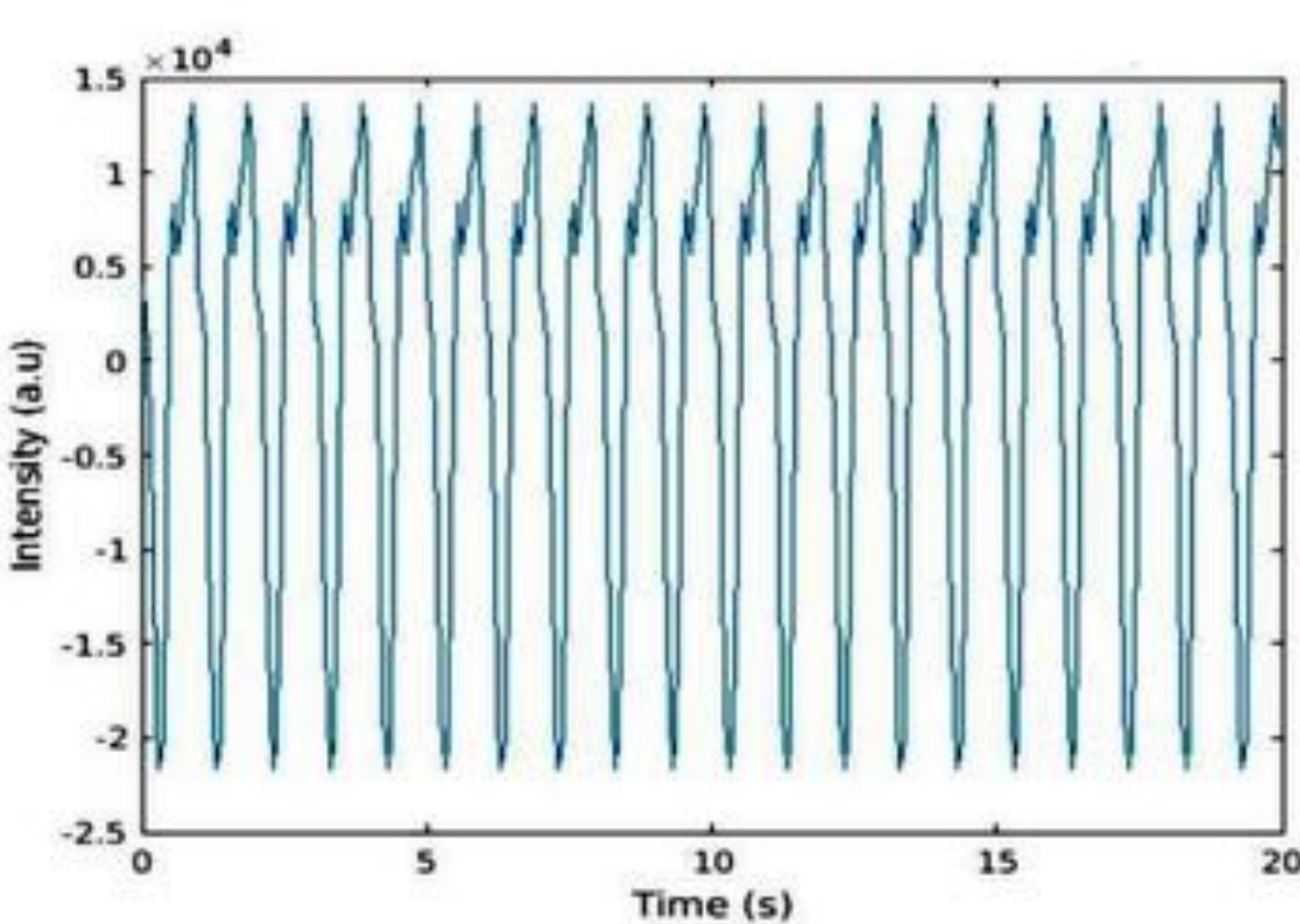
- Inspección visual
- Selección automática basada en análisis espectral
 - Relación entre bandas espectrales
 - [0.5 – 1.5] Hz → actividad cardiaca
 - [0.1 – 0.5] Hz → actividad respiratoria
- Análisis de componentes principales (PCA)
- **Hipótesis:** La mayor parte de la información dinámica cardiaca distribuida por todos los canales se concentra en las primeras componentes principales



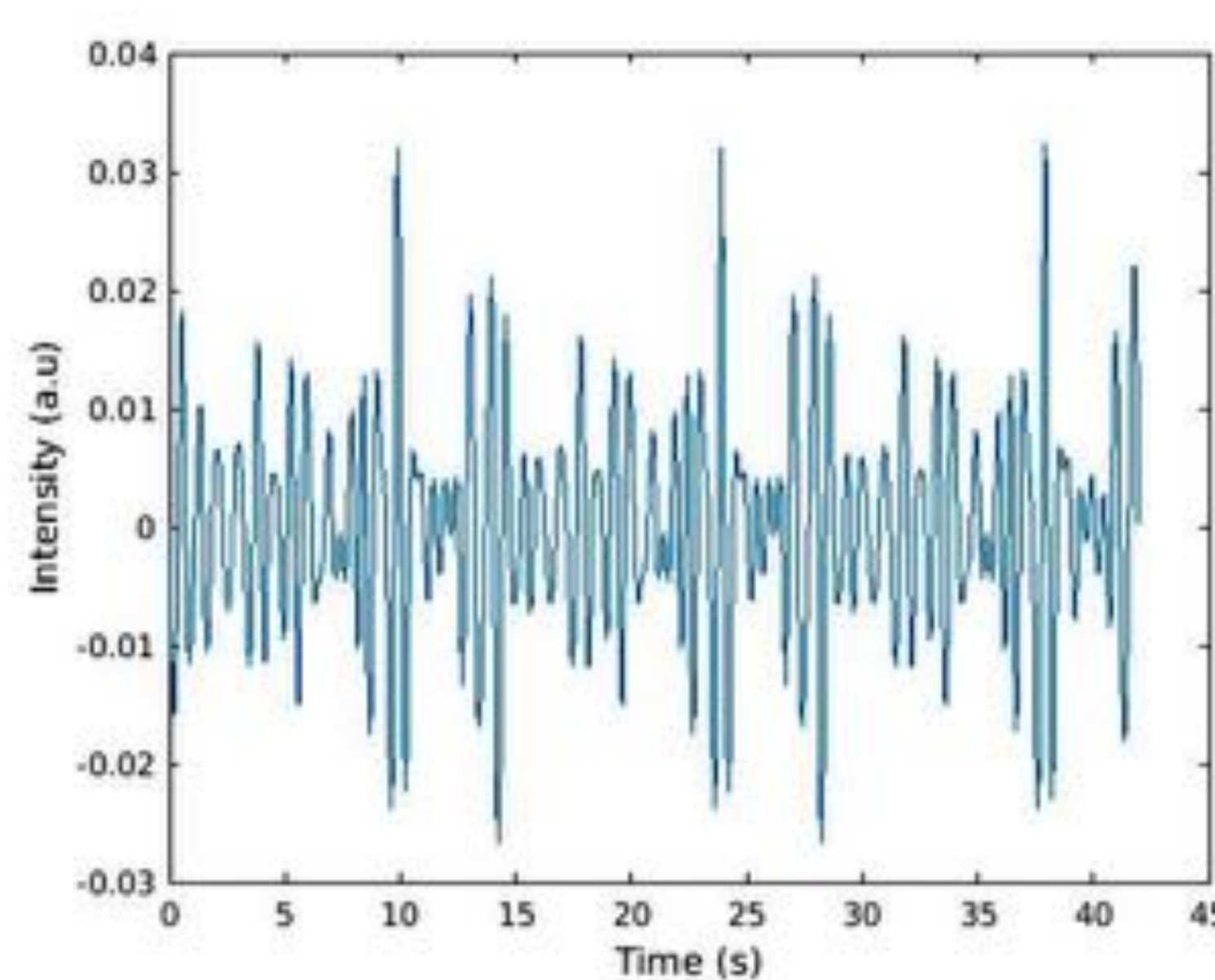
RESULTADOS

Señales de sincronismo cardiaco:

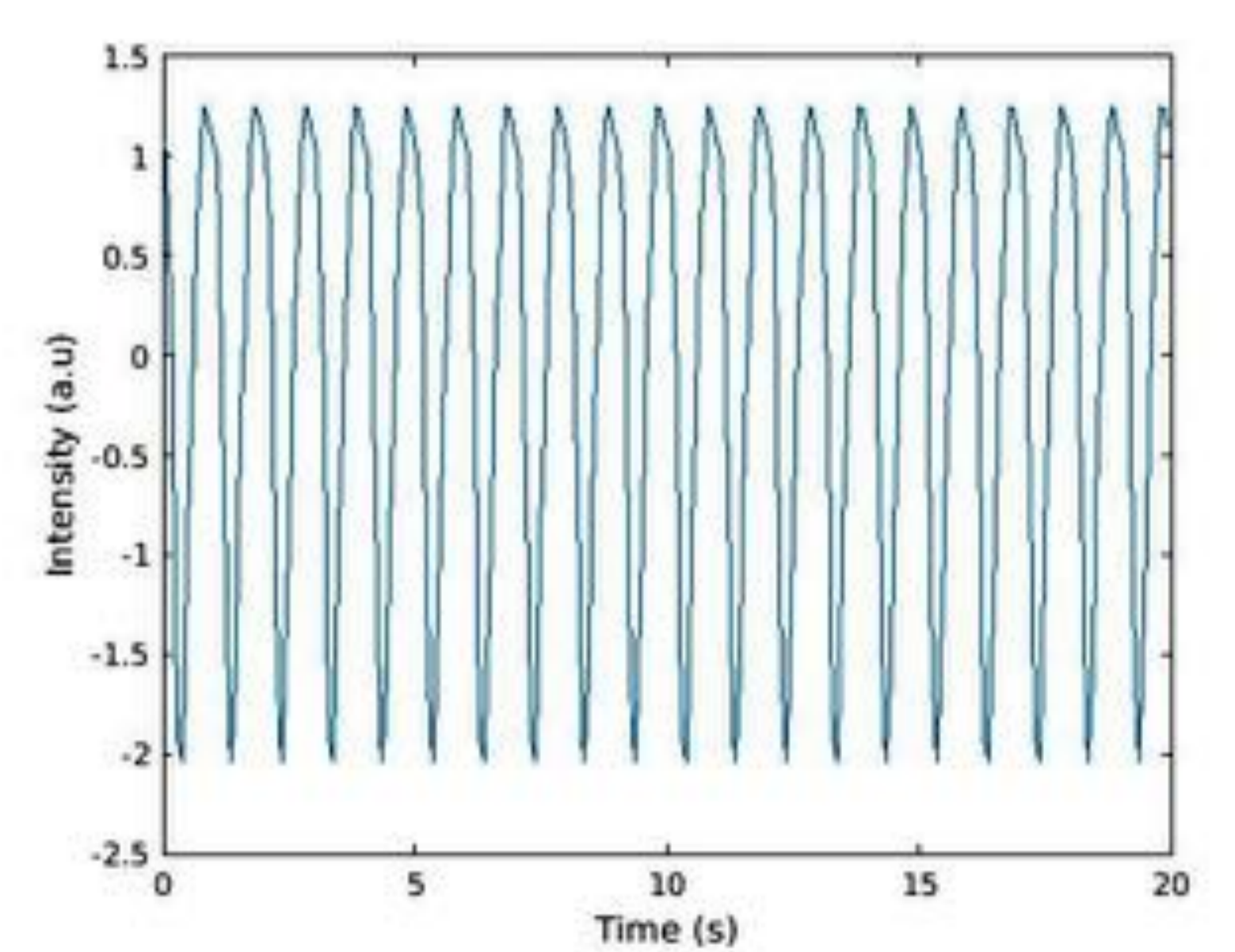
Coordenadas cartesianas en apnea



Golden-radial en respiración libre



Golden-radial en respiración libre tras filtro paso banda: $f_{c1}=0.83$ Hz, $f_{c2}=2$ Hz



➤ Detección de picos → intervalos RR

$$Error = \frac{\|RR_{ECG} - RR_{MRI}\|^2}{\|RR_{ECG}\|^2}$$

| Sujeto | Inspección Visual | Análisis Espectral | PCA | PCA tras filtrado |
|--------|-------------------|--------------------|--------------------------|-------------------|
| 1 | #5: 1.63 % | #13: 2.51 % | C1: 3.04 % C5: 2.34 % | 2.65 % |
| 2 | #12: 0.93 % | #11: 0.98 % | C1: 2.40 % C4: 1.45 % | 1.37 % |
| 3 | #14: 1.40 % | #13: 3.10 % | C1: 4.39 % C8: 1.97 % | 3.20 % |
| 4 | #4: 3.56 % | #5: 3.73 % | C1: 7.57 % C2: 3.40 % | 3.88 % |

CONCLUSIONES

- Se propone un método para recuperar la señal de sincronismo cardiaco directamente del k-espacio de dos formas distintas.
- El canal seleccionado por el método automático quizá no sea la mejor en términos de error, pero sí una con error aceptable
- Errores de la estrategia de análisis espectral y PCA proporcionan resultados similares
- La estrategia PCA, dado que combina la información multicanal, parece ser más robusta que utilizar un único canal.

LIMITACIONES Y TRABAJO FUTURO

- Limitación principal:
 - Número reducido de datos disponibles para validación.
- Trabajo futuro
 - Recuperación de señal de sincronismo respiratorio.

REFERENCIAS

1. Townsend N., Wilson L., Bhatnagar P., Wickramasinghe K., Rayner M., Nichols M. cardiovascular disease in Europe: epidemiological update 2016, European Heart Journal, Volume 37, Issue 42, 7 November 2016, Pages 3232-3245
2. World Health Organization. Global status report on non-communicable diseases 2014, 2014.
3. Feng L., Srichai M.B., Lim R.P., Harrison A., King W., Adluru G., Dibella E.V., Sodickson D.K., Otazo R., Kim D., High accelerated real-time cardiac cine MRI using k-t Sparse-Sense. Magn Reson Med 2013;70:64-74
4. Krug J.W., Rose G., Strucht D., Clifford G., Oster J. Limitations of VCG based gating methods in ultra high field cardiac MRI, Journal of Cardiovascular Magnetic Resonance, 2013, 15 (Suppl 1):W19
5. Usman M., Atkinson D, Kolbitsch C., Schaeffter T. Prieto C. Manifold learning based ECG-free free-breathing cardiac cine mri. Journal of magnetic resonance Imaging 2014 (DOI: 10.1002/jmri.24731) Lamb H.J., Van Schinkel L., Kronen E, van den Boogaard P.J., Verluis M.J., de Roos A., Webb A., Siebelink H.M.J, 7T clinical cardiovascular MR Imaging: initial experience. J Cardiovasc Magn Reson 2012; 14:P234
6. Otazo R., Feng L., Chandarana H., Block T., Axel L., Sodickson D. Combination of compressed sensing and parallel imaging for highly-accelerated dynamic MRI. In Biomedical Imaging (SIBI), 2012 9th IEEE Int. Symposium on 2012; pp. 980-983
7. Otazo R., Kim D., Axel L., Sodickson D.K. Combination of compressed sensing and parallel imaging for highly accelerated first-pass cardiac perfusion MRI. Magn Reson Med 2010;64:767-776.
8. Winkelmann S. Schaeffter T., Koehler T., Eggers H., Doessel O. An optimal radial profile order based on the golden ratio for time-resolved MRI, in IEEE Transactions on Medical Imaging, vol. 26, no. 1, pp. 68-76, Jan. 2007