

Poster No.	PS-16/09
Tipo	EPOSTER SCIENTIFICO
Sezione	RISONANZA MAGNETICA
Autori	GAGLIARDO CESARE - PALERMO (PA) , GAGLIARDO CESARE , COLLURA GIORGIO , MARRALE MAURIZIO , BARTOLOTTA TOMMASO VINCENZO , MIDIRI MASSIMO , LAGALLA ROBERTO

Scopo:

La terapia dei disordini neurologici mediante tcMRgFUS è stata effettuata utilizzando esclusivamente scanner RM da 3T. Utilizzando uno scanner RM da 1.5T la qualità delle sequenze morfologiche utilizzabili per la pianificazione di questi trattamenti è risultata essere soddisfacente utilizzando la bobina body RF (quella solitamente utilizzata con sistemi tcMRgFUS integrati con scanner RM da 3T) [1-3]. Tuttavia l'SNR delle sequenze utilizzate per la termometria RM è risultato inferiore allo standard accettabile per i trattamenti. È stata quindi sviluppata una bobina a 2 canali per assicurare un adeguato SNR per il monitoraggio delle procedure. Presentiamo il protocollo di imaging efficacemente utilizzato per eseguire procedure tcMRgFUS con il primo sistema mai integrato con uno scanner da 1.5T.

Materiali e metodi:

Utilizzando la metodologia NEMA2008 [4] sono stati calcolati i valori di SNR relativi alle sequenze RM morfologiche normalmente acquisite per la pianificazione dei trattamenti tcMRgFUS utilizzando sia bobina body RF che la bobina a 2 canali appositamente sviluppata per sistemi da 1.5T cui è stato integrato il sistema per i trattamenti tcMRgFUS (ExAblate 4000, InSightec Ltd. - Haifa, Israele). È stato utilizzato uno scanner da 1.5T modello Signa HDxt (GE Medical System - Milwaukee, Wisconsin, USA). Sono state ottenute immagini T2w-FRFSE da un fantoccio normalmente utilizzato per le verifiche giornaliere di qualità (Daily Quality Assurance, DQA) con lo stesso protocollo successivamente utilizzato durante i trattamenti.

Risultati:

Rispetto alla bobina RF body, la bobina a 2 canali dedicata ha prodotto valori più elevati di SNR su tutti i piani di acquisizione. In particolare, abbiamo misurato per il piano assiale un SNR pari a 27.5 utilizzando la bobina dedicata mentre un valore di soli 2.5 utilizzando la bobina RF body (10x).

Conclusioni:

Sebbene l'SNR aumenti linearmente con l'intensità di campo, va sottolineato che su uno scanner da 1.5T l'uso di una bobina dedicata ci ha permesso di ottenere immagini morfologiche con un SNR circa 5 volte maggiore rispetto le immagini teoricamente acquisibili con la bobina RF body su scanner RM da 3T.

Informazioni Personali:

Dott. Cesare Gagliardo - cesare.gagliardo@unipa.it
 Sezione di Scienze Radiologiche
 Dipartimento di Biopatologia e Biotecnologie Mediche
 Università degli Studi di Palermo
 Via del Vespro, 129 - 90127 Palermo (PA)

Note Bibliografiche:

1. Kaufman L, Kramer DM, Crooks LE, Ortendahl DA (1989) Measuring signal-to-noise ratios in MR imaging. Radiology. 173:265-267
2. Henkelman RM (1985) Measurement of signal intensities in the presence of noise in MR images. Med Phys. 12:232-233
3. Ghanouni P, Pauly KB, Elias WJ et al (2015) Transcranial MRI-Guided Focused Ultrasound: A Review of the Technologic and

Neurologic Applications. AJR Am J Roentgenol. 205:150-9.

4. National Electrical Manufacturers Association (2008) Determination of Signal-to-Noise Ratio (SNR) in Diagnostic Magnetic Resonance Imaging, NEMA Standards Publication MS1-2008. Available via <https://www.nema.org>

Immagini:

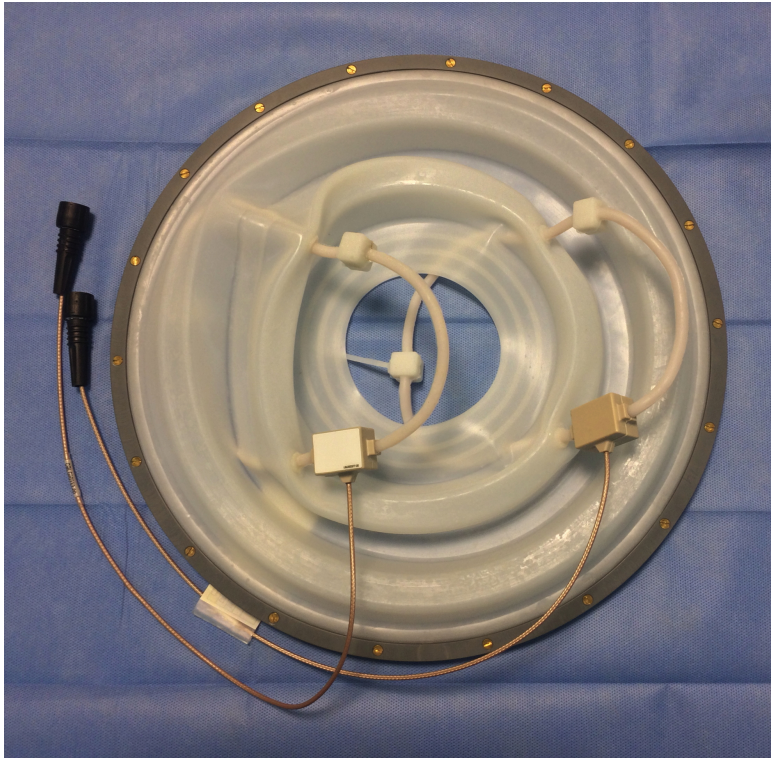


Figura 1 - Foto della bobina a due canali integrata nella membrana in silicone utilizzata per assicurare un corretto accoppiamento acustico tra la testa del paziente ed il casco tcMRgFUS che viene riempito d'acqua degassata durante i trattamenti.



Figura 2 - Posizionamento della membrana elastica in un paziente; i due anelli della bobina vengono disposti ai lati del capo del paziente assicurando un'ottima copertura di tutta la regione di studio.

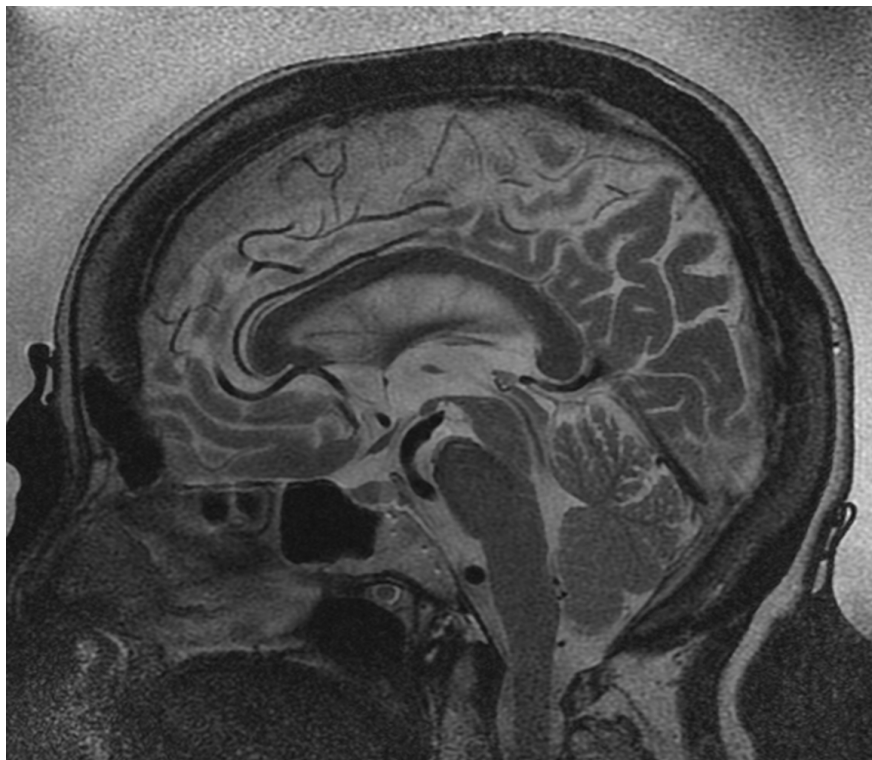


Figura 3 - Immagine sagittale FRFSE T2 (2mm no gap) acquisita (utilizzando la bobina due canali dedicata) all'inizio di una procedura per la pianificazione del trattamento sulla base dell'identificazione dei classici reperi anatomici utilizzati per procedure stereotassiche (commisure anteriore e posteriore).

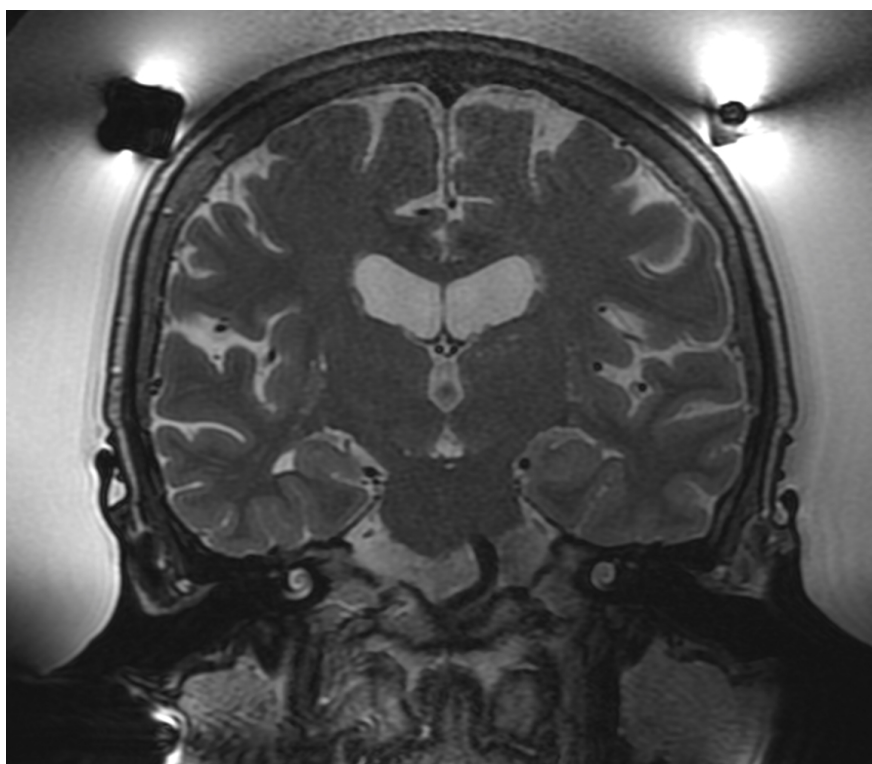


Figura 4 - Immagine coronale FRFSE T2 (2mm no gap) acquisita (utilizzando la bobina due canali dedicata) all'inizio di una procedura per la pianificazione del trattamento.

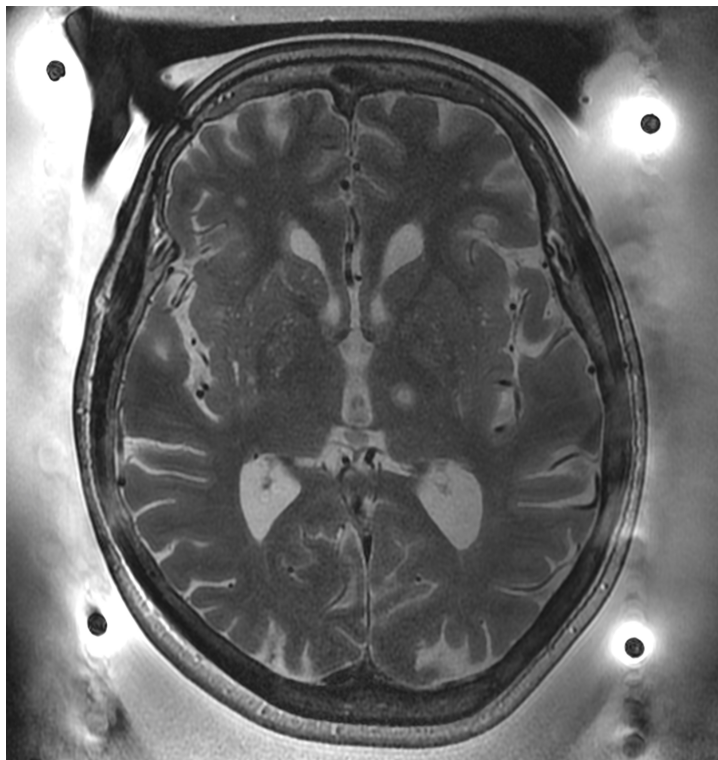


Figura 5 - Immagine assiale FRFSE T2 (2mm no gap) acquisita (utilizzando la bobina due canali dedicata) a termine della procedura tMRgFUS. Si evidenzia chiaramente l'area lesionale indotta in sede talamica sinistra (nucleo VIM) per effetto della termoablazione tissutale e conseguente necrosi e denaturazione proteica; è apprezzabile iniziale sfumato alone di natura edemigena.

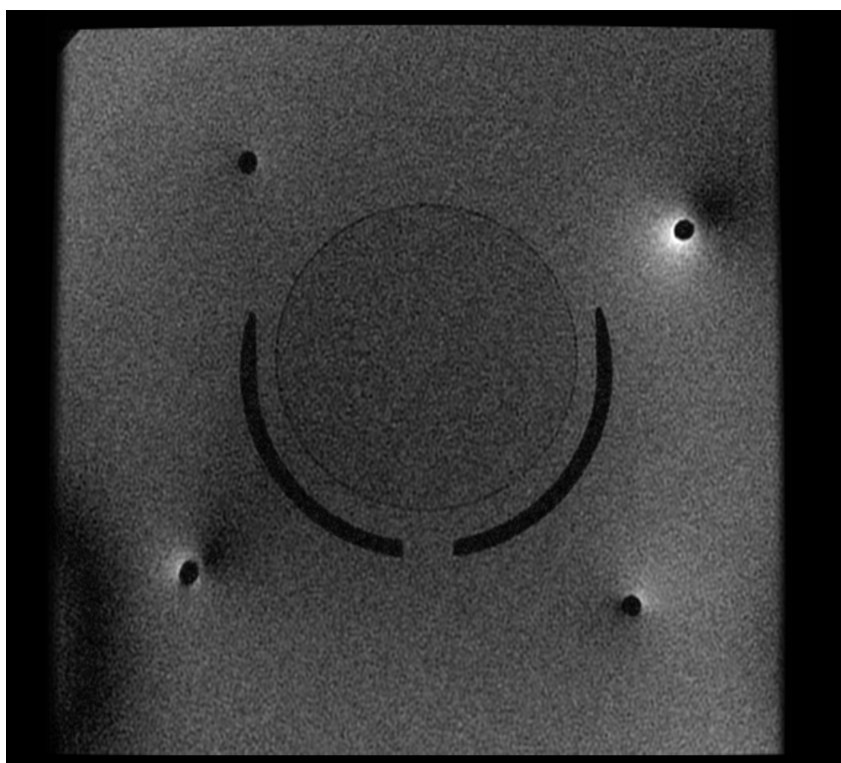


Figura 6 - Esempio di un'acquisizione, utilizzata per il calcolo dell'SNR, effettuata su fantoccio DQA utilizzando la bobina body RF (la medesima utilizzata per pianificare e monitorare le procedure eseguite con scanner RM da 3T).

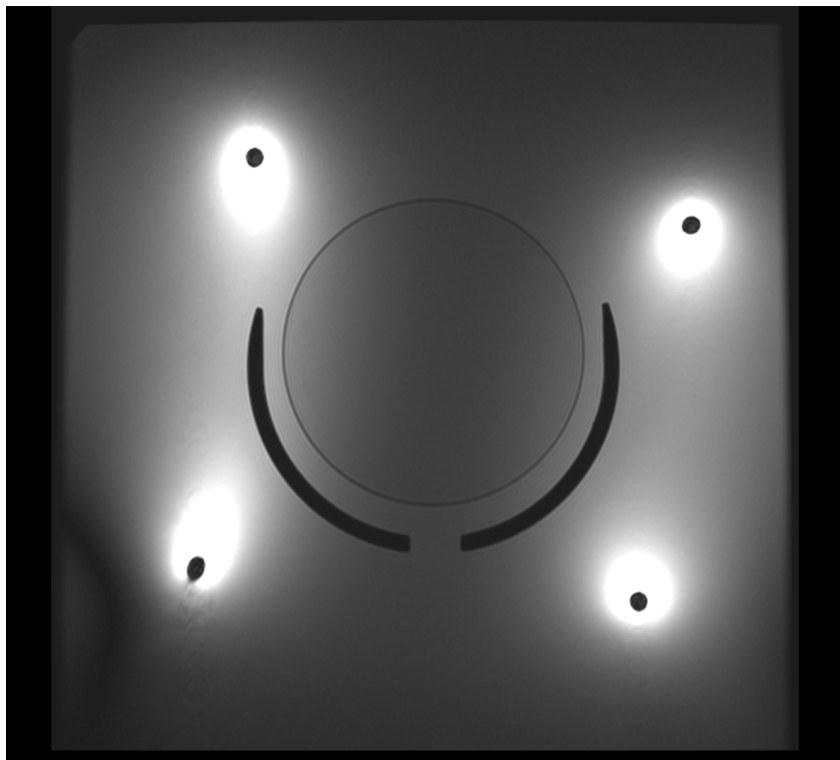


Figura 7 - Esempio di un'acquisizione, utilizzata per il calcolo dell'SNR, effettuata su fantoccio DQA utilizzando la bobina due canali appositamente sviluppata per sistemi tcMRgFUS integrati con scanner RM da 1.5T.
