

Apparecchiature, tecniche e procedure di acquisizione di immagini in RM fetale

Andrea Righini

Parole chiave

Sezioni T2 ponderate • Immagini ultraveloci • Bobine di ricezione • Tempo di eco • Risoluzione spaziale

2.1 Tomografi

La Risonanza Magnetica Fetale (RMF) viene attualmente eseguita nella maggior parte dei centri con tomografi da 1,5 Tesla, anche se in letteratura sono riportate esperienze di esami di soddisfacente qualità eseguiti a 1,0 Tesla. Ancora molto scarso è invece l'utilizzo di tomografi da 3 Tesla, sia per motivi precauzionali di sicurezza, sia perchè i problemi relativi alla distorsione delle immagini non sono ancora stati completamente risolti. Tuttavia è ipotizzabile che in un prossimo futuro, grazie a tecniche e sequenze atte a ridurre il SAR (*Specific Absorption Rate*), nonché a metodi di migliore e più omogenea penetrazione della radiofrequenza, parte degli esami RMF possa essere eseguita a 3 Tesla.

2.2 Bobine

Solitamente si utilizzano bobine addominali *phase array* da 4 a 32 canali di ricezione. Anche le bobine toraciche per studio del cuore

si sono rivelate idonee allo studio fetale. Può accadere che la bobina debba essere riposizionata dopo l'iniziale scannogramma perchè, ad esempio, la testa fetale oggetto di studio non si trova nella migliore posizione (centro del campo di sensibilità della bobina) per poter ottenere un ottimale rapporto segnale-rumore.

2.3 Sequenze

La Tabella 2.1 riassume le principali sequenze di acquisizione di immagini in uso nella RMF clinica. Ovvi adattamenti relativi al numero di sezioni e alle dimensioni del campo di vista (*Field Of Vision* - FOV) sono necessarie a seconda dello studio di distretti anatomici diversi [1].

La base dell'imaging fetale con RM è rappresentata dalla possibilità di acquisire immagini ultraveloci, tali da ridurre gli artefatti da movimento legati all'attività motoria fetale. L'indagine RMF si fonda essenzialmente sull'acquisizione di sequenze T2-ponderate ultrafast (*Half-Fourier Acquired Single-Shot Turbo Spin Echo* - HASTE, *single shot Fast Spin Echo* - ss-FSE, *single shot Turbo Spin Echo* - ss-TurboSE). Si tratta comunque di immagini che risentono di una limitata risoluzione di contrasto tra i tessuti, a causa degli abbondanti impulsi di rifocalizzazione. Per tale motivo, nella nostra esperienza cerchiamo di utilizzare Tempi di Echo (TE) lunghi

A. Righini (✉)
 UOC di Radiologia e Neuroradiologia Pediatrica
 Ospedale dei Bambini V. Buzzi, ICP
 Milano
 e-mail: neurorad@icp.mi.it

Tabella 2.1 Sequenze comunemente utilizzate in RMF

<i>Single-shot T2-weighted fast spin-echo</i> (HASTE ecc.)
<i>T1-weighted fast spin-echo o gradient-echo</i> (fat-sat) (apnea 14-20 sec.)
True-FISP, BALANCE, 2D-FIESTA
EPI-GRE T2* (apnea 8-12 sec.)
DWI-EPI (apnea 8-16 sec.)
<i>Single-shot FLAIR</i>

(circa 180 ms), al fine di incrementare il contrasto tra i tessuti, soprattutto per esami a livello cerebrale e in età gestazionale attorno alla ventesima settimana. TE tra 80 e 100 ms possono essere invece idonei per indagini extracraniche e in feti di età gestazionale di circa trenta settimane.

Il problema della limitata risoluzione spaziale delle immagini (risoluzione planare di circa 1-1,2 mm²) è di difficile soluzione a causa delle caratteristiche intrinseche delle sequenze ultrafast. È possibile utilizzare sezioni discretamente sottili, come ad esempio di 3 mm di spessore.

In realtà una maggiore risoluzione spaziale può essere parzialmente ottenuta ricorrendo alle sequenze della famiglia true-FISP, BALANCE o 2D FIESTA, che permettono di scendere sotto i 3 mm di spessore di sezione. Con queste ultime sequenze si possono evidenziare dettagli di strutture particolari come, ad esempio, le orbite, le coane, l'acquedotto di Silvio in sezione sagittale mediana, il peduncolo ipofisario e il labirinto membranoso.

Il problema dell'ottenimento di sequenze T1-ponderate di adeguata risoluzione spaziale e di contrasto, in tempi idonei, rimane aperto. Vengono in genere attuate due tipologie di sequenze T1-ponderate: o le gradient-echo, con Tempo di Ripetizione (TR) e TE corto, che in sostanza sono assimilabili alle sequenze angiografiche *Time of Flight* (TOF); oppure le sequenze, di recente introduzione, *Fast Spin Echo-T1* (FSE-T1), il cui tipico contrasto T1 è solamente un'approssimazione rispetto a quello classico delle SE. I limiti delle gradient-echo T1 sono rappresentati dalla scarsa risoluzione di contrasto e dal fatto che il loro tempo di acquisizione (in genere durante

apnea materna) non scende di solito al di sotto dei 20 secondi; i loro vantaggi sono invece rappresentati dalla migliore risoluzione spaziale, con sezioni anche di 3 mm di spessore, risoluzione planare anche di 1 mm². Le sequenze FSE-T1 hanno come svantaggio principale la bassa risoluzione spaziale (spessore di sezione attorno ai 5-6 mm e risoluzione in piano vicina ai 2 mm²); tuttavia esse offrono una buona risoluzione di contrasto (almeno a livello cerebrale), soprattutto se associate a saturazione del segnale del grasso; anch'esse richiedono però acquisizione durante apnea materna di almeno 14 secondi di durata. Con le sequenze T1 è possibile evidenziare come ipersegnale, ad esempio, aree di necrosi-emorragica cerebrale, ematomi, meconio, grossi coaguli.

Le sequenze *single-shot FLuid Attenuated Inversion Recovery* (single-shot FLAIR), nonostante la loro limitata risoluzione spaziale, possono trovare utilizzo, ad esempio, nell'analisi di masse o alterazioni intraventricolari cerebrali, ove le immagini T2-ponderate non permettono una buona discriminazione per lesioni intraliquorali. Inoltre, le ss-FLAIR possono aiutare a meglio definire la normale stratificazione cerebrale nelle età gestazionali prima della venticinquesima settimana.

Le sequenze ponderate in diffusione si basano di solito su acquisizione echo-planar (EPI) di sezioni di 5-6 mm di spessore, b-factor di circa 600-700, 3 assi di sensibilizzazione alla diffusione, con apnea materna e durata di circa 10-20 secondi. È possibile calcolare la trace-ADC, per verificare la normalità o meno del coefficiente di diffusione in aree sospette. Per i valori normali di ADC cerebrale nel feto si rimanda alla voce bibliografica [2]: in sintesi

valori al di sotto di 0,7 nella sostanza grigia e di 1,0 nella sostanza bianca appaiono fortemente sospetti per presenza di edema citotossico. La RMF in diffusione sembra utile soprattutto quando vi siano sospetti di lesioni ischemiche acute, non facilmente identificabili in immagini T2 a causa della naturale iperintensità T2 del parenchima cerebrale fetale. Anche in caso di edema vasogenico-interstiziale, quando il parenchima cerebrale sembra esageratamente iperintenso in T2, come nella rarefazione della sostanza bianca (infezioni, compressione da idrocefalo, leucomalacia, ecc.), il valore dell'ADC può essere anomalo e aumentato ben al di sopra di 2,1-2,2.

Le sequenze EPI T2*-ponderate, benchè di bassa risoluzione spaziale (sezioni di circa 5-6 mm di spessore) possono essere utili per dimostrare depositi emosiderinici parenchimali o extraparenchimali, casi in cui le ss-FSE T2 sono invece meno utili perchè poco sensibili agli effetti da suscettibilità magnetica del deposito ematico cronico. Le immagini EPI T2* presentano però spesso artefatti da distorsione per limiti nello *shimming* sul cervello fetale. Anche le immagini T2* $b = 0$ della EPI in diffusione possono essere utilizzate in modo analogo per la diagnosi di emorragie.

2.4 Comfort e monitoraggio della paziente gravida

Può essere utile, per migliorare il comfort d'esame, posizionare la paziente *feet in*, con il capo che rimane fuori dal magnete. Appare essenziale un'adeguata ventilazione all'interno del bore; è utile coprire la paziente il meno possibile e solamente con leggero indumento di cotone. I contatti visivo e acustico durante l'esame devono essere costanti. Può essere a volte necessario eseguire l'esame in più tempi, in modo da lasciar riposare la paziente per alcuni minuti fuori dal bore, specialmente se la posizione supina rende gravosa la procedura a causa della compressione uterina sulla vena cava, con conseguente tendenza all'ipotensione.

Bibliografia

1. Prayer D, Brugger PC, Prayer L (2004) Fetal MRI: techniques and protocols. *Pediatr Radiol* 34:685-693
2. Righini A, Bianchini E, Parazzini C et al (2003) Apparent diffusion coefficient determination in normal fetal brain: a prenatal MR imaging study. *AJNR Am J Neuroradiol* 24:799-804