RM *per* TSRM

a cura di

Angelo Vanzulli
Domenico Albano
Gabriele Raimondi
Luciana Gennari

CONTATTO AUTORE

Per contattare direttamente i curatori, collegarsi al sito

www.polettoeditore.com

all'interno della scheda del volume, digitare il codice riportato qui sotto:

K5K12DP4

POLETTO EDITORE

Prefazione

Negli ultimi anni, l'evoluzione della risonanza magnetica ha trasformato radicalmente il panorama della diagnostica per immagini. La rapidità delle innovazioni tecnologiche, l'introduzione di sequenze avanzate e l'integrazione di strumenti basati sull'intelligenza artificiale (cui è dedicato un capitolo online) hanno ampliato notevolmente le indicazioni cliniche, aumentando contestualmente la complessità operativa della disciplina. In questo scenario in continua evoluzione, la figura del tecnico sanitario di radiologia medica assume un ruolo cruciale e centrale nel percorso diagnostico. La sua competenza non si esaurisce nell'esecuzione tecnica dell'esame, ma comprende la capacità di tradurre il quesito clinico in una strategia di acquisizione appropriata, ottimizzando i parametri tecnici e adattando dinamicamente i protocolli alle caratteristiche anatomiche, cliniche e alle condizioni del singolo paziente.
Il TSRM rappresenta inoltre una figura determinante nel controllo della qualità diagnostica dell'esame: da corretti preparazione e posizionamento del paziente alla pianificazione delle acquisizioni, dalla gestione degli artefatti alla valutazione critica delle immagini ottenute, fino all'identificazione delle situazioni che richiedano l'integrazione o la modifica del protocollo. La consolle RM diventa pertanto non soltanto il luogo dell'acquisizione, ma uno spazio nel quale competenza tecnica, capacità di *problem solving* e conoscenza dell'anatomia e della patologia concorrono alla costruzione dell'informazione diagnostica.
L'evoluzione tecnologica - comprese le tecniche di accelerazione, le ricostruzioni avanzate e gli strumenti basati sull'intelligenza artificiale - non riduce il ruolo del TSRM, ma ne accresce la responsabilità professionale: la crescente complessità delle apparecchiature e delle metodiche richiede, infatti, una conoscenza sempre più approfondita dei princìpi fisici, delle potenzialità e dei limiti delle diverse tecniche, affinché la tecnologia possa essere utilizzata in modo consapevole, appropriato e finalizzato al quesito diagnostico.
In tale prospettiva, il TSRM si configura come un professionista attivo nella costruzione della qualità dell'esame RM, capace d'integrare competenze tecnologiche, metodologiche e relazionali e di operare in stretta collaborazione con il radiologo. La qualità diagnostica diventa così il risultato di un processo condiviso, nel quale competenze differenti e complementari concorrono alla produzione di un'informazione clinicamente utile, affidabile e riproducibile.
Questo testo nasce con l'obbiettivo di offrire un supporto didattico e metodologico aggiornato, pensato sia per gli studenti del corso di laurea in Tecniche di Radiologia Medica per Immagini e Radioterapia, sia per i professionisti che desiderano consolidare e perfezionare le proprie competenze nella pratica clinica quotidiana.
L'opera è articolata in modo da coniugare il rigore teorico con un approccio fortemente orientato alla pratica.
Parte generale: affronta i princìpi fisici fondamentali della risonanza magnetica, i criteri di formazione dell'immagine e le caratteristiche delle principali sequenze d'acquisizione, con approfondimenti dedicati alla gestione dei mezzi di contrasto, all'identificazione e risoluzione degli artefatti e ai protocolli di sicurezza e biosicurezza.
Parte speciale: analizza la metodologia di studio nei diversi distretti anatomici (neuroradiologico, muscoloscheletrico, senologico, addominale, toracico e cardiovascolare, nonché in pediatria), focalizzandosi sui quadri di normalità e anatomia RM, sull'impostazione dei piani di scansione e sul riconoscimento degli aspetti patologici di principale rilievo clinico.
Supporto iconografico e tabelle operative: ciascun capitolo è arricchito da schemi riassuntivi dei parametri di acquisizione e da una ricca dotazione di immagini esplicative, concepite per facilitare l'apprendimento e la consultazione rapida in consolle.
La realizzazione di questo volume è il frutto del lavoro sinergico e multidisciplinare tra radiologi e professionisti TSRM. Tale collaborazione dimostra come sinergia e condivisione delle competenze tra medico e tecnico costituiscano l'elemento fondamentale per garantire un percorso diagnostico accurato, efficiente e su misura per ogni paziente.
L'auspicio degli autori è che questo manuale possa rappresentare non soltanto un valido strumento di studio nel percorso formativo universitario, ma anche un utile punto di riferimento operativo da consultare quotidianamente nella pratica professionale.

Angelo Vanzulli
Domenico Albano
Gabriele Raimondi
Luciana Gennari

Milano, settembre 2026

Autori

Domenico Albano
SC Radiologia Diagnostica e dell'Emergenza Urgenza
Dipartimento Immagini Diagnostiche
ASST Grande Ospedale Metropolitano Niguarda
Dipartimento di Scienze Biomediche,
Chirurgiche e Odontoiatriche
Università degli Studi - Milano

Anna Avitabile
UOC Neuroradiologia
Ospedale San Salvatore
ASL 1 Abruzzo - L'Aquila

Enrico Boninsegna
UOC Radiologia
Azienda Ospedaliera Universitaria Integrata
Verona

Federico Bruno
UOC Neuroradiologia
Ospedale San Salvatore
ASL 1 Abruzzo - L'Aquila

Paola Buffagni
Servizio di Radiologia
Azienda Ospedaliera-Universitaria
Dipartimento Interaziendale Diagnostica per Immagini
Policlinico - Modena

Marta Campolongo
UO Radiologia
IRCCS Ospedale San Raffaele - Milano

Leonardo Canulli
Servizio Formazione, Ricerca e Innovazione
Azienda Ospedaliero-Universitaria
Policlinico - Modena

Gianpiero Cardone
UO Radiologia
IRCCS San Raffaele Turro - Milano

Damiano Caruso
UOC Radiologia
Azienda Ospedaliero-Universitaria Sant'Andrea
Roma

Diego Catania
Direzione Professioni Sanitarie
IRCCS Ospedale San Raffaele - Milano

Diego Cavalli
Azienda Ospedaliera Universitaria Integrata Verona
Dipartimento di Diagnostica e Sanità Pubblica
Università degli Studi - Verona

Stefano Colagrande
già professore ordinario di Radiologia
Università degli Studi - Firenze

Maria Corraine
Direzione delle Professioni Sanitarie e Sociosanitarie
ASST Grande Ospedale Metropolitano Niguarda
Milano

Maria Assunta Cova
SC (UCO) Radiologia Diagnostica e Interventistica
Dipartimento di Diagnostica per Immagini
Azienda Sanitaria Universitaria Giuliano Isontina (ASUGI)
Dipartimento di Scienze Mediche, Chirurgiche
e della Salute
Università degli Studi - Trieste

Domenico De Santis
UOC Radiologia
Azienda Ospedaliero-Universitaria Sant'Andrea - Roma
Dipartimento di Scienze Radiologiche, Oncologiche
e Anatomo-Patologiche
Sapienza Università di Roma

Goffredo Ferrarese
UO Radiologia Diagnostica e Interventistica
IRCCS Ospedale San Raffaele - Milano

Luciana Gennari
SC Neuroradiologia
ASST Grande Ospedale Metropolitano Niguarda
Università degli Studi di Milano-Bicocca
Milano

Leonardo Giarraputo
UOC Radiologia
Ospedale San Bortolo
Azienda ULSS 8 Berica - Vicenza

Salvatore Gitto
UO Radiologia Diagnostica e Interventistica
IRCCS Ospedale Galeazzi-Sant'Ambrogio
Dipartimento di Scienze Biomediche per la Salute
Università degli Studi - Milano

Devan Jerman
SC Radiologia Diagnostica e Interventistica
Azienda Sanitaria Universitaria Giuliano Isontina (ASUGI)
Trieste

Andrea Laghi
Dipartimento di Scienze Biomediche
Humanitas University - Pieve Emanuele (Milano)
Dipartimento di Diagnostica per Immagini
IRCCS Humanitas Research Hospital - Rozzano (Milano)

Guido Ligabue
Dipartimento di Scienze Mediche Chirurgiche
Materno-Infantili e dell'Adulto
Università degli Studi - Modena e Reggio Emilia
UO Diagnostica per Immagini
Ospedale di Sassuolo - Sassuolo (Modena)

Andrea Masperi
Divisione di Radiologia
IEO Istituto Europeo di Oncologia, IRCCS
Milano

Maria Stella Matina
Dipartimento di Diagnostica per Immagini
ASL - L'Aquila

Luca Melazzini
SC Radiologia Diagnostica e dell'Emergenza Urgenza
Dipartimento Immagini Diagnostiche
ASST Grande Ospedale Metropolitano Niguarda
Milano

Giorgia Menon
UO Radiologia Diagnostica e Interventistica
IRCCS Ospedale Galeazzi-Sant'Ambrogio
Milano

Carmelo Messina
UOC Radiodiagnostica
ASST Gaetano Pini - CTO
Dipartimento di Scienze Biomediche per la Salute
Università degli Studi - Milano

Maria Valeria Marcella Micelli
UOC Radiologia Interventistica
Ospedale Giuseppe Mazzini - Teramo

Laura Milani
UO Radiologia
IRCCS Ospedale San Raffaele - Milano

Marcello Napolitano
SC Radiologia e Neuroradiologia Pediatrica
ASST Fatebenefratelli-Sacco
Ospedale dei Bambini Vittore Buzzi - Milano

Pietro Panizza
UO Radiologia Senologica
IRCCS Ospedale San Raffaele - Milano

Pasquale Paolantonio
UOC Radiologia
Azienda Complesso Ospedaliero
San Giovanni-Addolorata - Roma

Gennaro Pauciello
UOSD Diagnostica per Immagini
ASL - Teramo

Giuseppe Petralia
Divisione di Radiologia
IEO Istituto Europeo di Oncologia, IRCCS
Dipartimento di Oncologia ed Emato-Oncologia
Università degli Studi - Milano

Francesco Piombino
SC Radiologia Diagnostica e dell'Emergenza Urgenza
Dipartimento Immagini Diagnostiche
ASST Grande Ospedale Metropolitano Niguarda
Milano

Alessandra Poggi
UO Radiologia
IRCCS San Raffaele Turro - Milano

Alice Pratesi
Dipartimento delle professioni tecnico sanitarie e della riabilitazione
Linea radiologica specialistica
Azienda Ospedaliero-Universitaria Careggi
Firenze

Daniele Principessa
UOC Radiologia
Ospedale San Sebastiano - Frascati (Roma)
ASL Roma 6

Erik Radin
UOC Radiologia
Ospedale di Conegliano - Conegliano (Treviso)
Azienda ULSS 2 - Marca Trevigiana

Gabriele Raimondi
SC Direzione Aziendale delle Professioni Sanitarie
e Sociosanitarie
ASST - Pavia

Andrea Righini
SC Radiologia e Neuroradiologia Pediatrica
ASST Fatebenefratelli-Sacco
Ospedale dei Bambini Vittore Buzzi - Milano

Manuel Salerno
UO Radiologia
IRCCS San Raffaele Turro - Milano

Luca Maria Sconfienza
UO Radiologia Diagnostica e Interventistica
IRCCS Ospedale Galeazzi-Sant'Ambrogio
Dipartimento di Scienze Biomediche per la Salute
Università degli Studi - Milano

Francesco Secchi
UOC Imaging Cardiovascolare
IRCCS MultiMedica - Sesto San Giovanni (Milano)
UOC Diagnostica per Immagini
Ospedale San Giuseppe - Milano
Dipartimento di Scienze Biomediche per la Salute
Università degli Studi - Milano

Alessandra Splendiani
UOC Neuroradiologia
Dipartimento di Scienze Cliniche Applicate
e Biotecnologie
Università degli Studi - L'Aquila

Valentina Tambè
UOC Diagnostica per Immagini
Ospedale San Giuseppe
Milano

Pasquale Tavoletta
SC Radiologia Diagnostica e dell'Emergenza Urgenza
Dipartimento Immagini Diagnostiche
ASST Grande Ospedale Metropolitano Niguarda
Milano

Maja Ukmar
SC Radiologia - Ospedale Maggiore
Dipartimento di Diagnostica per Immagini
Azienda Sanitaria Universitaria Giuliano Isontina (ASUGI)
Dipartimento di Scienze Mediche, Chirurgiche
e della Salute
Università degli Studi - Trieste

Angelo Vanzulli
SC Radiologia Diagnostica e dell'Emergenza Urgenza
Dipartimento Immagini Diagnostiche
ASST Grande Ospedale Metropolitano Niguarda
Dipartimento di Oncologia ed Emato-Oncologia
Università degli Studi - Milano

Mattia Verri
SC Neuroradiologia
SC Radiologia Diagnostica per Immagini
e Neuroradiologia Intervenzionale
IRCCS Istituto Neurologico Carlo Besta
Milano

Giulia Zamboni
Istituto di Radiologia
Policlinico GB Rossi
Università degli Studi - Verona

Moreno Zanardo
UO Radiologia Diagnostica e Interventistica
IRCCS Ospedale Galeazzi-Sant'Ambrogio - Milano
Dipartimento di Scienze della Vita, della Salute
e delle Professioni Sanitarie
Università degli Studi Link - Roma

Salvatore Zirpoli
SC Radiologia e Neuroradiologia Pediatrica
ASST Fatebenefratelli-Sacco
Ospedale dei Bambini Vittore Buzzi - Milano

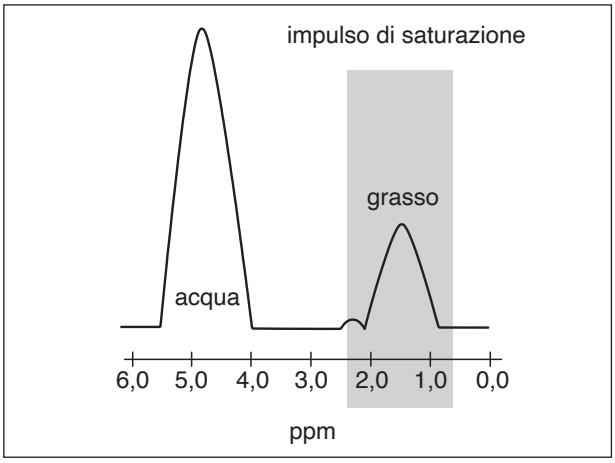


Figura 1 - Il picco di grasso può essere saturato selettivamente da un impulso a radiofrequenza a banda stretta (220 Hz a 1,5 T). ppm = parti per milione.

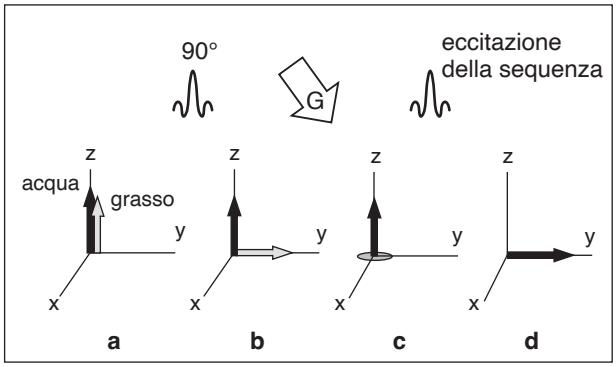
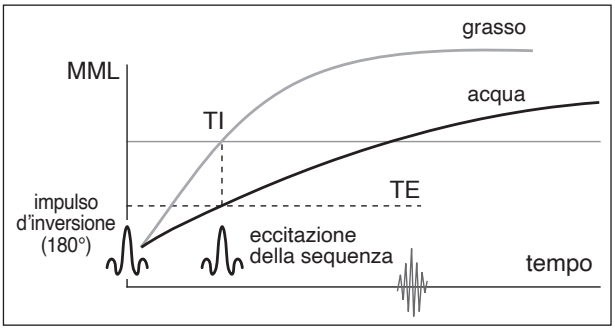


Figura 2 - Nella tecnica CHESS, un impulso selettivo spettrale ribalta la magnetizzazione del grasso (**a**, **b**, frecce grigie) sul piano trasversale (**b**). Questa magnetizzazione dei protoni del grasso viene quindi defasata da un impulso di gradiente (G) (**c**). Rimane così solo la magnetizzazione dell'acqua (**d**, freccia nera). Nella seguente eccitazione, solo la magnetizzazione dell'acqua contribuisce alla formazione del segnale RM.

saturare dev'essere all'interno della larghezza di banda ristretta dell'impulso RF selettivo spettrale sull'intero campo di vista (*Field Of View*, FOV).
Nel caso in cui il campo magnetico non risultasse omogeneo in ogni punto, anche la frequenza di risonanza (che è proporzionale all'intensità di campo magnetico) varierebbe, rischiando di trovarsi al di fuori della banda dell'impulso di saturazione e determinando mancata saturazione uniforme.
Più aumenta l'intensità del campo magnetico, più crescono le differenze di frequenza di risonanza tra le molecole d'acqua e del grasso; di conseguenza, le tecniche di soppressione del grasso che si basano sul *chemical shift* tenderebbero a funzionare meglio ad alte intensità di campo magnetico. Tuttavia, nonostante una più netta distinzione dei picchi di risonanza tra grasso e acqua, la soppressione del grasso è in generale più difficile a 3 T rispetto a 1,5 T, poiché a maggiori intensità aumentano notevolmente anche le disomogeneità di campo magnetico.
A basse intensità di campo magnetico (0,3; 0,5; 0,8 T) è preferibile utilizzare altre tecniche di soppressione del grasso (tipicamente STIR o Dixon). A campi più elevati (tra 1,5 e 3 T) in prossimità di oggetti metallici o nelle interfacce di tessuti con diversa suscettività magnetica, è fondamentale minimizzare le disomogeneità di campo magnetico, applicando impulsi di *shimming* correttivi.
Nella maggior parte degli scanner RM da 1,5 T, gli impulsi *fat-sat* durano 8-15 ms. Poiché tali impulsi impiegano tempo, che di norma verrebbe usato per la generazione del segnale RM, occorre ridurre il numero di sezioni acquisite per un determinato tempo di ripetizione (TR). Alcuni costruttori permettono l'opzione di gradienti di durata più breve (*weak fat-sat*), anche se la saturazione completa del grasso potrebbe essere in qualche modo compromessa. L'aumento di tempo è generalmente trascurabile nella maggior parte delle sequenze RM. Negli studi dinamici multifase, gli impulsi selettivi, tipici delle CHESS, richiedono invece un aumento di tempo significativo rispetto alla durata della sequenza. Questo potrebbe portare a incremento dei tempi di acquisizione o a diminuzione della risoluzione temporale negli studi dinamici.

Figura 3 - *Short Time/Tau Inversion Recovery* (STIR). MML = macromagnetizzazione longitudinale; TE = tempo di eco; TI = tempo d'inversione.



TECNICA *INVERSION RECOVERY*

Questa tecnica è utilizzata con sequenze T2 pesate ed è basata sulle differenze dei tempi di rilassamento T1 tra i protoni del grasso e dell'acqua.
Un impulso d'inversione a 180° viene applicato per invertire tutti gli spin. Dopo un tempo d'inversione (TI) pari al tempo di rilassamento T1 del tessuto adiposo (160-180 ms a 1,5 T), la magnetizzazione longitudinale degli spin del grasso sarà nulla e non contribuirà alla formazione del segnale RM. La STIR genera un'immagine con un contrasto T1 invertito (tessuti con T1 lungo appariranno più chiari dei tessuti con T1 breve) (**figura 3**).
Il principale vantaggio di tale sequenza è l'insensibilità alle disomogeneità di campo; inoltre, essa non necessita di un campo magnetico tale da differenziare il picco RM del grasso da quello delle molecole d'acqua. A bassi campi magnetici è pertanto preferibile utilizzare questa tecnica,

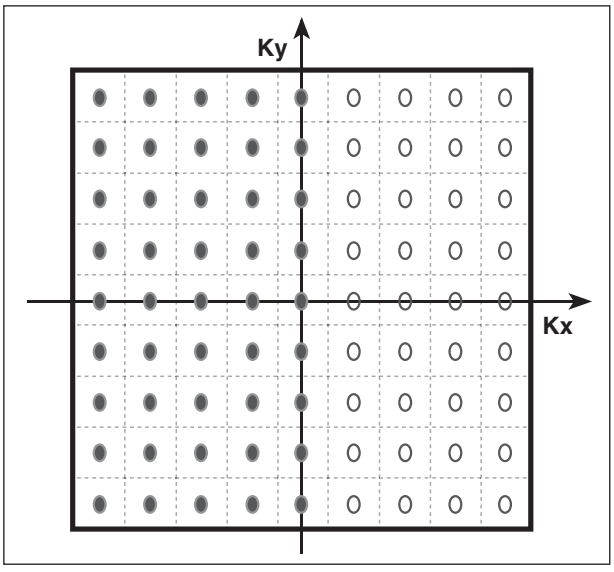


Figura 7 - Rappresentazione grafica di metà spazio K acquisito lungo la codifica di frequenza (i pallini grigi pieni rappresentano i campionamenti veramente effettuati); la restante metà è ricostruita matematicamente per simmetria (i pallini grigi vuoti rappresentano le frequenze spaziali).

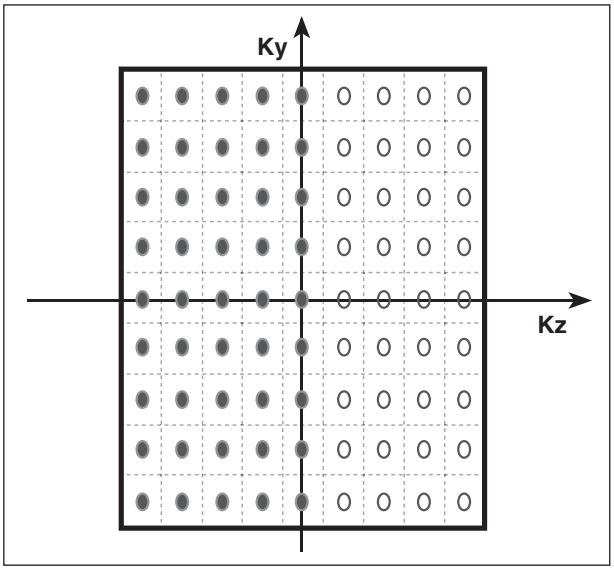


Figura 8 - Rappresentazione grafica di metà spazio K acquisito lungo la profondità dell'oggetto (*vedere* testo per dettagli).

Figura 9 - Immagine ricostruita considerando solo il centro dello spazio K: immagine non perfettamente definita, ma in cui si riescono a capire contrasto e contenuto.



go l'asse delle ascisse, cioè sulla frequenza; in questo caso significa campionare a metà il segnale di eco e ricostruire per simmetria la parte mancante, sebbene in questo caso il risparmio di tempo sia trascurabile, poiché la lettura dell'eco avviene molto rapidamente rispetto al cambiamento della codifica di fase (**figura 7**). Nel caso di uno spazio K tridimensionale, la *conjugate symmetry* si applica anche lungo la direzione della profondità, cioè Kz: questo significa acquisire solo metà delle partizioni del volume, consentendo di acquisire solo metà del volume dello spazio K e ricostruire l'altra metà per simmetria (**figura 8**). Questo non significa che si acquisisce metà paziente. Ogni punto dello spazio K contiene informazioni sull'intero FOV, quindi la simmetria viene utilizzata per ottimizzare l'acquisizione senza perdita di informazioni anatomiche. Applicata su Kz, questa proprietà dello spazio K comporta notevole risparmio di tempo e trova larga applicazione in sequenze volumetriche dell'addome che devono essere acquisite in apnea respiratoria.

STRUTTURA DELLO SPAZIO K: CENTRO E PERIFERIA

Lo spazio K si divide in **centro** e **periferia**, suddivisione che non è una semplice convenzione, ma ha base matematica precisa. Essendo un diagramma cartesiano, il centro dello spazio K è lo zero, con valori numerici che crescono o decrescono mano a mano che ci si sposta verso la periferia.

- Il **centro dello spazio K** contiene le basse frequenze spaziali, responsabili della **risoluzione di contrasto** dell'immagine, che identificano in modo efficace le differenze tra regioni d'intensità diversa (per esempio, bianco e nero), ma non riescono a definire con precisione i bordi (**figura 9**).
- La **periferia dello spazio K** contiene le alte frequenze spaziali e il rumore, responsabili della **risoluzione spaziale** e del dettaglio dell'immagine (con un'onda molto fitta si riescono a definire e comprendere i bordi dell'immagine). Le alte frequenze permettono di delineare i contorni e le strutture fini, ma aumentano anche il rumore (**figura 10**).

Se si utilizza solo il **centro dello spazio K**, si ottiene un'immagine con ottima risoluzione di contrasto, ma senza dettagli definiti. Viceversa, se si utilizza solo la **periferia dello spazio K**, si ottiene un'immagine con dettagli precisi, ma con scarso contrasto. L'immagine finale è ottenuta combinando entrambi gli elementi, garantendo equilibrio tra contrasto e risoluzione spaziale (**figura 11**).

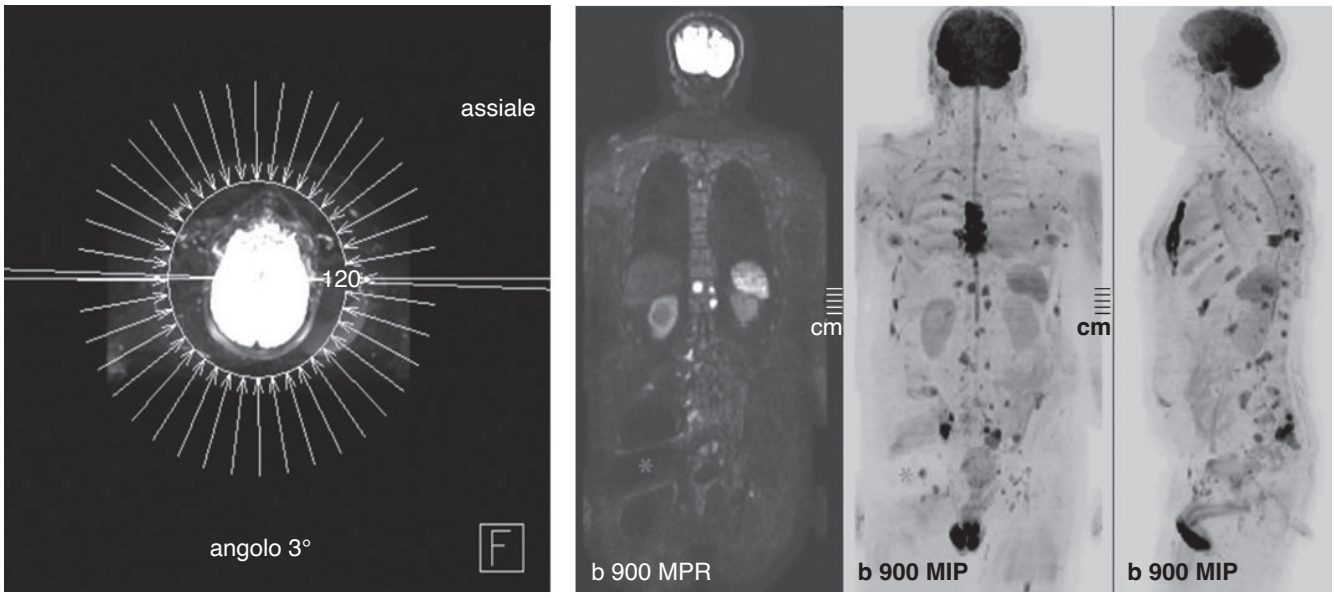


Figura 9 - Risultato dell'*editing* MIP delle immagini a valore di b 900 s/mm^2.

Studio *body* morfologico e ricostruzioni

Sequenze T1 GRE Dixon - whole-body

Tecnica d'esame

Il protocollo standard prosegue con l'acquisizione di immagini morfologiche T1 pesate, comprendendo, analogamente alle sequenze pesate in diffusione, l'intera anatomia del corpo umano, che va dalle orbite fino a metà coscia. Per questo tipo di sequenza morfologica T1 ci si serve di sequenze Dixon (per la descrizione del principio fisico della sequenza, *si rimanda* al paragrafo dedicato).

Localizzatore

Viene sfruttato il *localizer* sui tre piani ortogonali, assiale coronale e sagittale, comprendente il corpo intero (*vedere* paragrafo *Localizzatore* per impostazione dei pacchetti in sagittale per lo studio del rachide).

Piano assiale

Il pacchetto di scansione assiale viene impostato sul *localizer* sagittale e coronale.

Copertura

La scansione deve comprendere l'anatomia, secondo le indicazioni del protocollo scelto (MET-RADS, MY-RADS, ONCO-RADS).

Impostazione del pacchetto

Le sequenze Dixon sul corpo intero, così come per le sequenze pesate in diffusione, non possono essere acquisite in un solo unico pacchetto (*stack*), per motivi intrinsecamente legati alla fisica e all'omogeneità del campo magnetico, oltre che per ragioni geometriche.
Anche in questo caso, si rende necessario impostare un numero definito di *stack*, che può andare da 4 a 5, acquisendo circa 60-70 fette per pacchetto, in una singola acquisizione *one-shot*.
Gli *stack* T1 Dixon devono comprendere l'intera regione anatomica che va dalle orbite a circa metà coscia, seguendo il piano di scansione assiale con inclinazione perpendicolare all'asse maggiore del corpo. Le scansioni vengono eseguite con tecnica *breath-hold*, in quanto queste sequenze sono molto sensibili agli artefatti di movimento che avvengono lungo la direzione di codifica di fase; si preferisce, quindi, acquisire questi *slab* di fette, facendo eseguire al paziente alcuni atti respiratori che hanno durata variabile da 15 a 20 s.
Gli *slab* devono essere sovrapposti con percentuale di circa 20 per cento per evitare l'effetto *cross talking*, generato da queste sequenze che, in genere, sono gradient echo.
La misura di FOV di lettura dev'essere abbastanza grande da poter "contenere" qualsiasi tipologia di paziente: le misure consigliate sono 430 mm con 85 per cento di FOV di fase.

Parametri di scansione

- *Numero di fette*: lo studio è costituito da 4-5 *stack* di sequenze T1 Dixon composte da 60-70 fette ciascuno; il risultato totale è 280-350 fette con spessore di 3-3,5 mm. In questo modo si riesce a garantire la copertura anatomica del paziente normotipo, con altezza media di 1,70 m (**figure 10** e **11**).
- *Banda di saturazione*: non ne è consigliato l'utilizzo.

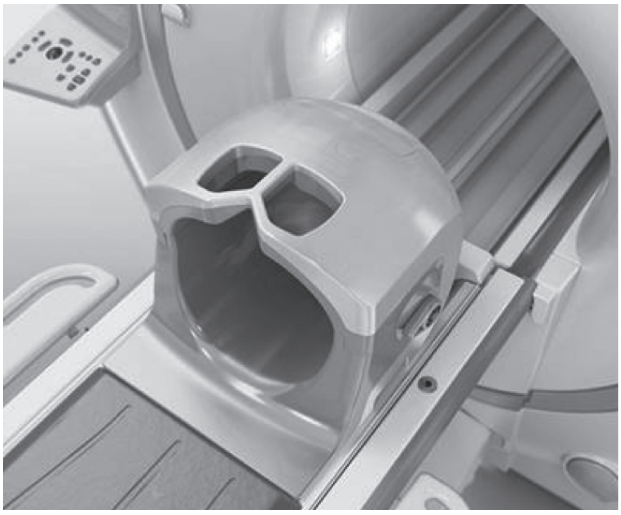


Figura 4 - Immagine di una bobina per lo studio dell'encefalo (*head coil*) multicanale di ultima generazione (SIGNA™ Architect, 48 Channel head coil, GE Healthcare).

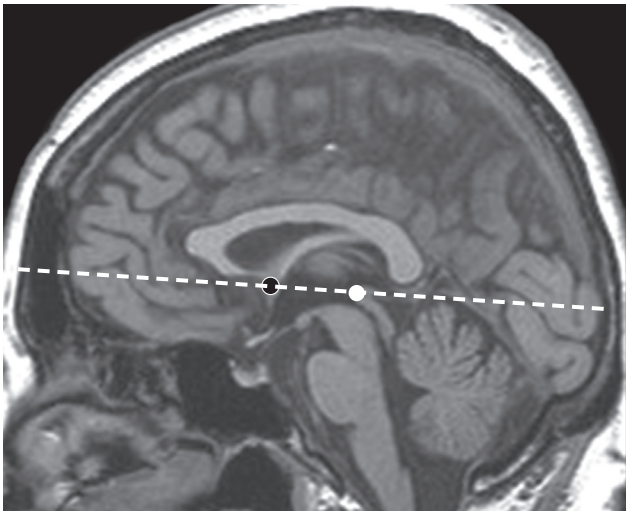


Figura 5 - La linea bicommissurale, o di Talairach, passa per la commissura bianca anteriore (●) e quella posteriore (○).

SCELTA DELLE SEQUENZE DI IMPULSI E DEI PIANI DI SCANSIONE

Lo studio RM dell'encefalo si basa sull'acquisizione di immagini in più pesature (T1, T2, FLAIR - *FLuid Attenuated Inversion Recovery* -, DWI - *Diffusion-Weighted Imaging* -, eccetera) e nei tre piani ortogonali dello spazio. L'esame è sempre preceduto da un localizzatore: una sequenza molto rapida, di qualità non diagnostica, che consente di controllare il corretto posizionamento del paziente e di definire con precisione i piani di scansione successivi.

Piano assiale

Rappresenta il riferimento più utilizzato nello studio encefalico. Il primo strato viene posizionato in corrispondenza del forame occipitale, mentre l'ultimo raggiunge il vertice cranico.
Nelle immagini di riferimento assiale, la copertura deve includere l'intera regione d'interesse.
Nei riferimenti coronali, i piani devono essere perpendicolari al piano sagittale mediano, con corretta verifica dell'allineamento laterolaterale.
Nei riferimenti sagittali, lo strato viene orientato parallelo alla linea bicommissurale (o linea di Talairach), che congiunge la commissura anteriore e quella posteriore (**figure 5** e **6**).

Piano coronale

È utile per lo studio delle strutture mediane e della fossa cranica posteriore.
Il primo strato viene posizionato a livello dei seni frontali, l'ultimo in corrispondenza del margine posteriore del lobo occipitale.
Nei riferimenti assiali, gli strati devono essere perpendicolari al piano sagittale mediano, con corretta simmetria laterolaterale.
Nei riferimenti sagittali, i piani coronali devono risultare paralleli al pavimento del IV ventricolo (**figura 7**).

Piano sagittale

Permette una visione d'insieme delle strutture mediane e del corpo calloso. Le scansioni devono avere obliquità parallela al piano sagittale mediano.
Nei riferimenti coronali, i piani vengono orientati paralleli al tetto dei lobi temporali; nei riferimenti assiali, essi devono risultare perpendicolari alle emergenze degli VIII nervi cranici, oppure, in modo più semplice, paralleli alla linea interemisferica (**figura 8**).

Caratteristiche delle sequenze

Un protocollo standard di risonanza magnetica encefalica prevede l'impiego combinato di diverse sequenze, ciascuna caratterizzata da specifiche proprietà fisiche e da un preciso valore clinico.

Sequenze 3D T1 pesate (FSPGR, MPRAGE, TFE, a seconda del costruttore)

Si tratta di sequenze gradient echo ad alta risoluzione, acquisite in modalità isotropica; consentono di ottenere, con una sola acquisizione, una rappresentazione tridimensionale dell'intero encefalo, ricostruibile successivamente in qualsiasi piano.
Grazie alle loro elevate risoluzioni spaziale e di contrasto, queste sequenze risultano particolarmente utili per lo studio della corteccia, per l'identificazione di lesioni di piccole dimensioni e per applicazioni avanzate, come il *planning* neurochirurgico stereotassico o la radioterapia. Un ulteriore vantaggio è la ridotta presenza di artefatti da flusso vascolare o liquorale (**figura 9**).

Applicazioni cliniche

Lo studio RM delle rocche petrose e dell'angolo pontocerebellare ha numerose applicazioni cliniche, che spaziano dalla diagnosi di patologie neoplastiche a quelle infiammatorie e vascolari. Di seguito le principali.

Neurinoma del nervo acustico (schwannoma vestibolare)

È la lesione più frequente di IAC e dell'angolo pontocerebellare; alla RM appare come una massa che interrompe lo spazio liquorale in sequenze T2 ad alta risoluzione (3D CISS/FIESTA) e che mostra impregnazione intensa e omogenea dopo gadolinio. La RM consente, inoltre, di valutare l'estensione intracanalare e nell'angolo pontocerebellare, dati fondamentali per la pianificazione neurochirurgica.

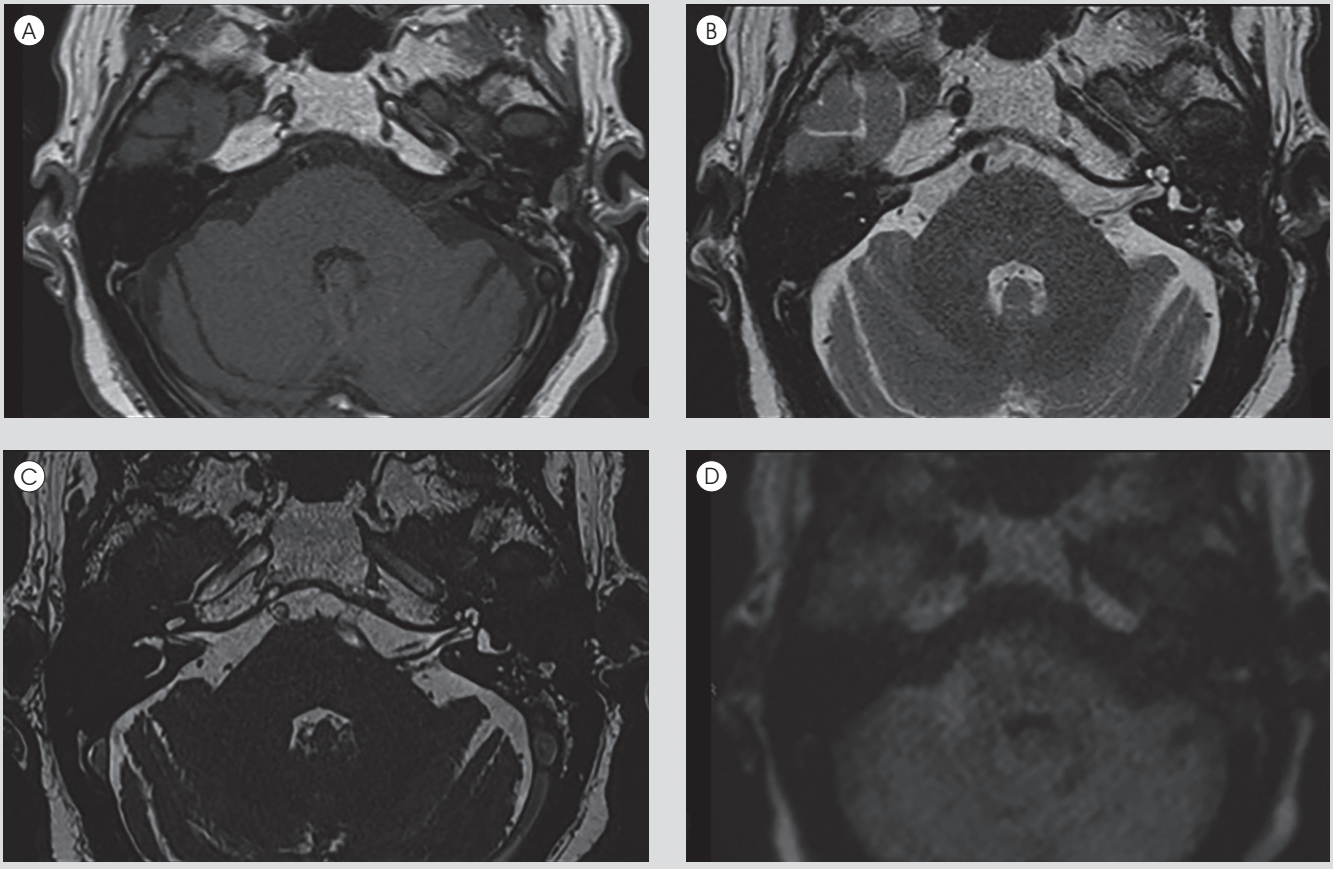
Colesteatoma

Nelle forme post-operatorie la DWI non-EPI è la sequenza di elezione, poiché consente di distinguere il colesteatoma residuo-recidivo dal tessuto di granulazione o cicatriziale. La sensibilità è molto elevata per lesioni anche di pochi millimetri (**figura 22**).

Patologie flogistiche (otiti croniche, mastoiditi)

La RM evidenzia ispessimenti mucosi e raccolte fluide nelle cellule mastoidee, oltre a complicanze, come estensione intracranica o trombosi del seno sigmoideo. L'inclusione di tutte le strutture ossee nel pacchetto è essenziale per non trascurare estensioni locali.

Figura 22 - Esempio di protocollo di studio delle rocche petrose con sequenze a strato sottile in pesatura T1 (**A**), T2 (**B**), CISS/FIESTA (**C**) e DWI non-EPI (**D**).



crea problemi nell'interpretazione delle immagini di fase, in quanto le transizioni tra regioni con diverse suscettività possono apparire come artefatti. In particolare, nelle aree in cui le variazioni di suscettività sono elevate, come nelle interfacce tra tessuto e aria o tra sostanze con diversa composizione magnetica, il *wrapping* della fase può rendere difficile la stima accurata delle variazioni di suscettività.
Per risolvere questo problema, si utilizzano algoritmi di srotolamento della fase (*phase unwrapping*), che correggono le discontinuità artificiali e ripristinano un andamento continuo della fase. Questi algoritmi analizzano l'immagine di fase e identificano le transizioni dovute a *wrapping*, riallineando i valori per ottenere una rappresentazione più accurata della distribuzione della suscettività magnetica.
Come è stato già menzionato, l'obbiettivo principale di SWI è esaltare i dettagli strutturali del cervello, sfruttando le variazioni di suscettività magnetica nei diversi tessuti. Le immagini SWI si basano sulla combinazione di immagini di ampiezza e immagini di fase. L'ampiezza rappresenta l'intensità del segnale ricevuto, mentre la fase contiene informazioni sulle variazioni del campo magnetico locale, influenzate dalla presenza di materiali con differente suscettività magnetica, come ferro, sangue deossigenato e calcio. L'analisi della fase consente di evidenziare dettagli che potrebbero non essere visibili nelle immagini di ampiezza, migliorando la sensibilità della tecnica a strutture vascolari e depositi di ferro nei tessuti.

COME SI COSTRUISCE UN'IMMAGINE SWI

Il primo passaggio nella costruzione di un'immagine SWI consiste nell'applicare un **filtro passa-alto** all'immagine di fase. Questo filtro serve a eliminare le variazioni spaziali lente del segnale, che possono essere causate da effetti a lungo raggio, dovuti alla presenza di interfacce tra tessuti e cavità aeree (come i seni paranasali), questo perché le variazioni lente della fase si estendono su ampie porzioni dell'immagine e tendono a coprire i dettagli più fini che si desidera evidenziare. Il filtro passa-alto agisce rimuovendo queste componenti lente, viene sottratto un segnale a bassa frequenza dall'immagine di fase originale, preservando solo le variazioni rapide della fase, che sono quelle più informative per la costruzione dell'immagine SWI (**figura 8**).
Dopo l'applicazione del filtro passa-alto, che permette di porre in risalto i piccoli dettagli strutturali all'interno del cervello, la fase risultante, che mostra variazioni più localizzate, viene trasformata in una maschera di fase. Esistono tre tipi di maschera di fase (positiva, negativa e sigmoidale): la scelta di quale utilizzare si basa su una relazione lineare fra le differenze di fase e quelle di suscettività magnetica presenti per ogni punto dell'immagine, acquisita a un determinato campo magnetico B0 e a uno specifico TE (per acquisizioni a singolo eco, tem-

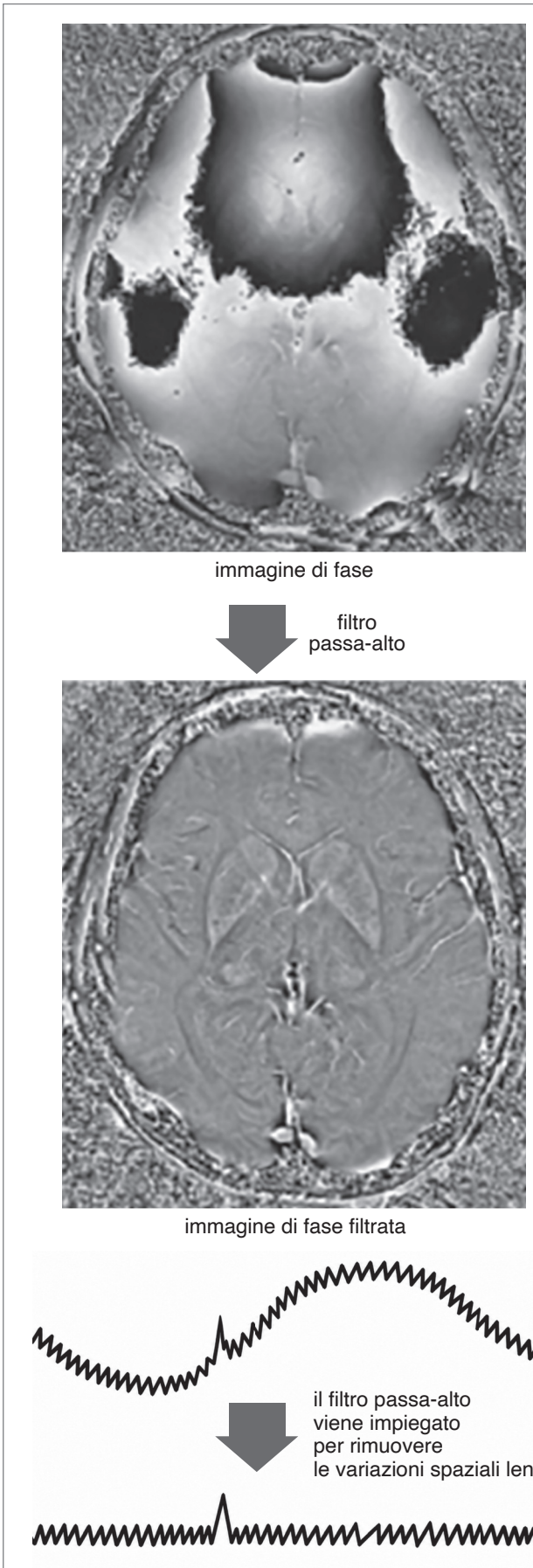


Figura 8 - Applicazione del filtro passa-alto per eliminare le variazioni lente del segnale di fase.

In questo modo si riesce a stimare, a ogni dinamica, la quantità di gadolinio presente nel tessuto analizzato in funzione del tempo, ovvero la curva di concentrazione-tempo necessaria per calcolare i parametri perfusionali.

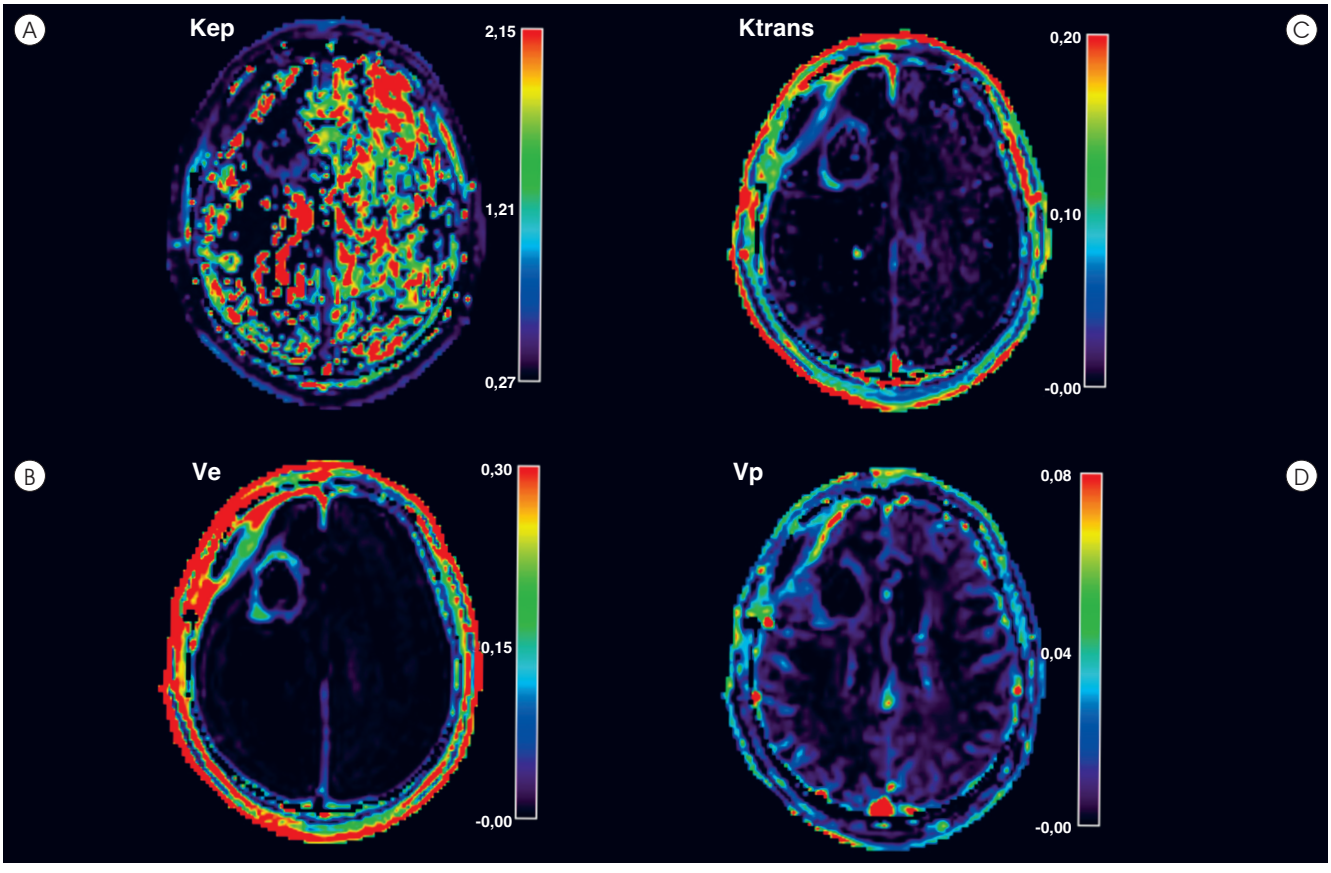
Modellizzazione delle curve

La curva concentrazione-tempo così ottenuta fornisce una rappresentazione globale dell'andamento del mezzo di contrasto all'interno dei tessuti nel tempo. Tale curva riflette parametri importanti, come volume di mdc accumulato nel tessuto, flusso con cui viene distribuito e tempo necessario per raggiungere il picco di concentrazione; tuttavia, questi aspetti devono essere analizzati in modo separato e quantificabile per ottenere informazioni clinicamente utili e fisiologicamente interpretabili. Per questo motivo, si ricorre a un processo di modellizzazione matematica, noto come *fitting* farmacocinetico, che consente di adattare la curva acquisita a un modello teorico predefinito. I modelli farmacocinetici più largamente impiegati in ambito neuroradiologico e oncologico sono quelli proposti da Tofts & Kermode e da Kety (Parker et al; Sourbron e Buckley; Tofts et al), accomunati dall'obbiettivo di descrivere la distribuzione di mdc nel microambiente tissutale in termini quantitativi. La necessità del modello nasce dalla complessità strutturale del tessuto cerebrale, costituito da una fitta rete di capillari, cellule gliali e neuroni, nonché da uno spazio extracellulare estremamente eterogeneo. Per semplificare questa complessità, si ipotizza inizialmente che il voxel sia suddiviso in tre compartimenti funzionali: compartimento intravascolare (sangue e plasma), spazio extracellulare extravascolare (dove il mezzo di contrasto può diffondere liberamente) e spazio intracellulare (dal quale il mdc è escluso, in condizioni fisiologiche). Proprio per il fatto che il mezzo di contrasto non apporta alcun contributo al compartimento intracellulare, il modello può essere semplificato ulteriormente in due compartimenti: plasma e spazio extracellulare extravascolare. Applicando a questo schema semplificato la prima legge di Fick, che descrive il flusso di sostanze da un compartimento all'altro in funzione del gradiente di concentrazione, si ottiene una formulazione matematica capace di generare una curva teorica rappresentativa del comportamento "ideale" di mdc nel tempo. Tale curva viene successivamente confrontata con quella reale acquisita tramite l'imaging. In sintesi, il *fitting* farmacocinetico consente di trasformare una curva empirica in una rappresentazione fisiopatologicamente interpretabile, utile per valutare permeabilità vascolare, densità capillare e integrità della barriera ematoencefalica in modo quantitativo.

Principali parametri perfusionali

Grazie al processo di *fitting* farmacocinetico, è dunque possibile estrapolare i principali parametri perfusionali associati alla tecnica DCE (**figura 6**). Tra i più importanti si ricordano:

Figura 6 - Confronto tra mappe perfusionali ottenute con tecnica DCE; **A**) mappa Kep (*rate constant*); **B**) mappa Ktrans (*volume transfer constant*); **C**) mappa Ve (*extracellular extravascular Volume fraction*); **D**) mappa Vp (*plasma Volume fraction*).



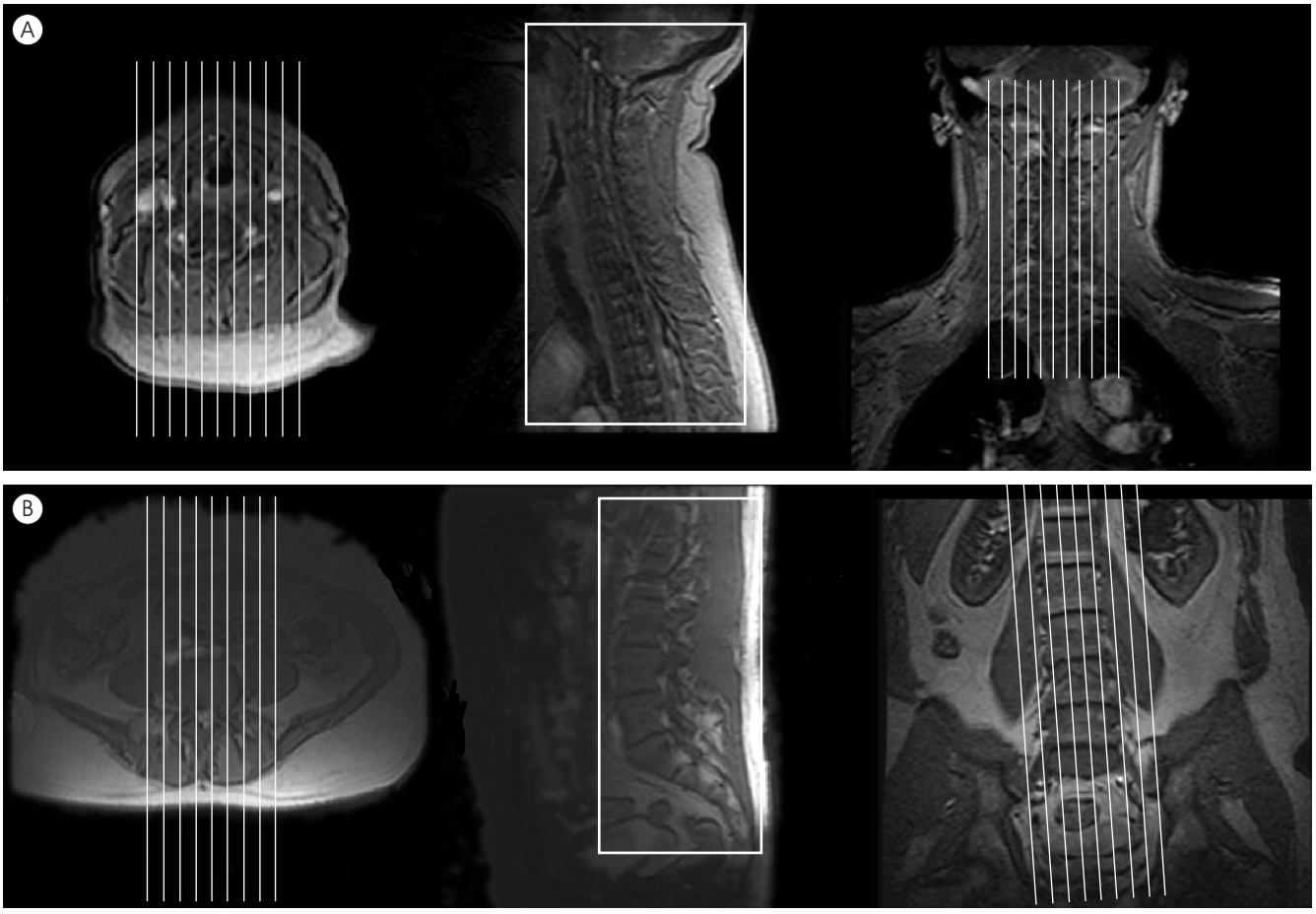


Figura 4 - **A**, **B**) Posizionamento dei piani di scansione sagittali.

all'obbiettivo diagnostico. L'esame standard prevede sempre una fase preliminare con l'acquisizione di immagini di localizzazione sui tre piani ortogonali, indispensabili per pianificare con precisione le scansioni successive.

Piano sagittale

Rappresenta il piano di riferimento nello studio del rachide, in quanto consente di ottenere una panoramica completa del segmento esaminato, comprensiva delle strutture ossee, discali e nervose (**figura 4**).
Gli strati vengono programmati in numero dispari (generalmente 11-15), con quello centrale posizionato sulla linea mediana. Lo spessore delle sezioni varia tra 3 e 4 mm, in funzione del tratto anatomico e del dettaglio desiderato. L'obliquità deve seguire l'asse sagittale dei corpi vertebrali, con centratura abitualmente sul bordo posteriore dei somi. Sul piano coronale di riferimento, è necessario verificare che l'asse longitudinale del rachide sia interamente compreso, mentre sul sagittale occorre controllare che l'area d'interesse sia coperta in toto. In presenza di scoliosi marcata, è spesso opportuno programmare più serie sagittali, ognuna inclinata lungo l'asse specifico della curva. Questo accorgimento permette di evitare distorsioni anatomiche e di garantire adeguata visualizzazione dei somi.

La direzione della codifica di fase varia in base al tratto studiato. Nel rachide cervicale possono essere utilizzate entrambe le direzioni di codifica di fase (*head-foot* o anteroposteriore), scegliendo quella più adatta al quesito clinico e al principale artefatto atteso. La codifica *head-foot* riduce gli artefatti dovuti a respirazione e deglutizione, ma è più sensibile agli artefatti da flusso liquorale e vascolare, che si propagano prevalentemente in direzione craniocaudale. La codifica anteroposteriore, invece, limita gli artefatti da flusso del liquor e dei grossi vasi, ma risente maggiormente dei movimenti della regione anteriore del collo; per questo motivo viene spesso associata alla disattivazione degli elementi anteriori della bobina o a bande di saturazione anteriori. Nel rachide toracico e lombare è generalmente preferita la codifica anteroposteriore, poiché riduce gli artefatti legati al movimento cardiaco e al flusso dell'aorta.

Piano assiale

Le acquisizioni assiali rivestono un ruolo complementare e imprescindibile, consentendo una valutazione dettagliata di strutture radicolari, sacco durale, forami di coniugazione e articolazioni interapofisarie (**figura 5**). Esse possono essere programmate in pacchetti distinti, ciascuno dedicato a uno o più dischi intervertebrali, oppure come

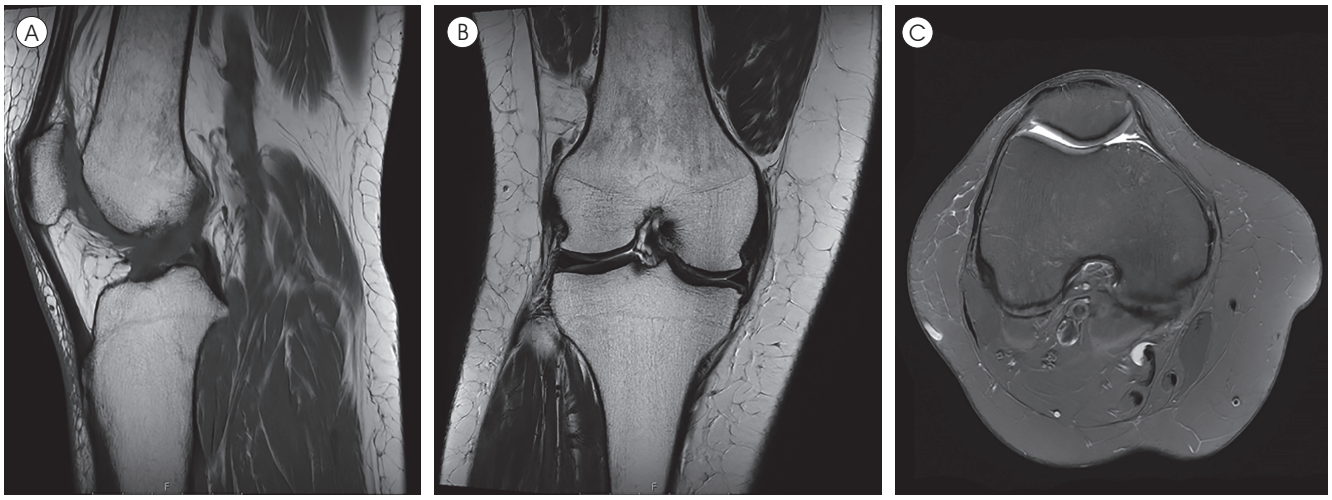


Figura 28 - RM del ginocchio. Esempio di immagini diagnostiche: **A**) sagittale T1; **B**) assiale INT *fat-sat*; **C**) coronale T2.

- *Coronale*: spessore *slice* 3 mm; orientandosi sull'immagine assiale, parallelo alla linea intercondiloidea posteriore, includendo la rotula e tutta l'articolazione femorotibiale (**figura 27 B**).
- *Sagittale*: spessore *slice* 3 mm; perpendicolare alla linea intercondiloidea posteriore, sul piano trasversale acquisito, includendo la rotula e tutta l'articolazione femorotibiale (**figura 27 C**).

SEQUENZE

Esame standard (**figura 28**)

- Sagittale T1 o DP.
- Sagittale DP o INT *fat-sat* su magneti ad alto campo, STIR su magneti a basso campo.
- Coronale DP o INT *fat-sat* su magneti ad alto campo, STIR su magneti a basso campo.
- Assiale T2.
- Assiale DP o INT *fat-sat* su magneti ad alto campo, STIR su magneti a basso campo.

Opzionali

- Assiale T1.
- Coronale T2.
- Gradient T2 con piano scelto sulla base del quesito diagnostico.

Caviglia-piede

Anatomia
Varianti ossee e coalizioni del tarso
Indicazioni all'esame
Posizionamento del paziente e scelta delle bobine
Piani di scansione della caviglia (*field of view* massimo 180 mm)
Sequenze
Piani di scansione dell'avampiede (*field of view* massimo 180 mm)
Sequenze

ANATOMIA

Il complesso osteolegamentoso del piede si articola prossimalmente nella pinza tibiotarsica (morfologia "a mortasa" tra tibia, perone e astragalo), deputata ai movimenti di flessione dorsale e plantare, e distalmente nelle articolazioni sottoastragalica (inversione ed eversione), medio-tarsica (di Chopart) e tarso-metatarsica (di Lisfranc). La stabilità laterale della caviglia è garantita dal compartimento legamentoso esterno, composto dai legamenti peroneoastragalico anteriore (il più frequentemente teso e lesionato), peroneocalcaneare e peroneoastragalico posteriore.
Il versante mediale è stabilizzato dal robusto legamento deltoideo, suddiviso in fascio superficiale (tibionavicolare, tibiocalcaneare) e profondo (tibioastragalico anteriore e posteriore). Il legamento "a siepe" (o interosseo) occupa il seno del tarso e stabilizza l'articolazione sottoastragalica.
Sul piano tendineo, il compartimento posteriore è dominato dal tendine d'Achille (inserzione calcaneare), il laterale dai tendini peronei breve e lungo, il mediale da tibiale posteriore, flessore lungo delle dita e flessore lun-

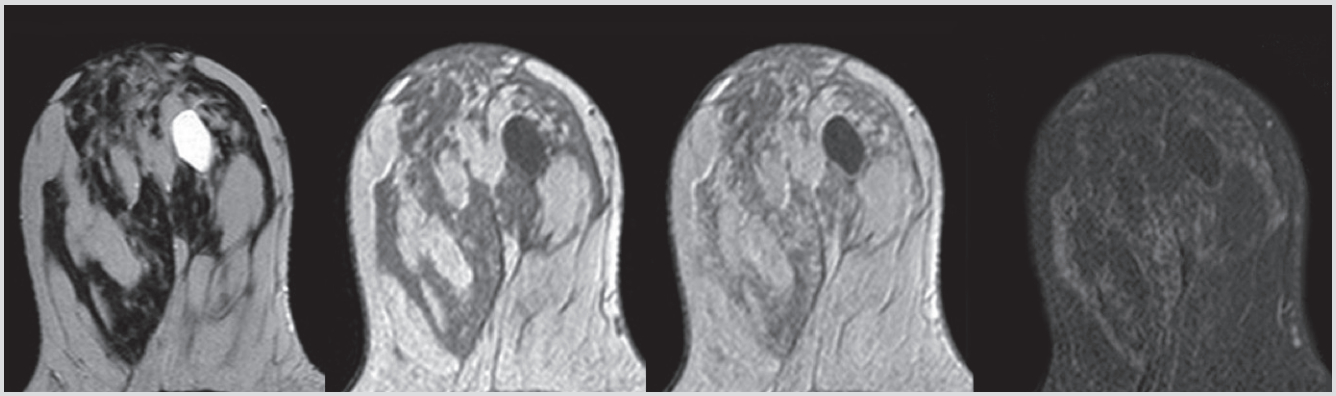


Figura 10 - Cisti semplice. Da sinistra a destra: sequenze T2, T1 pre- e post-contrasto (immagine sottratta). La cisti si presenta come immagine ovalare, a margini netti, iperintensa nelle sequenze T2, ipointensa in T1 e senza enhancement dopo somministrazione di mdc.

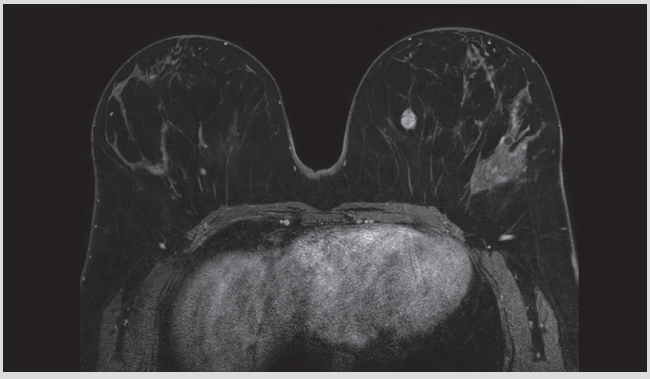


Figura 11 - Fibroadenoma: sequenza T1 post-contrasto con tecnica Dixon. Il fibroadenoma, situato nei quadranti interni di sinistra, presenta margini netti, forma ovalare ed enhancement omogeneo.

ponente centrale (ilo) adiposa e segnale omogeneo in T2; il comportamento dinamico può essere simile a quello di lesioni maligne con rapido enhancement iniziale e *plateau* o *wash-out*. Linfonodi patologici tendono ad avere morfologia rotondeggiante, con riduzione o perdita dell'ilo adiposo e riduzione del segnale in T2.

- *Fibroadenoma* (**figura 11**): nodulo benigno, costituito da tessuto ghiandolare e stromale. Rappresenta la più frequente lesione solida in donne < 30 anni di età, sebbene possa essere riscontrato in donne di qualunque età. Di solito rimane stabile, ma può talvolta regredire o crescere. In RMM si presenta come massa ovale o macrolobulata, con margini ben definiti, singoli o multipli. È tipicamente ipo- isointenso nelle sequenze precontrasto, con enhancement scarso e graduale, prevalentemente centrale, con possibile presenza di setti interni senza enhancement. Talvolta, il fibroadenoma può presentare enhancement marcato e precoce, entrando in *diagnosi differenziale* con il carcinoma; può presentare tipico segnale iperintenso in T2.
- *Fillode*: lesione mista, composta da tessuto ghiandolare e stromale, con componente connettivale più rappresentata rispetto ai fibroadenomi, a rapida crescita, con caratteristiche RMM simili al fibroadenoma. Può presentare enhancement marcato, rapido e talvolta disomogeneo. La sua caratterizzazione dev'essere effettuata con metodiche convenzionali.
- *Papilloma intraduttale*: formazione solida, che cresce all'interno dei dotti; talvolta può essere associato ad aumentato rischio di tumore. Può manifestarsi con ampia varietà di caratteristiche morfologiche e ha comportamento contrastografico sovrapponibile a quello delle lesioni maligne. Talvolta può presentarsi nelle sequenze precontrasto come vegetazione ipointensa all'interno di un dotto dilatato.
- *Lipoma*: iperintenso in T1 e T2 precontrasto.
- *Alterazioni infiammatorie*: in questi casi è preferibile una valutazione clinica, soprattutto perché la mastite infiammatoria e la mastite carcinomatosa sono praticamente indistinguibili in RMM. Gli ascessi presentano, invece, iperintensità in T1 precontrasto e *rim-enhancement*, talvolta difficili da distinguere dai carcinomi.
- *Modificazioni post-operatorie*: sieroma, ematoma, cicatrice e liponecrosi
  - il *sieroma* si presenta come area con enhancement periferico ad anello (*rim-enhancement*), con margini molto sottili, elevato segnale in T2 e in STIR;
  - gli *ematomi* presentano segnale variabile a seconda del *timing* e possono presentare *rim-enhancement*;
  - le *cicatrici* non dovrebbero avere enhancement dopo due anni circa dall'intervento; in caso di enhancement residuo, bisogna considerare la possibilità di una recidiva;
  - la *liponecrosi* si può presentare come un cercine di enhancement attorno a tessuto con caratteristiche di segnale del grasso in tutte le sequenze e mostra enhancement in circa 50 per cento dei casi.

Patologia maligna

L'istotipo tumorale più frequente è il carcinoma duttale invasivo (CDI); altri istotipi sono il carcinoma lobulare invasivo (CLI) e il carcinoma mucinoso. Carat-

Applicazioni cliniche

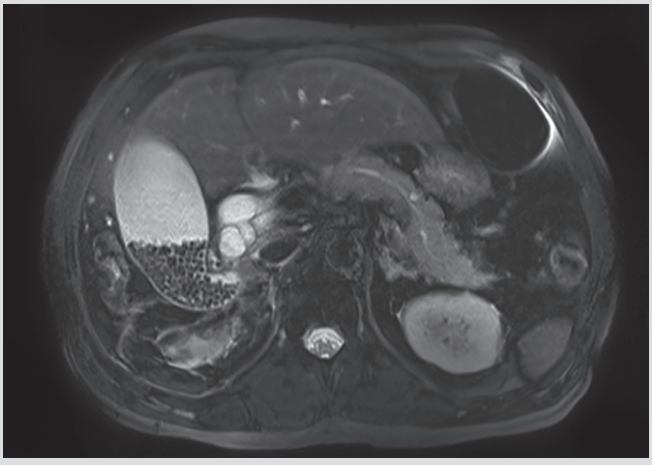
Litiasi biliare

La litiasi delle vie biliari rappresenta una delle più comuni indicazioni alla colangio-RM. Essa può interessare sia la colecisti (colelitiasi) sia le vie biliari intra- o extraepatiche (coledocolitiasi), con conseguente rischio di colangite e pancreatite ostruttiva.
Nelle sequenze T2 pesate a respiro trattenuto o *navigator-triggered* (come HASTE o SSFSE), i calcoli appaiono come difetti di segnale intraluminali (ipointensi) all'interno di una via biliare iperintensa, talora accompagnati da dilatazione a monte (**figura 12**). Le sequenze 3D T2 (come SPACE o FIESTA-C) permettono ricostruzioni multiplanari ad alta risoluzione e facilitano la visualizzazione dei calcoli di piccole dimensioni.

Colangiocarcinoma intraepatico

Il colangiocarcinoma intraepatico è una neoplasia maligna primitiva che origina dalle cellule dei dotti biliari intraepatici. Alla RM si presenta spesso come massa solida ipointensa in T1 e lievemente iperintensa in T2, con margini poco definiti e tendenza a infiltrare il parenchima circostante. A differenza di HCC, non presenta rapido *wash-in* arterioso: il pattern tipico di enhancement prevede una captazione periferica iniziale, seguita da riempimento centripeto nelle fasi portale e tardiva, attribuibile alla ricca componente fibrosa. Nelle sequenze di diffusione è frequente la restrizione della diffusione, soprattutto nelle forme più cellulari. L'assenza di captazione in fase epatobiliare è un altro elemento che aiuta a distinguere il colangiocarcinoma da lesioni epatocitarie benigne, come FNH. Spesso esso è associato a dilatazione delle vie biliari a monte della lesione e può causare retrazione capsulare.

Figura 12 - Sequenza 2D T2 pesata con soppressione del grasso in litiasi biliare con multipli calcoli in colecisti.



Carcinoma della colecisti

Il carcinoma della colecisti è una neoplasia rara ma aggressiva, spesso diagnosticata in fase avanzata per la sua presentazione clinica subdola e aspecifica. La patologia è più frequente nei soggetti di sesso femminile, soprattutto in presenza di fattori di rischio, quali colelitiasi cronica, cistifellee a porcellana, infezioni croniche e anomalie congenite del giunto biliopancreatico. La localizzazione tipica è a livello di fondo e corpo della colecisti, con tendenza all'infiltrazione del fegato e delle vie biliari adiacenti. Si può presentare in tre forme principali: massa intraluminale, ispessimento parietale localizzato o diffuso, lesione infiltrativa con estensione extramurale. Nelle sequenze T2 pesate (HASTE, SSFSE o 3D T2), la neoplasia si manifesta come area di moderata iperintensità rispetto alla bile, con perdita della normale morfologia a parete sottile. Le sequenze T1 pesate precontrasto mostrano generalmente un segnale ipointenso della lesione, mentre le sequenze dinamiche post-contrasto (acquisizioni arteriosa, portale e tardiva) evidenziano enhancement eterogeneo precoce, spesso periferico, seguito sovente da *wash-out* progressivo, tipico delle neoplasie solide maligne. La colangio-RM, pur non essendo l'indagine principale per lo studio della colecisti, può fornire dati importanti in caso di coinvolgimento del coledoco o del dotto cistico, con eventuale stenosi e dilatazione a monte delle vie biliari. Nelle sequenze T2 MIP il coledoco può mostrare interruzioni o deviazioni del decorso in caso di estensione tumorale. Inoltre, l'infiltrazione del parenchima epatico può essere sospettata in presenza di aree di alterata intensità di segnale nel fegato adiacente alla colecisti, visibili soprattutto nelle sequenze T2 *fat-sat* e T1 post-contrasto.

Cisti del coledoco e anomalie congenite

Cisti coledociche (classificate secondo Todani) e anomalie del giunto pancreaticobiliare (come il pancreas *divisum*) sono condizioni congenite che predispongono a colangiti, pancreatiti e neoplasie.

- Le cisti coledociche si manifestano come dilatazioni sacciformi o fusiformi del coledoco, ben delineate nelle sequenze T2, dove appaiono iperintense e comunicanti con le vie biliari.
- Il pancreas *divisum* si evidenzia tramite la mancata confluenza del dotto di Wirsung con il coledoco, con drenaggio prevalente tramite il dotto pancreatico dorsale, ben apprezzabile nelle ricostruzioni MIP delle sequenze 3D T2.

Colangite ascendente e infezioni

La colangite ascendente, di origine infettiva, spesso secondaria a ostruzioni duttali, è un'urgenza clinica che può essere diagnosticata e monitorata tramite colan-

Tabella I - Sequenza idrografica per uro-RM.

sequenza idrografica 3D *single-shot* T2w	
tempo di ripetizione	2.500-3.500 ms
tempo di eco	500-900 ms
campo di vista	400 mm
matrice	400 × 400
piano di acquisizione	coronale
spessore di strato	1 mm^3
number of signal averages	2-3
compressed sensing reduction	4
trigger respiratorio	sì
soppressione del tessuto adiposo	SPAIR
tempo di acquisizione	~ 3 min

te da più bassi TE, le vie escretrici si presentano sempre iperintense, peraltro con conservata visibilità sia del parenchima renale sia del grasso retroperitoneale. La capacità di rappresentare l'asse escretore renale in pielo-RM è, tuttavia, fortemente legata alla quantità di urina presente nelle vie escretrici renali.
La valutazione RM delle vie escretrici può essere condotta mediante tecniche RM che si basano sull'accentuazione delle strutture liquide (sequenze idrografiche), oppure mediante sequenze che evidenziano l'escrezione renale di mdc paramagnetico iniettato per via endovenosa ed eliminato tramite il rene. Per rendere più evidente le vie escretrici e ottimizzare la visualizzazione degli ureteri, è utile idratare adeguatamente il paziente immediatamente prima della procedura e somministrare 10 mg di furosemide, prima d'introdurre il paziente nel magnete. Per ridurre ulteriormente l'intensità di segnale delle strutture circostanti, è utile azzerare il segnale proveniente dal tessuto adiposo con impulsi di presaturazione (soppressione del grasso).

SCELTA DELLE SEQUENZE DI IMPULSI E DEI PIANI DI SCANSIONE

Sequenze urografiche

Un esempio di sequenza ad acquisizione urografica condotta con tecnica fast spin echo è fornito in **tabella I**. Le informazioni presenti nelle singole immagini possono essere rappresentate in un'unica immagine finale (MIP). Una tecnica idrografica alternativa è rappresentata dall'utilizzo della tecnica *single-shot* fast spin echo, che impiega algoritmi di tipo *half*-Fourier. Essi permettono acquisizioni fortemente T2 dipendenti in tempi estremamente rapidi (1-5 s). Queste sequenze vengono effettuate con acquisizioni a spessore di strato considerevole (4-6 cm), tempo di ripetizione considerato infinito e tempo di eco molto lungo (800-1.500 ms) (**figura 15 A**).

Figura 15 - Uro-RM con tecnica idrografica *single-shot* fast spin echo (**A**) in un caso di idroureteronefrosi destra per ostruzione dell'uretere distale da neoplasia dell'utero. **B**) Esempio di uro-RM contrastografica con acquisizioni T1 dipendenti, dopo somministrazione endovenosa di mdc paramagnetico.

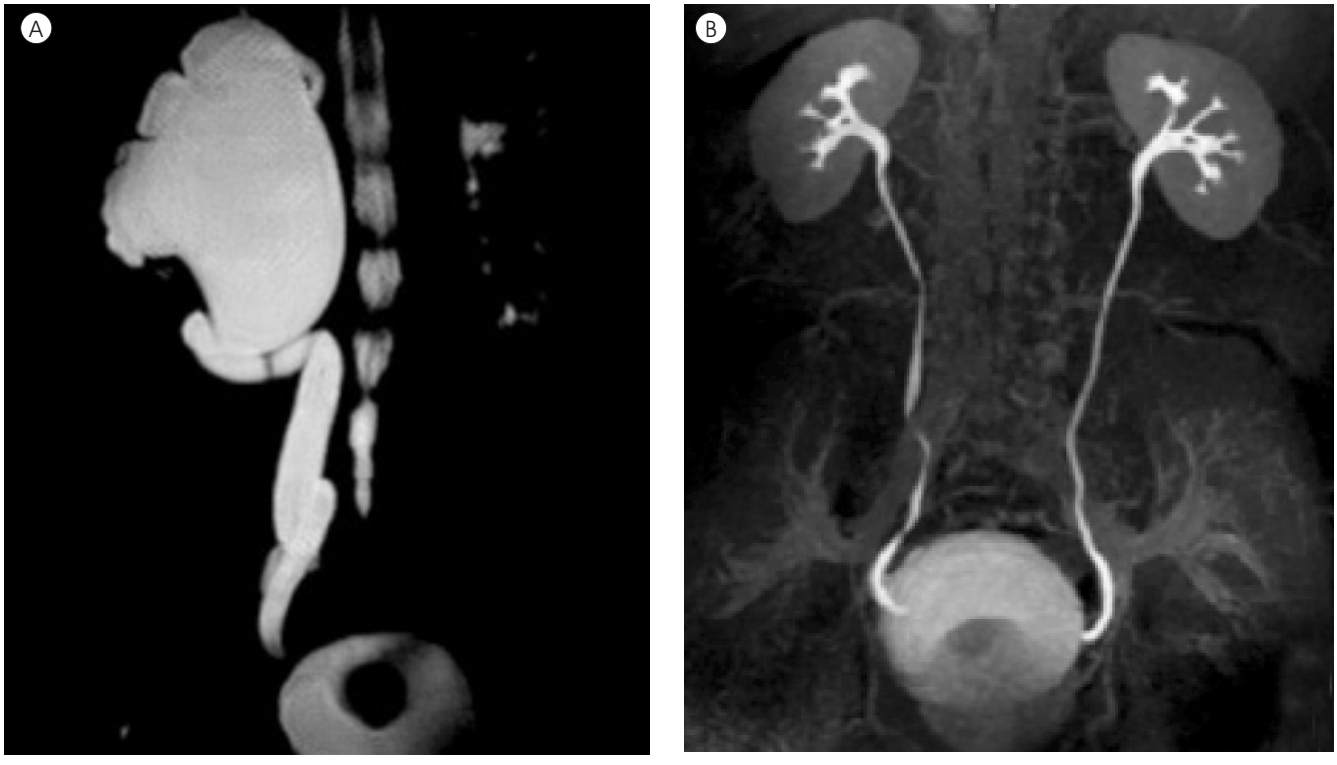


Tabella I - Parametri delle sequenze per il protocollo di enterografia-RM.

	true-FISP	T2 HASTE	3D GRE T1w	DWI
spessore di strato massimo	5 mm	5 mm	3 mm	5 mm
tempo di ripetizione	5,2 ms	∞	5,6 ms	5,2 ms
tempo di eco	2,1 ms	120 ms	2,3 ms	70 ms
flip angle	75°	90°	12°	–
valori di b minimi	–	–	–	0-50 s/mm^2
valori di b massimi	–	–	–	600-900 s/mm^2
saturazione spettrale del grasso	opzionale	opzionale	sì	sì
mezzo di contrasto ev	prima	prima	prima e dopo	prima
direzione di codifica di fase	anteroposteriore	anteroposteriore	anteroposteriore	anteroposteriore
piano di acquisizione	assiale e coronale	assiale e coronale	assiale e coronale	assiale

tenere immagini dell'intero addome in una singola apnea, riducendo ulteriormente gli artefatti respiratori; permettono, inoltre, una valutazione dettagliata della motilità intestinale attraverso sequenze cine in tempo reale, offrendo informazioni aggiuntive sulla peristalsi intestinale. L'esame prosegue con sequenze gradient echo T1 pesate, preferibilmente acquisite in 3D con saturazione dell'intensità di segnale del grasso, ottenute prima e dopo somministrazione endovenosa di chelato di gadolinio su piani assiali e coronali (**tabella I**); queste sequenze devono avere spessore non > 3 mm (**figura 2**) per garantire adeguata risoluzione spaziale. Nei pazienti con malat-

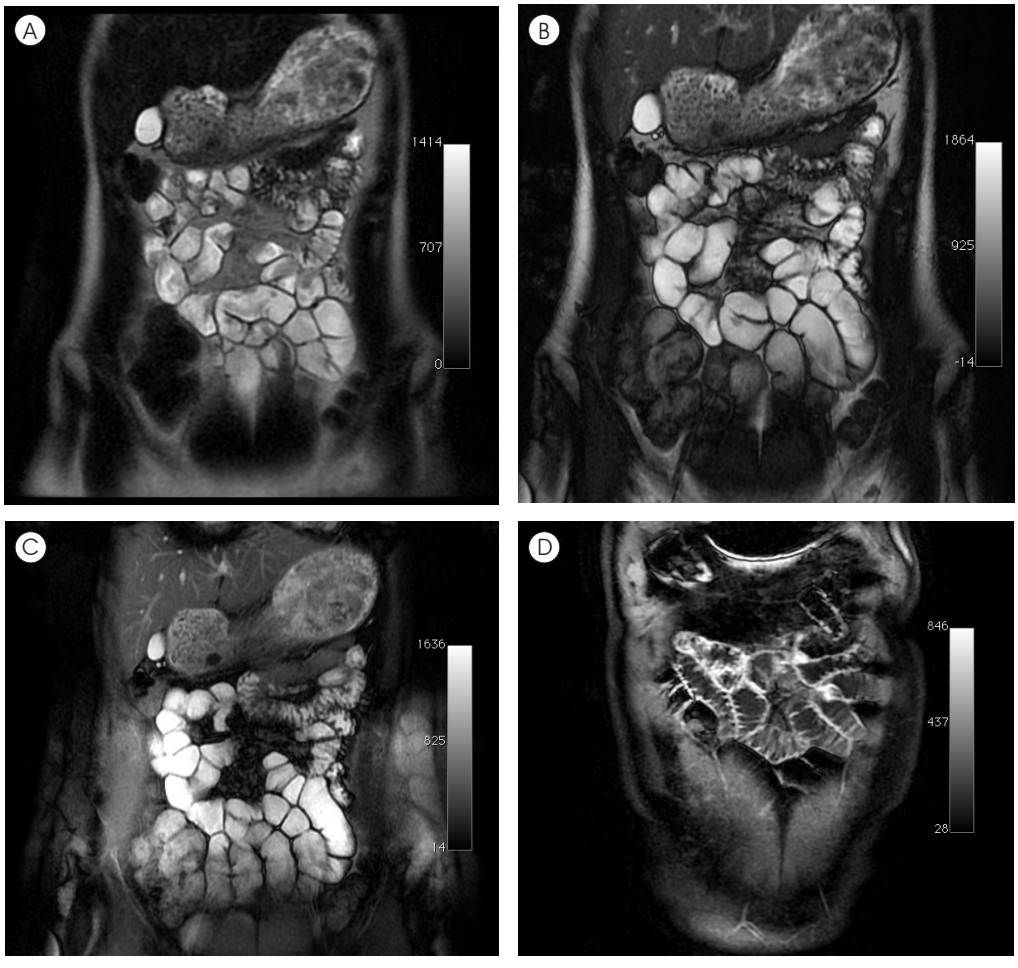


Figura 2 - Enterografia-RM: aspetto del piccolo intestino. **A**) Immagine SSFSE T2 pesata condotta in coronale. **B**) Immagine *true*-FISP coronale. **C**) Immagine *true*-FISP *fat-sat* coronale. Sia nelle immagini T2 pesate sia in quelle *true*-FISP, il lume intestinale disteso da polietilenglicole appare iperintenso. **D**) Immagine GRE T1 pesata 3D con saturazione del grasso, acquisita in coronale dopo somministrazione ev di mezzo di contrasto: si noti la risoluzione di contrasto tra lume e parete intestinale, che mostra fisiologico potenziamento dopo somministrazione di mezzo di contrasto.

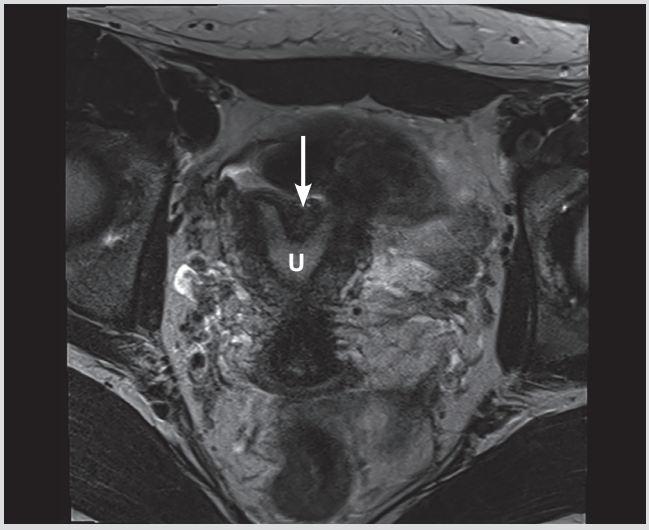


Figura 15 - Utero con morfologia intermedia tra arcuato e settato (U1c): immagine TSE T2 pesata, scansione coronale vera dell'utero (U). Il profilo esterno del fondo uterino è conservato; in corrispondenza del fondo della cavità endometriale (freccia) si evidenzia un'indentatura dolce e ampia, con prevalente componente muscolare.

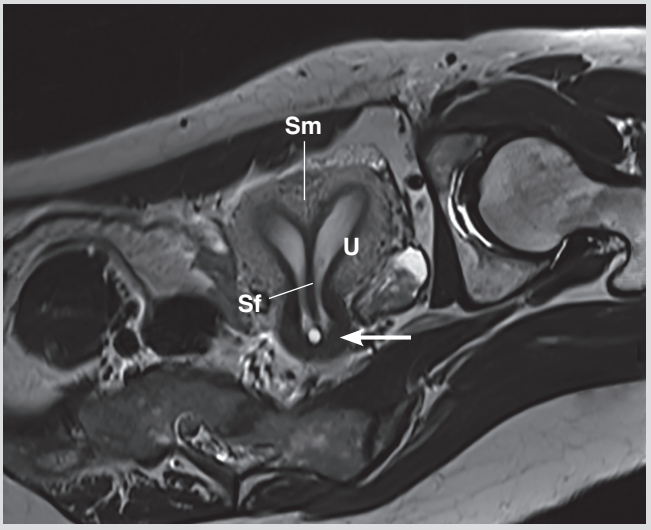


Figura 16 - Utero setto completo: immagine TSE T2 pesata, scansione parassiale vera dell'utero (U). Il profilo esterno dell'utero appare ancora nei limiti. In corrispondenza del fondo uterino, la cavità endometriale appare separata in due da un setto che mostra prima una componente muscolare (Sm) e poi fibrotica (Sf) fino al passaggio istmo-cervice (freccia).

logia definita "infantile") e U1c (varianti morfologiche minori non altrimenti specificate) (**figura 15**).
- Le anomalie di classe U2 comprendono l'utero setto, il quale, a sua volta, può essere suddiviso in U2a, se parziale, e U2b, se completo (**figura 16**).
- Le anomalie di classe U3 comprendono l'utero bicorporale, il quale, a sua volta, può essere suddiviso in U3a, se parziale, U3b, se completo (**figura 17**) e U3c, se bicorporale settato. Qualora non ci sia alcuna fusione dei dotti mülleriani, coesiste la presenza di due cervici distinte: quadro comunemente noto come utero didelfo.
- Le anomalie di classe U4 comprendono l'emiutero (o utero unicorne), il quale, a sua volta, può essere suddiviso in U4a, se è presente un'ulteriore cavità uterina rudimentale, e U4b, se essa è assente (**figura 18**).
- Le anomalie di classe U5 comprendono l'aplasia uterina, la quale a sua volta può essere suddivisa in U5a, se è presente una cavità uterina rudimentale, e U5b, se essa è assente.

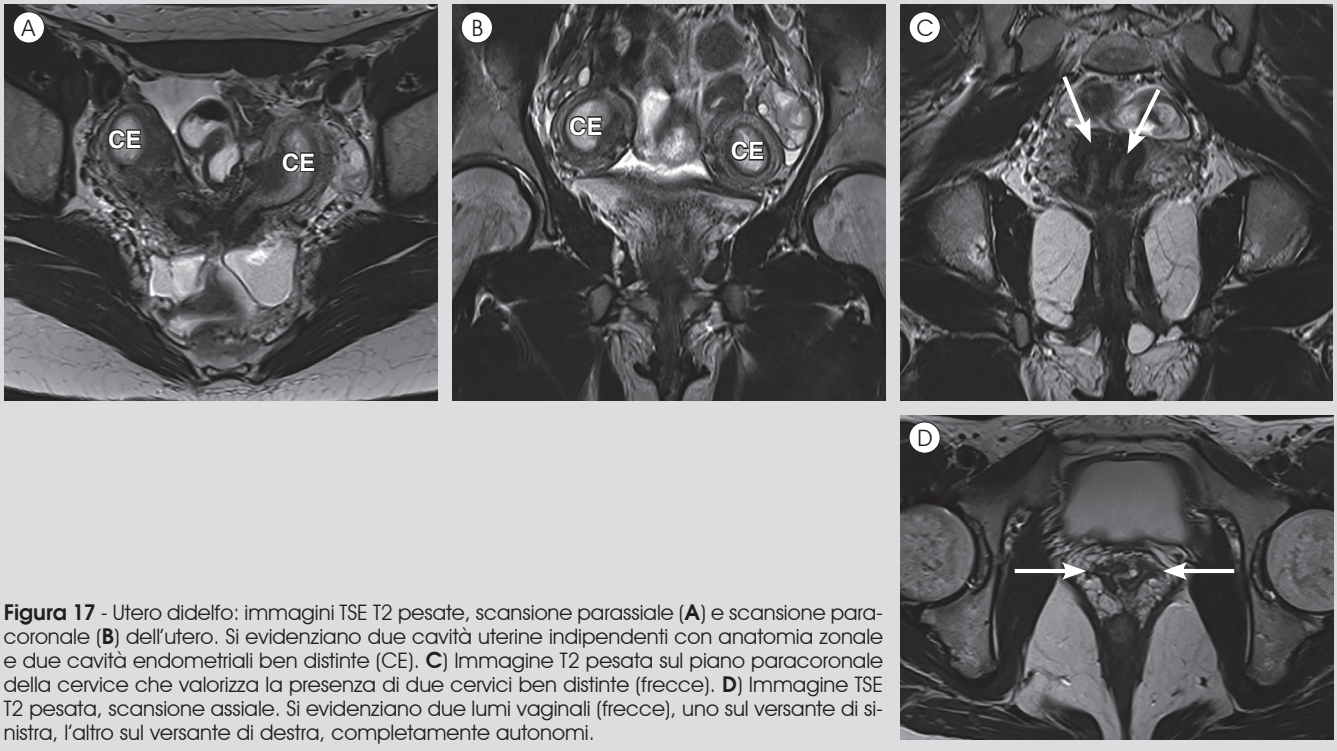


Figura 17 - Utero didelfo: immagini TSE T2 pesate, scansione parassiale (**A**) e scansione paracoronale (**B**) dell'utero. Si evidenziano due cavità uterine indipendenti con anatomia zonale e due cavità endometriali ben distinte (CE). **C**) Immagine T2 pesata sul piano paracoronale della cervice che valorizza la presenza di due cervici ben distinte (frecce). **D**) Immagine TSE T2 pesata, scansione assiale. Si evidenziano due lumi vaginali (frecce), uno sul versante di sinistra, l'altro sul versante di destra, completamente autonomi.

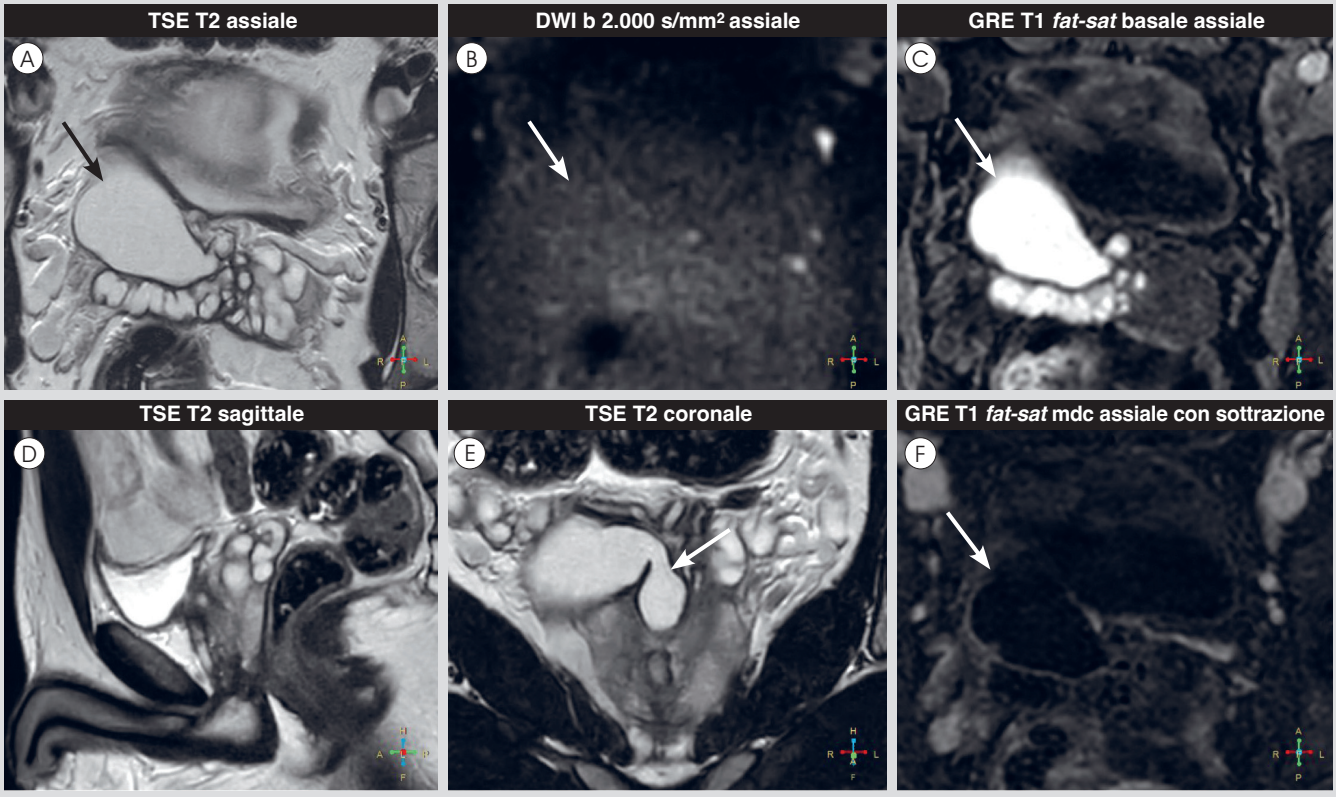


Figura 10 - Displasia cistica della vescicola seminale destra. Voluminosa formazione cistica adesa al profilo anteriore della vescicola seminale destra nelle immagini morfologiche T2 assiali (**A**, freccia) e sagittali (**D**). La scansione morfologica coronale (**E**) dimostra la comunicazione con il *veru montanum* (freccia). Assenza di segni di restrizione della diffusività molecolare nell'immagine in diffusione a b elevato (**B**, freccia). Segnale elevato nell'immagine GRE T1 *fat-sat* basale (**C**, freccia) dovuto al contenuto proteinaceo, senza evidenza di potenziamento post-contrastografico nell'immagine GRE T1 *fat-sat* dopo somministrazione di mdc rielaborata con tecnica di sottrazione digitale (**F**, freccia).

rizzato dall'infiltrazione da parte di tessuto solido con basso segnale nelle immagini T2, restrizione della diffusività molecolare e vascolarizzazione nello studio dinamico-perfusionale.

Altre applicazioni

La RMmp può essere utilizzata anche nella sorveglianza attiva di lesioni neoplastiche di basso grado, nella guida a procedure bioptiche e ablative *in bore*, nella valutazione della recidiva locale o nella verifica dell'efficacia di trattamenti locali. Con minor frequenza si può ricorrere alla RM nella valutazione di quadri malformativi (per esempio, formazioni cistiche della prostata o delle vescicole seminali) (**figura 10**), nei quadri flogistici che riguardano prostata o vescicole seminali (nella *diagnosi differenziale* con le forme neoplastiche e per l'identificazione di eventuali lesioni ascessuali) e nella valutazione preoperatoria in caso di ipertrofia prostatica benigna.

Scroto

Introduzione
Anatomia
Posizionamento del paziente e scelta delle bobine
Scelta delle sequenze di impulsi e dei piani di scansione
Parametri tecnici di acquisizione
Applicazioni cliniche

INTRODUZIONE

Facendo riferimento alle principali linee guida cliniche, l'esame di imaging di riferimento per lo studio dello scroto è rappresentato dall'ecografia, in relazione alla disponibilità e al buon rapporto costo/beneficio. La RM può essere considerata tuttavia utile alternativa in situazioni in cui l'ecografia risulti inconclusiva, grazie alla sua panoramicità e alla sua elevatissima risoluzione di contrasto.

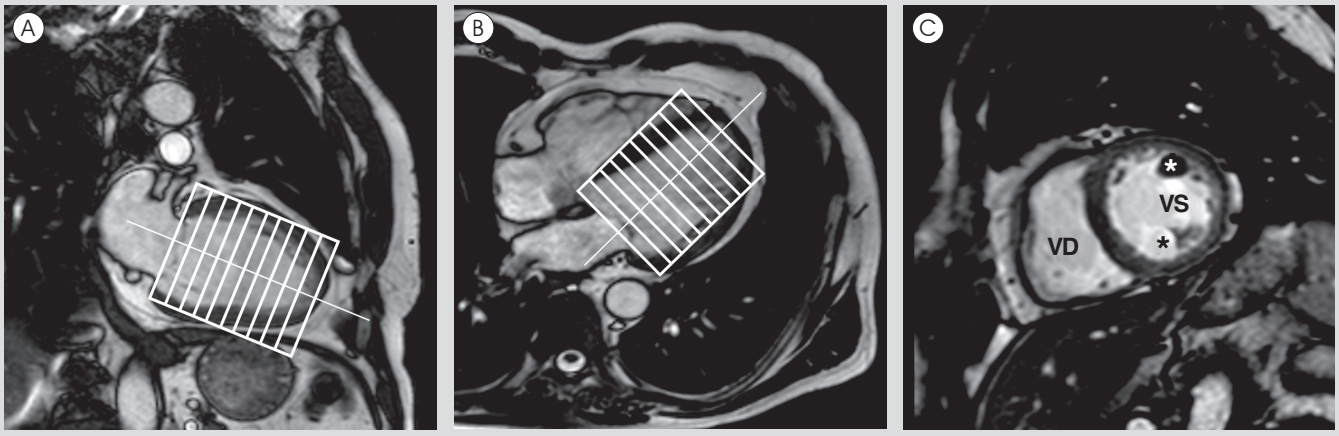
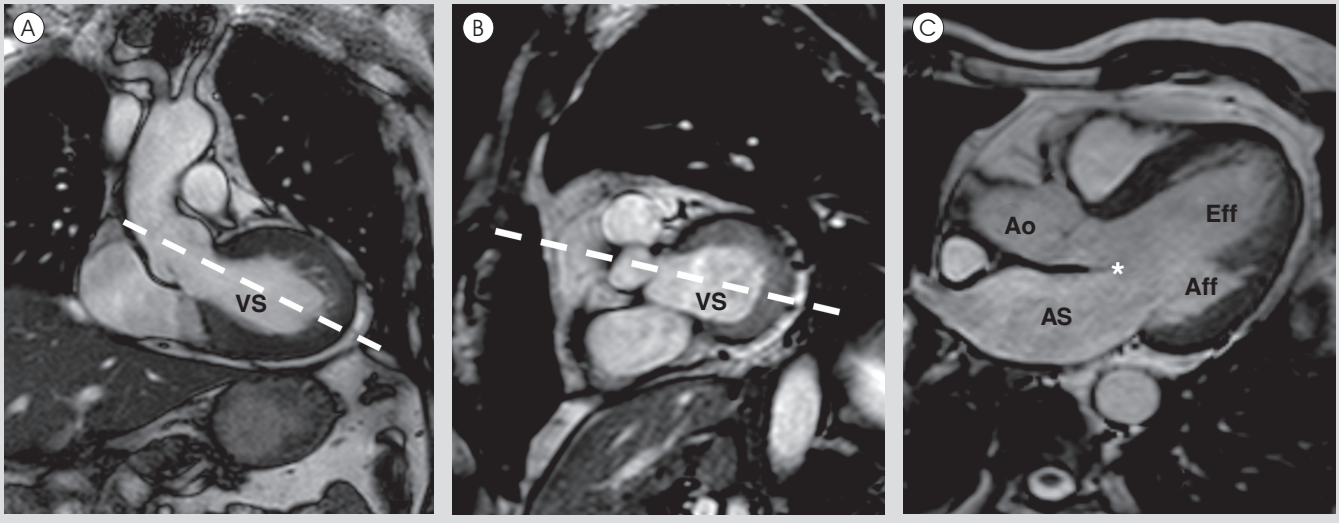


Figura 17 - L'acquisizione asse corto è generalmente di tipo *multislice*. Per la selezione del corretto piano di scansione, si ricorre alle immagini telediastoliche cine gradient echo asse lungo due camere di sinistra (**A**) e asse lungo quattro camere (**B**). La linea che attraversa il centro delle *slice* acquisite è parallela al setto interventricolare, attraversa punta del cuore e punto medio della valvola mitrale. Nell'immagine che si ottiene (**C**) nella cavità ventricolare sinistra, i muscoli papillari appaiono come immagini rotondeggianti di basso segnale (asterischi). VD = ventricolo destro; VS = ventricolo sinistro.

asse lungo tre camere consente eccellente rappresentazione del setto interventricolare, specie nella sua porzione sottovalvolare aortica; perciò, è utile in tutti i casi in cui si vogliano ricercare eventuali cause di ostruzione del tratto di efflusso ventricolare (**figura 18**); inoltre, permette di visualizzare valvola mitrale, parete posterolaterale del ventricolo sinistro, setto interventricolare anteriore e parete libera anteriore del ventricolo destro.
Il piano di studio funzionale della valvola mitrale è parallelo a quello asse corto del ventricolo sinistro ed è prescritto riferendosi ai piani due e quattro camere. Comunemente, viene prescritta una singola sequenza di tipo *velocity-encoded* cine-RM, posizionata sul versante ventricolare della valvola, per lo studio della funzione diastolica globale del ventricolo e per la quantificazione della stenosi valvolare. In caso di rigurgito mitralico, si prescrive una seconda acquisizione sul versante atriale della valvola (**figura 19**).
Il piano di studio funzionale della valvola aortica è tangente al piano della valvola. Siccome i piani di studio che meglio rappresentano l'apparato valvolare aortico sono quelli del tratto di efflusso del ventricolo sinistro e quello tre camere, ci si riferisce a questi piani per la pianificazione della sequenza di studio della valvola. Per la quantificazione della stenosi valvolare, viene prescritta una singola sequenza di tipo VENC sul versante aortico della valvola (a livello dei seni di Valsalva). Per lo studio planimetrico della valvola, si ricorre a sequenze cine gradient echo (**figura 20**). In caso di rigurgito aortico, si prescrive una seconda acquisizione sul versante ventricolare della valvola aortica, perpendicolare al piano di efflusso del ventricolo sinistro.
I piani di studi accessori per lo studio delle camere di destra sono:

- due camere o asse lungo verticale;
- tratto di efflusso del ventricolo destro;
- tratto di afflusso del ventricolo destro.

Figura 18 - Per prescrivere il piano tre camere, si utilizzano come riferimento un'immagine coronale del torace (**A**) e una scansione basale asse corto (**B**); il piano di scansione corretto è quello che unisce il centro della valvola aortica al margine ottuso del ventricolo ed è indicata dalla linea tratteggiata sulle immagini **A** e **B**; l'asterisco nell'immagine **C** indica il lembo anteriore della valvola mitrale, che è il repere anatomico che definisce l'efflusso ventricolare. **C**) Nelle scansioni tre camere il tratto di afflusso (Aff) ventricolare e quello di efflusso (Eff) sono separati dal lembo anteriore della valvola mitrale (asterisco). Ao = aorta; AS = atrio sinistro; VS = ventricolo sinistro.



Articolazione sacroiliaca

- Sequenze:
  – TSE T1 parassiali e paracoronali;
  – STIR paracoronali;
  – TSE DP SPIR parassiali.

Anca

- Sequenze:
  – TSE T1 assiali e coronali;
  – STIR o TSE SPIR T2 coronali;
  – TSE T2 assiali;
  – eventuali TSE T1 sagittali;
  – se è necessario il mezzo di contrasto, TSE SPIR T1 pesate nel piano più idoneo alla visualizzazione della patologia.

Ginocchio

- Bobina del ginocchio in quadratura o bobine di superficie SENSE.
- Sezioni di 3-3,5 mm.
- Sequenze:
  – TSE T1 sagittale ed eventualmente coronale;
  – TSE DP SPIR assiale, coronale e sagittale (**figura 1**);
  – se è necessario il mezzo di contrasto, TSE SPIR T1 nel piano più idoneo alla visualizzazione della patologia, di solito assiale.

Caviglia

- Bobina del ginocchio in quadratura o bobine di superficie SENSE.
- Sezioni di 3 mm.
- Sequenze:
  – TSE T1 sagittale ed eventualmente coronale;
  – TSE DP SPIR assiale, coronale e sagittale;
  – eventuale TSE T2 assiale;
  – se è necessario il mezzo di contrasto, TSE SPIR T1 nel piano assiale o sagittale.

Figura 1 - Bambino di 7 anni di età: sezione sagittale di 3 mm di spessore pesata in densità protonica con soppressione del segnale del tessuto adiposo. Sono riconoscibili il corno anteriore e il corno posteriore del menisco mediale, che appaiono come strutture ipointense. L'epifisi distale del femore e quella prossimale della tibia presentano ancora un'elevata componente cartilaginea in relazione all'età (la cartilagine appare iperintensa).



In tutti i protocolli indicati, potrà essere aggiunta una sequenza GRE T2*, per la valutazione di prodotti di degradazione dell'emoglobina, come negli emartri, o di calcificazioni.
Nello studio dei tumori ossei, la RM ha un ruolo di stadiazione e deve comprendere il segmento scheletrico nella sua interezza, da un estremo articolare all'altro. L'angio-RM è stata impiegata come mappa preoperatoria. Esistono diversi studi che impiegano sequenze pesate in diffusione, spettroscopia e studi di perfusione per la valutazione dei tumori ossei, specie nel follow-up, per distinguere tra necrosi post-terapia e residuo tumorale. Nello studio delle metastasi ossee e delle localizzazioni midollari di linfoma, è possibile utilizzare sequenze STIR *whole-body*, anche combinate con pesatura in diffusione.

ADDOME

SEQUENZE — DI ACQUISIZIONE DELLE IMMAGINI — E SCELTA DELLE BOBINE

Nel paziente pediatrico, l'ecografia addominale riveste un ruolo fondamentale e spesso è in grado di fornire da sola numerose informazioni diagnostiche. L'esame RM dev'essere complemento a essa, utilizzato in maniera ottimale. È necessaria una certa cooperazione da parte del bambino, che spesso può essere ottenuta a partire da 5 anni, età sotto la quale è necessaria la sedazione.
Principali indicazioni all'esecuzione di esame RM sono lo studio delle vie escretrici urinarie (uro-RM) e quello di masse (epatoblastoma, neuroblastoma, tumore di Wilms e linfomi), di malformazioni vascolari, delle anse intestinali nelle malattie infiammatorie croniche o di lesioni ascessuali. Si dovrà sempre utilizzare una bobina di superficie quanto più piccola possibile, in relazione alle dimensioni corporee: per esempio, nel neonato e nel lattante sono utili le bobine *flex*-s o m, mentre nel bambino un po' più grande la bobina cardiaca. Per l'iniezione di mdc è consigliabile utilizzare l'iniettore. È possibile utilizzare sequenze con *trigger* respiratorio o *navigator*, per ridurre gli artefatti legati al respiro.

Uro-RM

- Sezioni da 3 a 6 mm, a seconda delle dimensioni del paziente (**figura 2**).
- Sequenze:
  – TSE T2 SPIR assiale;
  – SENSE *balanced* TFE assiale;
  – TSE T2 coronale e sagittale;
  – idrografiche di tipo *single-shot* o con *trigger* volumetrico, per effettuare MIP delle vie escretrici dilatate;
  – iniezione di furosemide;