

**L'ESSENZIALE...
NELL'IMAGING RM
DI DIFFUSIONE**

L'ESSENZIALE... NELL'IMAGING RM DI DIFFUSIONE

A CURA DI

**ALESSANDRO STECCO
ALFONSO RAGOZZINO**

INTRODUZIONE DI

ALESSANDRO CARRIERO

PRESENTAZIONE

A. Stecco, A. Ragozzino pag. 9

INTRODUZIONE

A. Carriero pag. 10

UN PO' DI STORIA...

A. Stecco pag. 11

PRE-TEST

..... pag. 12

Capitolo 1 - EPPUR SI MUOVE

Il fenomeno fisico della Diffusione in soldoni

M. Brambilla, R. Matheoud pag. 15

Capitolo 2 - MR DIFFUSION, I SUPPOSE

Diffusione a RM spiegata bene

P. Paolantonio, A. Laghi pag. 21

Capitolo 3 - WHAT IS THIS?

Si puo' capire cosa è?

A. Saponaro, A. Stecco, C. Bossi,
F. Favano, G. Di Nardo, A. Carriero pag. 28

CHECKPOINT

A. Stecco pag. 36

E ALLORA...? APPENDICE DI CASI RAGIONATI

Capitolo 4 - ENCEFALO E COLONNA

Caso 4.1 - A. Stecco, M. Lombardi, G. Di Nardo, A. Carriero pag. 41

Caso 4.2 - A. Stecco, M. Lombardi, G. Di Nardo, A. Carriero pag. 43

Caso 4.3 - A. Stecco, M. Lombardi, G. Di Nardo, A. Carriero pag. 44

Caso 4.4 - A. Stecco, M. Lombardi, G. Di Nardo, A. Carriero pag. 47

Capitolo 5 - BASICRANIO

Caso 5.1 - A. Saponaro, P. Amatuzzo, G. Di Nardo, A. Carriero pag. 49

Caso 5.2 - A. Saponaro, P. Amatuzzo, G. Di Nardo, A. Carriero pag. 51

Caso 5.3 - A. Saponaro, P. Amatuzzo, G. Di Nardo, A. Carriero pag. 53

Caso 5.4 - A. Saponaro, P. Amatuzzo, G. Di Nardo, A. Carriero pag. 55

Capitolo 6 - COLLO

Caso 6.1 - M. Galia, P. Purpura, A. Lo Casto, M. Midiri pag. 57

Caso 6.2 - P. Purpura, G. Lo Re, E. Grassedonio, M. Galia pag. 59

Caso 6.3 - M. Galia, G. La Tona, A. Lo Casto, M. Midiri pag. 61

Caso 6.4 - M. Galia, P. Purpura, A. Lo Casto, M. Midiri pag. 63

Capitolo 7 - PLESSO BRACHIALE

Caso 7.1 - A. Stecco, A. Cassarà, G. Di Nardo, A. Carriero pag. 65

Caso 7.2 - A. Stecco, A. Cassarà, G. Di Nardo, A. Carriero pag. 66

Caso 7.3 - A. Stecco, A. Cassarà, G. Di Nardo, A. Carriero pag. 68

Caso 7.4 - A. Stecco, A. Cassarà, G. Di Nardo, A. Carriero pag. 69

Capitolo 8 - MAMMELLA

Caso 8.1 - C. Bossi, A. Cassarà, G. Di Nardo, A. Carriero pag. 70

Caso 8.2 - C. Bossi, A. Cassarà, G. Di Nardo, A. Carriero pag. 72

Caso 8.3 - C. Bossi, A. Cassarà, G. Di Nardo, A. Carriero pag. 74

Caso 8.4 - C. Bossi, A. Cassarà, G. Di Nardo, A. Carriero pag. 76

Capitolo 9 - TORACE

Caso 9.1 - A. Saponaro, A. Stecco, F. Tondo, G. Di Nardo, A. Carriero .. pag. 78

Caso 9.2 - A. Saponaro, A. Stecco, F. Tondo, G. Di Nardo, A. Carriero .. pag. 80

Caso 9.3 - A. Saponaro, A. Stecco, F. Tondo, G. Di Nardo, A. Carriero .. pag. 81

Caso 9.4 - A. Saponaro, A. Stecco, F. Tondo, G. Di Nardo, A. Carriero .. pag. 82

Capitolo 10 - FEGATO

Caso 10.1 - B. Cusati, G. Di Costanzo, T. Lembo, A. Ragozzino pag. 83

Caso 10.2 - B. Cusati, G. Di Costanzo, M. De Siero, A. Ragozzino pag. 84

Caso 10.3 - B. Cusati, G. Di Costanzo, I. Ferrara, A. Ragozzino pag. 86

Caso 10.4 - B. Cusati, G. Di Costanzo, R. Lobianco, A. Ragozzino pag. 88

Caso 10.5 - B. Cusati, G. Di Costanzo, R. Regine, A. Ragozzino pag. 90

Caso 10.6 - B. Cusati, G. Di Costanzo, R. Regine, A. Ragozzino pag. 92

Capitolo 11 - PANCREAS

Caso 11.1 - G. Morana pag. 95

Caso 11.2 - G. Morana pag. 97

Caso 11.3 - G. Morana pag. 99

Caso 11.4 - G. Morana pag. 101

Caso 11.5 - G. Morana pag. 103

Capitolo 12 - RENI E SURRENI

Caso 12.1 - A. Saponaro, A. Stecco, P. Amatuzzo,
G. Di Nardo, A. Carriero pag. 106

Caso 12.2 - A. Saponaro, A. Stecco, P. Amatuzzo,
G. Di Nardo, A. Carriero pag. 107

Caso 12.3 - D. Artioli, A. Vanzulli pag. 109

Caso 12.4 - D. Artioli, A. Vanzulli pag. 111

Caso 12.5 - D. Artioli, A. Vanzulli pag. 113

Caso 12.6 - D. Artioli, A. Vanzulli pag. 115

Capitolo 13 - PELVI FEMMINILE

Caso 13.1 - F. Palmieri, I. Ferrara, G. Di Costanzo, A. Ragozzino pag. 117

Caso 13.2 - F. Palmieri, I. Ferrara, B. Cusati, A. Ragozzino pag. 119

Caso 13.3 - F. Palmieri, I. Ferrara, I. Bonifacio, A. Ragozzino pag. 121

Caso 13.4 - F. Palmieri, I. Ferrara, T. Lembo, A. Ragozzino pag. 122

Caso 13.5 - F. Palmieri, I. Ferrara, M. De Siero, A. Ragozzino pag. 123

Capitolo 14 - PELVI MASCHILE

Caso 14.1 - G. Di Costanzo, I. Bonifacio, B. Cusati, A. Ragozzino pag. 125

Caso 14.2 - G. Di Costanzo, I. Bonifacio, T. Lembo, A. Ragozzino pag. 128

Caso 14.3 - G. Di Costanzo, I. Ferrara, F. Palmieri, A. Ragozzino pag. 130

Caso 14.4 - G. Di Costanzo, I. Bonifacio, I. Ferrara, A. Ragozzino pag. 132

Capitolo 15 - WHOLE BODY

Caso 15.1 - A. Stecco, S. Delli Passeri, L. Guerra,
G. Di Nardo, A. Carriero pag. 135

Caso 15.2 - A. Stecco, S. Delli Passeri, L. Guerra,
G. Di Nardo, A. Carriero pag. 137

Caso 15.3 - A. Stecco, S. Delli Passeri, M. Lombardi,
G. Di Nardo, A. Carriero pag. 139

Caso 15.4 - A. Stecco, S. Delli Passeri, G. Di Nardo, A. Carriero pag. 140

Capitolo 16 - OSSO

Caso 16.1 - A. Stecco, T. Cascone, L. Fortunelli, G. Di Nardo, A. Carriero pag. 142

Caso 16.2 - A. Stecco, T. Cascone, L. Fortunelli, G. Di Nardo, A. Carriero pag. 144

Caso 16.3 - A. Stecco, T. Cascone, L. Fortunelli, G. Di Nardo, A. Carriero pag. 146

TEST DI VERIFICA DELL'APPRENDIMENTO pag. 149

Paola Amatuzzo

SCDU Radiologia – AOU Maggiore della Carità
Università del Piemonte Orientale – Novara

Diana Artioli

Struttura Complessa di Radiologia
Dipartimento Tecnologie Avanzate Diagnostico-Terapeutiche
Azienda Ospedaliera Ospedale Niguarda Ca' Granda

Ilaria Bonifacio

U.O.C di Diagnostica per Immagini
P.O S. Maria delle Grazie, ASL2 Nord, Pozzuoli (NA)

Claudio Bossi

SCDU Radiologia – AOU Maggiore della Carità
Università del Piemonte Orientale - Novara

Marco Brambilla

SC Fisica Sanitaria – AOU Maggiore della Carità
Università del Piemonte Orientale – Novara

Alessandro Carriero

SCDU Radiologia – AOU Maggiore della Carità
Università del Piemonte Orientale – Novara

Teresa Cascone

SCDU Radiologia – AOU Maggiore della Carità
Università del Piemonte Orientale – Novara

Alessia Cassarà

SCDU Radiologia – AOU Maggiore della Carità
Università del Piemonte Orientale – Novara

Bianca Cusati

U.O.C di Diagnostica per Immagini
P.O S. Maria delle Grazie, ASL2 Nord, Pozzuoli (NA)

MicheleDe Siero - U.O.C di Diagnostica per Immagini

P.O S. Maria delle Grazie, ASL2 Nord, Pozzuoli (NA)

Silvia Delli Passeri

SCDU Radiologia – AOU Maggiore della Carità
Università del Piemonte Orientale – Novara

Giuseppe Di Costanzo

U.O.C di Diagnostica per Immagini
P.O S. Maria delle Grazie, ASL2 Nord, Pozzuoli (NA)

Gerardo Di Nardo

SCDU Radiologia – AOU Maggiore della Carità
Università del Piemonte Orientale – Novara

Francesca Favano

UO Radiologia
Ospedale Fornaroli– Magenta

Ilaria Ferrara

U.O.C di Diagnostica per Immagini
P.O S. Maria delle Grazie, ASL2 Nord, Pozzuoli (NA)

Lorenzo Fortunelli

SCDU Radiologia – AOU Maggiore della Carità
Università del Piemonte Orientale – Novara

Massimo Galia

DIBIMEF – Sezione di Scienze Radiologiche
Policlinico Universitario di Palermo

Emanuele Grassettonio

DIBIMEF – Sezione di Scienze Radiologiche
Policlinico Universitario di Palermo

Lucrezia Guerra

SCDU Radiologia – AOU Maggiore della Carità
Università del Piemonte Orientale – Novara

Andrea Laghi

Sapienza Università di Roma
Dipartimento di Scienze Radiologiche Oncologiche e Anatomico-
Patologiche, Sede di Latina
ICOT, Latina

Giuseppe La Tona

Sezione di Scienze Radiologiche - Dipartimento di Biopatologia
e Biotecnologie Mediche e Forensi
Università di Palermo

Tiziana Lembo

U.O.C di Diagnostica per Immagini
P.O S. Maria delle Grazie, ASL2 Nord, Pozzuoli (NA)

Roberto Lobianco

U.O.C di Diagnostica per Immagini
P.O S. Maria delle Grazie, ASL2 Nord, Pozzuoli (NA)

Antonio Lo Casto

Sezione di Scienze Radiologiche
Dipartimento di Biopatologia e Biotecnologie Mediche e Forensi
Università di Palermo

Mariangela Lombardi

SCDU Radiologia – AOU Maggiore della Carità
Università del Piemonte Orientale – Novara

Giuseppe Lo Re

Sezione di Scienze Radiologiche
Dipartimento di Biopatologia e Biotecnologie Mediche e Forensi
Università di Palermo

Roberta Matheoud

SC Fisica Sanitaria – AOU Maggiore della Carità
Università del Piemonte Orientale – Novara

Gianni Morana

UO Complessa di Radiologia Diagnostica
Ospedale Cà Foncello, Treviso

Massimo Midiri

Sezione di Scienze Radiologiche
Dipartimento di Biopatologia e Biotecnologie Mediche e Forensi
Università di Palermo

Francesco Palmieri

U.O.C di Diagnostica per Immagini
P.O S. Maria delle Grazie, ASL2 Nord, Pozzuoli (NA)

Pasquale Paolantonio

Dipartimento di Diagnostica per Immagini
Azienda Complesso Ospedaliero San Giovanni – Addolorata,
Roma

Pierpaolo Purpura

Sezione di Scienze Radiologiche
Dipartimento di Biopatologia e Biotecnologie Mediche e Forensi
Università di Palermo

Alfonso Ragozzino

U.O.C di Diagnostica per Immagini
P.O S. Maria delle Grazie, ASL2 Nord, Pozzuoli (NA)

Renato Regine

U.O.C di Diagnostica per Immagini
P.O S. Maria delle Grazie, ASL2 Nord, Pozzuoli (NA)

Antonio Saponaro

SCDU Radiologia – AOU Maggiore della Carità
Università del Piemonte Orientale – Novara

Alessandro Stecco

SS Neuroradiologia – SCDU Radiologia - AOU Maggiore della
Carità
Università del Piemonte Orientale- Novara

Francesco Tondo

SCDU Radiologia – AOU Maggiore della Carità
Università del Piemonte Orientale – Novara

Angelo Vanzulli

Struttura Complessa di Radiologia
Dipartimento Tecnologie Avanzate Diagnostico-Terapeutiche
Azienda Ospedaliera Ospedale Niguarda Ca' Granda

Proseguito nella iniziativa editoriale, messa a punto dalla Sezione di Risonanza Magnetica, siamo lieti di annunciare la realizzazione del V volume della collana monografica "RM Body: L'Essenziale" usufruibile dai Soci della Sezione all'indirizzo www.risonanzamagnetica.org. a partire dal 1° Novembre 2011.

L'argomento di questo nuovo Testo Atlante è "L'Essenziale nell'Imaging RM di diffusione" la cui anteprima editoriale sarà in occasione dei laboratori organizzati a Novara e Ancona, nell'ambito del Convegno Nazionale della Sezione di Studio, rispettivamente nei mesi di settembre ed ottobre, con distribuzione gratuita di copie edite a stampa ai Soci che parteciperanno ai due eventi

Lo scopo del Testo-Atlante è di fornire gli elementi essenziali di approccio tecnico – metodologico e di semeiotica dell'Imaging RM di DWI, tecnica che consente la valutazione quali-quantitativa della diffusività tissutale senza l'utilizzo di chelati di gadolinio e che la rende, pertanto, particolarmente interessante nei pazienti con alterata funzionalità renale ed a rischio di fibrosi sistemica nefrogenica.

Come nella ormai consolidata linea editoriale della collana, anche questo Testo Atlante è strutturato in due parti.

Nella prima parte il testo puntualizza, grazie ai contributi di **M. Brambilla, R. Matheoud, P. Paolantonio, A. Laghi, A. Saponaro, A. Stecco** quello che è lo stato dell'arte dell'Imaging RM di diffusione, in particolare vengono illustrati i principi fisici, i para-

metri di acquisizione, rielaborazione ed i metodi di quantificazione e sottolineate le principali limitazioni riguardo la qualità delle immagini e la riproducibilità dei parametri di diffusione.

Nella II Parte del Testo-Atlante è inserita una ampia appendice di casi clinici, opportunamente preselezionati dai vari Autori, che illustreranno l'attuale utilizzo clinico dell'imaging RM in DWI nei diversi organi ed apparati e le applicazioni emergenti nella valutazione della risposta al trattamento.

L'inserimento, per ciascun caso clinico, di esaustive didascalie, di key notes e di bibliografia essenziale rappresenta un ulteriore valore aggiunto alla comprensione di una tecnica che sembra aprire nuove e stimolanti opportunità diagnostiche.

Infine, come di abitudine, il testo prevede l'inserimento di un apposito test finale di autovalutazione per il lettore.

Un ringraziamento agli Autori per il loro contributo umano e professionale apportato ed, in particolare, all'Amico Alessandro Carriero per averne curata l'introduzione e per aver voluto condividere con la Sezione questo progetto editoriale

Un personale ringraziamento, infine, alla dr.ssa Claudia Polastri per "l'amichevole" raccordo nella fase di realizzazione del testo.

Buona lettura!

A. Stecco - A Ragozzino

“Le idee camminano sulle gambe degli uomini”... se, poi, questi uomini sono due grandi Professionisti come Alfonso Ragozzino (detto Nino) ed Alessandro Stecco il gioco è semplice ed il risultato sicuro.

Quando Alessandro Stecco mi ha proposto, a nome del Presidente della Sezione RM, Nino Ragozzino, il testo sulla DWI ho capito che sarebbe stato un successo didattico e, così, mi sono prodigato per realizzarlo con il mio modesto contributo Culturale e Manageriale.

Recentemente mi è stato riferito di un Convegno in cui alcuni Colleghi si sono dichiarati scettici nei confronti della tecnica RM in diffusione e mi è riaffiorato alla memoria un Convegno a Genova in cui, noi giovani ricercatori, e tra gli altri l'amico Andrea Villa, proponemmo alla platea Neuro Radiologica Italiana l'Angio - RM del circolo Arterioso.

La reazione dell'Auditorio fu violenta e tutti affermarono che quella metodica era improponibile e che non avrebbe avuto alcun futuro... andammo via da Genova con una grande "tristezza culturale" ma oggi, a distanza di 20 anni, l'Angio - RM del circolo intracranico è diventata una metodica di sicuro riferimento diagnostico.

Non credere nelle nuove tecniche RM, in primis nella DWI, è una "idiozia culturale" per due motivi fondamentali: il primo risiede nella certezza che la RM non conosce limiti fisici e questo è stato, nel tempo, ampiamente dimostrato, il secondo deve incardinare il ruolo del Radiologo nella gestione della RM... la storia insegna che lo spazio culturale e di ricerca lasciato dai Radiologi è stato ambita preda di altri specialisti.

Ho l'impressione che, spesso, gli spazi culturali sono stati da noi abbandonati anche per paure professionali e pigrizia applicativa nel nuovo... penso ai primi spettri RM che per definizione dovevano essere esaminati dal biochimico, sola la parola "colina" metteva ansia, ma oggi è bello insegnare, nelle Nostre Scuole di Specializzazione, la Spettroscopia RM così come si insegna la Radiografia del Torace.

L'Imaging RM a diffusione ben si presta alla didattica ed alla Ricerca perché è frutto del movimento dell'acqua nel corpo umano ed avvicinarsi ai moti dell'acqua, alla sua turbolenza, alla ricchezza di acqua in alcune patologie, alle correnti di flusso con la possibilità di discriminare la sua restrizione grazie alla RM è l'ennesima scommessa vinta da Chi non deve arrendersi di fronte alla curiosità concettuale.

Ben venga questo sforzo culturale che ha avuto l'obiettivo di spiegare la Diffusione RM in tutti i suoi aspetti con la semplicità di approccio che è propria dei Grandi.

Un grazie di cuore a tutti gli Autori che, evidentemente, sono ben lontani dal peggior rischio del professionista dei nostri gironi che è la "miopia culturale".

Mi si consenta di approfittare di questa presentazione per ringraziare Nino Ragozzino per la sua strepitosa Presidenza della Sezione di RM della SIRM.

Nino è stato un trascinateur, una fucina di iniziative e di idee, un infaticabile Direttore che ha sempre indossato le vesti e l'umiltà dell'ultimo degli orchestrali... in poche parole un Grande.

Durante questi anni di Collaborazione e di vita comune per la Sezione ho sempre, scherzosamente, affermato che Nino è stato il miglior Presidente dopo di me... alla luce dei fatti e degli eventi devo riconoscere che Lui è stato, in assoluto, il miglior Presidente degli ultimi anni.

L'onestà intellettuale è la miglior arma a disposizione dell'uomo e, nel segno di essa, saluto con affetto ed amicizia tutti i Soci della Sezione di RM della SIRM con l'auspicio che la "curiosità scientifica" rimanga la nostra forza, dobbiamo sempre essere pronti ad affrontare le nuove sfide che la RM ci proporrà e sono sicuro che il futuro ne sarà ricco...

Alessandro Carriero

Non si può prescindere dal ricordare come le moderne applicazioni della RM Diffusione, fondino le proprie basi su una serie di Studi di Scienziati che coprono quasi 200 anni di arco temporale.

Si può risalire in effetti agli studi di T. Graham che tra il 1820 ed il 1830, studiò le caratteristiche fisiche dei gas in soluzione e pose i primi quesiti registrando le prime osservazioni. A questo si deve accoppiare la quasi contemporanea descrizione scientifica del nucleo cellulare e di alcuni granuli in sospensione al suo interno da parte del botanico R. Brown che dette il nome al movimento descritto di queste particelle in sospensione, come moti "browniani".

I primi esperimenti per descrivere le caratteristiche di movimento omnidirezionali o unidirezionale delle molecole all'interno di un altro contesto (quindi le prime definizioni di isotropismo e anisotropismo) si devono a Henri Hureau de Senarmont, nel 1848, il quale utilizzò un modello composto da cera solida su una superficie liscia di un materiale cristallino, che venendo scaldata, andava a disporsi concentricamente secondo un certo raggio se non aveva ostacoli, oppure secondo degli assi preferenziali di percorrenza del calore all'interno del supporto laddove la distribuzione del calore non era uniforme.

Successivamente, nel 1855, A.E. Fick pubblicò le sue teorie e le basi matematiche per descrivere il processo della Diffusione, validando quanto fatto da Fourier per i processi termici anche per la Diffusione.

I primi esperimenti in Risonanza Magnetica Nucleare, in ambito non medico, in cui il concetto di Diffusione veniva ripresentato e oggetto di misurazione, furono portati avanti da Hahn, Carr e Purcell, che furono proprio i primi a introdurre l'uso di un gradiente supplementare che permettesse, accendendolo e spegnendolo, di misurare il fenomeno della Diffusione, misurando un decadimento di segnale. Questo fu un concetto basilare anche

per la moderna RM, in quanto Lauterbur riprese questi studi andando a ideare l'uso di più gradienti per codificare la posizione spaziale dell'oggetto studiato.

Questo decadimento di segnale all'inizio era considerato solo un artefatto, ma furono Carr e Purcell a vederne un'utilità nella misurazione dello stesso.

D. Woessner nel 1963 iniziò a occuparsi dei modelli in cui il tessuto studiato aveva capacità di restringere la diffusione e di come calcolarla con il parametro ADC, e proprio studiando modelli sempre più complessi, giunse alla necessità di studiare con sempre maggiore dettaglio ultrastrutturale le proprietà di diffusione, ipotizzando per primo la necessità di due gradienti pulsati distanziati da un certo tempo, variabile dall'operatore, per sondare le dimensioni del compartimento in cui si studiava il fenomeno della diffusione.

Praticamente in contemporanea, Stejskal ideò l'applicazione di due gradienti pulsati nel suo laboratorio, lanciando il suo collaboratore Tanner a concludere la ricerca che prese forma con la nota pubblicazione del 1965.

La differenza tra l'esperimento di Woessner e quello di Stejskal e Tanner, è sostanzialmente la posizione dei due gradienti pulsati, esattamente a cavaliere dell'impulso di rifocalizzazione.

Questa scoperta, di come si potesse registrare e misurare il fenomeno della Diffusione, non ebbe particolare clamore in quel periodo, anche per l'insufficienza tecnologica che accompagnava questi esperimenti.

Una vera e propria esplosione in termini di interesse e sviluppo successivo la portò M. Moseley, che nel 1984 incorporò nell'Imaging RM clinico l'esperienza di Stejskal e Tanner, fortificato dal primo riscontro del 1990 dell'utilità della DWI in ambito clinico nello stroke ischemico.

Alessandro Stecco

PRE-TEST

- 1) **La RM-DWI, rispetto alle altre metodiche TOTAL BODY (scintigrafia, PET-TC, TC):**
 - a) Non utilizza radiazioni ionizzanti
 - b) Non prevede l'uso del mdc
 - c) Prevede l'uso del mdc
 - d) Sono esatte a e b
 - e) Sono esatte a e c
- 2) **Qual è l'oggetto in studio della RM-DWI?**
 - a) Idrogeno
 - b) Ossigeno
 - c) Calcio
 - d) Emoglobina
 - e) Acqua
- 3) **Quale sequenza viene utilizzata per studiare il fenomeno della diffusione?**
 - a) Gradient Echo
 - b) Echo Planar
 - c) STIR
 - d) THRIVE
 - e) Densità protonica
- 4) **Per quale motivo i movimenti del paziente durante l'acquisizione delle sequenze, il movimento pulsato del sangue, il battito cardiaco, il respiro e la peristalsi intestinale influenzano l'imaging in Diffusione?**
 - a) Poiché l'RM-DWI sfrutta l'effetto Doppler
 - b) Poiché i gradienti di diffusione sono inseriti allo scopo di descrivere moti dell'ordine di μm
 - c) Poiché migliorano la risoluzione dell'imaging in Diffusione
 - d) Sono tutte esatte
 - e) Sono tutte errate
- 5) **Qual è lo scopo dell'introduzione di gradienti di sensibilizzazione nelle sequenze T2W SE-EPI?**
 - a) Modificando l'intensità di tali gradienti, è possibile eliminare progressivamente gli effetti della pesatura T2 dell'immagine e incrementare la dipendenza dell'intensità del segnale dal fenomeno della diffusione
 - b) Migliorare la risoluzione di contrasto
 - c) Modificando l'intensità di tali gradienti, è possibile incrementare gli effetti della pesatura T2 dell'immagine
 - d) Modificando l'intensità di tali gradienti, è possibile eliminare la dipendenza dell'intensità del segnale dal fenomeno della diffusione
 - e) Sono esatte b e c
- 6) **Da cosa dipende il fattore b (espresso in sec/mm^2)**
 - a) Ampiezza dei gradienti
 - b) Durata di applicazione dei gradienti
 - c) Intervallo di tempo tra i gradienti successivi
 - d) Tutte
 - e) Solo a e b
- 7) **Come è possibile discriminare la diffusione, la pseudo diffusione e la cosiddetta frazione di perfusione?**
 - a) Acquisendo immagini con multipli valori di b
 - b) Acquisendo immagini in piani diversi
 - c) Effettuando un "fitting multi esponenziale" in post processing
 - d) a e c
 - e) b e c
- 8) **Una lesione cistica può presentarsi con elevato segnale in DWI pur avendo utilizzato un b factor > 0 ?**
 - a) Sì, artefatto da effetto T2 shine-through
 - b) No, mai
 - c) Sì, sempre
 - d) Sì, se è una cisti di aspetto disomogeneo
 - e) Nessuna delle precedenti
- 9) **Che cosa influenza il coefficiente di diffusione apparente nella genesi del segnale in diffusione?**
 - a) Caratteristiche istologiche e cito-architetture del tessuto in esame
 - b) Temperatura corporea
 - c) Fattori pseudo-diffusivi
 - d) Tutte le precedenti
 - e) Nessuno dei precedenti
- 10) **Le lesioni solide benigne, rispetto a quelle maligne, hanno valori medi di ADC:**
 - a) Più alti
 - b) Più bassi
 - c) Uguali
 - d) Pari a 0
 - e) Pari a 0,01 mm^2/sec
- 11) **Come mai a livello epatico l'imaging in diffusione risulta essere più complesso che in altri distretti anatomici?**
 - a) Per la presenza di una doppia circolazione vascolare e del sistema dei dotti biliari
 - b) Per la presenza dei dotti biliari
 - c) Per l'afflusso di sangue proveniente dal sistema gastro-enterico
 - d) Nessuno dei precedenti
 - e) Tutti i precedenti

- 12) Lo studio in diffusione (qualitativo e quantitativo) è spesso sufficiente per porre diagnosi?**
- No, è sempre utile una combinazione con l'imaging morfologico convenzionale
 - Sì, sempre
 - È necessaria la combinazione con i dati anamnestici
 - È necessaria la combinazione con i dati clinici
 - Se la lesione è inferiore a 5 mm
- 13) Come si presenta nelle sequenze in diffusione cavità ascessuale?**
- Area omogenea e iperintensa
 - Area disomogenea
 - Area ipointensa
 - Tutte
 - Nessuna
- 14) Nello studio del carcinoma squamo cellulare rinofaringeo dopo trattamento radiante, quale valore di ADC medio permette di differenziare una metastasi da un'alterazione flogistico-cicatrizziale post-attinica?**
- $< 1 \times 10^{-3} \text{ mm}^2/\text{sec}$
 - $> 2 \times 10^{-3} \text{ mm}^2/\text{sec}$
 - Tra 1×10^{-3} e $2 \times 10^{-3} \text{ mm}^2/\text{sec}$
 - Pari a $3 \times 10^{-3} \text{ mm}^2/\text{sec}$
 - Pari a $4 \times 10^{-3} \text{ mm}^2/\text{sec}$
- 15) Esiste una correlazione tra valori di ADC e malignità di una lesione? E se sì, qual è?**
- No
 - Sì, ma solo per i linfomi
 - Sì: al decrescere dei valori di ADC aumenta il sospetto di malignità
 - Sì: al crescere dei valori di ADC aumenta il sospetto di malignità
 - Nessuna
- 16) Con la RM-DWI è possibile ottenere la visualizzazione delle strutture dei plessi brachiale e sacrale, per effetto "neurografico":**
- Sfruttando l'anisotropia dei nervi periferici
 - Sfruttando l'isotropia dei nervi periferici
 - Tramite sequenze STIR
 - Iniettando un mdc paramagnetico
 - Iniettando un mdc superparamagnetico
- 17) Quando è necessario eseguire l'indagine RM-DWI nello studio della patologia mammaria?**
- entro la 10° giornata del ciclo
previa sospensione della eventuale terapia ormonale in corso
Tra la 10° e la 16° giornata
- A e b
B e c
- 18) Rispetto alle metodiche convenzionali, la RM-DWI risulta di grande utilità nello studio delle protesi mammarie per:**
- Valutare le recidive di malattia nella fascia adiposa retrocutanea e pre-toracica
 - Valutare il parenchima della regione retroareolare
 - Valutare il cavo ascellare
 - Valutare l'integrità delle protesi e della pseudocapsula reattiva circostante
 - a + d
- 19) Quale caratteristica permette di sfruttare il valore di ADC nella diagnosi differenziale tra lesione benigna e lesione maligna?**
- L'aumentata densità cellulare del tumore rispetto ai tessuti normali
 - L'aumentata densità cellulare del tessuto sano rispetto al tessuto patologico
 - Il riscontro di livelli liquido-grasso
 - Nessuna
 - a + c
- 20) Qual è la tecnica di imaging di scelta nel follow-up di pazienti con HCC dopo trattamento ablativo percutaneo con radiofrequenza?**
- RM con e senza Mdc
 - RM basale
 - TC con Mdc
 - Ecografia
 - Angiografia
- 21) Nella lesione pancreatica da tumore intraduttale mucosecerno dei dotti collettori, che caratteristiche presenta un nodulo intralesionale rispetto al materiale mucinoso organizzato?**
- Elevato c.e. dopo somministrazione di Mdc ed iperintensità in DWI
 - Disomogeneo c.e. dopo Mdc
 - Ipointenso in DWI
 - Scarso c.e. dopo Mdc ed iperintenso in DWI
 - Debolmente iperintenso in DWI
- 22) Come si presenta il feocromocitoma tipico con necrosi centrale nelle sequenze ponderate in T2 ed in DWI?**
- Marcatamente iperintenso in entrambe le sequenze con porzione centrale ipointensa
 - Lievemente iperintenso in T2 ed ipointenso in DWI
 - Ipointenso in entrambe le sequenze
 - Ipointenso in T2 ed iperintenso in DWI
 - Iperintenso in T2 e DWI

23) Quale vantaggio offrono le sequenze di diffusione nella carcinosi peritoneale?

- a) Evidenziare più agevolmente gli impianti peritoneali di piccole dimensioni
- b) Dissociare gli impianti di dimensioni ridotte dalle strutture viscerali e vascolari a sede pelvica
- c) Dimostrare la presenza di piccole tumefazioni linfonodali
- d) Tutte
- e) Nessuna

24) Sebbene non vi sia un accordo sul cut off del valore di ADC per la diagnosi differenziale tra lesione maligna e benigna, la RM-DWI può essere sfruttata per rilevare eventuali impianti peritoneali e metastasi linfonodali, allo scopo di:

- a) Incrementare il valore dell'accuratezza globale della stadiazione preoperatoria
- b) Aumentare la precisione nella detezione delle lesioni sospette
- c) Aumentare la specificità
- d) Aumentare la sensibilità
- e) Sostituire l'esame istologico con l'indagine RM-DWI

25) Nell'adenocarcinoma prostatico, il valore medio di ADC nel tessuto tumorale rispetto a quello sano è.

- a) $< 1 \times 10^{-3} \text{ mm}^2/\text{sec}$
- b) $> 4 \times 10^{-3} \text{ mm}^2/\text{sec}$
- c) Tra 1×10^{-3} e $2 \times 10^{-3} \text{ mm}^2/\text{sec}$
- d) Pari a $3 \times 10^{-3} \text{ mm}^2/\text{sec}$
- e) Pari a $4 \times 10^{-3} \text{ mm}^2/\text{sec}$

Imaging in diffusione.

L'imaging di diffusione si basa sulla sensibilità della Risonanza Magnetica al moto degli spin in presenza di disomogeneità del campo magnetico. Il moto così rappresenta un marker naturale del segnale RM che non necessita di somministrazione di alcun mezzo di contrasto esterno.

I metodi di imaging attualmente disponibili hanno una risoluzione spaziale macroscopica, cioè dell'ordine del millimetro. Quindi, l'accesso alla microstruttura dinamica dei tessuti è consentito a patto di utilizzare processi fisici che interessino una scala spaziale di qualche ordine di grandezza inferiore al millimetro.

La diffusione molecolare è un ottimo esempio di fenomeno fisico in cui le fluttuazioni nel moto casuale molecolare su una scala microscopica possono essere inferite dall'osservazione fatta su una scala maggiore usando un modello fisico statistico, quand'anche non siano per nulla note la struttura molecolare del mezzo ed il cammino delle molecole.

Questo approccio estremamente potente su grande scala consentì ad Einstein di dimostrare indirettamente l'esistenza degli atomi attraverso l'identificazione della diffusione con il moto Browniano nella cornice della teoria molecolare del calore.

Negli ultimi 20 anni è stato dimostrato che l'imaging di risonanza magnetica può fornire mappe quantitative della diffusione molecolare dell'acqua su scala macroscopica, che consentono di avere inferenza indiretta sulle microstrutture dei tessuti biologici.

La diffusione molecolare dipende dall'energia termica (E_t) delle molecole che a sua volta è proporzionale alla temperatura secondo la relazione:

$$E_t = \frac{3}{2} k_B T \quad (1)$$

dove $k_B = 1.38 \times 10^{-23}$ J/K è la costante di Boltzmann e T è la temperatura assoluta del mezzo in °K.

Se consideriamo l'acqua libera nel suo insieme (bulk phase), la distribuzione di probabilità degli spostamenti delle molecole dovuti al moto Browniano è simmetrica rispetto alla loro posizione originale ed è di tipo Gaussiano. Il movimento diffusivo è completamente stocastico ed in molti casi isotropico. La diffusione non altera la po-

sizione media di una molecola, bensì aumenta la deviazione standard della sua posizione.

Chiariamo con un esempio. Consideriamo una molecola d'acqua immersa in un insieme di altre molecole d'acqua libere di muoversi e fotografiamo la sua posizione iniziale nel punto O di coordinate (0,0,0). Decidiamo quindi di 'scattare' altre fotografie della sua posizione in una serie di istanti successivi registrando di volta in volta la sua posizione. Dopo un intervallo di tempo piuttosto lungo (Δt), se rappresentiamo la distribuzione delle posizioni assunte dalla nostra molecola d'acqua con un istogramma osserviamo che questa distribuzione è di tipo Gaussiano ed ha come centro la posizione O (0,0,0), ovvero quella iniziale. La larghezza a metà altezza (σ) della distribuzione indica lo spostamento che in media ha fatto la nostra molecola d'acqua nel tempo in cui l'abbiamo osservata (**Fig. 1.1a**). Se ripetiamo l'esperimento e aumentiamo il tempo di osservazione ($\Delta t' > \Delta t$) notiamo che la Gaussiana ottenuta rimane sempre centrata su O (0,0,0), ma la sua larghezza aumenta (σ'), indicando che maggiore è il tempo di osservazione e maggiore è lo spostamento medio della molecola d'acqua (**Fig. 1.1b**).

Lo spostamento medio d , effettuato per diffusione delle molecole di un liquido o di un gas è descritto dalla relazione:

$$d = \sqrt{6 \cdot D \cdot \tau} \quad (2)$$

dove D è il coefficiente di diffusione tipo del mezzo considerato in mm^2/s e τ è il tempo di diffusione, ovvero la durata dell'intervallo di tempo in cui si osserva il fenomeno diffusivo.

Il coefficiente di diffusione dell'acqua alla temperatura ambiente è circa 2×10^{-3} mm^2/s , e se consideriamo un tempo di diffusione τ di 50 ms (paragonabile a quelli impiegati in MRI) otteniamo uno spostamento medio $d=25$ μm . Nei tessuti biologici i fenomeni diffusivi comprendono principalmente la diffusione nello spazio extracellulare, attraverso la membrana cellulare e, in minima parte, nello spazio intracellulare. Complessivamente però, la presenza di barriere cellulari, di fibre e di macromolecole interferisce limitando la diffusione libera delle molecole

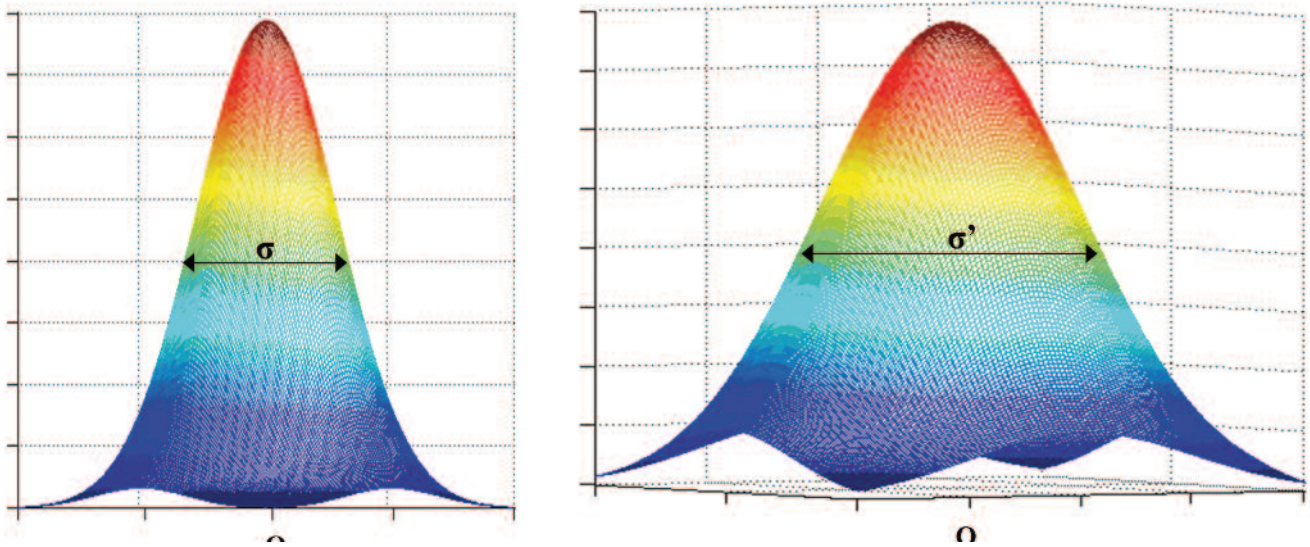


Fig.1.1 a,b - (a) Distribuzione gaussiana delle posizioni assunte dalla molecola d'acqua dopo un intervallo di tempo (Δt), centrata nella posizione iniziale $O(0,0,0)$. La larghezza a metà altezza (σ) indica lo spostamento fatto in media dalla molecola d'acqua nel tempo di osservazione. (b) Aumentando il tempo di osservazione ($\Delta t' > \Delta t$) la Gaussiana rimane sempre centrata su $O(0,0,0)$, ma la sua larghezza aumenta (σ'), indicando che maggiore è il tempo di osservazione e maggiore è lo spostamento medio della molecola d'acqua.

d'acqua. Inoltre, le alterazioni dei processi fisiologici che modificano la struttura delle membrane ed i rapporti di volume tra gli spazi intra-extracellulari, la presenza di tumori ad alta densità cellulare e la perdita di integrità della membrana cellulare nei tumori necrotici, influenzano la diffusione delle molecole d'acqua (**Fig. 1.2 a,b**). È proprio questa alterazione del fenomeno diffusivo l'oggetto di studio di questo tipo di imaging di risonanza magnetica.

Come studiare la diffusione con la Risonanza Magnetica.

L'imaging di diffusione si basa sulla naturale sensibilità della risonanza magnetica al movimento.

Per semplicità possiamo pensare che ogni nucleo di idrogeno immerso in un campo magnetico sia un piccolo giroscopio immerso nel campo gravitazionale: la velocità di precessione del giroscopio dipende dalla forza gravitazionale così come la velocità di precessione del nucleo di idrogeno dipende dall'intensità del campo magnetico in cui si trova immerso. Se immaginiamo tanti piccoli giroscopi in un campo (gravitazionale o magnetico) uniforme, la velocità di precessione è uguale per tutti, sono cioè tutti in fase ed il vettore spin che li rappresenta (risultante) e che chiamiamo M è la somma di tutti i singoli spin (**Fig. 1.3 a**). In particolare, se l'asse attorno al quale avviene la precessione è l'asse z , la componente M_z rimane fissa, mentre quella sul piano trasversale M_{xy} è co-

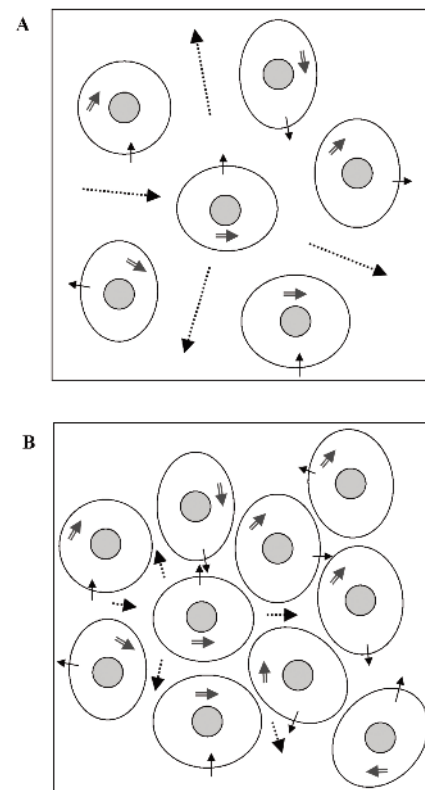


Fig. 1.2 a,b - (a) Nei tessuti biologici i fenomeni diffusivi comprendono principalmente la diffusione nello spazio extracellulare (freccia tratteggiata), attraverso la membrana cellulare (freccia piena) e, in minima parte, nello spazio intracellulare (freccia doppia). (b) L'aumento della densità cellulare tipica dei tumori, riduce la diffusione delle molecole d'acqua.

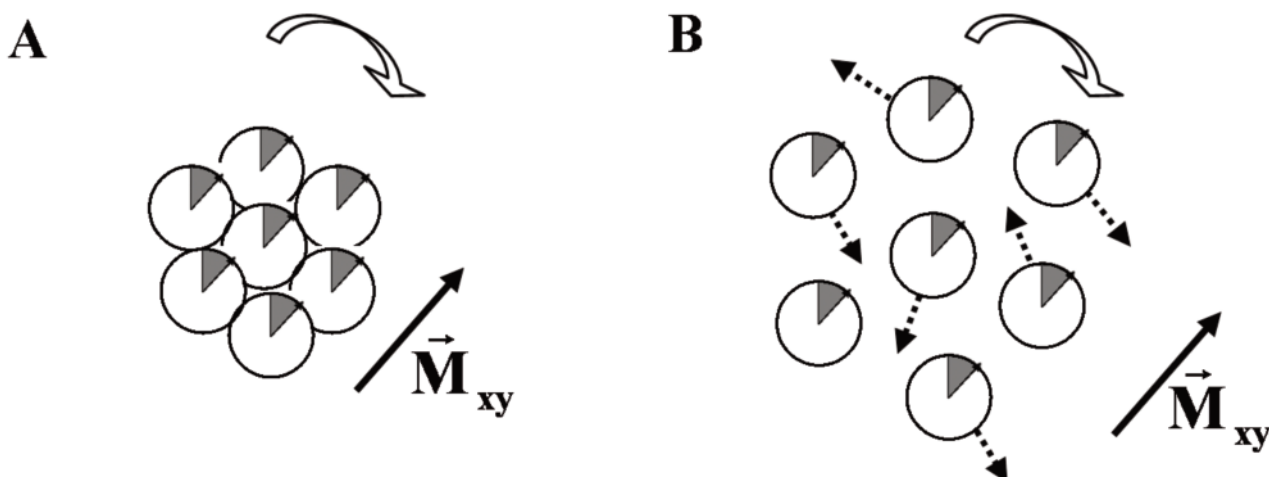


Fig.1.3 a,b- (a) Giroscopi in un campo uniforme: la velocità di precessione attorno all'asse z è uguale per tutti. Gli spin sono in fase ed il vettore risultante sul piano trasversale, M_{xy} è costante e ruota sul piano. (B) Se anche facessimo traslare in modo casuale secondo le tre direzioni dello spazio (diffusione) i giroscopi con velocità diverse, ma sempre immersi in un campo uniforme, la loro risultante sul piano trasverso M_{xy} rimarrebbe invariata nel tempo e non darebbe alcuna altra informazione sull'insieme di giroscopi (Figura 3B).

stante come intensità e ruota sul piano. In queste condizioni statiche M rimane invariato nel tempo e non dà alcuna informazione sul nostro insieme di giroscopi. Se anche ipotizzassimo di far traslare in modo casuale secondo le tre direzioni dello spazio (diffusione) i nostri giroscopi con velocità diverse, ma sempre immersi in un campo uniforme, la loro risultante sul piano trasverso M_{xy} rimarrebbe invariata nel tempo e non darebbe alcuna altra informazione sul nostro insieme di giroscopi (**Fig. 1.3b**). Cosa dobbiamo fare allora per avere informazioni? È necessario 'disturbare' l'omogeneità inserendo un gradiente lineare nel campo secondo una direzione spaziale per far variare la velocità di precessione dei singoli spin dipendentemente dalla posizione che occupano nello spazio. In questo modo la risultante M_{xy} degli spin si modifica nel tempo dipendendo dal gradiente di campo 'sentito' dagli spin e fornendo quindi un'informazione macroscopica di ciò che sta succedendo a livello microscopico.

Alla luce di queste considerazioni appare chiaro il motivo per cui la sequenza utilizzata per studiare il fenomeno della diffusione è strutturata secondo lo schema riportato in Figura 4. Si tratta di una sequenza spin-echo pesata in T2 in cui è inserita l'applicazione di due forti gradienti lungo la sola direzione x (ad esempio) di uguale intensità ma verso opposto rispettivamente prima e dopo l'impulso di radiofrequenza a 180° .

Nel caso di protoni perfettamente fermi l'applicazione

del primo gradiente causerebbe uno shift nella fase degli spin che verrebbe completamente annullato dall'applicazione del secondo gradiente (uguale ed opposto). Ma poiché i protoni sono soggetti al fenomeno della diffusione, l'applicazione del primo gradiente causa uno shift di fase che non può essere annullato dall'applicazione del secondo gradiente, in quanto nell'intervallo di tempo relativo all'applicazione dei due gradienti i protoni si sono mossi. Da ciò consegue che con l'applicazione del secondo gradiente lo shift nella fase degli spin rimane e quindi il segnale risultante non è identico a quello precedente il primo gradiente ma risulta attenuato. Lo stesso discorso vale considerando un insieme di molecole d'acqua. Il segnale S_0 relativo alla magnetizzazione trasversale è attenuato secondo la relazione seguente:

$$S = S_0 \cdot \exp(-b \cdot D) \quad (3)$$

dove S è il segnale di risonanza magnetica sull'immagine pesata solo in T2 considerando nulla la diffusione, ovvero per $b = 0 \text{ mm}^2/\text{s}$, D è il coefficiente di diffusione. Il valore b della sequenza dipende dalle proprietà dei gradienti di diffusione, cioè dalla loro ampiezza (g_D), durata (δ) e dall'intervallo temporale di applicazione dei due gradienti (Δ) secondo la seguente relazione:

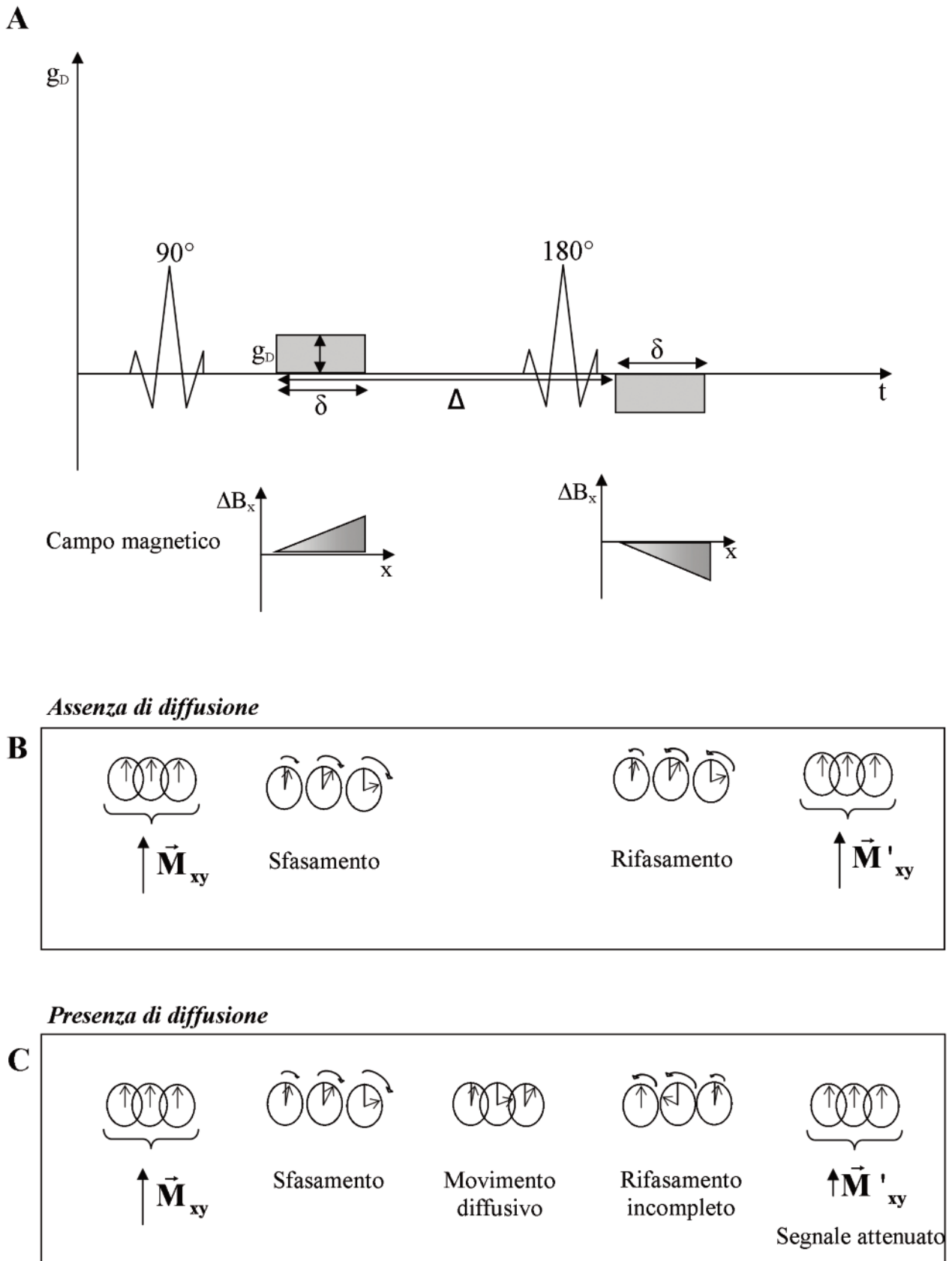


Fig.1.4 a,b - (a) Sequenza spin-echo classica in cui sono inseriti due gradienti di campo magnetico lungo x di durata δ e ampiezza g_D che causano uno sfasamento degli spin dipendente dalla posizione spaziale assunta. In assenza di diffusione (b) gli spin vengono rifasati dall'applicazione del secondo gradiente ed il segnale M_{xy} rimane inalterato. In presenza di diffusione (c), a causa del movimento diffusivo, il rifasamento non è completo poiché gli spin tra l'applicazione del primo e del secondo gradiente si sono mossi: in tal caso si osserva un'attenuazione del segnale M_{xy}

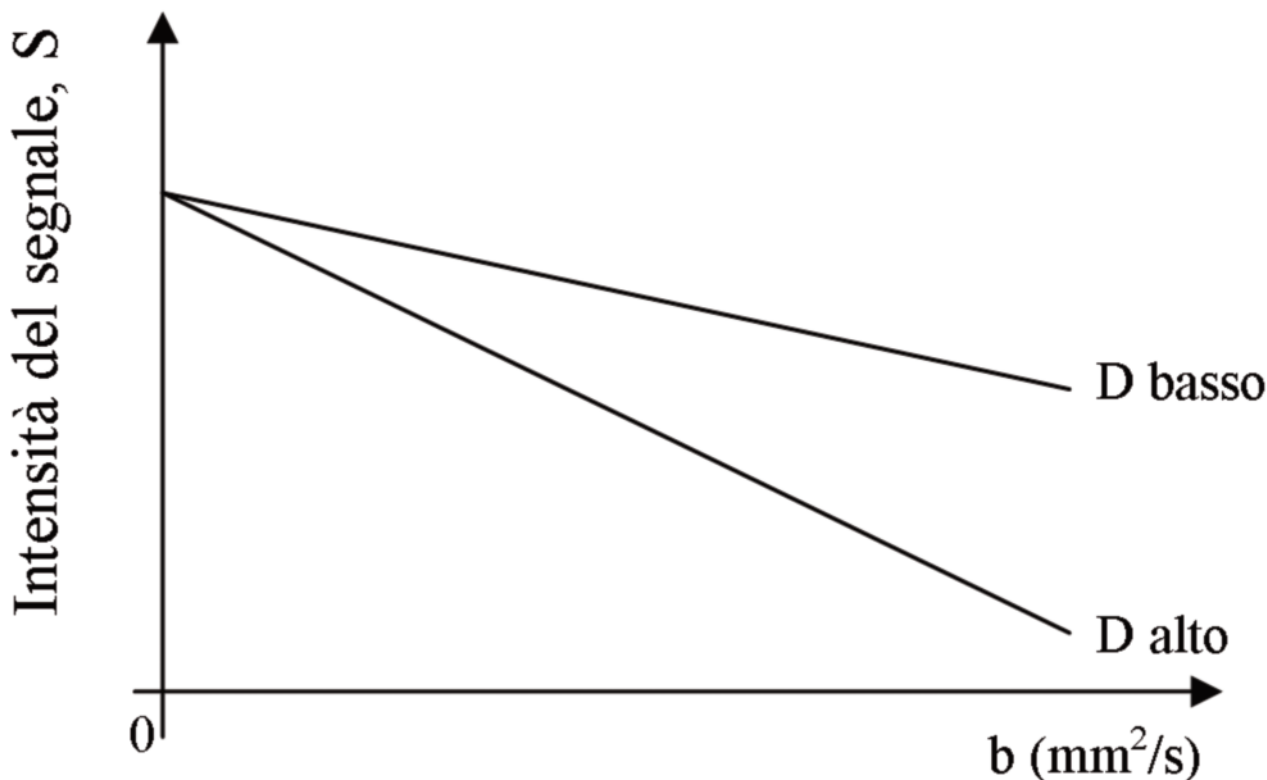


Fig.1.5 - Relazione tra applicazione dei gradienti, perdita di segnale e coefficiente di diffusione, $S=S_0 \times \exp(-b \times D)$. Se si rappresenta la caduta di segnale S/S_0 rispetto al valore b applicato, si nota che essa è maggiore per grandi valori di D .

$$b = (\gamma \cdot g_D \cdot \delta)^2 \cdot \left(\Delta - \frac{\delta}{3}\right) \quad (4)$$

oltre che dal rapporto giromagnetico del protone che vale 42.58 MHz/T.

L'equazione indica che, fissata una sequenza, maggiore è il coefficiente di diffusione di un mezzo e maggiore è la caduta del segnale di questo mezzo. Pertanto, paragonando due immagini dello stesso distretto caratterizzate da zone con coefficienti di diffusione diversi, quelle a maggiore coefficiente di diffusione vedranno una caduta del segnale maggiore rispetto a quelle con coefficiente di diffusione minore, come viene rappresentato in Figura 5. Al fine di condurre una corretta valutazione delle immagini è necessario valutare puntualmente il valore del coefficiente di diffusione sulle stesse, utilizzando la relazione (3).

Normalmente l'imaging di diffusione viene effettuato impostando tre gradienti di campo magnetico, uno per ognuna delle tre direzioni x, y, z.

Lo scopo di uno studio di diffusione è ottenere la massi-

ma differenza tra i segnali S ed S_0 , cosa che si ottiene per alti valori di b , ovvero aumentando l'intensità dei gradienti, la loro durata o l'intervallo temporale di applicazione degli stessi. E' chiaro che se per b alti, dell'ordine di 1000-1400 mm^2/s , aumenta la differenza rispetto al segnale di base (per $b = 0$), il segnale su queste immagini nel suo complesso diminuisce e così il segnale del tessuto alla fine raggiunge il livello del rumore sull'immagine che può deteriorare il valore di ADC ottenuto. Da qui si evince che è necessario un compromesso tra la scelta di un coefficiente di diffusione ottimale al fine di massimizzare il contrasto in diffusione da una parte ed il rapporto segnale-rumore dall'altra. Una regola approssimativa ma valida suggerisce che b deve essere all'incirca l'inverso del valore ADC atteso; ad esempio se ci si attende un valore di ADC di $10^{-3} \text{ mm}^2/\text{s}$, è necessario acquisire le immagini a $b = 1000 \text{ s}/\text{mm}^2$.

Valori tipici della durata dei gradienti δ sono 20-40 ms e ampiezze dei gradienti g_D sono 20-40 mT/m.

Criticità della DWI.

Il punto cruciale della DWI è ottenere un SNR sufficientemente alto, perché il SNR delle immagini pesate in dif-

diffusione viene ulteriormente ridotto da tempi di echo relativamente lunghi che sono imposti dalla durata δ dell'applicazione dei gradienti di diffusione.

Un altro punto critico è la estrema sensibilità della DWI al movimento. Poiché i gradienti di diffusione sono inseriti per descrivere i moti di diffusione molecolare che sono dell'ordine delle decine di μm come abbiamo visto, è chiaro che qualsiasi movimento macroscopico volontario od involontario del paziente viene rivelato da questa sequenza. Tra le sorgenti di movimento, particolare importanza ha il movimento pulsato del sangue, il battito cardiaco, il respiro ed il moto peristaltico dell'intestino.

BIBLIOGRAFIA

1. – Le Bihan D (2007) The 'wet mind': water and functional neuroimaging. *Phys Med Biol* 52:R57-R90
2. – Dietrich O, Biffar A, Baur-Melnyk A et al (2010) Technical aspects of MR diffusion imaging of the body. *Eur J Radiol* 76:314-322
3. – Kwee TC, Takahara T, Ochiai R et al (2009) Whole-body diffusion-weighted magnetic resonance imaging. *Eur J Radiol* 70:409-417
4. – Mori S, Barker PB (1999) Diffusion Magnetic resonance imaging: its principle and applications. *The Anatomical Record* 257:102-109
5. – Bammer R (2003) Basic principles of diffusion-weighted imaging. *Eur J Radiol* 45:169-18

“MR DIFFUSION I SUPPOSE: Diffusione a RM spiegata bene”

P. Paolantonio, A. Laghi

Cenni storici

Il fenomeno fisico della diffusione molecolare è stato studiato per la prima volta con risonanza magnetica da Stejskal e Tanner nel 1965 almeno 12 anni prima dello sviluppo del primo tomografo RM per ottenere immagini corporee. Stejskal e Tanner erano infatti due chimici ed ebbero l'idea di utilizzare il fenomeno della risonanza magnetica con particolari sequenze di impulsi per studiare la vischiosità di composti molecolari. A quell'epoca il principio della RM veniva utilizzato unicamente in chimica analitica senza nessuna codifica spaziale del segnale per valutazioni quantitative. In seguito nel 1977 il lavoro di Laterbur, Mansfield e Damiano portò allo sviluppo del primo scanner RM aprendo le porte allo sviluppo dell'Imaging RM. Successivamente nel 1986 Le Bihan diede sviluppo a quanto già sperimentato da Stejskal e Tanner implementando la sequenza sviluppata dai chimici per lo studio della diffusione molecolare con il sistema RM di codifica spaziale del segnale e riuscendo ad ottenere immagini RM pesate in diffusione.

La sequenza pesata in diffusione

La sequenza d'impulsi RM pesata in diffusione ideata da Stejskal e Tanner e ripresa da Le Bihan è molto simile nei principi alle sequenze DWI utilizzate tutt'ora. Tale sequenza è una modifica di una sequenza Spin Echo echo planare T2 pesata (T2W SE-EPI) alla quale viene aggiunta a cavallo dell'impulso RF 180° una coppia di gradienti speciali definiti “diffusion sensitizing gradients” ossia gradienti di sensibilizzazione alla diffusione (**fig.2.1**). Questi gradienti rappresentano il cuore dell'imaging DWI in quanto, modificando l'intensità di tali gradienti, è possibile eliminare progressivamente gli effetti della pesatura T2 dell'immagine e incrementare la dipendenza dell'intensità del segnale dal fenomeno della diffusione. La coppia di gradienti è applicata preferibilmente lungo i tre assi x,y,z. I due gradienti possiedono eguale intensità ma sono applicati con polarità inverse. In questo modo uno spin che occupi sempre la stessa posizione (uno spin immobile) subisce un defasamento a causa dell'applicazione del primo gradiente che viene compensato del tutto

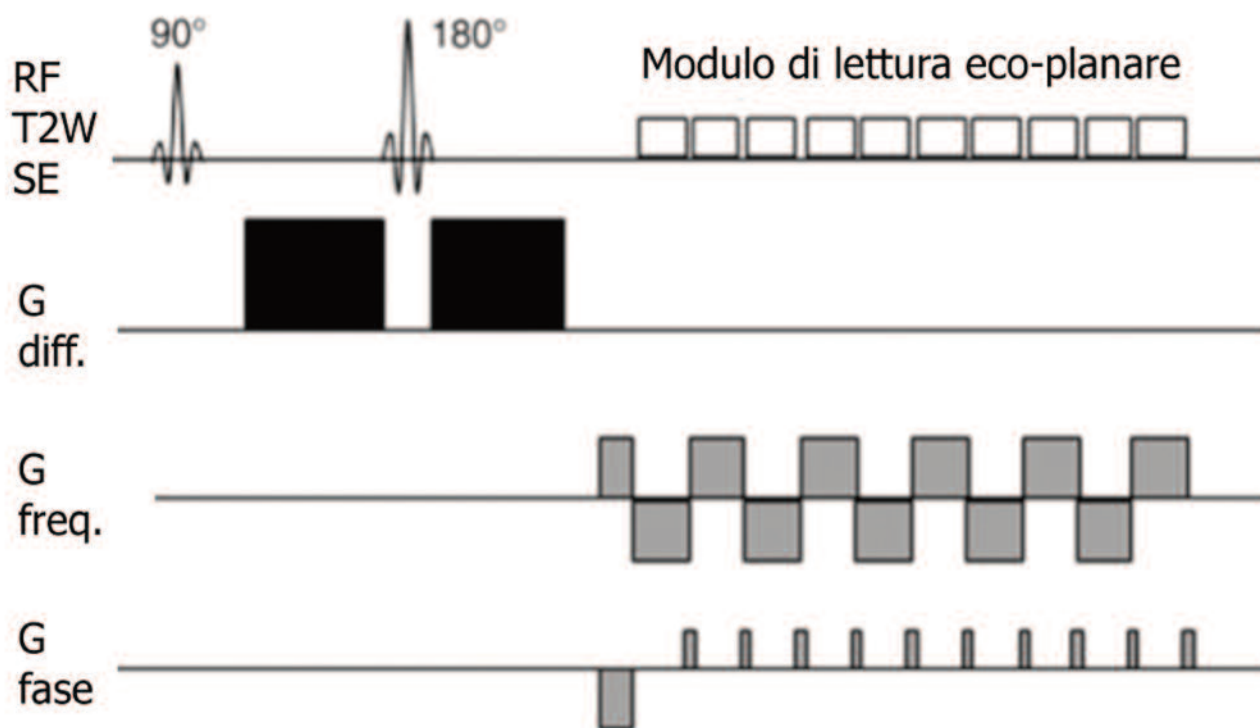
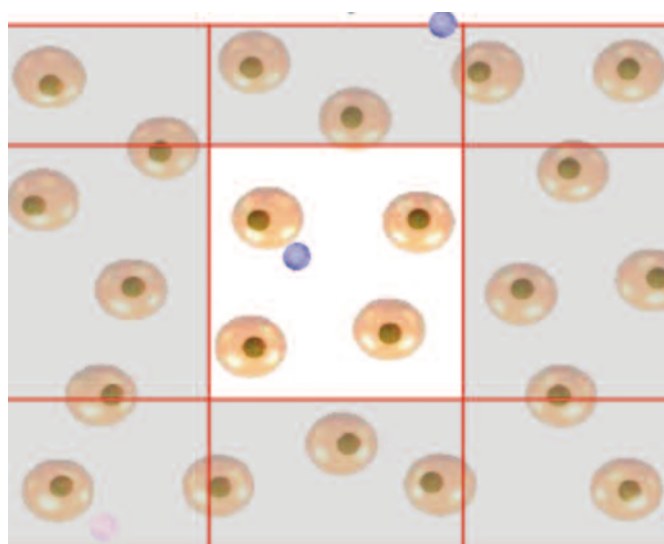


Fig. 2.1 - Sequenza SE-EPI pesata in diffusione.

La sequenza è composta dagli impulsi RF di una sequenza SE convenzionale seguiti da un modulo di lettura eco planare per la lettura del segnale. A cavallo dell'impulso RF a 180° vengono applicati i gradienti che pesano la sequenza in diffusione.

dall'applicazione del secondo gradiente. Gli spin che sono liberi di muoversi nello spazio avranno una posizione diversa al momento dell'applicazione del secondo gradiente rispetto a quella che occupavano durante l'applicazione del primo gradiente e pertanto il defasamento indotto dal primo gradiente non verrà del tutto recuperato dall'applicazione del secondo gradiente. In sintesi, più una molecola è in grado di muoversi per movimenti diffusivi (diffusione libera) maggiore sarà la saturazione del segnale dopo l'applicazione dei gradienti di diffusione e quindi minore sarà l'intensità del segnale nell'immagine pesata in diffusione. Al contrario, minore è il grado di spostamento della molecola per movimenti diffusivi (diffusione ristretta) minore sarà il grado di saturazione del segnale indotta dalla coppia di gradienti, più elevata sarà l'intensità del segnale nell'immagine pesata in diffusione. Per semplificare è possibile immaginare due situazioni diametralmente opposte: un voxel con diffusione libera (ad esempio un fluido omogeneo senza membrane cellulari che ostacolano la diffusione molecolare) ed un voxel con diffusione ristretta (tessuto ipercellulare con membrane integre e molti ostacoli alla diffusione molecolare). Nelle immagini Pesate in diffusione il voxel con diffusione libera avrà un basso segnale mentre il voxel con diffusione ristretta avrà un elevato segnale (**fig. 2.2**). Questo è il razionale per cui il DW imaging può essere utilizzato come marcatore della densità cellulare (marker di ipercellularità ed integrità delle membrane).



Il fattore b e l' ADC

Le sequenze DWI possono essere acquisite con diversi gradi di dipendenza del segnale dalla diffusione a seconda dell'ampiezza, della durata di applicazione dei gradienti e sulla base dell'intervallo di tempo che li distanzia. Questi tre parametri possono essere riassunti in un indice quantitativo sintetico detto fattore b espresso in sec/mm^2 . Se il fattore b è pari a $0 \text{ sec}/\text{mm}^2$ il contributo della diffusione all'intensità del segnale è praticamente nullo e l'immagine sarà fondamentalmente una SE-EPI T2W. Al crescere del fattore b diminuisce progressivamente la pesatura in T2 dell'immagine ed aumenta progressivamente la pesatura in diffusione (**fig. 2.3**). Il fattore b sulle apparecchiature da 1,5T è scelto dall'operatore e varia tra 0-1000. Sino a valori di b500 il contributo della diffusione è modesto e prevalgono gli effetti T2, tra 500 e 700 si ottengono immagini moderatamente pesate in diffusione, le immagini ottenute con b 800-1000 sono fortemente pesate in diffusione. La pesatura in diffusione è regolata dalla seguente equazione:

$$S = S_0 e^{-bD}$$

Dove S è l'intensità del segnale nell'immagine DWI, S_0 è l'intensità del segnale nell'immagine DWI acquisita con b 0, e rappresenta una costante (base del logaritmo naturale), b rappresenta il b factor e D il coefficiente di Diffusione (indice quantitativa della diffusione molecolare espresso in mm^2/sec).

Pertanto conoscendo l'intensità del segnale di un voxel nelle immagini DWI ottenute con due diversi fattori b (ad

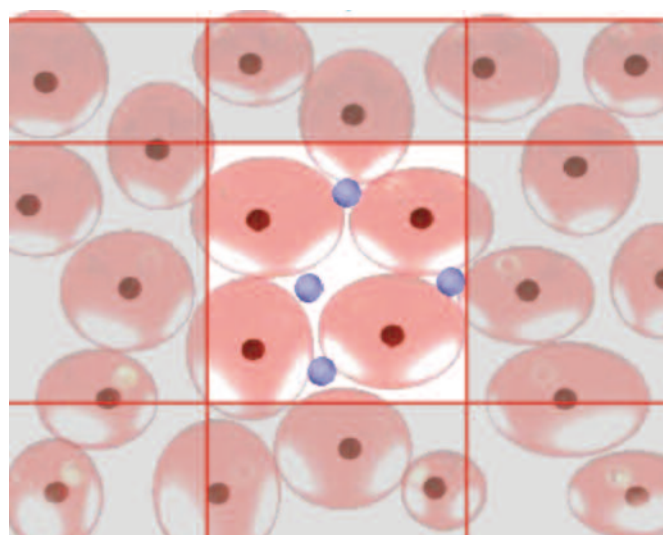


Fig. 2.2 a, b - Rappresentazione schematica di due condizioni di diversa cellularità tissutale.

Nell'immagine a è rappresentata una cellularità normale con interstizio ampio, le molecole di acqua (pallini piccoli) sono liberi di muoversi (diffusione libera).

In b è rappresentata una condizione di ipercellularità, le molecole di acqua hanno meno possibilità di muoversi nell'interstizio in quanto incontrano numerose membrane cellulari che ne ostacolano i movimenti diffusivi (diffusione ristretta).

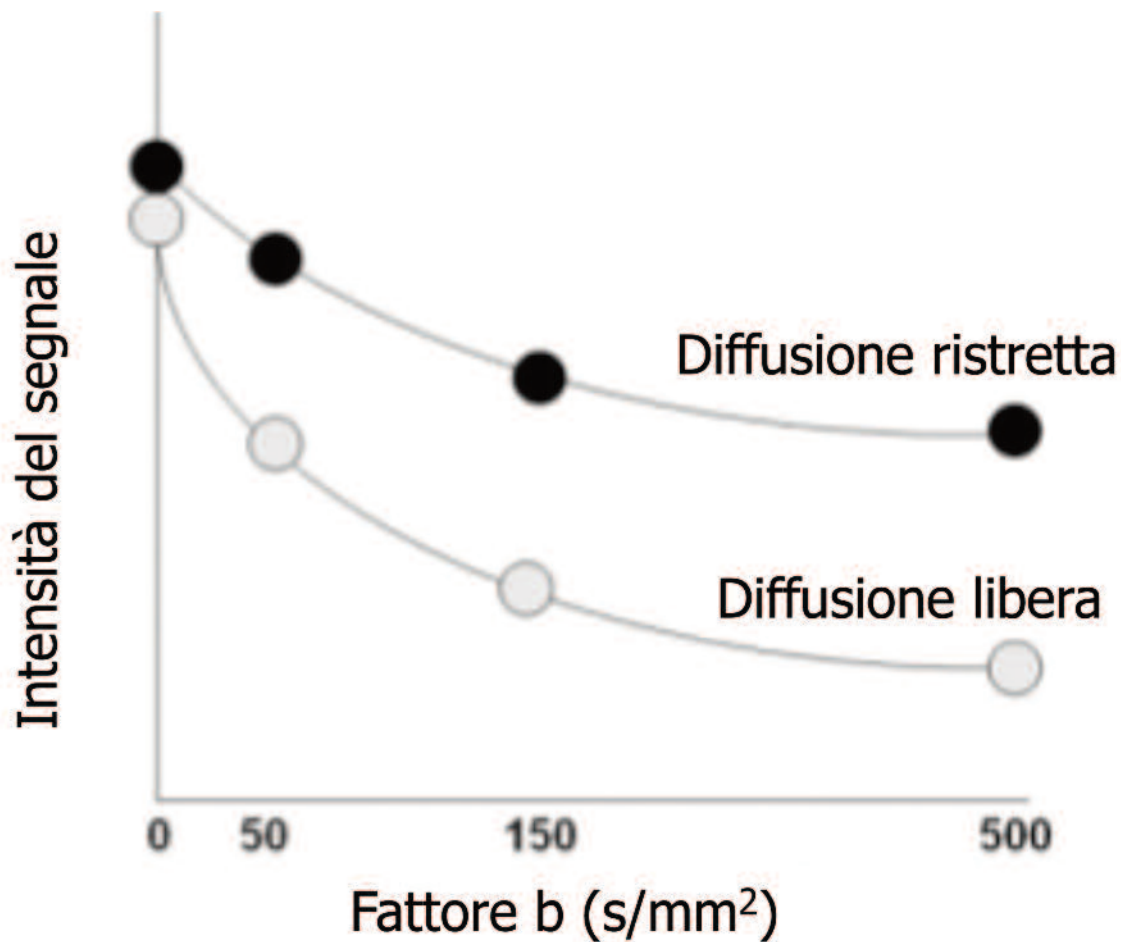


Fig. 2.3 - Grafico del comportamento dell'intensità del segnale in tessuti con diffusione libera e diffusione ristretta rispetto al fattore b. All'aumentare del fattore b i tessuti con diffusione libera vanno incontro ad una progressiva riduzione dell'intensità del segnale. Nei tessuti con diffusione ristretta il grado di riduzione dell'intensità del segnale è di gran lunga inferiore, ne consegue un incremento della risoluzione di contrasto tra tessuti con diffusione ristretta e tessuti con diffusione libera.

es. 0 -1000) è possibile risalire quantitativamente al coefficiente di diffusione grazie alla seguente formula:

$$D = -1/b \ln S_{1000}/S_0$$

Il fattore D così calcolato viene definito ADC (apparent diffusion coefficient), coefficiente di diffusione apparente, e può essere calcolato quantitativamente in fase di post-processing. Inoltre delle applicazioni software calcolano per ogni voxel il valore di ADC interpolando i valori di intensità del segnale ottenuti con due differenti valori di B (monoexponential fitting). I valori di ADC ottenuti vengono convertiti in scala di grigi o in mappe colorimetriche generando la cosiddetta mappa di ADC. La mappa di ADC rappresenta quindi un'immagine parametrica del coefficiente di diffusione. Esemplicando un voxel con diffusione estremamente libera (es: un fluido) avrà un elevato segnale nelle immagini b0 (effetto T2) basso segnale nelle immagini b1000 (diffusione libera) e

mostrerà elevati valori di coefficiente D (alto segnale nella mappa ADC). Per contro un voxel con restrizione della diffusione (es: tessuto ipercellulare con membrane cellulari integre) avrà un'intensità segnale medio-alta nelle immagini b0 (in dipendenza dal T2 del tessuto), mostrerà un elevato segnale nelle immagini b1000 (in relazione alla restrizione della diffusione) e bassi valori di fattore D (basso segnale nella mappa di ADC). La mappa di ADC può essere valutata qualitativamente o quantitativamente quantificando il parametro ADC all'interno di regioni di interesse.

T2 shine through

La valutazione delle mappe di ADC è fondamentale nel discernere se un elevato segnale nelle immagini DWI sia realmente sostenuto da una restrizione della diffusione oppure dipenda da permanenza del segnale T2. Tessuti










	b 0	Alto b	ADC
Lesione benigna			
Lesione maligna			
T2 shine through (cisti, angiomi)			

Fig. 2.4 - Rappresentazione schematica dell'intensità del segnale di una lesione benigna, maligna e dell'effetto T2 shine through nelle immagini con b0, alti valori di b e nella mappa di ADC. La valutazione qualitativa della mappa di ADC è fondamentale per identificare una vera restrizione della diffusione dall'effetto di permanenza del T2.

con elevato T2 possono mostrare elevato segnale nelle immagini con elevati valori di b anche se la diffusione è completamente libera. Questo artefatto viene detto "T2-shine-through" (permanenza del T2) (**fig. 2. 4**). Quindi per effetto T2 shine trough una cisti può mostrare elevato segnale in un' immagine con elevato valore di b ma, essendo la diffusione completamente libera nella mappa di ADC si osserverà un elevato segnale (**fig. 2.5**).

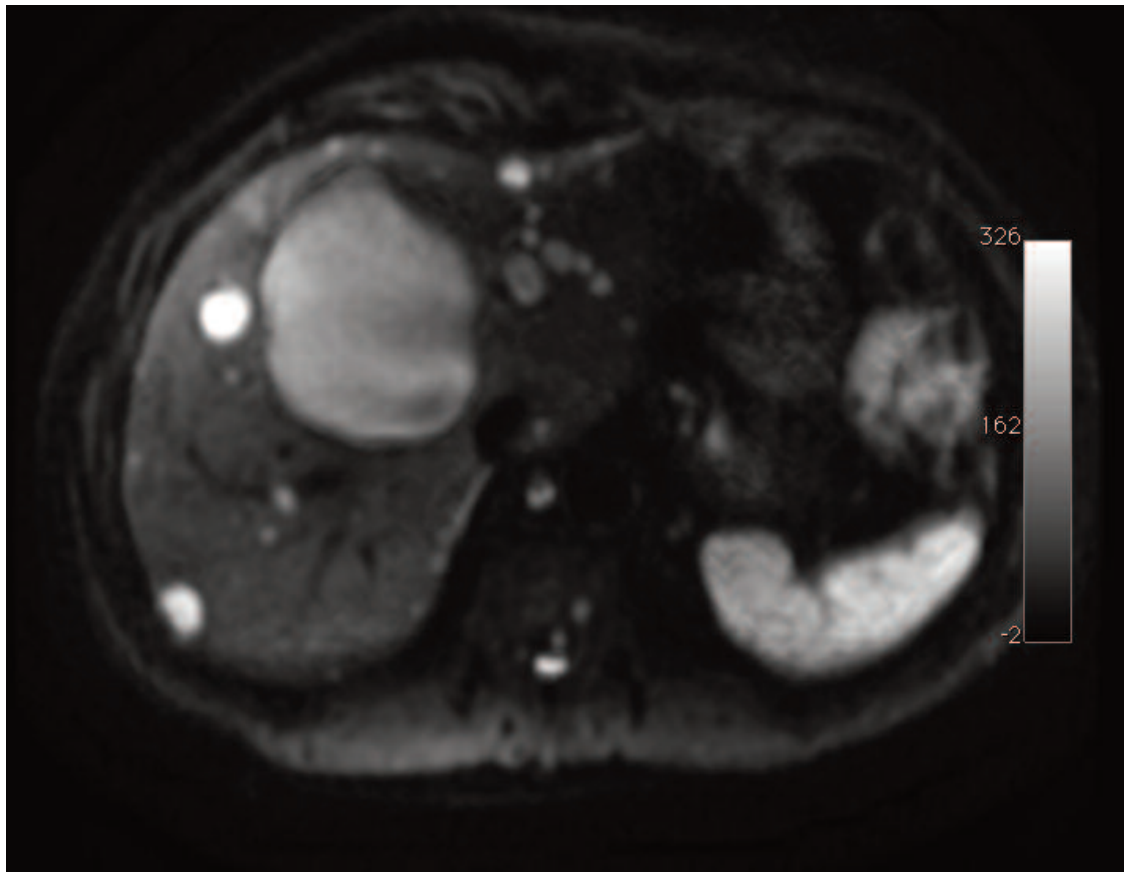
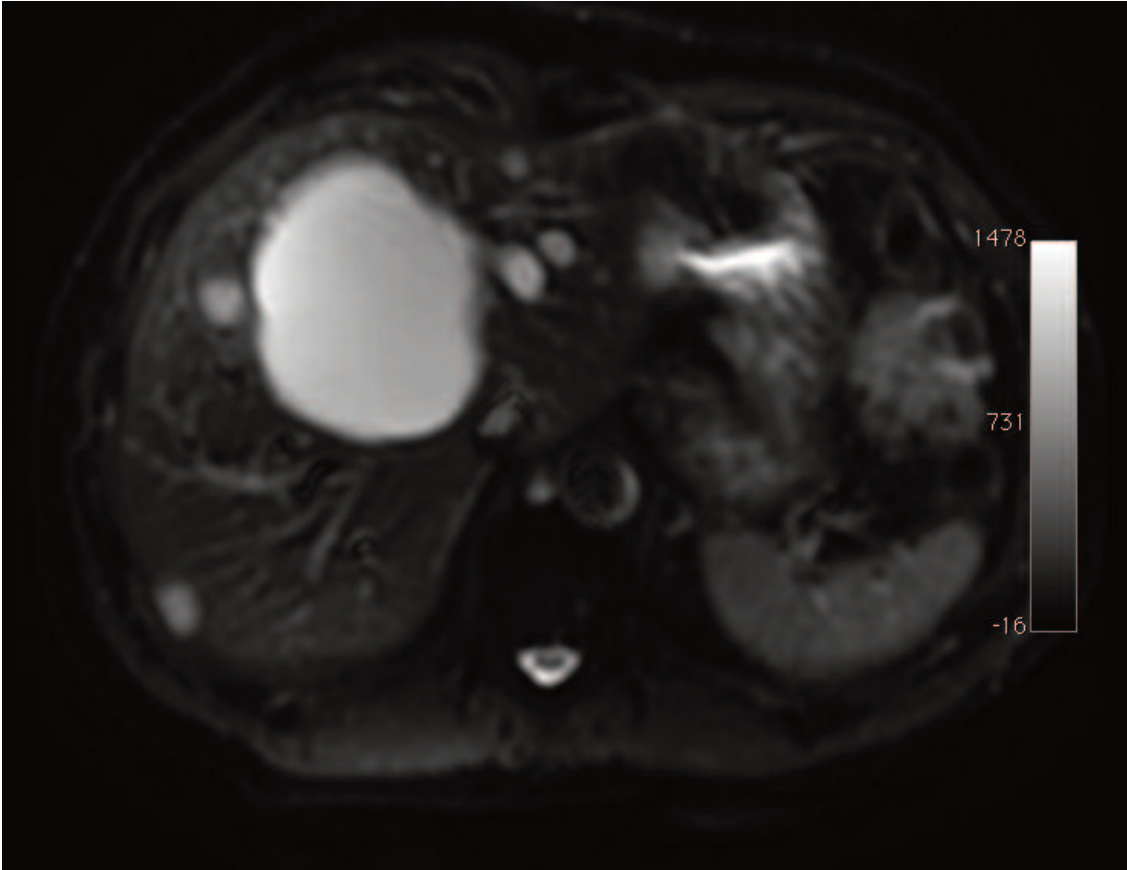
IVIM

Nei tessuti umani in vivo oltre ai movimenti diffusivi delle molecole di acqua libera esistono anche movimenti molecolari pseudo-diffusivi sostenuti dal movimento molecolare all'interno del letto vascolare del microcircolo (pseudodiffusione o perfusione) (**fig. 2. 6**). Tali movimenti molecolari sono più veloci rispetto ai movimenti molecolari diffusivi veri e propri e pertanto alcuni autori parlano di diffusione veloce (pseudodiffusione) e di diffusione lenta (diffusione). Soprattutto nelle immagini ottenute con valori di b bassi ed intermedi (50-700) il segnale, oltre a dipendere dal T2, dipenderà più dagli effetti di pseudo diffusione che dai movimenti diffusivi lenti. Tale aspetto viene sfruttato in ambito di ricerca e non ancora in applicazioni cliniche routinarie per estrapolare dati quantitativi sulla perfusione tissutale ed il letto micro capillare tissutale attraverso un modello matematico e

teorico complesso (IVIM: intravoxel incoherent motion). In sintesi, acquisendo immagini con multipli valori di b (15-20 b factor differenti) è possibile effettuare in post processing un fitting multiesponenziale che permette con calcoli complessi di isolare e quantificare separatamente la diffusione, la pseudo diffusione e la cosiddetta frazione di perfusione.

Conclusioni

Nella pratica clinica il DWI può essere applicato con ottimi risultati in termini di qualità di immagine e ricavando interessanti informazioni diagnostiche utili nella identificazione e caratterizzazione delle lesioni. Le sequenze variano a seconda del distretto da esaminare e della tecnologia a disposizione. Come requisito tecnico generale la qualità di immagine è superiore utilizzando bobine di ricezione multicanale e acquisizione di tipo parallelo; inoltre nell'addome superiore risultati migliori si ottengono con utilizzando il trigger respiratorio. La scelta del fattore b influenza notevolmente i risultati delle sequenze DWI e pertanto tale parametro deve essere aggiustato opportunamente nei protocolli in base alle esigenze cliniche del caso. Le informazioni ottenibili con il DWI riguardano sono espressione della densità cellulare tissutale, della integrità delle membrane e della presenza o assenza di altri ostacoli alla diffusione delle molecole di acqua quali



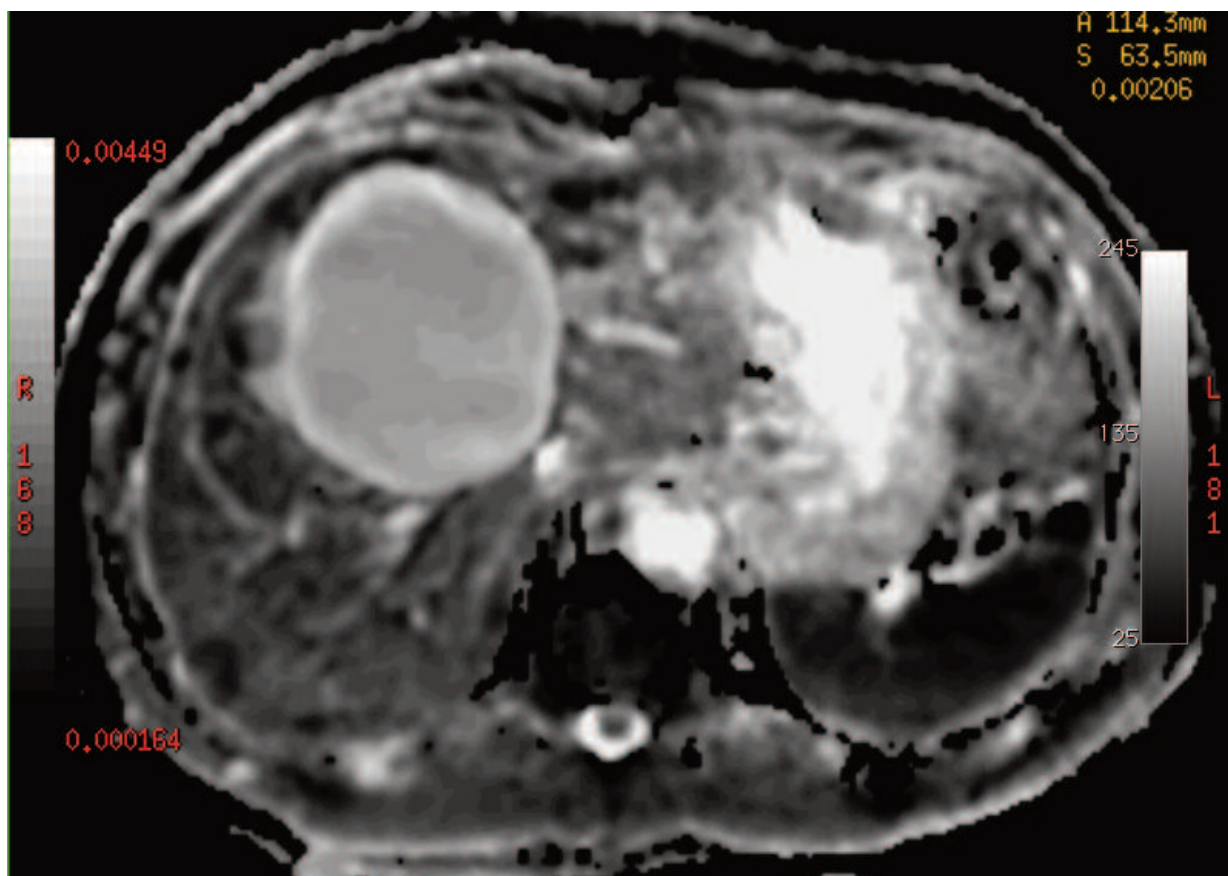


Fig. 2.5 a, b, c - Immagini SE-EPI-DWI acquisite con b factor 0 (a), b factor 600 (b) e relativa mappa di ADC (c). SI noti il comportamento della grossolana cisti epatica del IV segmento che mostra elevato segnale a b0, b600 e nella mappa di ADC per effetto T2 shine through mentre le multiple piccole lesioni secondarie mostrano alto segnale nelle immagini b0, segnale molto elevato nelle immagini b600 rispetto al circostante parenchima e bassi valori di ADC.



la presenza di macromolecole. Queste informazioni possono essere valutate sia qualitativamente (immagini DWI e mappa ADC) sia quantitativamente (valutazione ADC tramite ROI). L'interpretazione di queste informazioni richiede la conoscenza di una "nuova" semeiotica specifica per il DW imaging che deve integrarsi con la semeiotica RM convenzionale in un'analisi multiparametrica integrata.

Fig. 2.6 - Schema dei movimenti incoerenti intravoxel. La diffusione molecolare mostra una componente veloce (movimenti all'interno del letto vascolare) indicati dalle frecce segnate con la lettera a e una componente lenta (diffusione nell'interstizio e attraverso le membrane cellulari (indicate dalle restanti frecce segnate dalle letter b,c,d,e). La diffusione lenta è anche detta pseudo-diffusione.

BIBLIOGRAFIA

1. – Patric Hagmann, Lisa Jonasson, Philippe Maeder et al. Understanding Diffusion MR Imaging Technique. *RadioGraphics* 2006; 26:S205–S223.
2. – Aliya Qayyum. Diffusion weighted Imaging in the Abdomen and Pelvis: Concepts and Applications *RadioGraphics* 2009; 29:1797–1810
3. – Dow-Mu Koh, David J. Collins. Diffusion-Weighted MRI in the Body: Applications and Challenges in Oncology. *AJR* 2007; 188:1622–1635.
4. – Bachir Taouli, Dow-Mu Koh. Diffusion weighted MR Imaging of the Liver. *Radiology: Volume 254: Number 1 – January 2010.*
5. – Denis Le Bihan. Intravoxel Incoherent Motion Perfusion MR Imaging: A Wake-Up Call. *Radiology* 2008; 249:748 –752.

“WHAT IS THIS ? Si può capire cosa è ?”

A. Saponaro, A. Stecco, C. Bossi, F. Favano, G. Di Nardo, A. Carriero

Caratterizzazione

In un recente passato, prima dell'introduzione nella pratica clinica della TC multislice e della RM, il principale ruolo del radiologo era l'identificazione di una lesione che veniva poi caratterizzata attraverso indagini clinico-strumentali di secondo o di terzo livello. L'evoluzione tecnologica ha amplificato esponenzialmente le potenzialità della diagnostica per immagini e il radiologo ha oggi la possibilità di avanzare ipotesi di natura che in molti casi corrispondono alla diagnosi definitiva; in particolare la risonanza magnetica per alcune patologie viene considerata indagine conclusiva dell'iter diagnostico del paziente.

Con l'impiego della RM ad alto campo il radiologo può fornire al clinico importanti informazioni diagnostiche non solo relative alla topografia ed alla volumetria lesionale ma anche alle caratteristiche biologiche della lesione (soprattutto se trattasi di lesione benigna o maligna). In alcuni distretti anatomici (non accessibili o difficilmente accessibili endoscopicamente) il referto dell'esame di RM può rappresentare inoltre l'ultima informazione diagnostica strumentale per il clinico prima di un eventuale intervento chirurgico. Anche nel follow-up post-trattamento (chirurgico, chemio-radio-terapico) la risonanza magnetica rappresenta uno step diagnostico cruciale sulla base del quale vengono impostate successive terapie o richieste ulteriori indagini strumentali. La RM convenzionale ha ancora dei limiti nella caratterizzazione tissutale; l'intensità di segnale nelle diverse sequenze che vengono impiegate nei protocolli standard di studio dei vari distretti corporei è un parametro in alcuni casi aspecifico, non sempre sufficiente a dirimere con sicurezza il dubbio diagnostico. In questi casi il referto si conclude con più ipotesi diagnostiche, che possono virare dalla benignità alla malignità; il paziente dovrà allora essere sottoposto ad ulteriori esami diagnostici o rimandato ad ulteriore follow-up con RM. Da alcuni anni in diversi centri diagnostici i protocolli standard di RM sono stati implementati con l'introduzione di sequenze non convenzionali, pesate in diffusione. Queste sequenze aumentano l'accuratezza diagnostica dell'esame RM, sia per l'identificazione che per la caratterizzazione lesionale. Le informazioni diagnostiche aggiuntive che si possono ottenere dalle immagini pesate in diffusione derivano dall'analisi qualitativa e quantitativa del segnale DWI. L'analisi qualitativa viene effettuata visualizzando (preferibilmente con finestra

di visualizzazione invertita, in modalità “PET-like”) le immagini pesate in diffusione ottenute impiegando valori crescenti del parametro b (in genere vengono impiegati valori di b variabili in un range compreso tra 0 e 1000 sec/mm^2). Potrà essere molto utile (ad esempio per differenziare residui patologici da alterazioni flogistico-cicatriziali post-attiniche o post-chirurgiche) valutare se il segnale DWI si mantiene costantemente elevato al crescere del b -factor impiegato o se decresce al crescere del valore di b . Si ricorda che la pesatura della sequenza in diffusione è strettamente dipendente dal valore del b -factor impiegato; il valore di tale parametro è infatti direttamente proporzionale all'ampiezza e alla durata dei gradienti di diffusione applicati ed all'intervallo temporale intercorrente tra l'applicazione di un gradiente bipolare e quello immediatamente successivo. Alti valori del parametro b (da 800 in su) consentono di abbattere il segnale della maggior parte dei tessuti sani che in condizioni fisiologiche presentano un pattern isotropico di diffusività; verranno invece ben evidenziate come aree di ipersegnale lesioni ad elevata densità cellulare, o organi che per precipue caratteristiche anatomico-strutturali si comportano come mezzi anisotropici (ad esempio i reni, la milza, il midollo spinale, etc.). Da queste considerazioni si evincono le importanti potenzialità di questa tecnica per la detection lesionale; al fine della caratterizzazione tissutale occorre combinare le informazioni ottenute dall'analisi qualitativa delle immagini pesate in diffusione (acquisite impiegando valori crescenti del parametro b) ai dati numerici, quantitativi, che si ottengono calcolando il coefficiente di diffusione apparente (ADC) sulle mappe ADC. Diversi Autori hanno recentemente dimostrato come l'analisi qualitativa e quantitativa del segnale DWI consenta di dirimere importanti dubbi diagnostici (soprattutto inerenti la diagnosi differenziale tra lesioni benigne e maligne o tra malattia residua/recidiva e alterazioni flogistico-cicatriziali post-attiniche o post-chirurgiche). Lesioni solide benigne presentano valori di ADC significativamente superiori rispetto a quelle maligne; il segnale DWI delle lesioni benigne (a bassa densità cellulare) tende inoltre nella maggiorparte dei casi a decrescere aumentando il valore del b -factor (**fig. 1**), mentre lesioni maligne (ad elevata densità cellulare) mantengono un elevato segnale DWI anche per valori del parametro b superiori a 800-1000 sec/mm^2 . Ciò è stato dimostrato a livello di lesioni del distretto testa-collo, del

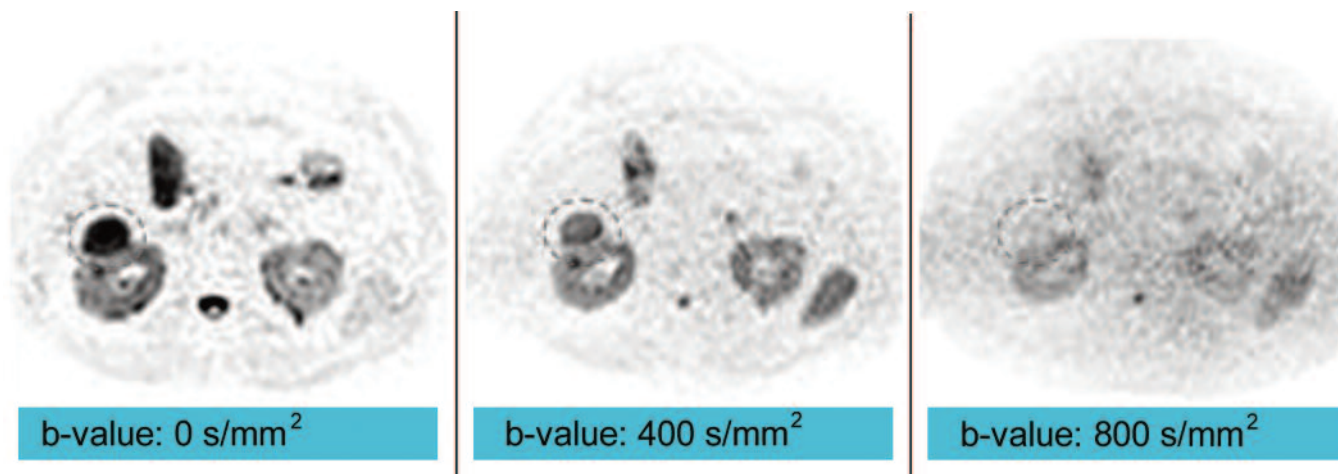


Fig. 3.1 Valutazione qualitativa del segnale di diffusione. Immagini pesate in diffusione (riportate con finestra di visualizzazione invertita), ottenute in un paziente portatore di una cisti semplice a livello del rene destro (lesione racchiusa nel cerchio rosso tratteggiato). Immagini acquisite non attivando i gradienti di diffusione (figura a destra) ed impiegando un valori crescenti (400 e 800 s/mm^2 nelle immagini rispettivamente al centro e a sinistra) del parametro b . La lesione, a contenuto fluido, scarsamente cellulata, presenta elevato segnale nell'immagine a destra, in cui i gradienti di diffusione sono disattivati. Per valori intermedi del parametro b la lesione è ancora riconoscibile (per effetto T2 shine-through) seppur presenta segnale più basso. Raddoppiando il valore del b -factor (immagine a sinistra) la lesione non risulta più distinguibile dal background. Si noti come i reni ed il polo inferiore splenico risultino sempre riconoscibili (a differenza degli altri organi addominali), anche nelle immagini ottenute con il valore di b più alto; ciò è legato alla fisiologica anisotropia di tali organi.

distretto toraco-mediastinico, del distretto addomino-pelvico. Il coefficiente di diffusione apparente riflette più o meno fedelmente alcune caratteristiche istologiche e citoarchitetture del tessuto in esame; tale parametro è infatti influenzato dal numero di cellule per unità di volume, dal tipo di giunzioni intercellulari, dal grado di atipia cellulare, dalla presenza di fenomeni di citolisi con frammentazione membranaria, dalla morfologia cellulare, dal rapporto nucleo-citoplasma.

È importante sottolineare che la diffusione molecolare non è però l'unico fenomeno fisico alla base del segnale di diffusione. Altri parametri influiscono sulla genesi del segnale di diffusione e di conseguenza sul valore del coefficiente di diffusione apparente. La temperatura corporea è ad esempio un fattore che determina un maggiore o minore grado di mobilità delle molecole in un mezzo fluido, influenzando così in maniera determinante il fenomeno della diffusione. Esistono poi una serie di fattori "pseudo-diffusivi" (primo tra tutti la microperfusione tissutale) che contribuiscono (soprattutto se si impiegano valori del parametro b relativamente bassi) alla genesi del segnale DWI.

L'influenza di tali parametri può (in alcuni distretti anatomici più che in altri) ridurre l'accuratezza diagnostica del DWI nella caratterizzazione tissutale. A livello epatico, ad esempio, esistono alcune peculiarità anatomiche (principalmente la presenza di un duplice sistema vasco-

lare e di un sistema dutturale biliare) che rendono l'imaging in diffusione molto più complesso che in altri distretti. Il fenomeno della diffusione a livello epatico è infatti molto suscettibile agli effetti pseudodiffusivi; ciò va considerato sia nell'analisi qualitativa che quantitativa del segnale DWI. Bisogna inoltre sempre considerare (a livello di tutti i distretti corporei) l'effetto della pesatura della sequenza a cui vengono applicati i gradienti di diffusione (effetto T2 shine-through); esaminare solo le immagini pesate in diffusione senza la relativa mappa ADC può determinare errori interpretativi in quanto l'esclusiva analisi qualitativa del segnale DWI non consente di eliminare l'influenza della pesatura T2 di base della sequenza (**fig. 3.2**). Bisogna inoltre sempre tenere in considerazione che alcuni organi (appartenenti al sistema emolinfatico, gonadico maschile, nervoso centrale e periferico, escretorio) per le loro caratteristiche strutturali risultano fisiologicamente mezzi anisotropi; tale caratteristica li rende spontaneamente iperintensi in DWI. Ciò riduce il valore diagnostico del calcolo del coefficiente di diffusione apparente, che risulterà comunque molto basso a livello di questi organi, anche in condizioni fisiologiche. Si ricorda infine che le sequenze eco-planari, pesate in diffusione, risultano più di altre sensibili ad artefatti da suscettività magnetica e da chemical shift e che per ottenere valori riproducibili del coefficiente di diffusione apparente occorre posizionare le ROI sulle

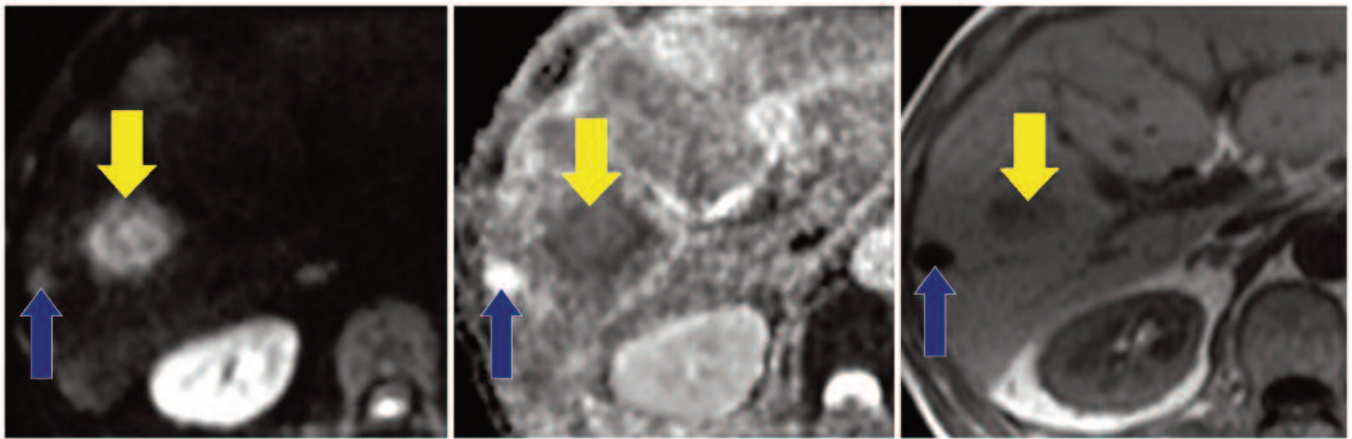


Fig. 3.2 Esame RM dell'addome superiore di un paziente oncologico, portatore di due lesioni focali epatiche (indicate dalla freccia gialla e dalla freccia azzurra). Si riportano sequenze acquisite sul piano assiale pesate in diffusione (immagine a sinistra) ed in T1 (immagini a destra); al centro e' riportata la mappa ADC. Analizzando esclusivamente qualitativamente il segnale DWI (immagine a sinistra, ottenuta con b-factor pari a 600 s/mm^2) le lesioni presentano intensità simile. La valutazione della mappa ADC (immagine al centro) permette di comprendere come ci sia una patologica restrizione della diffusività tissutale solo a livello della lesione di maggiori dimensioni (ipointensa nella mappa ADC); la brillantezza dell'altra lesione (indicata dalla freccia azzurra) nella sequenza pesata in diffusione e' legata alla pesatura T2 di base della sequenza a cui sono stati applicati i gradienti di diffusione (effetto T2 shine-through), e non al fenomeno della diffusione (la lesione mantiene infatti segnale elevato nella mappa ADC). La sequenza T1 pesata conferma la natura solida, secondaria, della lesione indicata dalla freccia gialla e la natura cistica, benigna della lesione indicata dalla freccia azzurra.

componenti tissutali più omogenee (**fig. 3.3**) e maggiormente rappresentate nel tessuto patologico in esame (si tende ad escludere dall'analisi quantitativa del segnale aree francamente necrotiche, emorragiche, calcifiche). Le sequenze pesate in diffusione vanno sempre esaminate

sia quantitativamente che qualitativamente, in combinazione con le sequenze convenzionali e con senso critico (il dato quantitativo ad esempio non può essere considerato riproducibile nei casi di lesioni con segnale molto disomogeneo o di dimensioni inferiori a 5 mm); le infor-

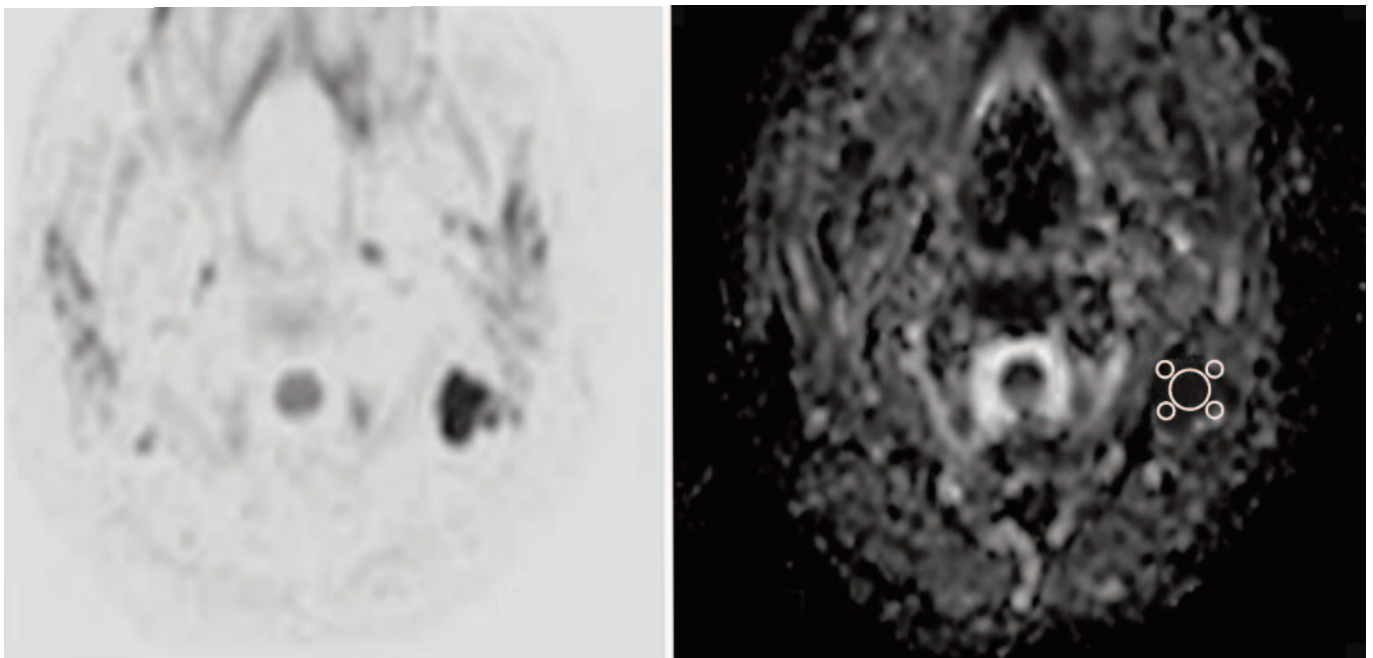
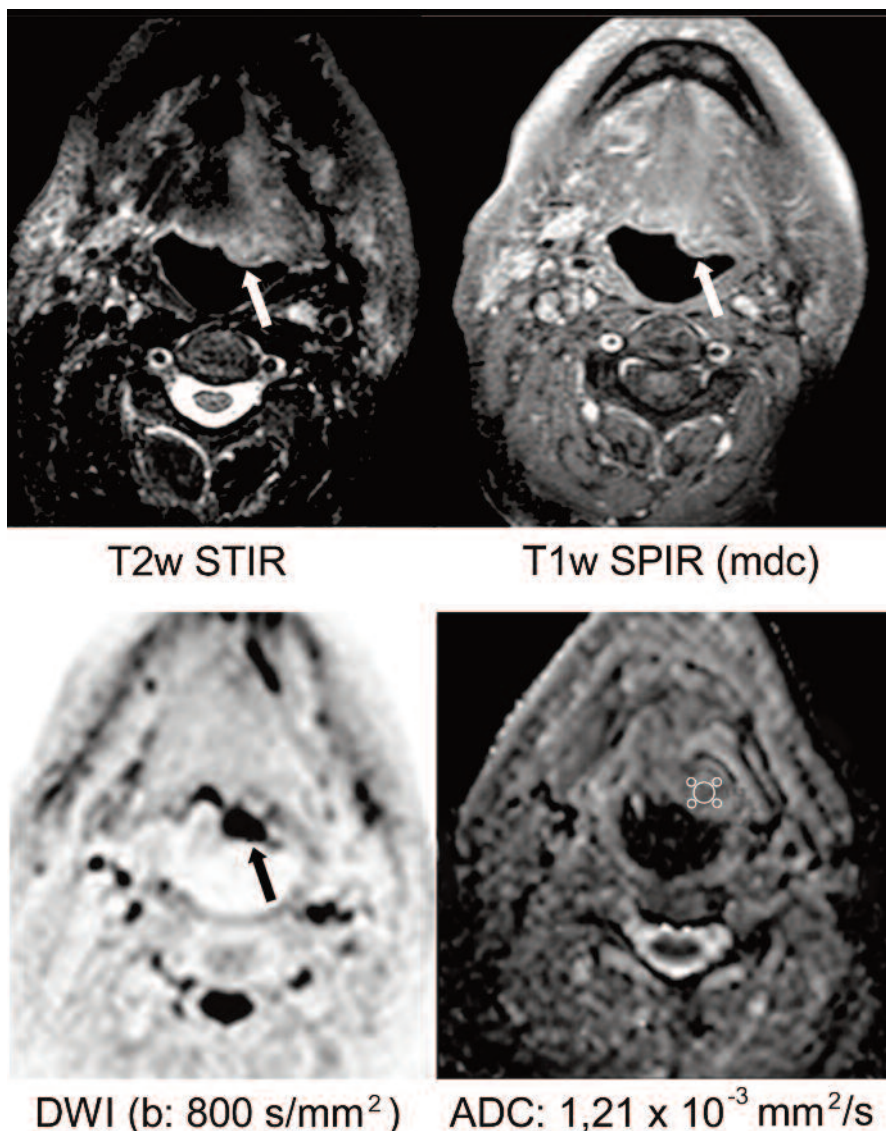


Fig. 3.3 Calcolo del coefficiente di diffusione apparente (ADC) in un caso di localizzazione linfomatosa a livello del triangolo spinale accessorio di sinistra. A destra è rappresentata la sequenza pesata in diffusione, ottenuta con un valore di b pari a 800 s/mm^2 (finestra di visualizzazione invertita). A sinistra è riportata la relativa mappa ADC; il segnale del tessuto patologico è sufficientemente omogeneo per cui il valore medio di ADC ottenuto posizionando una ROI (relativamente ampia) può essere considerato riproducibile.

mazioni aggiuntive così ottenute, combinate con i dati morfologici ed intensitometrici derivanti dalle sequenze convenzionali, potranno essere dirimenti per il giudizio diagnostico finale. Per quanto riguarda il dato quantitativo diversi Autori hanno proposto valori soglia del coefficiente di diffusione apparente utilizzabili per discriminare lesioni benigne dalle maligne. I valori soglia di ADC variano a seconda del distretto anatomico studiato ed in relazione al valore di b factor impiegato; i risultati della più recente letteratura concordano comunque

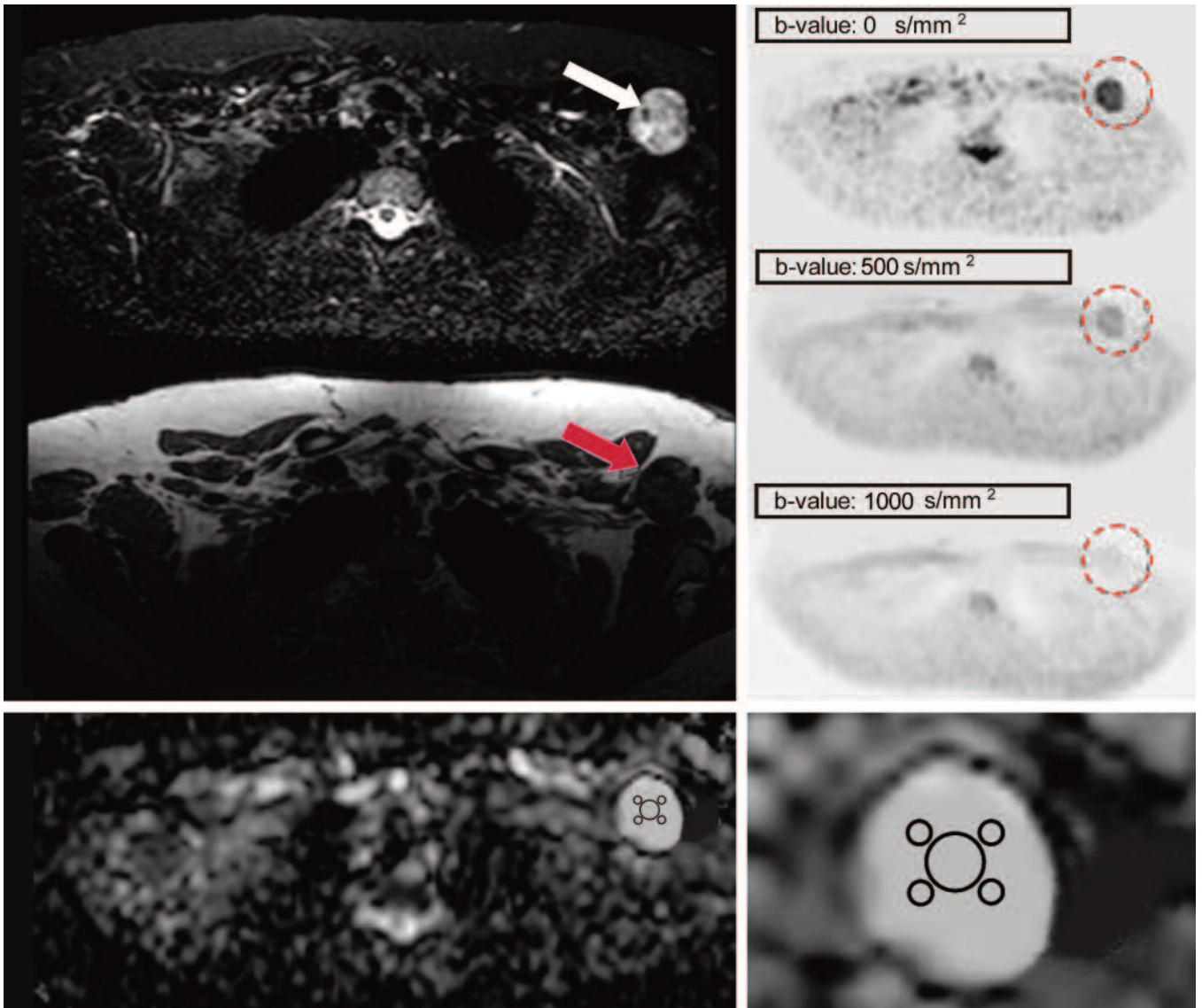
sulla presenza di differenze statisticamente significative nella maggior parte dei distretti anatomici studiati tra i valori di ADC di lesioni solide benigne e maligne; queste ultime presentano valori medi di ADC significativamente più bassi delle lesioni benigne.

Si riportano di seguito alcuni casi in cui l'imaging pesato in diffusione con il calcolo del coefficiente di diffusione apparente è stato dirimente o comunque utile per la caratterizzazione patologica tissutale.



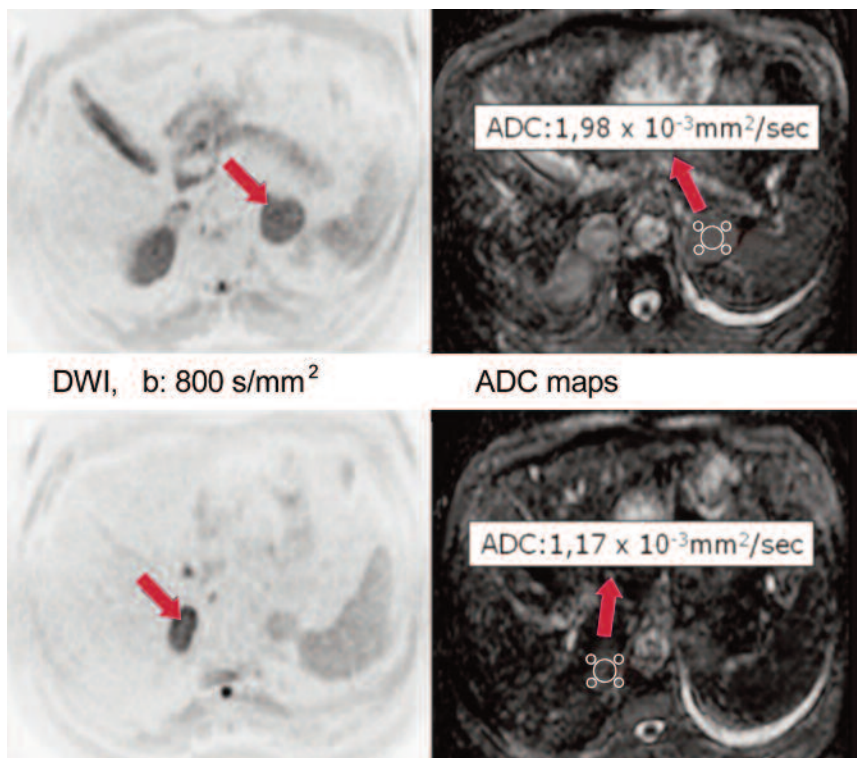
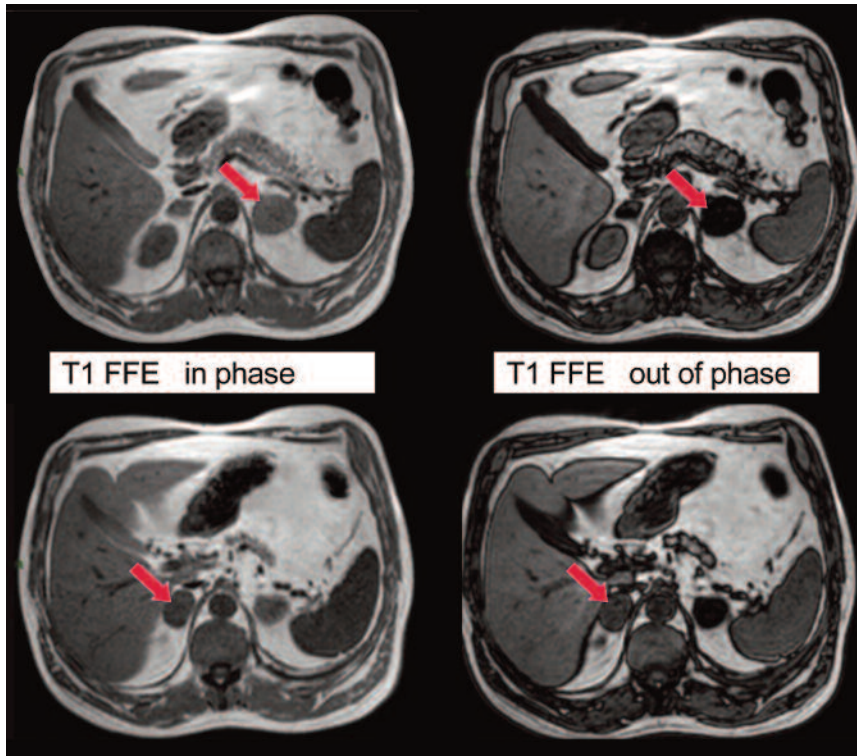
CASO 1

Esame RM richiesto per follow-up dopo trattamento combinato radio e chemioterapico di un paziente portatore di carcinoma squamocellulare della base linguale. Le sequenze RM convenzionali (sequenza STIR, il alto a destra e sequenza SPIR dopo somministrazione di mdc, in alto a sinistra) documentano la presenza di tessuto solido residuo (indicato dalle frecce bianche), localizzato sul versante sinistro della base linguale, caratterizzato da disomogeneo contrast-enhancement. L'elevato segnale nelle sequenze pesate in diffusione (freccia nera nell'immagine in basso a destra, rappresentata con finestra di visualizzazione invertita, in modalità "PET-like") ottenute impiegando un valore di b di 800 s/mm^2 , ed il basso coefficiente di diffusione apparente calcolato sulla mappa ADC hanno permesso di ipotizzare la presenza di malattia residua. Il sospetto diagnostico è stato successivamente confermato biotpicamente.



CASO 2

Esame RM di un paziente portatore di una lesione solida benigna (neurinoma) che si accresce nel contesto dei tessuti molli della parete toracica anteriore sinistra. In alto a destra l'imaging RM convenzionale (sequenze STIR T2 pesata e TSE T1 pesata) ben evidenzia la lesione che presenta morfologia rotondeggiante, margini regolari e segnale disomogeneamente elevato in STIR, basso in T1. Le sequenze pesate in diffusione (figure a sinistra, finestra di visualizzazione invertita) evidenziano il tipico pattern di una lesione con caratteristiche di benignità (bassa densità cellulare), il cui segnale decresce al crescere del b -factor (si noti come la lesione non sia più distinguibile dal "background" impiegando valori del parametro b pari a 1000 s/mm^2). Il calcolo del coefficiente di diffusione apparente mediante posizionamento di un'area ROI sulla mappa ADC (immagini in basso a destra e a sinistra) conferma l'ipotesi di una lesione benigna, caratterizzata da bassa densità cellulare. Il valore di ADC calcolato risulta infatti elevato (superiore a $2 \times 10^{-3} \text{ mm}^2/\text{sec}$).

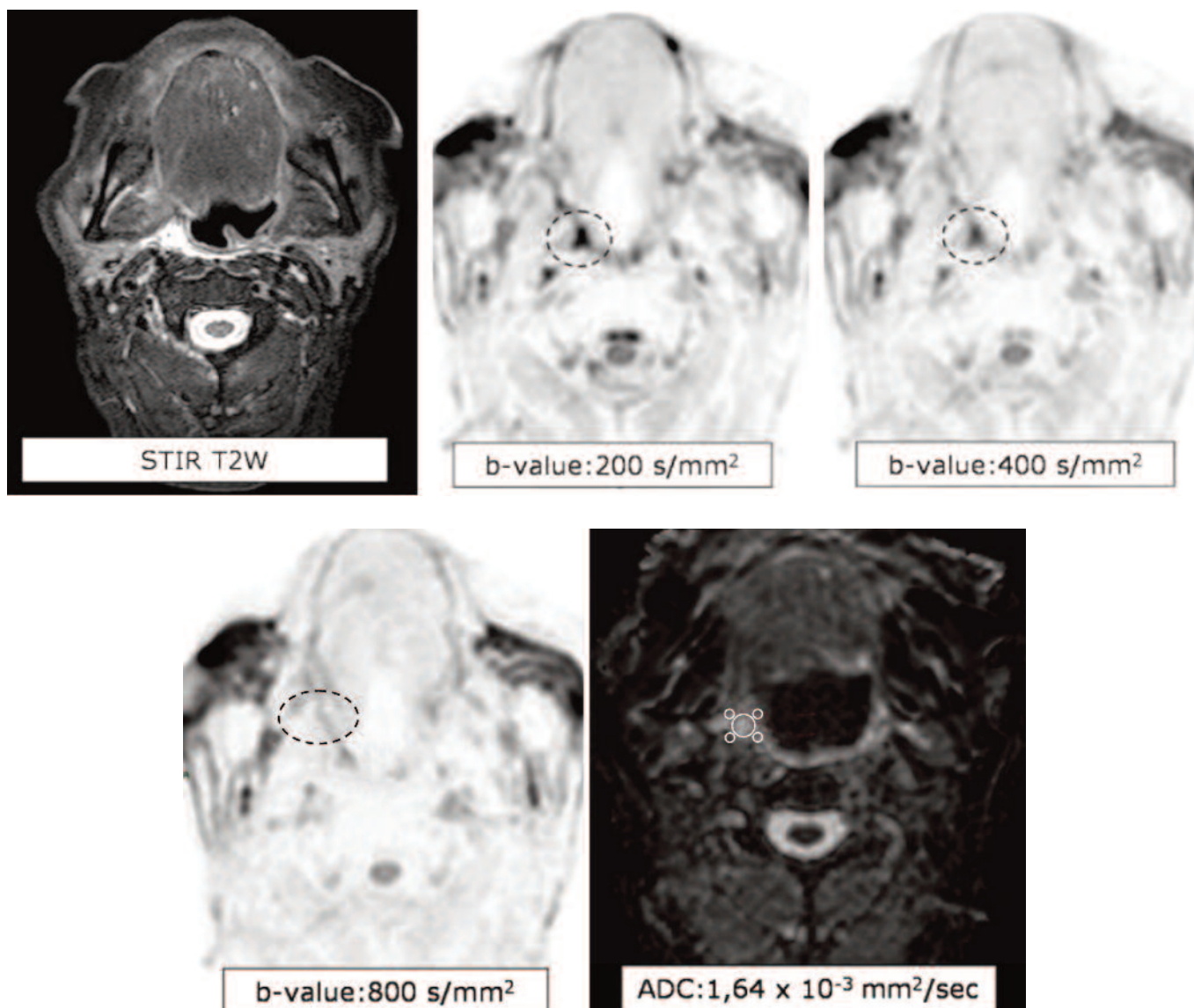


CASO 3

Esame RM dell'addome superiore di un paziente oncologico (affetto da carcinoma polmonare primitivo).

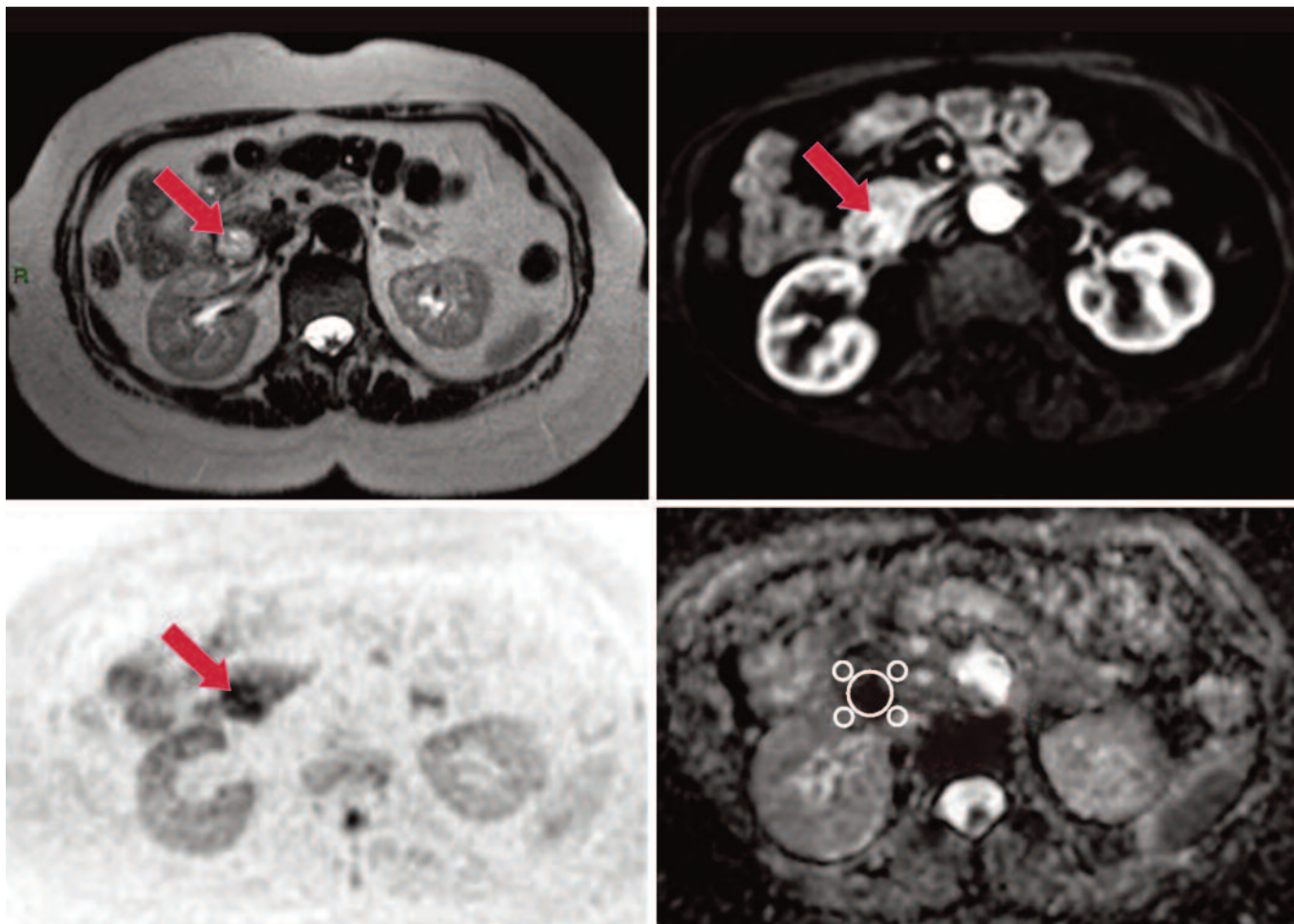
In alto le sequenze convenzionali fast-field echo acquisite in opposizione di fase documentano la presenza di due lesioni nodulari surrenaliche (freccie). Nelle immagini acquisite fuori fase si riscontra abbattimento subtotale del segnale della lesione surrenalica sinistra, mentre la lesione surrenalica destra mantiene segnale immutato nelle sequenze acquisite in opposizione di fase.

L'analisi esclusivamente qualitativa del segnale DWI (immagini in basso a destra) non consente di differenziare con sicurezza le due lesioni; l'analisi quantitativa del coefficiente di diffusione apparente (immagini in basso a sinistra) documenta valori di ADC significativamente più alti nel caso della lesione surrenalica sinistra (si trattava di un adenoma surrenalico), più bassi nel caso della lesione di destra (metastasi surrenalica da adenocarcinoma polmonare).



CASO 4

Follow-up dopo trattamento combinato, chirurgico e radioterapico di un paziente affetto da un carcinoma squamocellulare orofaringeo diffuso profondamente allo spazio parafaringeo di destra. Immagini RM ottenute a distanza di circa tre mesi dal trattamento. La sequenza STIR acquisita sul piano assiale (immagine a sinistra) documenta la presenza di un'area di alterato segnale, iperintensa, a livello dello spazio parafaringeo pre-stiloideo di destra. Le immagini pesate in diffusione impiegando valori crescenti del parametro b evidenziano l'alterazione, che presenta un segnale progressivamente decrescente all'aumentare del b factor. L'analisi quantitativa del segnale (mappa ADC, immagine a destra) documentava valori di ADC relativamente elevati. L'esame biotipico cui è stato successivamente sottoposto il paziente documentava la presenza di alterazioni flogistico-cicatriziali post-attiniche/post-chirurgiche senza foci di malattia residua.



CASO 5

Imaging RM con sequenze convenzionali e pesate in diffusione di un paziente affetto da carcinoma neuroendocrino della testa del pancreas. In alto a sinistra la sequenza TSE T2 pesata documenta la presenza di una lesione nodulare (indicata dalla freccia), rotondeggiante, ipervascolare (sequenza THRIVE, in alto a destra, acquisita in fase arteriosa dopo somministrazione ev. a bolo di mdc). La sequenza pesata in diffusione (immagine in basso a destra), acquisita utilizzando un valore di b pari a 800 s/mm^2 ben evidenzia la lesione, che si presenta come area di ipersegnale (la finestra di visualizzazione dell'immagine è stata invertita, in modalità "PET-like") nel contesto della testa pancreatico che presenta invece intensità di segnale più blanda. Il posizionamento di un'area ROI a livello della lesione (mappa ADC, immagine in basso a destra) documenta valori molto bassi del coefficiente di diffusione apparente, congrui con l'ipotesi diagnostica di lesione maligna

BIBLIOGRAFIA

1. – Colagrande S, Pasquinelli F, Mazzoni LN, et al. MR-diffusion weighted imaging of healthy liver parenchyma: repeatability and reproducibility of apparent diffusion coefficient measurement. *J Magn Reson Imaging*. 2010; 31(4): 912-20.
2. – Lambrecht M, Dirix P, Vandecaveye V, et al. Role and value of diffusion-weighted MRI in the radiotherapeutic management of head and neck cancer. *Expert Rev Anticancer Ther*. 2010 ;10(9):1451-9.
3. – Tondo F, Saponaro A, Stecco A, et al. Role of diffusion-weighted imaging in the differential diagnosis of benign and malignant lesions of the chest-mediastinum. *Radiol Med*. 2011. [Epub ahead of print]
4. – Miller FH, Hammond N, Siddiqi AJ, et al. Utility of diffusion-weighted MRI in distinguishing benign and malignant hepatic lesions. *J Magn Reson Imaging*. 2010 ;32(1):138-47.
5. – Luna A, Sánchez-Gonzalez J, Caro P. Diffusion-weighted imaging of the chest. *Magn Reson Imaging Clin N Am*. 2011;19(1):69-94

CHECKPOINT

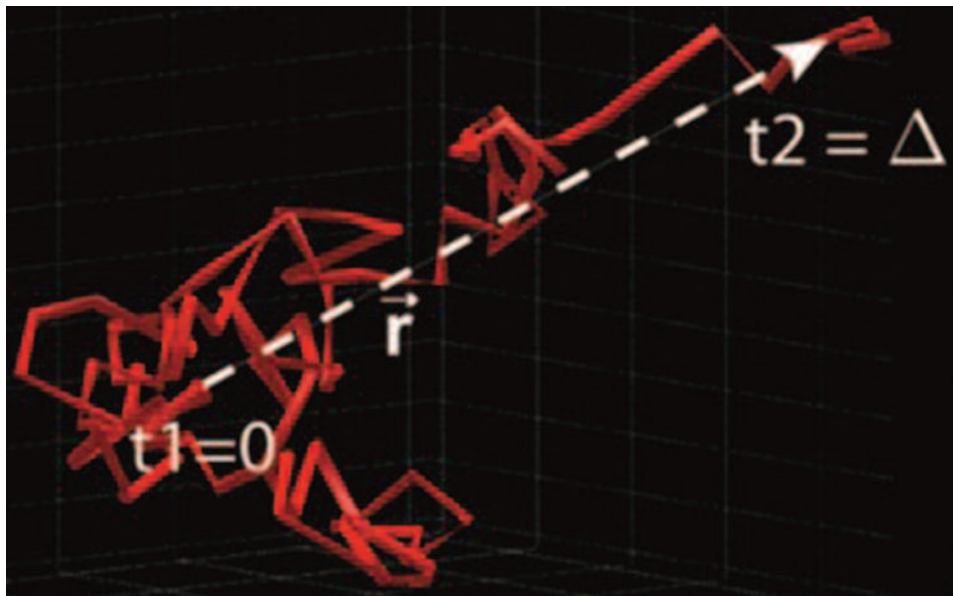
A. Stecco

- Il fenomeno della diffusione è un fenomeno di trasporto delle molecole esistente in natura per i fluidi ed i gas.
- E' esemplificabile dal punto di vista teorico nel movimento casuale che le molecole di un colorante posto al centro di un volume di acqua, compiono per arrivare nel corso di un certo tempo, nel caso di questo esempio, a diluirsi in concentrazioni omogenee.

◇ Leggi: Berg HC, *Random Walk in Biology*, Princeton University Press; 1983.

- Le molecole di acqua sono soggette ad un movimento casuale, che ne determina uno spostamento in termini di micrometri, secondo una traiettoria casuale, in base alla temperatura dell'ambiente in cui avviene, e quindi all'energia termica che le si trasferisce.

Figura 1 (da Einstein A): Percorso compiuto da una molecola di acqua in un certo tempo (rosso) e il vettore risultante di spostamento (bianco).



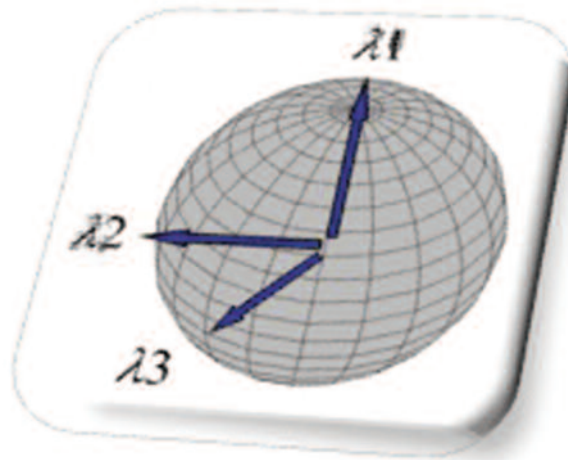
- Questo spostamento, dislocazione, avviene secondo un coefficiente, D che esprime la capacità di dislocazione nel tempo.

$$R = \sqrt{6Dt}$$

◇ Leggi: Einstein A. *Investigations on the theory of the brownian movement*. New York, NY: Dover, 1956.

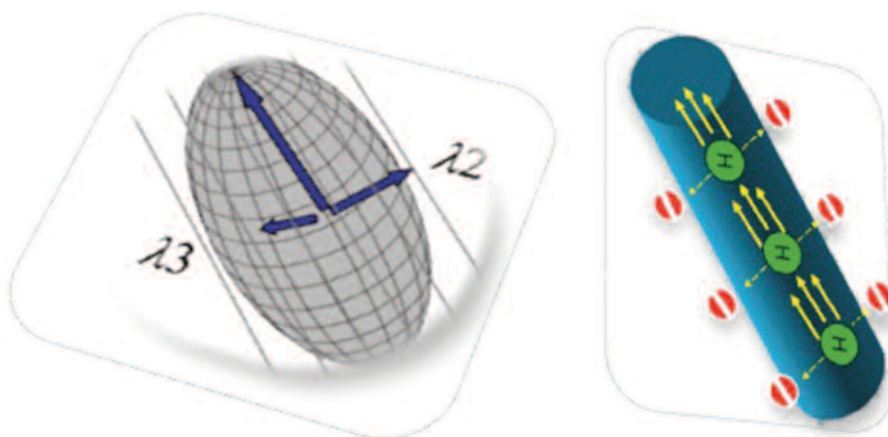
- In un contesto teorico (ad esempio in un bicchiere di acqua), la diffusione può avvenire con eguale probabilità nelle tre direzioni dello spazio, secondo un volume di probabile dislocazione che può essere considerato sferico, ed è sufficiente la misurazione in una sola direzione delle tre ortogonali per studiare il fenomeno.

Figura 2: Volume sferico di probabilità di dislocazione, secondo il concetto della diffusione iso-tropica.



- In un contesto reale, il tessuto umano, si può semplificare pensando che esiste un comparto intracellulare, che vede al suo interno strutture che possono ostacolare i movimenti in alcune direzioni, e un comparto extracellulare interstiziale, in cui la diffusione è tanto libera o facilitata quanto più esso è ampio e lasso, e tanto meno quanto più è ridotto per la presenza di elevato numero di cellule (es. tessuto neoplastico), o perché esse sono in numero normale ma rigonfie per accumulo di molecole di acqua in corso di edema citotossico (ad es. cellule in corso di necrosi ischemica). In tale contesto, che quindi non è realmente isotropico, la Diffusione deve essere ponderata in almeno le tre direzioni ortogonali dello spazio.
- In alcune strutture più di altre, come le fibre mieliniche della sostanza bianca cerebrale, le architetture rigidamente labirintiche e vincolate dei tubuli seminiferi, della corticale renale, dei tessuti linfatici, la diffusione non solo non è libera nelle tre direzioni dello spazio, ma è addirittura **vincolata** in una precisa direzione. In tale caso si parla di diffusione anisotropica. Per potere non solo vedere il tessuto sulla base della capacità di movimento delle molecole di acqua, ma anche codificarne la direzione, è possibile aumentare il numero delle direzioni campionate nello spazio, come si effettua con l'acquisizione con le sequenze di Diffusione con il Tensore. Ciò permette agevolmente di ricostruire determinati percorsi anatomici (ad es. come le fibre assionali) con specifici algoritmi (fiber-tracking).

Figura 3: Rappresentazione vettoriale del volume di possibile dislocazione secondo il concetto della diffusione anisotropica.



- Con le sequenze in DWI, selezionando il parametro **b**, si decide quanto tenere attivati i gradienti della sequenza, quanto aspettare tra uno e l'altro dei due gradienti e di quanta intensità attivarli. E' sostanzialmente il parametro che ci permette di decidere quanto aspettare il movimento micrometrico delle molecole di acqua nel piccolo intervallo di tempo prima di andare a ricercarne il segnale.

Figura 4: Schema esemplificativo della sequenza e dei suoi parametri.

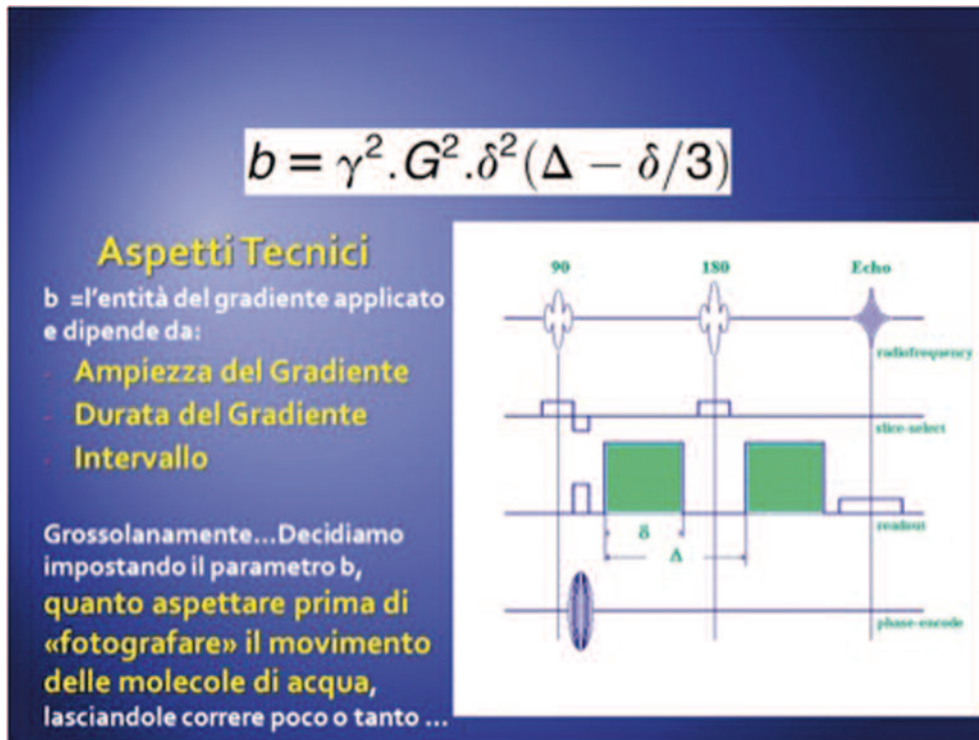
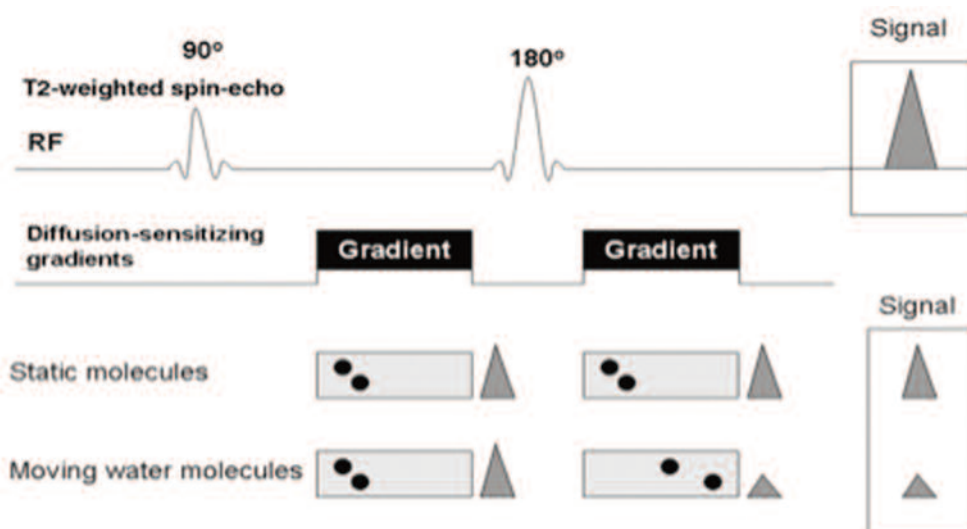
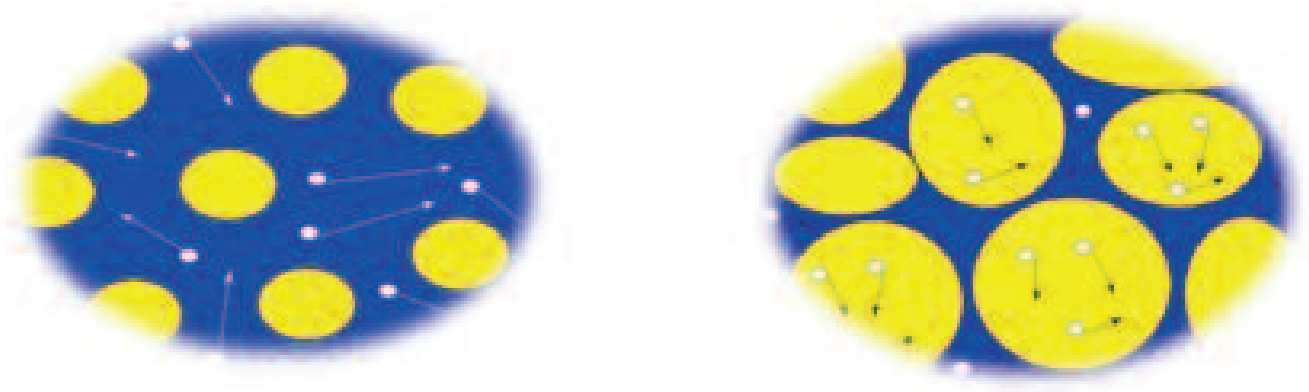


Figura 5: Schema della sequenza con rappresentazione del segnale registrato.



- Così vi saranno strutture in cui le molecole di acqua ci sono, ma non hanno vincoli strutturali (come ad es. cisti, vescica etc), e strutture in cui le molecole di acqua hanno meno possibilità di muoversi in quanto incontrano molte strutture macromolecolari che glielo impediscono (ad es. l'accesso cerebrale), o perché sia ridotto lo spazio interstiziale per ipercellularità o rigonfiamento cellulare (ad es. tessuto neoplastico o ischemico), questa riduzione di dislocabilità delle molecole di acqua nello spazio interstiziale viene chiamata diffusione ristretta.

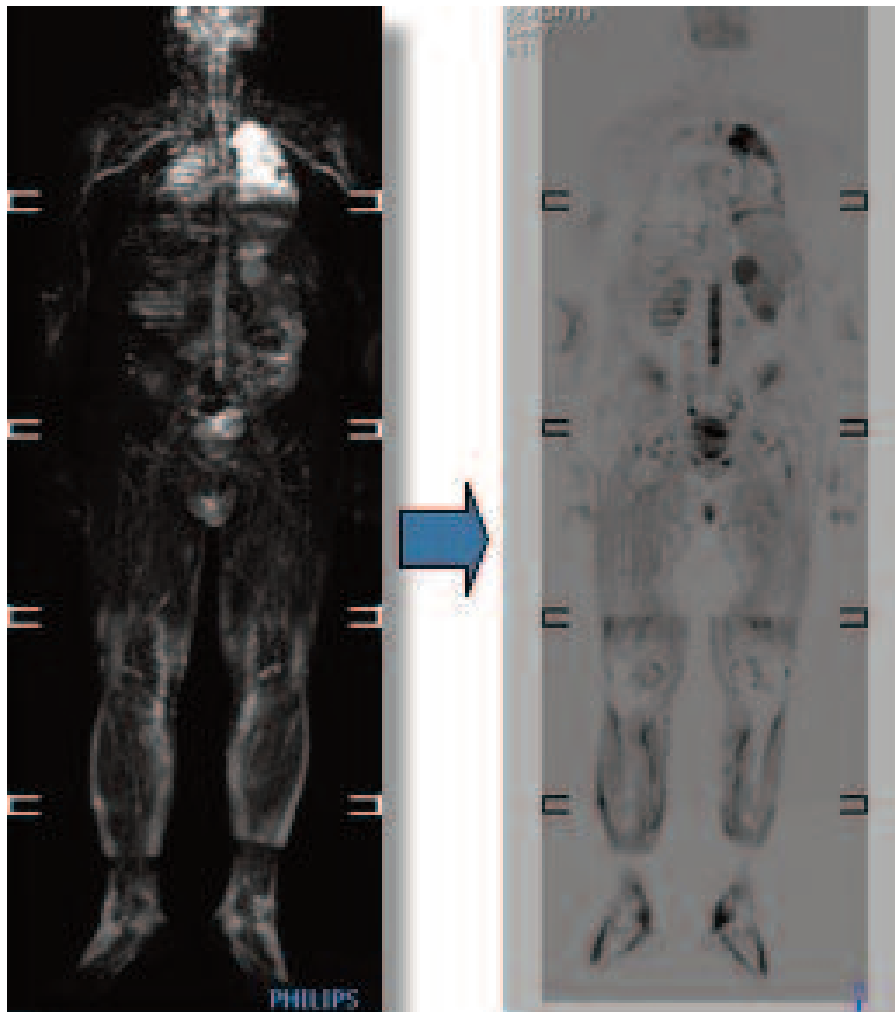
Figura 6: Schema di diffusione non vincolata e di diffusione vincolata in due situazioni opposte di spazio interstiziale extracellulare: lasso o aperto, chiuso o ristretto. (a e b)



- Quanto più si muovono e si dislocano liberamente le molecole di acqua e quanto più il segnale registrato è basso, quanto meno liberamente si muovono, quanto più il segnale registrato è elevato. Occorre precisare che la RM Diffusione riesce a monitorare sostanzialmente il movimento nello spazio extracellulare, che quindi è il comparto che viene “studiato” da questa tecnica.
- A sequenza acquisita sarà una scelta dell'operatore TSRM o del Radiologo, presentare le immagini in scala di grigi tradizionale, o con finestra invertita, in modalità “pet-like”; quest'ultima è apprezzata da molti in quanto è meglio riconoscibile una piccola lesione “ipointensa” (“nera”) su sfondo bianco, che il contrario.

Figura 7: inversione della finestra di visualizzazione.

Ciò che aveva un ipersignale ed era iperintenso in Diffusione, viene rappresentato ipointenso su sfondo “bianco”.



- La capacità di muoversi delle molecole di acqua è quantificabile con una formula matematica che in pratica calcola il gradiente della curva di Intensità/valori di b, denominato coefficiente di diffusività apparente (ADC).
- Tale parametro, calcolabile in forma di mappa (o immagine) dal software di acquisizione dell'apparecchio RM o anche successivamente in post-elaborazione, di fatto, misura in termini quantitativi le caratteristiche ultrastrutturali e quindi “funzionali” del tessuto.
- Vi sono ad oggi numerosi studi in cui l'ADC sembra avere un ruolo nel follow-up intra-individuale (stesso paziente) nel corso di terapie oncologiche; altri, ancora in fase pionieristica, vedono in atto dei tentativi di caratterizzazione del tessuto.
- Sicuramente vi sono ancora incertezze sulla variabilità interoperatore nel misurare con ROI i valori di ADC di alcune aree specifiche, come anche sulla variabilità tra magneti e magneti, sia di Venditori diversi, sia di Intensità di campo diversi su apparecchi della stessa Azienda Costruttrice.

CASO 4.1

“Encefalite erpetica in sede limbica”

A. Stecco, M. Lombardi, G. Di Nardo, A. Carriero

KEY NOTES

L'Herpes Simplex Virus è l'agente principale causa di encefaliti focali. L'interessante encefalitico è dovuto più comunemente ad una infezione esogena che si ritiene abbia quale porta di ingresso il sistema olfattorio. Questa via di diffusione dell'infezione spiega la tipica distribuzione dell'infezione in corrispondenza del sistema limbico, della corteccia insulare.

L'encefalite erpetica coinvolge primariamente gli elementi neuronali. Questo riflette la distribuzione corticale che secondariamente si estende al coinvolgimento della sostanza bianca.

Lo studio RM nel paziente con sospetta encefalite include l'utilizzo di sequenze convenzionali e imaging pesato in diffusione. L'ausilio dell'imaging DWI trova il suo razionale nelle modifiche tissutali che intercorrono in corso dell'infezione virale.

Nella fase acuta dell'infezione si riconoscono aree di congestione vascolare, “cuffing” perivascolare e formazioni di trombi; queste modifiche sono alla base dell'edema citotossico che è responsabile dell'identificazione precoce dell'area interessata come area di restrizione della diffusività corticale nelle sequenze DWI e bassi valori di Coefficiente di Diffusione Apparente (ADC), rispetto alla sequenze T2 pesate, già a 40 h dall'insorgenza dei sintomi.

Nelle fasi acuta tardiva e subacuta la componente vasculitica e il “cuffing” perivascolare si riducono e si riduce l'entità della restrizione della diffusività con progressivo incremento dei valori di ADC.

Tale fase si accompagna ad edema vasogenico con richiamo di fluidi a livello interstiziale che si visualizzano come area di alterato segnale nelle sequenze T2 pesate. La fase cronica è caratterizzata da necrosi e coinvolgimento della sostanza bianca con demielinizzazione; questi fenomeni sono responsabili dell'iperintensità nelle sequenze T2 pesate e dell'incremento dei valori di ADC.

RM eseguita in acuto/all'esordio dei sintomi

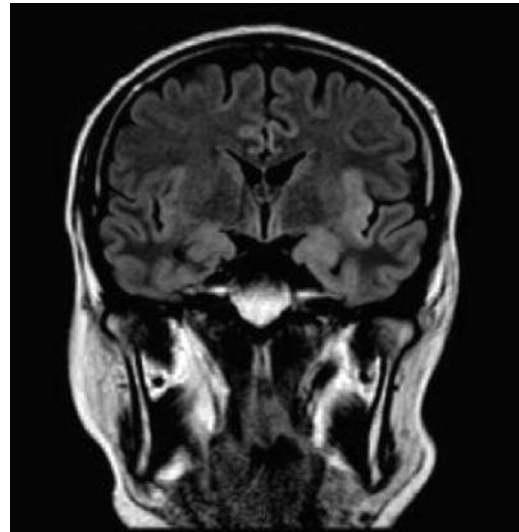


Fig. 4.1.1 Immagine coronale FLAIR. Sfumata iperintensità di segnale a carico delle sedi di restrizione della diffusività, in sede temporo-insulare sinistra.

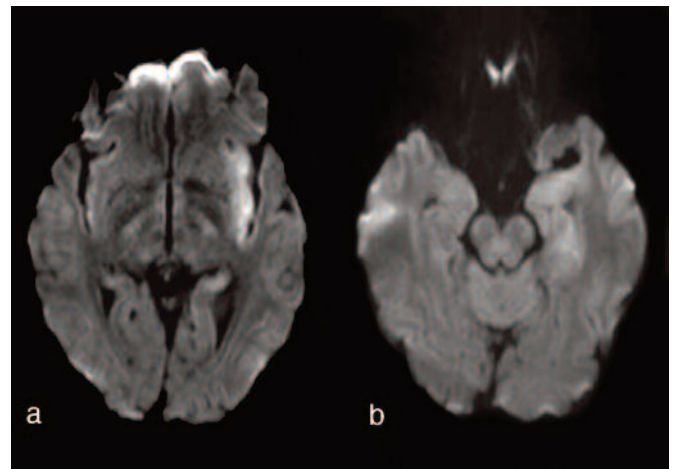


Fig. 4.1.2 a, b Immagini assiali DWI. Si documenta marcata restrizione della diffusione a carico del sistema limbico di sinistra in particolare a livello temporo-mesiale, ippocampale ed a livello della corteccia del lobo dell'insula. Le immagini DWI permettono una migliore visualizzazione dell'area patologica rispetto all'imaging convenzionale.

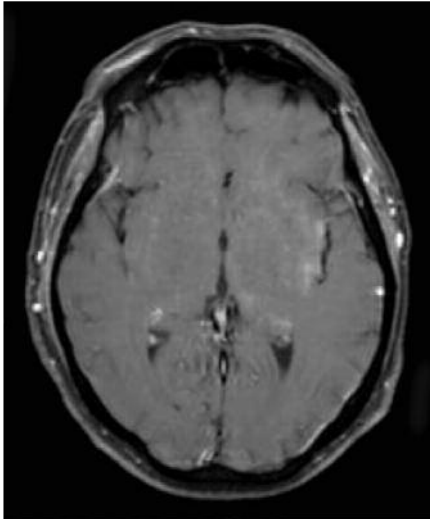


Fig. 4.1.3 Immagine assiale SE T1 SPIR tardiva acquisita a 7 minuti dalla somministrazione di MdC. Si apprezza tardiva e sfumata impregnazione di mezzo di contrasto a livello dell'insula.

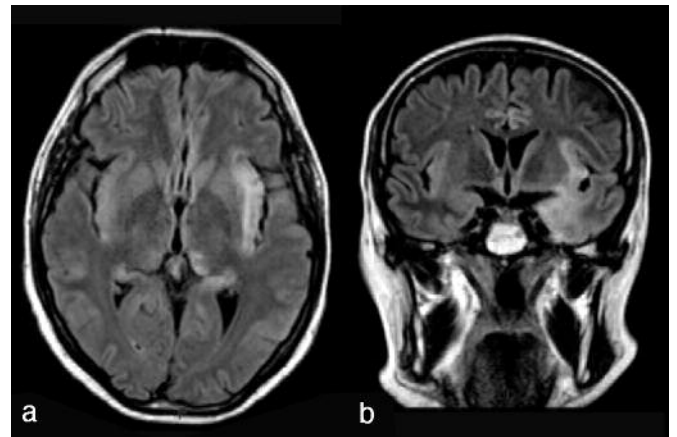


Fig. 4.1.5 a, b Immagini FLAIR assiale e coronale. Si osserva maggiore visualizzazione ed estensione del focolaio encefalitico sia in sede temporo-insulare sinistra che destra.

RM eseguita a 15 gg dall'esordio dei sintomi

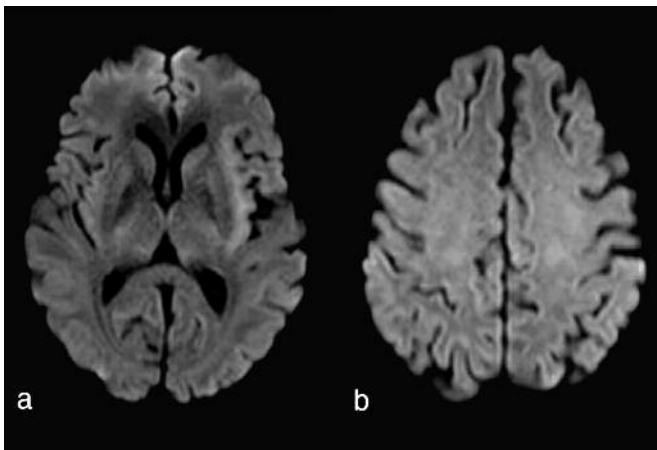


Fig. 4.1.4 a, b Immagini assiali DWI. Appare ridotta l'entità, rispetto al precedente esame RM, della restrizione della diffusività a carico delle aree descritte. Si evidenzia la comparsa di ulteriore iniziale area di restrizione della diffusività a carico della corteccia insulare di destra.

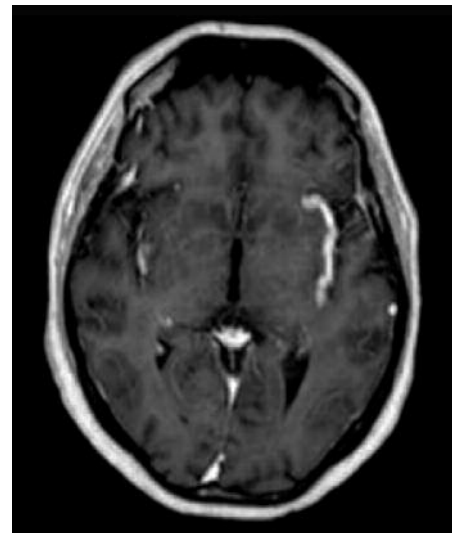


Fig. 4.1.6 Immagine SE T1 assiale con MdC. Dopo somministrazione a bolo di mdc è presente intensa impregnazione a carico della corteccia del lobo dell'insula di sinistra con presenza di sfumate aree di impregnazione a carico della corteccia insulare destra.

BIBLIOGRAFIA

1. – Karsen H. et al., Herpes simplex encephalitis Eastern J med, 2010; 15:34–39.
2. – Kiroglu Y., et al., Diffusion-weighted MR imaging of viral encephalitis, Neuroradiology 2006; 48:875-880.
3. – Kuker W. et al., Diffusion-weighted MRI in herpes simplex encephalitis: a report of three cases, Neurology 2004; 46: 122-125.
4. – Tsuchiya K. et al., Diffusion-weighted MRI of encephalitis. AJR 1999; 173:1097-1099.
5. – Skolderberg B, Herpes simplex encephalitis. Scand J Infect Dis Suppl. 1996; 100:8-13.

CASO 4.2

“Ascesso cerebrale in paziente di 38 anni HIV positivo che giunge in DEA con astenia, febbre e cefalea ingravescente”

A. Stecco, M. Lombardi, G. Di Nardo, A. Carriero

KEY NOTES

Gli ascessi cerebrali sono lesioni potenzialmente letali e sono suscettibili di trattamento conservativo medico, oppure chirurgico e entrambi. La presenza di una lesione con cerchione sottile e sferico che mostra marcato enhancement dopo somministrazione di mdc è altamente suggestiva, ma non specifica, per ascesso cerebrale dato che un ampio spettro di tumori, dai gliomi alle metastasi, possono presentarsi con le medesime caratteristiche all'esame RM.

Le caratteristiche delle lesioni ascessuali all'esame RM, variano in rapporto allo stadio della lesione.

Lo stadio iniziale dell'evento cerebritico si caratterizza per la presenza di una sfumata iperintensità nelle sequenze T2 pesate a livello sottocorticale, associata ad aree isointense nelle sequenze T1w in rapporto alla presenza di edema vasogenico.

La fase successiva si caratterizza per la presenza di suppurazione del “core” lesionale con presenza di un orletto sottile, ipointenso nelle sequenze T2w che presenta marcato enhancement dopo somministrazione di mdc.

Con l'ausilio delle sequenze pesate in diffusione e la ricostruzione di mappe di ADC è possibile differenziare gli ascessi piogenici da altre lesioni (necrosi tumorale etc.).

Nelle sequenze DWI la cavità ascessuale si presenta come un'area di elevata restrizione della diffusività che appare come omogeneamente iperintensa. Tale iperintensità di segnale caratteristica, è legata alla restrizione dei movimenti microscopici dell'acqua determinata dalla presenza di una matrice complessa costituita da proteine, cellule infiammatorie, detriti cellulari e pus. Tale reperto viene confermato dalla misurazione dei valori di ADC (Coefficiente di Diffusività Apparente), che campionato all'interno delle aree necrotiche mostra marcata riduzione dei valori in rapporto alla restrizione del movimento dell'acqua libera.

La diagnosi differenziale include l'ischemia acuta che appare anch'essa come area di restrizione della diffusività (iperintensa) nelle immagini in diffusione con riduzione dei valori di ADC.

La presenza di enhancement periferico nell'ischemia acuta è rara e i valori di ADC si modificano dopo 8 ore dall'evento. La presenza di una lesione caratterizzata da ring-enhancement con una porzione centrale ipointensa nelle immagini pesate in DWI (in assenza di restrizione della diffusione) ed incremento dei valori di ADC sono suggestivi per la presenza di un tumore necrotico, più frequentemente un glioma cerebrale o una metastasi.

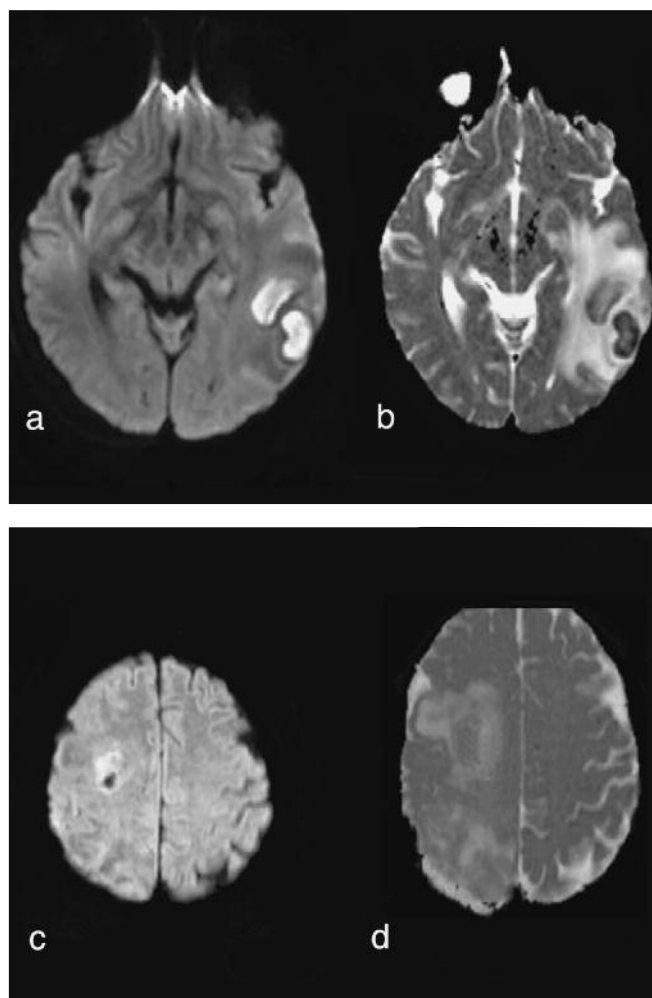


Fig. 4.2.1 a, b, c, d Immagini assiali DWI e mappe ADC assiali. **a)** evidenza di due aree patologiche di restrizione della diffusività a livello del lobo temporale sinistro e **(b)** rispettivo valore di ADC ($6.6 \times 10^{-3} \text{ mm}^2/\text{sec}$) corrispondenti a lesioni ascessuali. **c)** Immagini di un diverso paziente affetto da Glioblastoma Multiforme, nell'immagine DWI si apprezza a livello sottocorticale frontale a destra un'area di restrizione del segnale con presenza di “core” centrale ipointenso riferibile a necrosi intratumorale. **d)** Corrispondente mappa ADC assiale con relativo valore ($13 \times 10^{-3} \text{ mm}^2/\text{sec}$) più elevato.

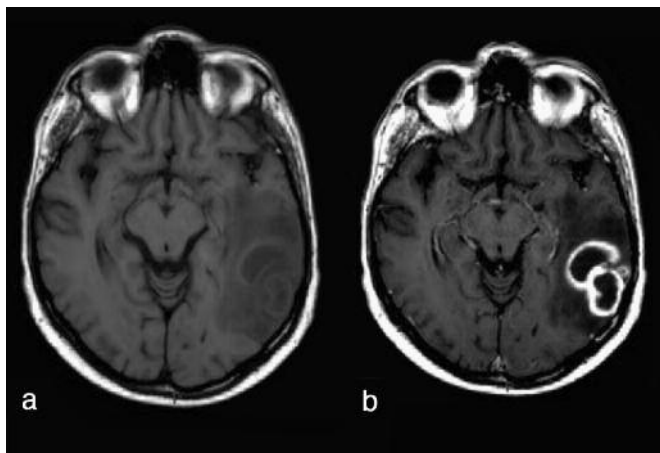


Fig. 4.2.2 a, b Immagini SE T1 ponderate senza e con somministrazione di MdC.

a) Le lesioni localizzate in sede temporale a sinistra appaiono nelle immagini T1 ponderate basali come aree ipointense circondate da cerchie iperintense. Le lesioni appaiono circondate da diffusa ipointensità del parenchima limitrofo riferibile ad edema vasogenico.

b) Le immagini ponderate in T1 acquisite dopo somministrazione di MdC documentano marcata impregnazione dell'anello periferico.

CASO 4.3

“Paziente sottoposta a revisione della cavità uterina per interruzione terapeutica di gravidanza che a 12 ore dall'intervento presenta la comparsa di disartria e diplopia divergente”

A. Stecco, M. Lombardi, G. Di Nardo, A. Carriero

KEY NOTES

La principale applicazione dell'imaging pesato in diffusione è la ricerca di lesioni ischemiche in fase iperacuta, fase nella quale le sequenze RM convenzionali T2 pesate FLAIR risultano negative o dubbie.

Il “primum movens” che innesca la cascata di eventi è la riduzione dell'apporto ematico per cui si rendono indisponibili substrati essenziali al metabolismo cerebrale.

Nell'ictus acuto la diffusibilità dell'acqua è ridotta per l'intervento di fenomeni diversi, tra cui lo spostamento di acqua dal compartimento extra- a quello intra-cellulare dovuto all'alterazione della pompa Na^+/K^+ di membrana. Lo spazio intra-cellulare contiene organelli e macromolecole (barriere biologiche) che limitano i movimenti dell'acqua. Inoltre, il rigonfiamento cellulare riduce lo spazio interstiziale ed ostacola anche i movimenti del-

BIBLIOGRAFIA

1. – Ebisu T. et al., Discrimination of brain abscess from necrotic or cystic tumors by diffusion-weighted echo planar imaging. *Magn Reson Imaging*, 1996; 14:1113-1116
2. – Desprechins B. et al., Use of Diffusion-Weighted MR imaging in differential Diagnosis between Intracerebral Necrotic Tumors and Cerebral Abscesses, *AJNR* 1999; 20:1252-1257.
3. – Lutsep HL. et al., Clinical utility of diffusion resonance imaging in the assessment of ischemic stroke, *Ann Neurol* 1997; 41: 574-580.
4. – Tien RD. et al., MR imaging of high-grade cerebral gliomas: value of diffusion-weighted echoplanar pulse sequences. *AJR Am J Roentgenol* 1994; 162: 671-677.

l'acqua extracellulare. Questa fase di edema citotossico determina un aumento focale dell'intensità del segnale per cui in DWI le aree di infarto acuto si differenziano chiaramente, in quanto iperintense, dal tessuto normale. Il particolare la sensibilità della diffusione nel documentare una lesione ischemica entro 6 ore dall'inizio dei sintomi è approssimativamente del 90%; i falsi negativi sono dovuti a lesioni piccole (delle dimensioni millimetriche) e/o lesioni localizzate a livello del tronco encefalico.

Inoltre, nello studio dell'ischemia cerebrale, di particolare importanza risulta la valutazione delle mappe del coefficiente apparente di diffusione (ADC). In questo caso strutture con una più veloce diffusione saranno chiare e brillanti mentre quelle a bassa diffusione più scure.

L'ADC va incontro ad una transitoria e precoce riduzione nelle primissime fasi dell'ischemia.

Questa transitoria riduzione dei valori di ADC è per definizione reversibile. Un più spiccato decremento nella diffusibilità avviene nel tessuto ischemico quando i livelli di ATP si riducono ulteriormente con un blocco delle pompe ioniche che porta ad un netto influsso di acqua dallo spazio extracellulare a quello intracellulare (edema citotossico). Tali modificazioni, che rappresentano le prime fasi dei processi ischemici, possono essere individuate dalla DWI entro 15-30 minuti dall'ischemia ed in tali fasi le regioni con minore riduzione di ADC possono es-

sere salvate con una precoce ri-perfusione.

Lesioni recenti su base ischemica possono essere facilmente differenziate da progressi infarti in DWI mentre tale diagnosi differenziale è praticamente impossibile se si utilizzano solo le sequenze di RM convenzionale. Nelle immagini T2 pesate l'area di iperintensità relativa all'ischemia può essere apprezzata solo dopo parecchie ore, quando compare l'edema vasogenico. L'area di iperintensità in T2, compatibile con una lesione cerebrovascolare ischemica, non fornisce indicazioni sul tempo di insorgenza della lesione. L'iperintensità in DWI, al contrario, è già apprezzabile dopo minuti dall'ischemia e non è più apprezzabile dopo circa due settimane dall'evento ischemico. Inoltre, una riduzione dell'ADC è documentabile solo nei primi giorni dall'ictus, mentre successivamente, con il verificarsi della necrosi massiva che comporta un aumento dell'acqua extracellulare, l'ADC tende ad aumentare fino ad essere superiore a quella del tessuto sano.

Le immagini in DWI forniscono quindi una "fotografia" immediata dell'entità del danno indotto dall'ischemia in una fase estremamente precoce.



Fig. 4.3.1 TC eseguita in urgenza all'esordio della sintomatologia. Si apprezza aspetto iperdenso del "top" dell'arteria basilare.

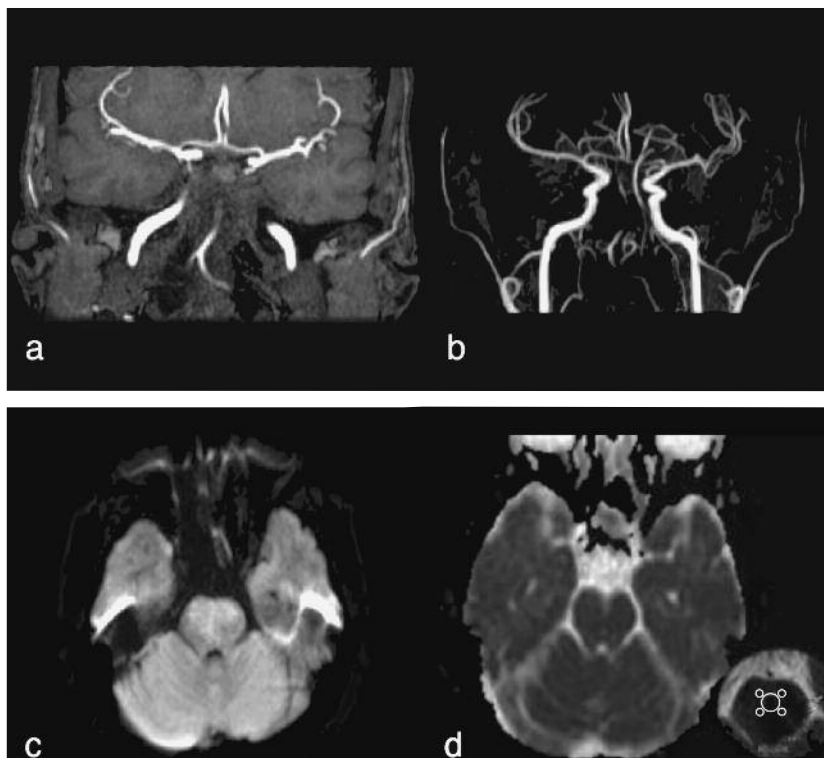


Fig. 4.3.2 Esame eseguito a 3 ore dall'insorgenza dei sintomi nella "fase iperacuta" a), b), c), d).

a)-b) Angio-Rm dei vasi intracranici eseguita con tecnica TOF e relative ricostruzioni MInip (6 mm) coronali e ricostruzioni MRP documentano occlusione trombotica del terzo-medio distale dell'arteria basilare estesa sino ai tratti P1 prossimali delle arterie cerebrali posteriori.

c) Immagini assiali DWI (b=1000) e (d) mappe ADC assiali.

Nell'immagine DWI (c) si apprezza blanda restrizione della diffusività tissutale a livello della porzione prossimale del mesencefalo, reperto compatibile con edema citotossico del tessuto nervoso da sofferenza ischemica in fase iperacuta.

La corrispondente mappa ADC (d) in assiale documenta, a tale livello, riduzione dei valori di coefficiente di diffusione apparente.

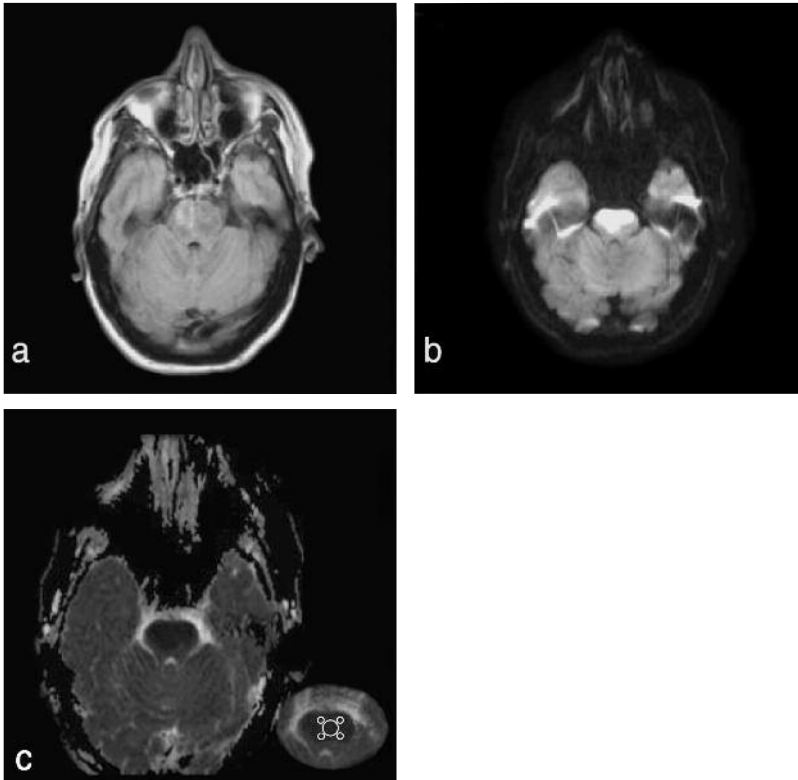


Fig. 4.3.3 Esame RM eseguito a 24 ore dall'insorgenza della sintomatologia e primo bolo di Alteplase.

Immagini assiali **(a)** FLAIR, **(b)** – DWI (b=1000) e **(c)** mappe ADC assiali.

a) Immagine assiale FLAIR documenta la comparsa di sfumata iperintensità di segnale a livello del passaggio ponto-mesencefalico.

Nelle immagini DWI **(b)** appare maggiormente evidente l'area di restrizione della diffusione in corrispondenza del passaggio ponto-mesencefalico, interessante la sua metà anteriore ed estensione bilaterale con reperto più evidente a destra.

c) Marcata restrizione della diffusione con riduzione dell'ADC in sede lesionale.

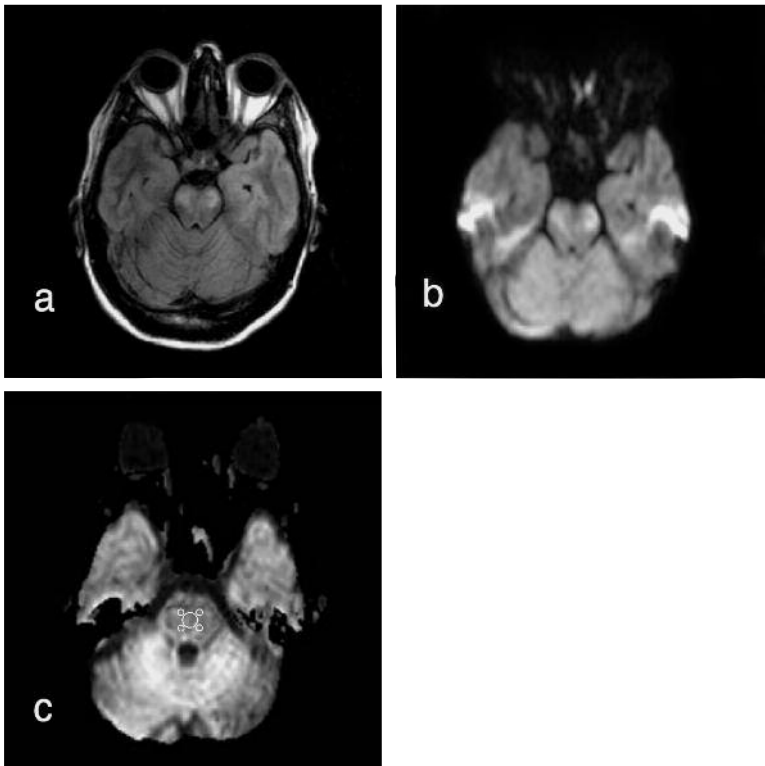


Fig. 4.3.4 Esame RM eseguito a 15 giorni dalla comparsa della sintomatologia.

a) Immagine assiale FLAIR documenta maggiore aspetto iperintenso a livello di entrambi i peduncoli cerebrali.

b)-c) – Immagini assiali DWI (b=1000) e **(c)** mappe ADC assiali (eADC con visione invertita rispetto alla visualizzazione ADC tradizionale, per incrementare la visibilità delle differenze di intensità).

Nelle immagini in DWI **(b)** appare meno evidente la restrizione della diffusività a livello del passaggio ponto-mesencefalico e nella mappa ADC assiale **(c)** si apprezza lieve incremento dei valori di ADC ($1.4 \times 10^{-3} \text{ mm}^2/\text{sec}$).

BIBLIOGRAFIA

1. – Schlaug G, et al., Time course of apparent diffusion coefficient (ADC) abnormality in human stroke. *Neurology* 1997; 49: 113-119.
2. – Baird AE, et al., Enlargement of human cerebral ischemic lesion volumes measured by diffusion-weighted magnetic resonance imaging. *Ann Neurol* 1997; 41: 581-589.
3. – Pantano P, et al., Delayed increase in infarct volume after cerebral ischemia. Correlations with thrombolytic treatment and clinical outcome. *Stroke* 1999; 30: 502-507.
4. – Warach S, et al., Fast magnetic resonance diffusion-weighted imaging of acute human stroke. *Neurology* 1992; 42: 1717-1723.
5. – Scarabino T, et al., Progressi in RM – Studio di diffusione, perfusione e imaging funzionale - Idelson Gnocchi 2001.

CASO 4.4

“Paziente affetto da linfoma non-Hodgkin B giunge in DEA per insorgenza di ipostenia arto superiore destro e rallentamento ideomotorio”

A. Stecco, M. Lombardi, G. Di Nardo, A. Carriero

KEY NOTES

La leucoencefalopatia progressiva multifocale è una rara patologia demielinizante del sistema nervoso centrale. È legata alla riattivazione di un papovavirus il JC virus che, ubiquitario nell'organismo, che si riattiva e diventa patogeno in condizioni di grave immunosoppressione determinata da patologie del sistema immunitario (linfomi o leucemie), iatrogena da terapie immunosoppressive o mediata da altri agenti patogeni (HIV nei pazienti affetti da AIDS). Il quadro clinico è caratterizzato dalla presenza di un progressivo declino delle funzioni cognitive associato a deficit neurologici dell'attività motoria o visiva. La diagnosi è essenzialmente clinica, supportata dall'imaging neuro radiologico e dai test quantitativi liquorali della PCR (Polymerase Chain Reaction). Le aree più interessanti sono la sostanza bianca dei centri semiovali anche se in circa un terzo dei pazienti vi è un interessamento della fossa cranica posteriore. Il virus JC colpisce selettivamente gli oligodendrociti causando la citolisi con conseguente perdita di mielina. Studi neuropatologici

hanno evidenziato che all'interno della stessa lesione coesistono differenti stadi di demielinizzazione della sostanza bianca infatti sia nelle lesioni più datate che nel “core” delle lesioni recenti si riscontra una quasi totale perdita di mielina ed un danno assonale con allargamento degli spazi extracellulari. La porzione più periferica delle lesioni sembra invece essere costituita da oligodendrociti con inclusioni intranucleari e mielina parzialmente distrutta, con relativo risparmio degli assoni e si presenta come bordo lesionale tipicamente digitato. A dispetto di tale eterogeneità istopatologica, le modificazioni di segnale RM, con tecnica convenzionale, che caratterizzano la PML sono relativamente omogenee: le aree patologiche si presentano come omogeneamente ipointense in T1 ed iperintense in T2 indipendentemente dalla fase evolutiva della lesione, risultato dell'alterato rapporto tra contenuto di mielina ed acqua.

In diffusione l'area patologica appare come un'area di restrizione della diffusività, iperintensa, corrispondente ai margini della lesione in rapporto all'edema citotossico ed un'area centrale di ipointensità.

Le mappe ADC permettono di correlare lo stadio della lesione con il segnale della stessa in DWI/ADC. In fase acuta l'area di accrescimento della lesione è inizialmente caratterizzata da basso segnale in ADC (edema citotossico) che nelle successive fasi tende ad aumentare, quadro riferibile all'edema vasogenico ed alla riparazione gliotica. Dopo somministrazione di contrasto raramente si verifica impregnazione di mdc, data l'integrità della barriera emato-encefalica trattandosi di riattivazione di un virus già presente a livello del SNC.

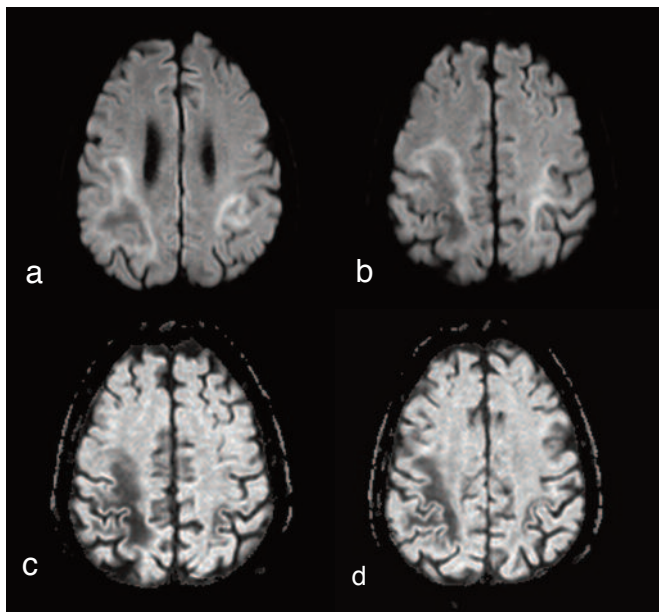


Fig. 4.4.1 **a, b** Immagini assiali DWI ($b=1000$): in corrispondenza della sostanza bianca cortico-sottocorticale fronto-parietale a carico di entrambi gli emisferi, multiple aree di disomogenea restrizione della diffusività caratterizzate da una porzione più periferica a più alto segnale da una zona centrale con basso segnale in rapporto a substrato necrotico. **c, d** Relative mappe ADC (eADC) assiali documentano incremento dei valori in corrispondenza delle alterazioni descritte ($8.2 \times 10^{-3} \text{ mm}^2/\text{sec}$).

BIBLIOGRAFIA

1. – Mader I, et al., Progressive multifocal leukoencephalopathy. *Neurol Clin* 2003; 2; 299-313.
2. – Bergui M, et al., Progressive multifocal leukoencephalopathy: diffusion-weighted imaging and pathological correlations. *Neuroradiol* 2004; 46: 22-25.

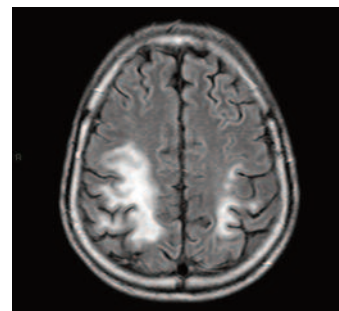


Fig. 4.4.2 Immagine assiale FLAIR documenta iperintensità di segnale delle multiple alterazioni di segnale descritte in DWI.

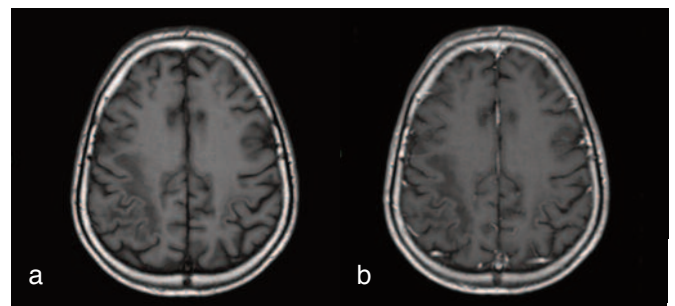


Fig. 4.4.3 Immagini Spin Echo T1 pesate basali (**a**) e acquisite dopo somministrazione di MdC (**b**). Nelle sequenze T1 basali le alterazioni di segnale descritte appaiono ipointense e dopo somministrazione di contrasto non presentano evidente enhancement. Il sospetto di PML è stato poi confermato dai test quantitativi liquorali della PCR.

3. – Arbusow V. et al., Contrast enhancement in progressive multifocal leukoencephalopathy: a predictive factor for long term survival? 2000; *J Neurol*; 247: 306-308
4. – Scarabino T. et al, Progressi in RM – Studio di diffusione, perfusione e imaging funzionale Idelson Gnocchi, Napoli, 2001.

CASO 5.1

“Residuo patologico a livello dello spazio vascolare di destra in un paziente sottoposto a trattamento radioterapico e a 3 cicli di chemioterapia per un carcinoma squamocellulare rinofaringeo esteso profondamente allo spazio parafaringeo pre- e post-stiloideo di destra. Il tumore primitivo non è più riconoscibile per risposta completa alla terapia antiblastica”

A. Saponaro, P. Amatuzzo, G. Di Nardo, A. Carriero

KEY NOTES

Il carcinoma squamocellulare é una delle neoplasie che più frequentemente colpisce il distretto testa-collo.

Il carcinoma rinofaringeo cresce per infiltrazione o per espansione. L'infiltrazione é spesso predominante e i pazienti possono presentare sintomi correlati alla compressione da parte del tumore verso le strutture anatomiche adiacenti.

Tumori che originano dalla parte postero-laterale del rinofaringe, invadono lo spazio parafaringeo, infiltrando lo spazio pterigoideo, i muscoli pterigoidei, e i nervi linguiali, alveolari inferiori e auricolo-temporali.

Negli stadi avanzati, possono essere coinvolti lo spazio post-pterigoideo, la vena giugulare interna, l'arteria carotidea e i nervi cranici compresi tra il IX e il XII. Anche l'estensione tumorale inferiore lungo le pareti orofaringee costituisce un modello di crescita tumorale comune, spesso associata alla presenza di linfonodi retrofaringei.

Nella maggior parte dei casi, la diagnosi di tumore rinofaringeo viene formulata in stadio avanzato. Pertanto, una corretta stadiazione ed un adeguato piano di trattamento richiedono esami di diagnostica per immagini. La TC e la RM vengono impiegate per la valutazione dell'estensione di malattia e per valutare il coinvolgimento linfonodale. La RM ha maggiore accuratezza diagnostica della TC per la valutazione dell'interessamento dei tessuti parafaringei e per la “detection” linfonodale. La RM in diffusione rappresenta un approccio promettente e non invasivo per il riconoscimento della malattia residua dopo il trattamento radioterapico. Le sequenze pesate in diffusione aumentano l'accuratezza diagnostica dell'imaging RM convenzionale nella detection e nella caratterizzazione del residuo o della recidiva di malattia. In

particolare il calcolo del coefficiente di diffusione apparente aiuta a discriminare le alterazioni flogistico-cicatriziali post-attiniche dai foci di malattia residua.

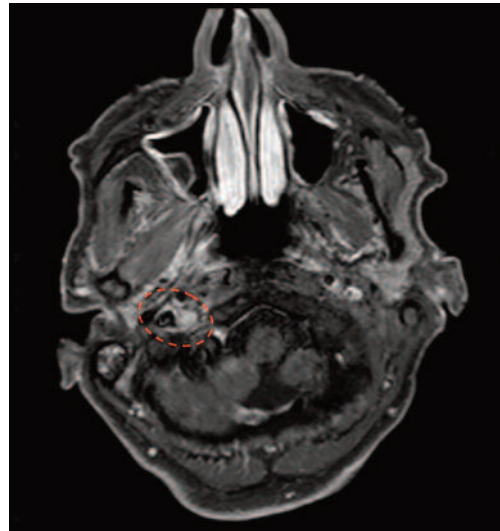


Fig. 5.1.1 Sequenza FSE T1 SPIR acquisita sul piano assiale dopo somministrazione ev. a bolo di MdC.

A livello dello spazio vascolare di destra si riscontra la presenza di tessuto caratterizzato da intenso ed omogeneo contrast-enhancement (racchiuso nell'ovale tratteggiato).

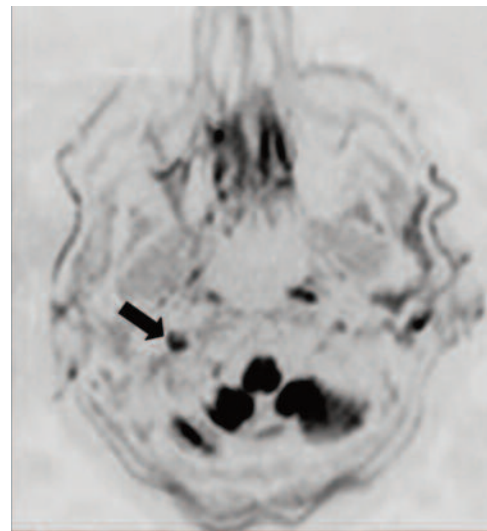


Fig. 5.1.2 Sequenza pesata in Diffusione, acquisita con *b-factor* pari a 800 s/mm² sul piano assiale.

Grazie all'abbattimento dei tessuti normali (isotropici) circostanti viene ben evidenziato il residuo patologico come area di ipersegnale, indicata dalla freccia nera.

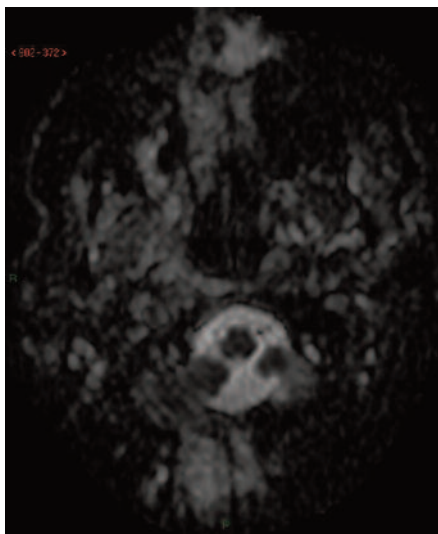


Fig. 5.1.3 Mappa ADC.

L'analisi quantitativa del segnale documenta valori medi di ADC bassi (inferiori ad $1 \times 10^{-3} \text{ mm}^2/\text{sec}$), compatibili con presenza di malattia residua.

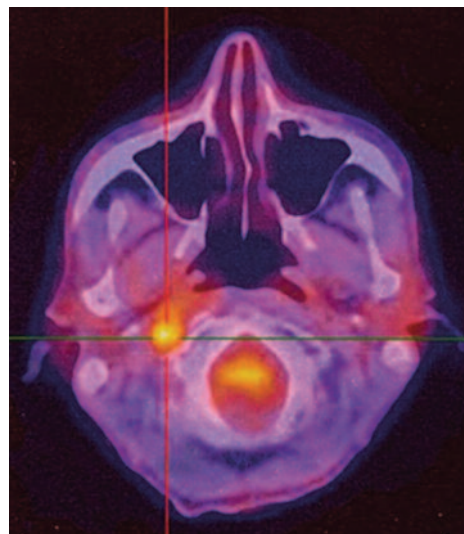


Fig. 5.1.4 Scansione TC-PET. Patologica concentrazione del radiofarmaco nella sede del residuo patologico evidenziato dall'esame RM.

BIBLIOGRAFIA

1. – Parkin DM et al., Cancer Incidence in Five Continents, IARC 2002; Lyon: Vol. VIII.
2. – Mendenhall WM et al., Nasopharynx. In: Million RR, Cassisi NJ, editors. Management of head and neck cancer: a multidisciplinary approach. 2nd ed. Philadelphia: Lippincott Company; 1994.
3. – Kwong D et al., The effect of loco-regional control on distant metastatic dissemination in carcinoma of the nasopharynx: an analysis of 1301 patients, Int J Radiat Oncol Biol Phys 1994; 30: 1029-1036.
4. – Cheung YK, Sham J, Cheung YL, Chan FL. Evaluation of skull base erosion in nasopharyngeal carcinoma: comparison of plain radiography and computed tomography, Oncology 1994; 51: 42-46.
5. – Sham JS, Wei WI, Nicholls J, Chan CW, Choy D. Extent of nasopharyngeal carcinoma involvement inside the nasopharynx. Lack of prognostic value on local control, Cancer 1992; 69: 854-859.
6. – Abdel RA et al., Role of diffusion-weighted MR imaging in assessing malignant versus benign skull-base lesions, Radiol Med 2011; 116:125-132.

CASO 5.2

“Follow-up dopo 6 mesi dal trattamento combinato, chemio-radioterapico di un paziente portatore di carcinoma squamocellulare rinofaringeo esteso al clivus sfenoidale. Il tumore primitivo non è più riconoscibile per risposta completa alla terapia antiblastica. Permane alterazione di segnale a livello del clivus sfenoidale e del basi-occipite, senza evidenza di patologica restrizione del pattern di diffusività tissutale né di anomale captazioni del radiofarmaco all'esame TC-PET successivamente eseguito. Si trattava di alterazioni flogistico-cicatrizziali post-attiniche senza evidenza di foci attivi di malattia scheletrica”

A. Saponaro, P. Amatuzzo, G. Di Nardo, A. Carriero

KEY NOTES

Il carcinoma a cellule squamose (HNSCC) della testa e del collo, al momento della diagnosi, si presenta solitamente come malattia loco regionale, pertanto la chirurgia e la chemio-radioterapia (CRT), risultano le opzioni di trattamento primario. Una mancata risposta al trattamento è legato principalmente alla recidiva loco-regionale, mentre le metastasi a distanza si verificano meno di frequente. Per aumentare le possibilità che il trattamento possa essere curativo, il follow-up post-trattamento dovrebbe permettere l'individuazione della malattia recidivante o persistente il più precocemente possibile.

L'imaging convenzionale con la RM ha un'accuratezza diagnostica limitata nel riconoscimento delle recidive da HNSCC dopo radioterapia; il tessuto residuo può infatti presentare caratteristiche di segnale e pattern di impregnazione aspecifici e del tutto sovrapponibili alle alterazioni flogistico-cicatrizziali post-attiniche. La RM in diffusione permette di caratterizzare i tessuti dal punto di vista microstrutturale e, pertanto, risulta essere un approccio innovativo nella diagnostica per immagini oncologica. Il contrasto tissutale in tale metodica di imaging si basa alla diversa mobilità che le molecole d'acqua hanno nei diversi tessuti. I tessuti ipercellulari determinano una restrizione del pattern di diffusività tissutale maggiore rispetto a quelli ipocellulari.

Utilizzando diversi valori di *b-factor*, la perdita del segnale osservata può essere quantificata utilizzando il coefficiente di diffusione apparente (ADC); il tessuto

ipercellulare, come quello tumorale, avrà bassi valori di ADC. Molti studi hanno mostrato una correlazione tra intensità di segnale in DWI ed il valore di ADC con la cellularità tumorale. I cambiamenti indotti dalla terapia radiante nel tessuto non tumorale come edema, infiammazione, fibrosi e necrosi determinano una bassa cellularità, nettamente inferiore alla cellularità del tumore recidivante o persistente. Queste caratteristiche biologiche si riflettono sul coefficiente di diffusione apparente, nettamente più basso nei residui patologici, più alto nelle alterazioni post-attiniche senza foci di malattia residua/recidiva.

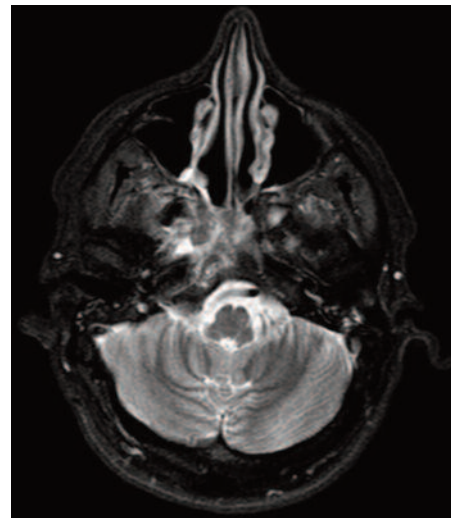


Fig. 5.2.1 Sequenza FSE T2 STIR acquisita sul piano assiale. A livello del clivus sfenoidale si riscontra disomogenea alterazione di segnale con fronte d'avanzamento posteriore verso il basi-occipite.

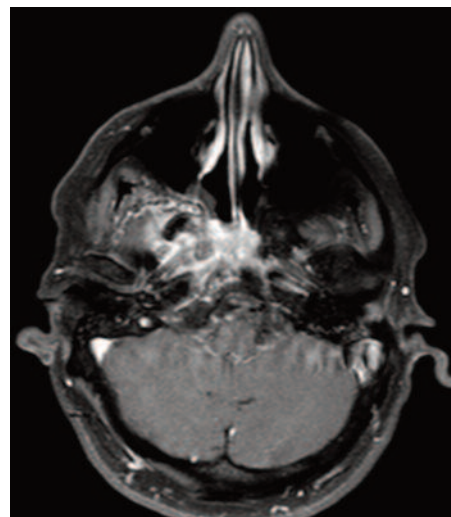


Fig. 5.2.2 Sequenza FSE T1 SPIR acquisita sul piano assiale dopo somministrazione ev. a bolo di MdC. A livello dell'alterazione ossea si riscontra intenso e disomogeneo contrast-enhancement.



Fig. 5.2.3 Sequenza pesata in Diffusione, acquisita con *b-factor* pari a 800 s/mm^2 sul piano assiale. In corrispondenza del clivus sfenoidale non si riscontra patologico segnale di diffusione.

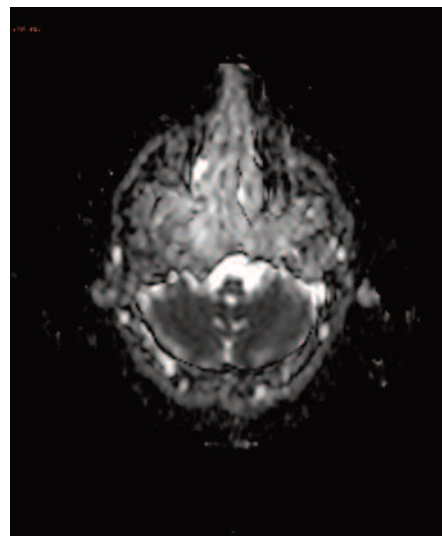


Fig. 5.2.4 Mappa ADC. L'analisi quantitativa del segnale documenta valori medi di ADC elevati (superiori a $2 \times 10^{-3} \text{ mm}^2/\text{sec}$), compatibili con assenza di malattia residua.

BIBLIOGRAFIA

1. – Ang, J et al., Concomitant boost radiation plus concurrent cisplatinium for advanced head and neck carcinomas: Radiation Therapy Oncology Group Phase II trial 99–14, *J Clin Oncol* 23 2005; 3008–3015.
2. – Kaanders JH et al., ARCON: Experience in 215 patients with advanced head-and-neck cancer, *Int J Radiat Oncol Biol Phys* 52 2002; 769–778.
3. – El-Deiry M et al., Long-term quality of life for surgical and nonsurgical treatment of head and neck cancer, *Arch Otolaryngol Head Neck Surg* 131 2005; 879–885.
4. – Melhem ER et al., Diffusion tensor MR imaging of the brain: Effect of diffusion weighting on trace and anisotropy measurements, *AJNR* 21 2000; 1813–1820.
5. – Wang JS et al., Head and neck lesions: Characterization with diffusion-weighted echo-planar MR imaging, *Radiology* 220 2001; 621–630.
6. – Sumi M et al., Discrimination of metastatic cervical lymph nodes with diffusion-weighted MR imaging in patients with head and neck cancer, *AJNR* 24 2003; 1627–1634.

CASO 5.3

“Metastasi di carcinoma squamocellulare epifaringeo a livello del clivus sfenoidale”

A. Saponaro, P. Amatuzzo, G. Di Nardo, A. Carriero

KEY NOTES

La storia naturale del carcinoma rinofaringeo dipende dalla crescita tumorale locale e dal potenziale di metastatizzazione.

Nei casi in cui il carcinoma rinofaringeo origini dalla parete postero-superiore, le metastasi tendono a invadere e distruggere la base cranica (25-35% dei casi). La diffusione tumorale intracranica può avvenire sia per estensione diretta o per diffusione attraverso il foro lacero che dà accesso al seno cavernoso.

Nella regione testa-collo, la DWI è utile per caratterizzare e differenziare le patologie benigne e maligne, valutare il cambiamento indotto nei tessuti dal trattamento, specialmente dopo chemio-radioterapia, e valutare le recidive di malattia. I valori di ADC derivano dalla combinazione di 2 o 3 *b-factor* (ad esempio, 0, 500 e 1000 s/mm²), calcolati assumendo che il decadimento dell'intensità del segnale sia una funzione mono-esponenziale.

Studi recenti hanno dimostrato che il valore medio di ADC dei tumori maligni è in media pari a $1 \pm 0,21 \times 10^{-3}$ mm²/s e quello delle lesioni benigne pari a $1,63 \pm 0,29 \times 10^{-3}$ mm²/s. La scelta del cut-off di ADC pari a $1,3 \times 10^{-3}$ mm²/s per differenziare i tumori benigni dai maligni ha dato i migliori risultati, con una accuratezza del 94%, una sensibilità del 94%, una specificità del 93%, un valore predittivo positivo del 93%, un valore predittivo negativo del 94 e un'area sotto la curva di 0,932.

In pazienti già trattati, con riscontro al follow-up di localizzazione secondaria di malattia, è possibile differenziare la recidiva dalla metastasi calcolando i valori di ADC e confrontandoli con quelli della lesione primitiva: la metastasi presenta infatti valore di ADC molto simili a quelli della malattia di base.

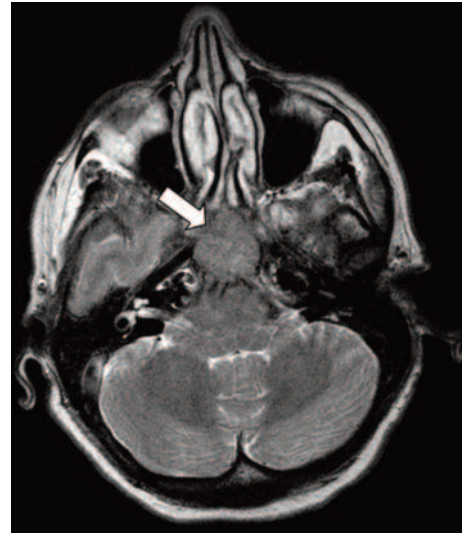


Fig. 5.3.1 Sequenza FSE T2 acquisita sul piano assiale. A livello del clivus sfenoidale (freccia bianca) si riscontra patologica alterazione di segnale con deformazione dei margini ossei che assumono aspetto “bombato”.

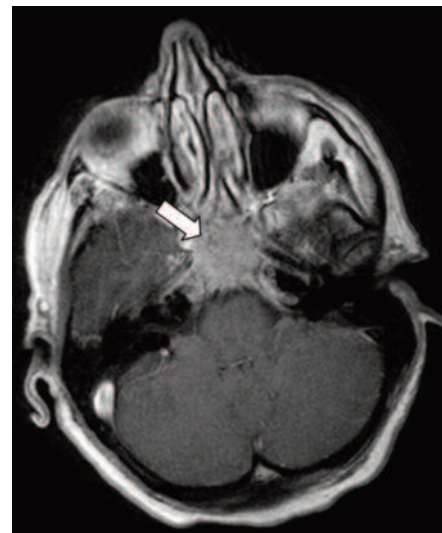


Fig. 5.3.2 Sequenza FSE T1 acquisita sul piano assiale dopo somministrazione ev. a bolo di MdC. A livello dell'alterazione ossea si riscontra intenso e omogeneo contrast-enhancement (freccia bianca).

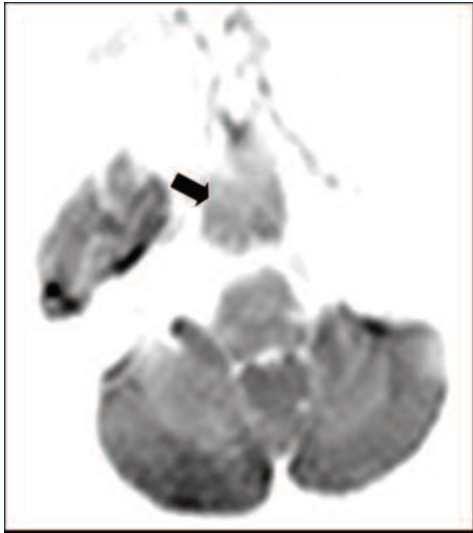


Fig. 5.3.3 Sequenza pesata in Diffusione, acquisita con b-factor pari a 800 s/mm^2 sul piano assiale. In corrispondenza del clivus sfenoidale si riscontra patologico segnale di diffusione (freccia nera).

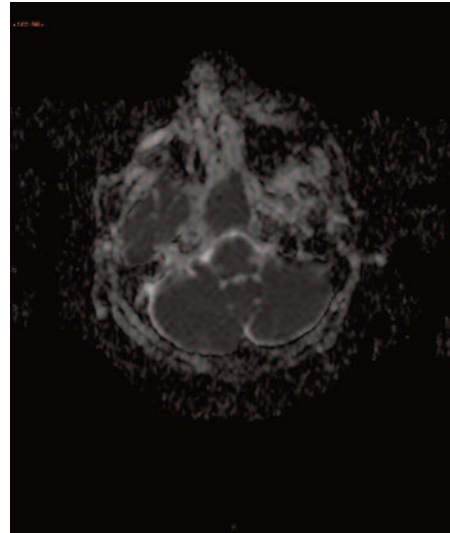


Fig. 5.3.4 Mappa ADC. L'analisi quantitativa del segnale documenta valori medi di ADC bassi (nettamente inferiori a $1 \times 10^{-3} \text{ mm}^2/\text{sec}$), compatibili con metastasi scheletrica del tumore primitivo.

BIBLIOGRAFIA

1. – Mendenhall WM et al., Nasopharynx. In: Million RR, Cassisi NJ, editors. Management of head and neck cancer: a multidisciplinary approach. 2nd ed. Philadelphia: Lippincott Company; 1994.
2. – Vandecaveye V et al., Detection of head and neck squamous cell carcinoma with diffusion weighted MRI after (chemo)radiotherapy: correlation between radiologic and histopathologic findings. *Int J Radiat Oncol Biol Phys* 2007;67: 960–971.
3. – Abdel Razek AA et al., Role of diffusion-weighted echo-planar MR imaging in differentiation of residual or recurrent head and neck tumors and posttreatment changes. *AJNR Am J Neuroradiol* 2007;28: 1146–1152.
4. – Vandecaveye V et al., Evaluation of the larynx for tumour recurrence by diffusion-weighted MRI after radiotherapy: initial experience in four cases. *Br J Radiol* 2006;79: 681–687.
5. – Jansen JF et al., Non-gaussian analysis of diffusion-weighted MR imaging in head and neck squamous cell carcinoma: A feasibility study. *AJNR Am J Neuroradiol*. 2010 ;31(4):741-748.
6. – Abdel RA et al., Role of diffusion-weighted MR imaging in assessing malignant versus benign skull-base lesions, *Radiol Med* 2011; 116:125-132.

CASO 5.4
“Singola localizzazione ossea tecale di mieloma”

A. Saponaro, P. Amatuzzo, G. Di Nardo, A. Carriero

KEY NOTES

Il mieloma è la più comune neoplasia maligna delle cellule B.

Tale patologia determina in differenti fasi l’infiltrazione del midollo osseo da parte delle plasmacellule, la produzione e l’accumulo aberrante di immunoglobuline monoclonali, la comparsa di lesioni osteolitiche, la disfunzione renale ed una generale compromissione del sistema immunitario.

Nonostante la disponibilità di nuovi agenti terapeutici, il mieloma rimane nella maggior parte dei casi una malattia incurabile.

Le raccomandazioni attuali per iniziare il trattamento sono determinate principalmente dall’estensione della malattia nel midollo osseo (il sito primario di malattia) o lo sviluppo di danno d’organo (ad esempio insufficienza renale, mielosoppressione, e / o presenza di lesioni osteolitiche). Pertanto, un’accurata valutazione dell’estensione della malattia rimane un fattore importante nel gestire l’intervento terapeutico.

La diagnosi si basa su parametri laboratoristici in associazione con la biopsia del midollo osseo, che forniscono informazioni sulla paraproteinemica, l’infiltrazione del midollo osseo e le lesioni osteolitiche. Queste ultime sono presenti in circa l’80% dei pazienti provocando un alto rischio di fratture patologiche, ipercalcemia e dolore osseo.

Lo studio di primo livello delle lesioni osteolitiche si basa sull’imaging radiografico convenzionale. In caso questi risultati negativi o dubbiosi, con persistenza della sintomatologia, si prosegue l’iter con la TC o la RM.

Una tecnica relativamente nuova è rappresentata dalla whole-body MRI ponderata in diffusione, soprattutto nella stadiazione, nel monitoraggio della risposta alla terapia o la rilevazione di lesioni ossee.

Tale metodica, infatti, migliora la detection delle lesioni ossee, anche di piccole dimensioni e fornisce ulteriori informazioni biologiche grazie al calcolo del coefficiente di diffusione apparente. Il riscontro della prima lesione osteolitica è un momento cruciale, che cambia l’approccio terapeutico al paziente. E’ ormai riconosciuto che la radiografia dello scheletro in toto non consente di riconoscere lesioni di piccole dimensioni. Le sequenze di RM

pesate in diffusione facilitano il riconoscimento di lesioni anche millimetriche. A livello delle lesioni osteolitiche si verificano fenomeni di citolisi con frammentazione membranaria; ciò determina una riduzione della libera diffusività molecolare e si esprime con un ipersegnale nelle immagini pesate in diffusione e con una riduzione del coefficiente di diffusione apparente.

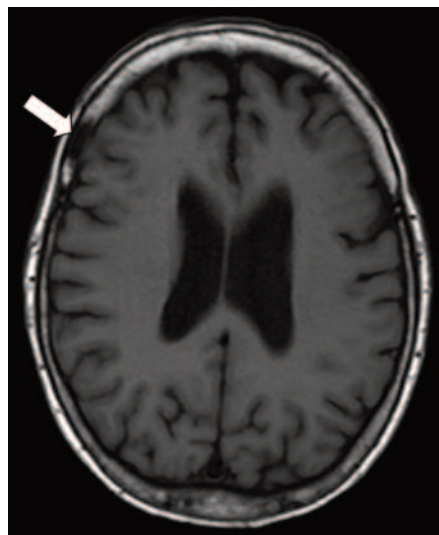


Fig. 5.4.1 Sequenza FSE T1 acquisita sul piano assiale. A livello della teca cranica (freccia bianca) in regione frontale sinistra si riscontra area nettamente ipointensa.

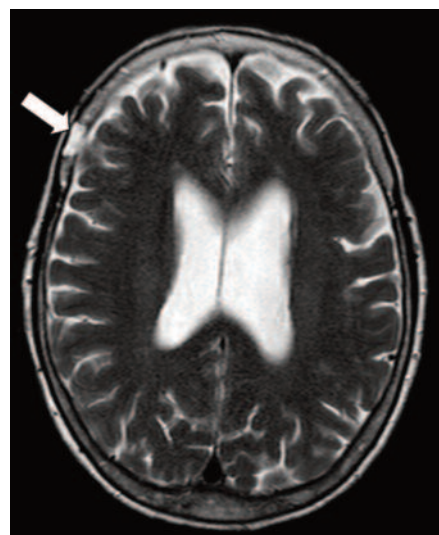


Fig. 5.4.2 Sequenza FSE T2 acquisita sul piano assiale. La lesione (freccia bianca) presenta segnale elevato.

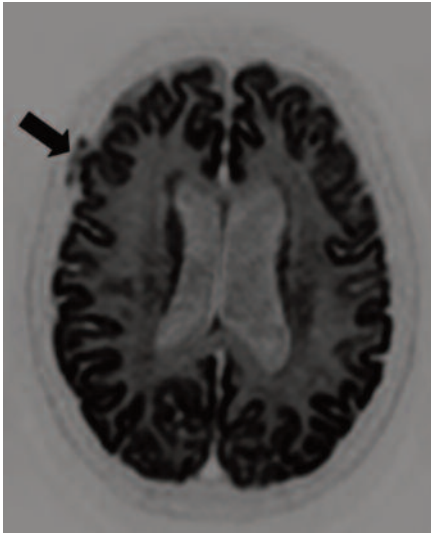


Fig. 5.4.3 Sequenza pesata in Diffusione, acquisita con *b-factor* pari a 1000 s/mm^2 sul piano assiale.
La lesione e' ben evidente (freccia nera) in quanto il segnale dell'osso diploico circostante viene completamente abbattuto.

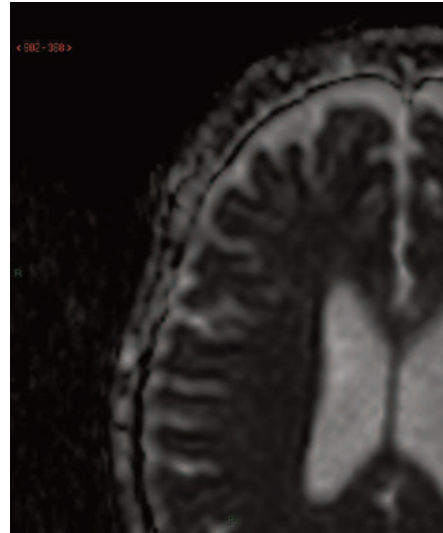


Fig. 5.4.4 Mappa ADC.
L'analisi quantitativa del segnale documenta valori di ADC relativamente bassi (circa $1,5 \times 10^{-3} \text{ mm}^2/\text{sec}$).

BIBLIOGRAFIA

1. – Sommer G et al., Signal characteristics of focal bone marrow lesions in patients with multiple myeloma using whole body T1w-TSE, T2w-STIR and diffusion-weighted imaging with background suppression. *Eur Radiol.* 2011; 21(4):857-62.
2. – Nanni C et al., Role of 18F-FDG PET/CT in the assessment of bone involvement in newly diagnosed multiple myeloma: preliminary results. *Eur J Nucl Med Mol Imaging* 2006; (33):525–531.
3. – Rajkumar SV et al., Multiple myeloma: diagnosis and treatment. *Mayo Clin Proc* 2005; (80):1371–1382.
4. – Kwee TC et al., Diffusion-weighted whole-body imaging with background body signal suppression (DWIBS): features and potential applications in oncology. *Eur Radiol* 2008; (18):1937–1952.
5. – Jemal A et al., Cancer statistics *CA Cancer J Clin.* 2008;(58):71-96.
6. – National Comprehensive Cancer Network, Inc. NCCN Clinical Practice Guidelines in Oncology. Multiple Myeloma. Version 1. 2008; Fort Washington, Pa: National

CASO 6.1 “Adenoma pleomorfo della ghiandola parotide destra”

M. Galia, P. Purpura, A. Lo Casto, M. Midiri

KEY NOTES

L'adenoma pleomorfo è la neoplasia benigna più frequente delle ghiandole salivari, caratterizzata dalla coesistenza di componenti istologiche ad origine epiteliale e mesenchimale. Colpisce più frequentemente la parotide, ma può svilupparsi in ogni ghiandola salivare comprese le ghiandole salivari minori che si trovano nella mucosa delle labbra, delle guance e del palato molle.

Si presenta come una massa tondeggiante di consistenza dura non aderente alla cute, ma intimamente adesa al parenchima ghiandolare.

La neoplasia può essere pluricentrica.

Il management chirurgico dell'adenoma pleomorfo, prevede un approccio meno conservativo, in relazione sia alla maggiore tendenza a recidivare che ad andare incontro a trasformazione maligna rispetto ad altre neoplasie benigne delle ghiandole salivari. Importante è porre corretta diagnosi differenziale; infatti l'adenoma pleomorfo all'imaging morfologico può in taluni casi mimare il cistoadenolinfoma o neoplasie maligne. Alcuni studi hanno dimostrato che il riscontro di elevati valori di ADC ($1.52/2.09 \times 10^{-3} \text{ mm}^2/\text{sec}$) consente di orientare la diagnosi verso l'adenoma pleomorfo, con elevata sensibilità e specificità. Valori di ADC poco inferiori sono stati identificati nelle lesioni cistiche benigne ($1.92/2.29 \times 10^{-3} \text{ mm}^2/\text{sec}$). L'elevata diffusività dell'acqua libera nell'adenoma pleomorfo è da ricondurre, secondo alcuni autori, all'elevato contenuto in acqua libera della matrice mioide che ne costituisce la componente mesenchimale. Il basso valore di ADC ($0.8/1.09 \times 10^{-3} \text{ mm}^2/\text{sec}$) riscontrato, in vari studi, nel cistoadenolinfoma (o Tumore di Warthin), è imputabile verosimilmente alla componente linfoide di tali lesioni, e rende tale parametro attendibile nella diagnosi differenziale rispetto all'adenoma pleomorfo.

Relativamente alle lesioni maligne, anche esse sono caratterizzate da un più basso valore di ADC ($0.7/1.56 \times$

$10^{-3} \text{ mm}^2/\text{sec}$).

In conclusione valori elevati di ADC in una neoformazione delle ghiandole salivari possono far propendere per la natura benigna, e unitamente alla semeiotica delle sequenze morfologiche, possono incrementare la confidenza diagnostica relativamente all'adenoma pleomorfo.

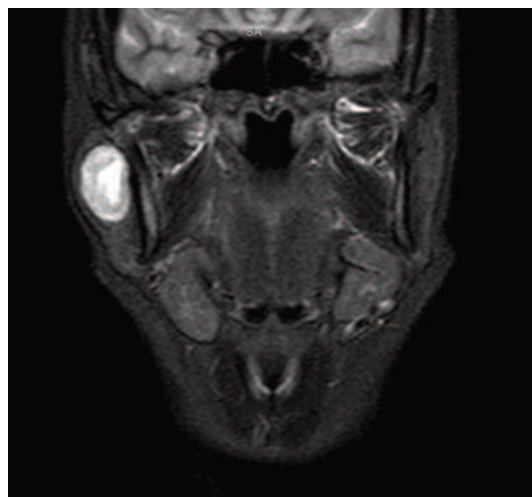


Fig. 6.1.1 Immagine coronale FSE T2 STIR. Nella ghiandola parotide destra si apprezza una lesione ovale, ben circoscritta, con intensità elevata.



Fig. 6.1.2 Immagine assiale FSE T1 STIR c.e.. La neoformazione presenta intenso potenziamento dell'intensità di segnale dopo MdC.

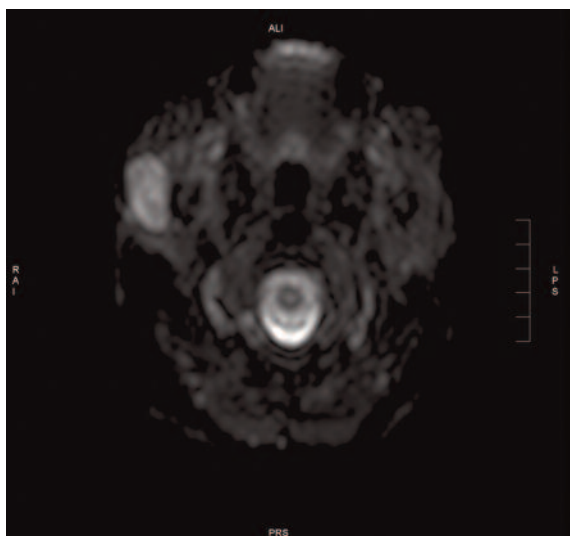


Fig. 6.1.3 Immagine assiale Dw ottenuta con $b = 0 \text{ sec/mm}^2$. La lesione presenta intensità di segnale elevata.

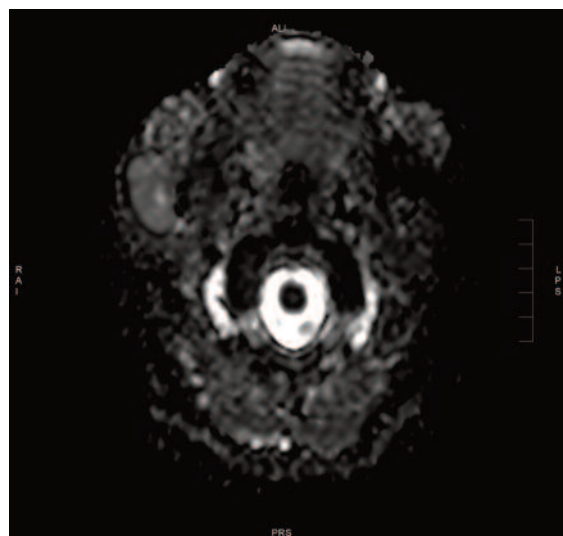


Fig. 6.1.5 Mappa ADC. La lesione descritta presenta elevato valore di ADC ($2,1 \pm 0,2 \times 10^{-3} \text{ mm}^2/\text{sec}$).

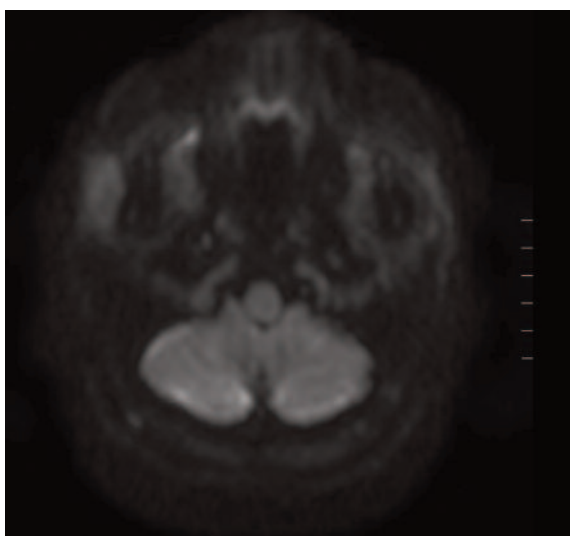


Fig. 6.1.4 Immagine assiale Dw ottenuta con $b = 800 \text{ sec/mm}^2$. La lesione presenta lieve riduzione dell'intensità di segnale.

BIBLIOGRAFIA

1. – Habermann et al., Diffusion Weighted Echo-Planar MR Imaging of Primary Gland Tumors: Is a Prediction of Different Histologic Subtypes Possible?, *AJNR*, 2009, 30: 591-96.
2. – Wang et al., Head and Neck Lesions: Characterization with Diffusion-weighted Echo-planar MR Imaging, *Radiology*, 2001, 220:621-30.
3. – Matsushima et al., Apparent diffusion coefficients of benign and malignant salivary gland tumors. Comparison to histopathological findings, *J. Neuro-radiology*, 2007, 34(3): 183-189.
4. – Eida et al., Apparent Diffusion Coefficient Mapping of Salivary Gland Tumors: Prediction of the Benignancy and Malignancy, *AJNR*, 2007, 28:116-121.
5. – Yerli et al. Value of apparent diffusion coefficient calculation in differential diagnosis of parotid gland tumors. *Acta Radiol* 2007; 48: 980-7.

CASO 6.2

“Metastasi linfonodali da carcinoma indifferenziato del faringe”

P. Purpura, G. Lo Re, E. Grassettonio, M. Galia

KEY NOTES

L'identificazione di metastasi linfonodali è di cruciale importanza nella pianificazione chirurgica e nel follow-up dei pazienti con neoplasie maligne del distretto cervico-facciale. I criteri morfologici-dimensionali, basati sulla valutazione dell'asse corto del linfonodo (≥ 10 mm), hanno rappresentato e continuano a rappresentare un valido parametro, talvolta non sempre esaustivo, per il riconoscimento delle linfadenopatie metastatiche. Fondamentale pertanto è potere disporre di strumenti diagnostici non invasivi utili sia all'identificazione di metastasi in linfonodi di dimensioni inferiori al centimetro, sia alla corretta caratterizzazione di linfonodi con asse corto > 10 mm. La colonizzazione metastatica determina un sovvertimento isto-citologico della struttura del linfonodo, in relazione alla presenza di elevato polimorfismo nucleare, di incremento del numero di mitosi ed in definitiva di un'incrementata cellularità. Ciò determina una riduzione dello spazio extracellulare-extravascolare e altera in modo sostanziale la capacità di diffusione dell'acqua. Pertanto l'imaging in diffusione può essere considerato oggi un'utile strumento nella valutazione delle linfadenopatie laterocervicali. In particolare numerosi studi hanno dimostrato una restrizione della diffusività dell'acqua nei linfonodi metastatici variabile in funzione del tipo di neoplasia primitiva del distretto cervico-facciale. Valori di ADC estremamente bassi sono stati riscontrati nel caso di localizzazioni linfomatose ($0.63/0.84 \times 10^{-3} \text{ mm}^2/\text{sec}$); valori bassi nelle localizzazioni linfonodali da carcinomi scarsamente differenziati delle prime vie aero-digestive ($0.76/0.90 \times 10^{-3} \text{ mm}^2/\text{sec}$). Di contro valori di ADC progressivamente crescenti sono stati rilevati in localizzazioni linfonodali da neoplasie a maggior grado di differenziazione ($0.91/1.26 \times 10^{-3} \text{ mm}^2/\text{sec}$) in relazione al minor sovvertimento della struttura del linfonodo.

È auspicabile, alla luce di ciò, inserire le sequenze pesate in diffusione nello studio del distretto cervico-facciale di

pazienti con sospetto neoplastico. Ciò allo scopo di ottenere informazioni non solo sulla neoplasia primitiva ma anche sull'eventuale coinvolgimento metastatico linfonodale, per una più corretta stadiazione loco-regionale di malattia, che influenza in modo determinante la prognosi e il successivo management terapeutico del paziente.

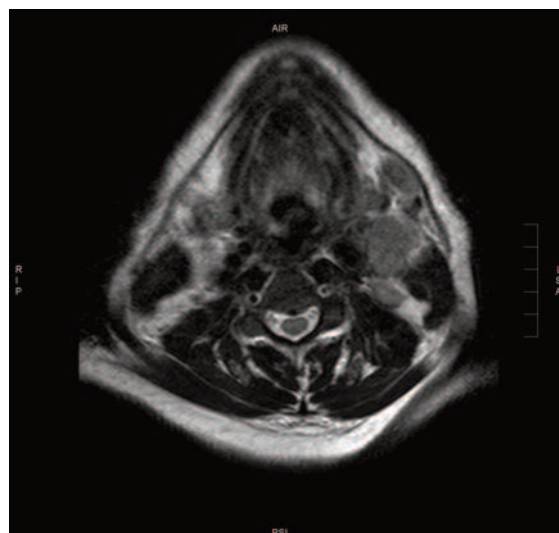


Fig. 6.2.1 Immagine assiale FSE T2.

Si rilevano linfonodi con asse corto superiore a 1 cm, con intensità di segnale intermedia, inferiormente alla branca orizzontale della mandibola (livello Ib) e posteriormente alla ghiandola sottomandibolare sinistra (livello IIa).

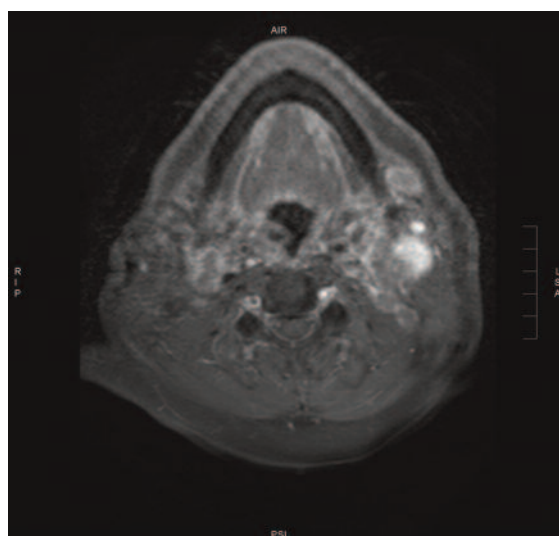


Fig. 6.2.2 Immagine assiale FSE T1 SPIR c.e.

Dopo somministrazione di MdC paramagnetico e.v. i linfonodi aumentati di volume presentano intenso e disomogeneo enhancement.

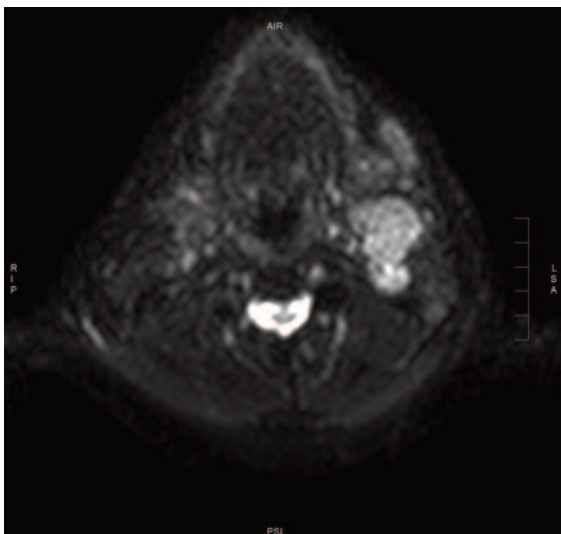


Fig. 6.2.3 Immagine assiale Dw con $b = 0 \text{ sec/mm}^2$.
I linfonodi aumentati di volume presentano elevato segnale.

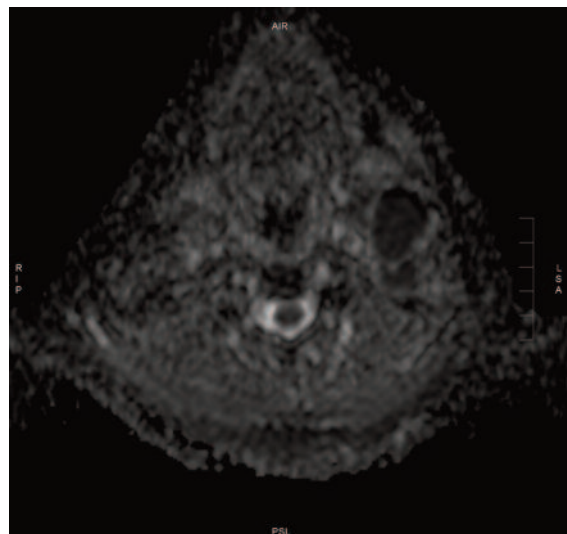


Fig. 6.2.5 Mappa ADC.
Il valore di ADC dei linfonodi risulta estremamente basso ($0.46 \pm 0.2 \times 10^{-3} \text{ mm}^2/\text{sec}$).

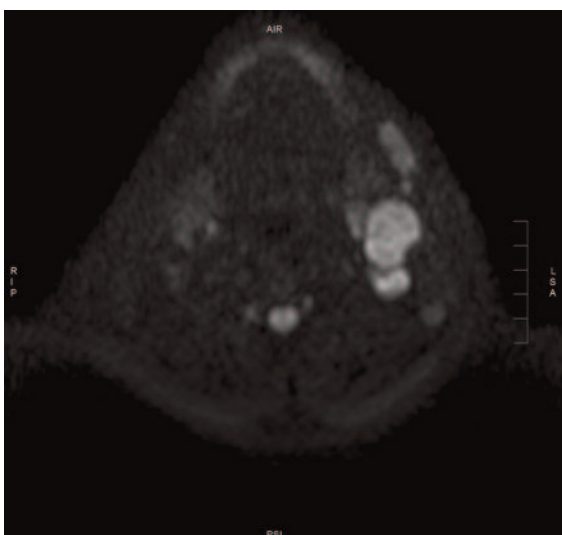


Fig. 6.2.4 Immagine assiale Dw ($b = 800 \text{ sec/mm}^2$).
Il segnale permane alto anche con elevata pesatura in diffusione.

BIBLIOGRAFIA

1. – Abdel Razek et al., Role of diffusion-weighted MR imaging in cervical lymphadenopathy, *Eur Radiol* 2006;16:1468-77
2. – Ann D. King et al., Malignant cervical lymphadenopathy: diagnostic accuracy of diffusion-weighted MR imaging, *Radiology* 2007, 245:806-813.
3. – Sumi M et al., Discrimination of metastatic cervical lymph nodes with diffusion-weighted MR imaging in patients with head and neck cancer, *AJNR* 2003; 23: 1627-1634.
4. – Holzapfel K et al., Value of diffusion-weighted in the differentiation between benign and malignant cervical lymph nodes, *Eur J Radiol* 2009, 72:381-87.
5. – Vandecaveye V et al, Diffusion-weighted magnetic resonance imaging in neck lymph adenopathy. *Cancer Imaging* 2008,30;8:173-80.

CASO 6.3
**“Carcinoma indifferenziato
del nasofaringe”**

M. Galia, G. La Tona, A. Lo Casto, M. Midiri

KEY NOTES

Il carcinoma nasofaringeo (NPC) è un tumore che insorge nelle cellule epiteliali che ricoprono la superficie e il pavimento del nasofaringe. L'incidenza annuale è circa 1 su 100.000 nei paesi occidentali. Vengono riconosciuti tre sottotipi: 1) carcinoma a cellule squamose, che si manifesta di solito nella popolazione adulta più anziana; 2) carcinoma non cheratinizzante; 3) carcinoma indifferenziato. Il tumore può estendersi all'interno o all'esterno del nasofaringe verso l'altra parete laterale e/o postero-superiore, alla base del cranio o del palato, nella cavità nasale o nell'orofaringe. In seguito metastatizza in modo caratteristico nei linfonodi cervicali. Le modificazioni tissutali indotte dalla trasformazione neoplastica interferiscono con peso variabile sulla capacità di diffusione dei protoni dell'acqua all'interno del tessuto neoformato determinando conseguente riduzione del valore di ADC. È noto che la differenza del valore di ADC tra tessuti normali e tessuti coinvolti da processi patologici di tipo infiammatorio-reattivo, e tessuti neoplastici sia sufficientemente ampio da consentirne un'agevole distinzione. Se da un lato i primi sono caratterizzati da valori elevati/estremamente elevati di ADC ($1.6/3,3 \times 10^{-3} \text{ mm}^2/\text{sec}$) gli altri al contrario presentano valori di ADC bassi o estremamente bassi ($0.49/1,36 \times 10^{-3} \text{ mm}^2/\text{sec}$). In letteratura alcuni studi hanno posto come valore di cut-off benigno/maligno con elevata accuratezza (86-89%) valori di ADC variabili tra $1,22 \times 10^{-3} \text{ mm}^2/\text{sec}$ e $1,3 \times 10^{-3} \text{ mm}^2/\text{sec}$. Discorso a parte merita la distinzione dei differenti istotipi nell'ampio scenario della patologia neoplastica maligna. Valori progressivamente crescenti di ADC sono stati riconosciuti rispettivamente nei linfomi ($0.49/0.83 \times 10^{-3} \text{ mm}^2/\text{sec}$), nei carcinomi scarsamente differenziati ($0.7/1.2 \times 10^{-3} \text{ mm}^2/\text{sec}$), nei carcinomi ben differenziati ($0.9/1.5 \times 10^{-3} \text{ mm}^2/\text{sec}$) ed in ultimo delle neoplasie benigne ($1.05/2.07 \times 10^{-3} \text{ mm}^2/\text{sec}$). Non infrequenti sono tuttavia le sovrapposizioni di tali valori rendendo parzialmente attendibile l'interpretazione di tale parametro. Tuttavia valori estremamente bassi di ADC, come nel caso da noi proposto, rendono più agevole l'identificazione della malignità della neoformazione. Lo studio DWI va quindi considerato come ausilio valido nella discriminazione tra patologia maligna e benigna,

ma presenta minore, sia pur non trascurabile, attendibilità nella caratterizzazione dell'istotipo della lesione nell'ambito della patologia neoplastica del distretto cervico-facciale. Lo studio DWI è certamente indicato nel follow-up del paziente trattato, allo scopo non solo di individuare i pazienti che rispondono ai trattamenti intrapresi (chemioterapia, radioterapia, chemio-radioterapia), ma anche di differenziare nel tempo gli esiti dei trattamenti da eventuali recidive.

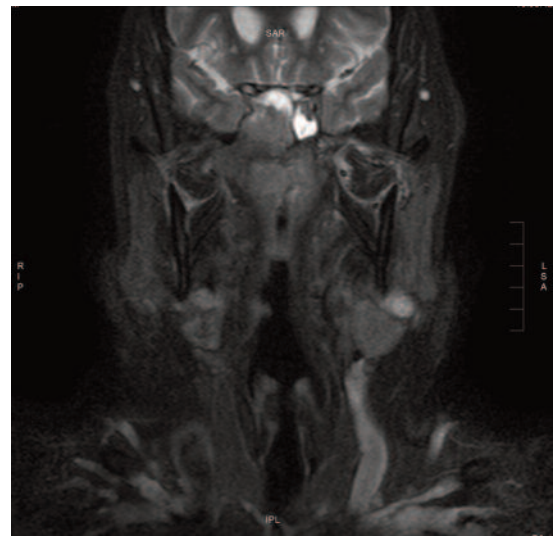


Fig. 6.3.1 Immagine coronale FSE T2 STIR. Nel rinofaringe si rileva una voluminosa neoformazione con intensità disomogenea, che infiltra lo sfenoide e si estende ai compartimenti limitrofi (parafaringeo e masticatorio di destra).

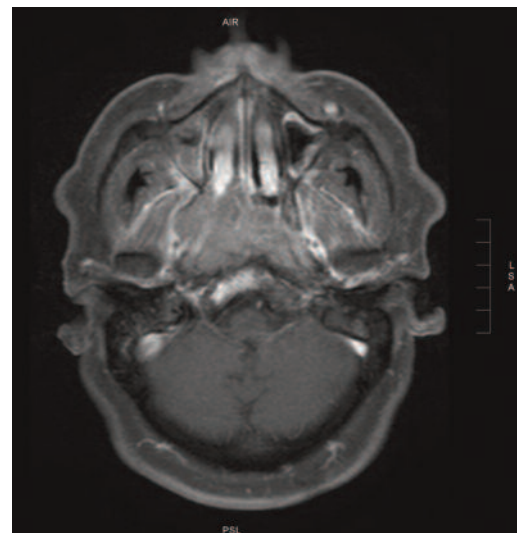


Fig. 6.3.2 Immagine assiale FSE T1 STIR c.e. La voluminosa neoformazione presenta ricca e disomogenea vascolarizzazione.

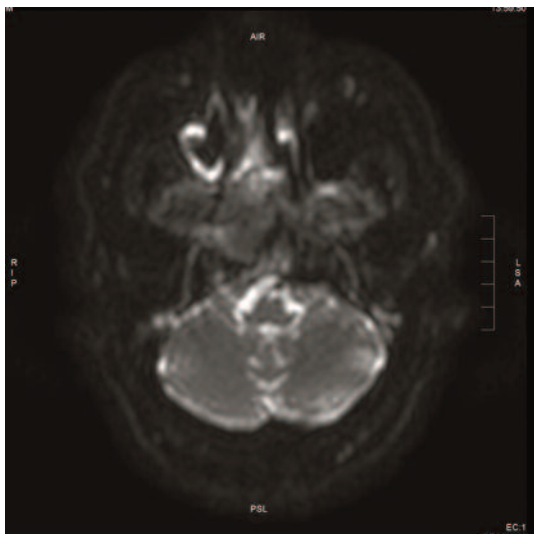


Fig. 6.3.3 Immagine assiale Dw con $b = 0 \text{ sec/mm}^2$.
La neoformazione presenta componente più craniale che infila lo sfenoide e presenta segnale intermedio-elevato.

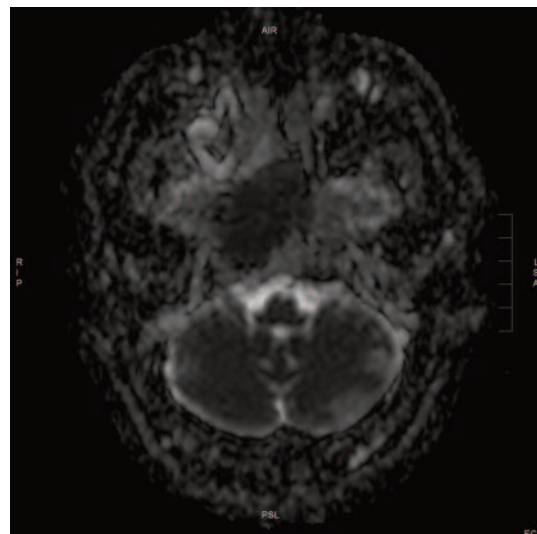


Fig. 6.3.5 Mappa ADC.
Si rileva intensa restrizione della diffusività dell'acqua (ADC $0,68 \pm 0,3 \times 10^{-3} \text{mm}^2/\text{sec}$).

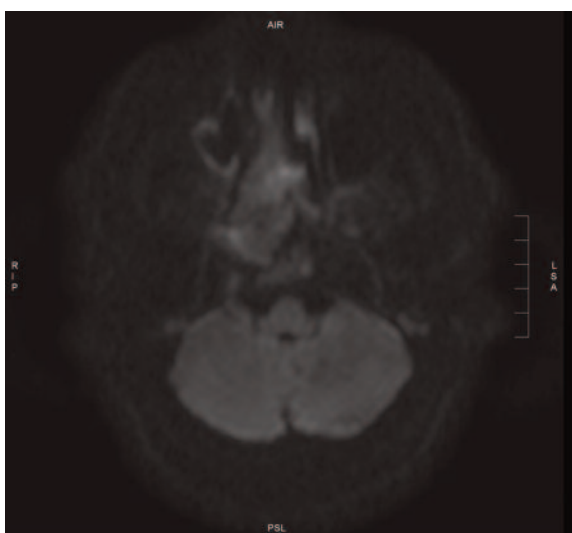


Fig. 6.3.4 Immagine assiale Dw con $b = 800 \text{ sec/mm}^2$.
Il segnale permane alto anche con elevata pesatura in diffusione.

BIBLIOGRAFIA

1. – Friederich et al., Diffusion-weighted magnetic resonance imaging of head and neck squamous cell carcinomas, *Eur J Radiology* 2008, 68:493-498.
2. – Maeda M et al., Usefulness of the apparent diffusion coefficient in line scan diffusion-weighted imaging for distinguishing between squamous cell carcinomas and malignant lymphomas of the head and neck, *AJNR* 2005, 26:1186-1192.
3. – Srnivasan A. et al., Differentiation of benign and malignant pathology in the head and neck using 3T apparent diffusion coefficient values: early experience, *AJNR* 2008 29:40-44.
4. – Wang J et al, Head and neck lesions: characterization with diffusion-weighted echo-planar MR imaging., *Radiology* 2001 220:621-630.
5. – Maeda M, Maier S. E., Usefulness of diffusion-weighted imaging apparent diffusion coefficient in the assessment of head and neck tumors, *J Neuro-radiology* 2008, 35:71-78.

CASO 6.4

“Carcinoma squamocellulare dell’ipofaringe scarsamente differenziato”

M. Galia, P. Purpura, A. Lo Casto, M. Midiri

KEY NOTES

Oltre il 90% dei tumori maligni della testa e del collo sono rappresentati da carcinomi squamocellulari. Tuttavia, a fronte di questa apparente omogeneità, il comportamento biologico di questi tumori è notevolmente variabile. La variabilità degli aspetti macroscopici ed istopatologici del carcinoma squamocellulare è ampia. Tale neoplasia può presentarsi come lesione ulcerata o sessile, vegetante o polipoide. Istopatologicamente può essere distinta in 3 gradi di differenziazione in base alla quantità di cheratina prodotta, all’atipia degli elementi neoplastici ed al numero di mitosi: bene (G1), moderatamente (G2) e poco differenziato (G3); appare preferibile non utilizzare il grado 4 o indifferenziato proposto dal TNM, in quanto queste neoplasie indifferenziate sono spesso classificabili, con accurato studio, come oncotipi non squamosi. Si ritiene che il grado di differenziazione possa permettere di distinguere tumori meno aggressivi rispetto a tumori con maggiore aggressività: tuttavia il grado di corrispondenza fra differenziazione e comportamento clinico è limitato. Possibile importanza prognostica viene attribuita anche alle modalità di infiltrazione della neoplasia - margini espansivi rispetto a margini infiltrativi - ed alla presenza o meno di risposta dell’ospite alla neoplasia

Si è discusso della possibilità di differenziare, basandosi sui valori di ADC, forme neoplastiche ben-moderatamente differenziate da forme neoplastiche scarsamente differenziate ad elevato grado di malignità. In questo caso siamo dinanzi ad una neoplasia dell’ipofaringe coinvolgente l’aditus laringeo che presenta carattere localmente aggressivo. Lo studio con sequenze pesate in diffusione evidenzia nella regione in esame restrizione della diffusività dell’acqua con valore di ADC di $0,436 \pm 0,2 \times 10^{-3} \text{ mm}^2/\text{sec}$. Questo dato rientra entro il range dei valori di ADC identificato come parametro di malignità (valori di ADC : $< 1,22 \times 10^{-3} \text{ mm}^2/\text{sec}$, accuratezza: 86%, sensibilità 84%, specificità 91%). Il valore di ADC riscontrato nella neof ormazione in esame si localizza nella parte bas-

sa dei valori di ADC, propri delle neof ormazioni maligne del capo-collo ($0,49/1,56 \times 10^{-3} \text{ mm}^2/\text{sec}$) identificando in tal senso una modificazione della matrice tissutale, con conseguente perturbazione della diffusione dell’acqua, ascrivibile a lesioni scarsamente differenziate e quindi ad alto grado di malignità.

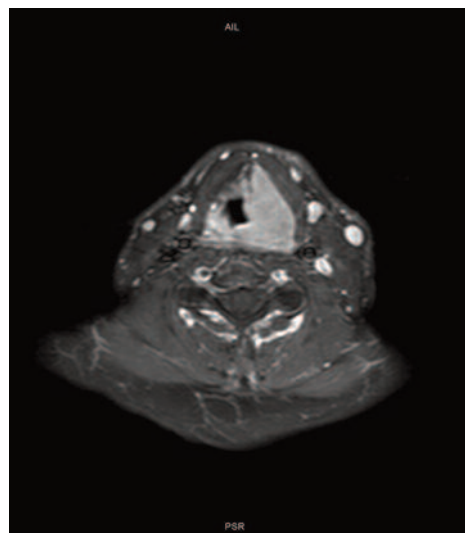


Fig. 6.4.1 Immagine assiale FSE T1 STIR c.e. Nella parete antero-laterale sinistra dell’ipofaringe si rileva una voluminosa neof ormazione riccamente vascolarizzata, a sviluppo eccentrico.

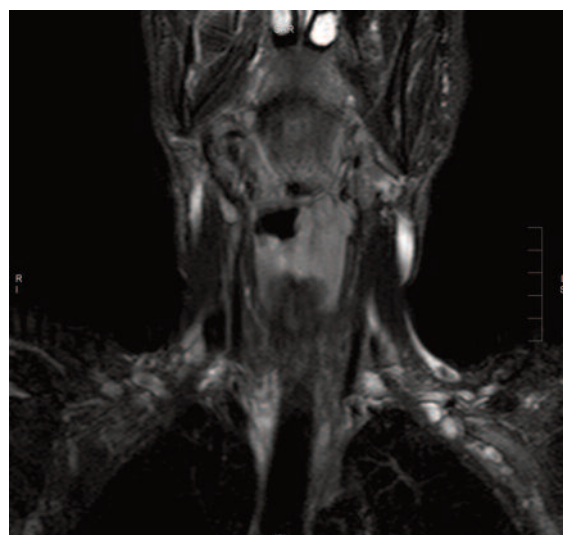


Fig. 6.4.2 Immagine coronale FSE T1 STIR c.e.. Il tessuto neof ormato in sede ipofaringea si estende sino a coinvolgere l’orofaringe e l’aditus laringeo antero-caudalmente.

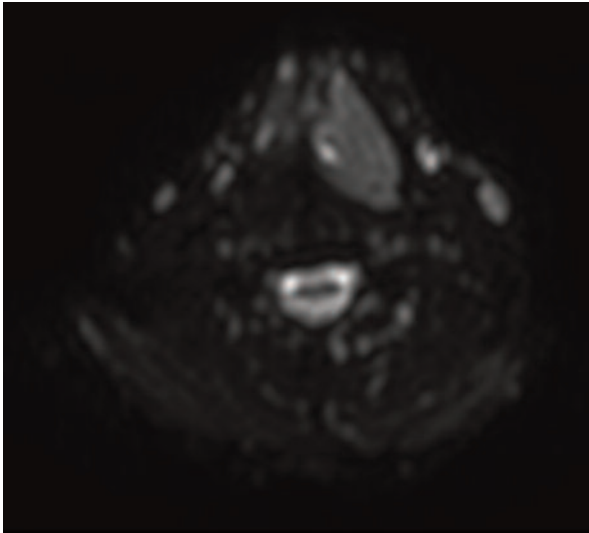


Fig. 6.4.3 Immagine assiale Dw ($b = 0 \text{ sec/mm}^2$).
La neof ormazione ipofaringea presenta segnale elevato.

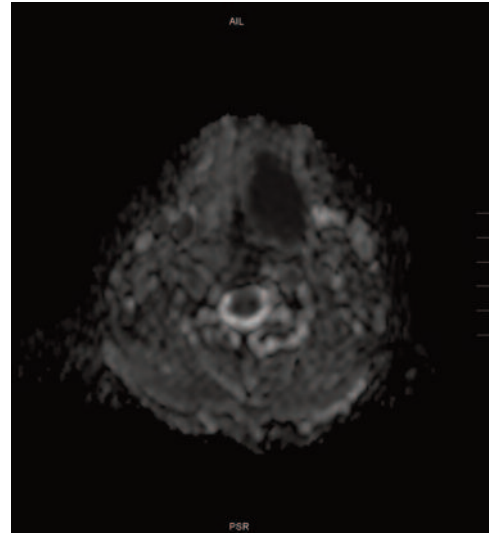


Fig. 6.4.5 Mappa ADC.
La neof ormazione presenta severa restrizione della diffusività dell'acqua con valori di ADC estremamente bassi ($\text{ADC } 0,436 \pm 0,2 \times 10^{-3} \text{ mm}^2/\text{sec}$).

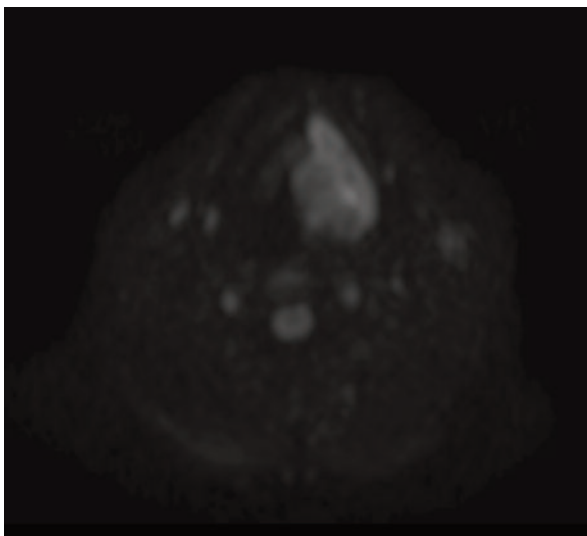


Fig. 6.4.4 Il segnale permane alto anche con elevata pesatura in diffusione. Immagine assiale Dw ($b = 800 \text{ sec/mm}^2$).

BIBLIOGRAFIA

1. – Koc O et al., Role of diffusion weighted MR in the discrimination diagnosis of the cystic and/or necrotic head and neck lesions, *Eur J Radiol*, 2007; 62:205-213.
2. – Sanjeev C. et al, Diffusion-weighted imaging in head and neck cancers, *Future Oncol*, 2009, 5(7):959-975.
3. – Sumi M. et al, discrimination of metastatic cervical lymph nodes with diffusion-weighted MR imaging in patients with head and neck cancer. *AJNR* 2003; 24:1627-1634.
4. – Wang J et al, Head and neck lesions: characterization with diffusion-weighted echo-planar MR imaging., *Radiology* 2001 220:621-630
5. – Maeda M, Maier S. E., usefulness of diffusion-weighted imaging apparent diffusion coefficient in the assessment of head and neck tumors, *J Neuro-radiology* 2008, 35:71-78.

CASO 7.1

“Eteroplasia dell’apice polmonare”

A. Stecco, A. Cassarà, G. Di Nardo, A. Carriero

KEY NOTES

La RM è una metodica di imaging di prima scelta nello studio dell’anatomia e della patologia del plesso brachiale, nonché dei tumori polmonari che si sviluppano in prossimità dell’egresso toracico ed in particolare del plesso brachiale.

Il tumore dell’apice polmonare infiltra tipicamente la parte inferiore del plesso brachiale presentandosi clinicamente con sindromi quali S. di Claude Bernard Horner, S. di Pancoast.

Spesso è la sintomatologia a guidare il medico verso la corretta diagnosi, che viene confermata con l’imaging. Recentemente è stata introdotta l’ecografia del plesso brachiale come altra metodica diagnostica, con minore panoramicità rispetto alla RM.

L’Imaging a Diffusione, particolarmente con sequenze DWIBS che sono ottimizzate per la soppressione dei tessuti normali, e che hanno un effetto di “neurografia RM”, permettono la visualizzazione diretta del plesso brachiale, della sua continuità anatomica ed eventuale patologia.

In caso di patologia, l’imbibizione-edema delle corde del plesso brachiale, determina un’intensità di segnale elevata nelle sequenze ponderate in T2, e nelle T1 con mezzo di contrasto; le sequenze Inversion Recovery con soppressione del segnale adiposo (STIR e SPIR) in sezione coronale sono inoltre particolarmente utili per definire le anomalie di segnale, in contrasto con i piani di clivaggio adiposi, il cui segnale viene cancellato dalle tecniche di saturazione.

Le strutture vascolari, muscolari e legamentose adiacenti ai nervi, sono più difficili da distinguere dal plesso brachiale a causa della loro intensità di segnale, simile nelle immagini ponderate in T1 e T2.

Le sequenze ponderate in diffusione (DWIBS) forniscono un maggior contrasto tra i nervi del plesso brachiale rispetto ai tessuti circostanti, consentendo una valutazione anche multiplanare e tridimensionale MIP (Maximum Intensity Projection) dei tronchi e delle corde del plesso brachiale.

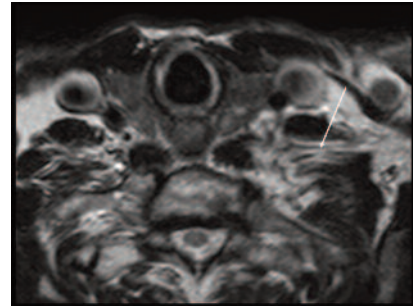


Fig. 7.1.1 Immagine acquisita sul piano assiale, in Tecnica Spin Echo, ponderata in T2.

Il plesso brachiale sinistro appare ben riconoscibile (freccia bianca), mentre a destra omolateralmente alla lesione dell’apice polmonare, non appare ben rappresentato e con conservazione interfaccia adiposa di clivaggio.

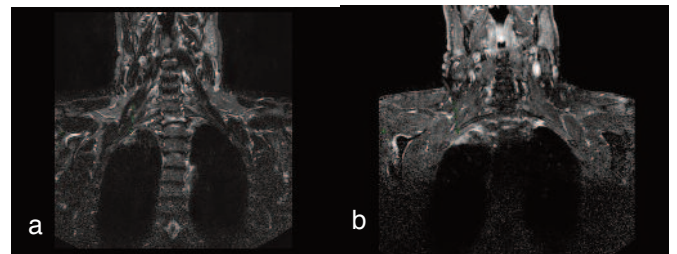


Fig. 7.1.2 a-b Immagini acquisite sul piano coronale, in Tecnica STIR e Spin Echo ponderata in T1 con saturazione spettrale del tessuto adiposo (SPIR), dopo infusione di Gadolinio per vena.

Le sequenze mostrano la lesione polmonare iperintensa in STIR e con impregnazione (Fig. a e b). Non appare infiltrato il plesso brachiale destro.

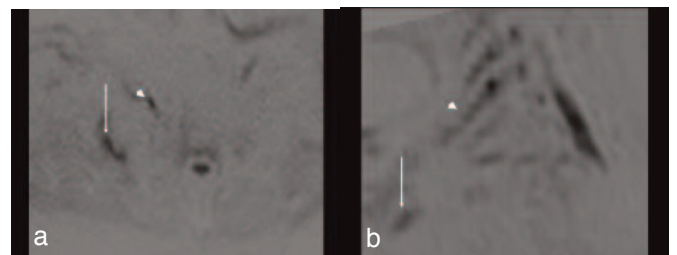


Fig. 7.1.3 a-b Immagini acquisite in Tecnica DWI con sequenza DWIBS (Diffusion Weighted Imaging Background Suppression), acquisite con due b factor pari a 0 e 800 sec / mm², assiale e ricostruzione MPR in coronale.

La lesione dell’apice polmonare, disposta a camicia intorno all’apice polmonare con apparenti più foci di patologia nell’acquisizione assiale (punta di freccia e freccia) (a) determina patologica restrizione della diffusività tissutale presentando elevato segnale nelle sequenze DWIBS.

Il Plesso Brachiale di destra (punta di freccia), visualizzato in coronale (b), presenta normale segnale RM e normale pattern in Diffusione. La freccia indica la parte laterale della lesione dell’apice polmonare.

BIBLIOGRAFIA

1. – van es HW, Bollen TL, van Heesewijk HP, MRI of the brachial plexus: a pictorial review. *Eur J Radiol* 2010;74(2):391-402.
2. – Bradley L, Wilhelm T, King RH, et al., Brachial plexus hypertrophy in chronic inflammatory demyelinating polyradiculoneuropathy. *Neuromuscul Disord* 2006;16:126-131.
3. – Freund W, Brinkmann A, Wagner F, et al., MR neurography with multiplanar reconstruction of 3D MRI datasets: an anatomical study and clinical applications. *Neuroradiology* 2007;49:335-341.
4. – van Es HW, MRI of the brachial plexus. *Eur Radiol* 2001;11:325-336.
5. – Taro Takahara, Jeroen Hendrikse, Tomohiro Yamashita et al., Diffusion-weighted MR Neurography of the Brachial Plexus: Feasibility Study. *Radiology* 2008;249(2):653-660.

CASO 7.2

“Metastasi linfonodali da carcinoma indifferenziato del faringe”

A. Stecco, A. Cassarà, G. Di Nardo, A. Carriero

KEY NOTES

Tra le cause di plessopatia brachiale è possibile l'etiologia neoplastica secondaria per localizzazione di malattia in o intorno al plesso brachiale.

Il linfoma mantellare è una rara forma di linfoma maligno non-Hodgkin che interessa i linfociti B nella “zona mantellare”. Rappresenta il 2-10% dei linfomi e la prevalenza stimata è circa 1/25.000. Alla diagnosi la maggior parte dei pazienti presenta la forma disseminata, con linfoadenopatia diffusa (90%), disturbi gastrointestinali (60%) e coinvolgimento del midollo osseo (55-80%). La diagnosi e la stadiazione della malattia si effettua con le indagini strumentali (ecografia, tomografia computerizzata e risonanza magnetica) o con la biopsia del midollo osseo.

I linfonodi sede di localizzazione di malattia non possono essere differenziati da quelli benigni sulla sola base dell'intensità del segnale, pertanto, la valutazione TC e RM del coinvolgimento linfonodale è ancora sulla base dei criteri dimensionali e morfologici.

La RM in Diffusione è in grado di combinare informazioni anatomiche e funzionali per la stadiazione ed il follow-up dei pazienti con linfoma. L'alta densità cellulare influenza il coefficiente ADC: bassi valori di ADC sono correlati con alta cellularità del tumore.

La Whole Body MRI-DWI incrementa la possibilità di detezione e caratterizzazione dei reperti rispetto alla

Whole Body MRI Convenzionale, nello specifico nella patologia linfomatosa. In particolare il plesso brachiale è un distretto anatomico di difficile studio con l'imaging, anche con RM, in quanto la posizione anatomica e soprattutto il piccolo calibro necessitano di piani di acquisizione opportunamente orientati e sequenze a spessore molto sottile. L'imaging a Diffusione sia Whole Body che con bobina specifica per la sede anatomica indagata, permette di sfruttare l'anisotropia dei nervi periferici che determina la visualizzazione delle strutture dei plessi brachiale e sacrale, per effetto “neurografico”.

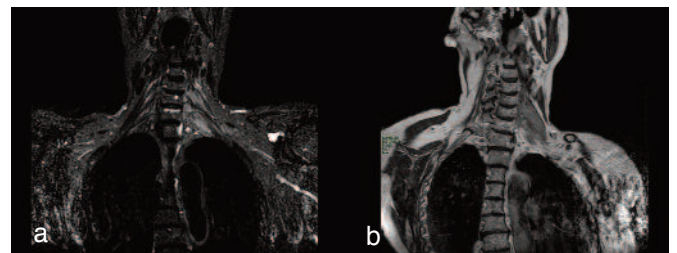


Fig. 7.2.1 a, b Sequenze STIR e SE T1 in coronale.

Si visualizza tessuto patologico, delle dimensioni totali di 60 x 22, a margini maldelimitabili per le caratteristiche di crescita infiltrativa, dietro l'asse vascolare succlavio in regione scalenica sinistra, che appare infiltrare tutte le corde e i tronchi principali del plesso brachiale sinistro con estensione lungo i nervi in senso centripeto verso il canale vertebrale che appare infiltrato tra C5 e T1 per lo meno a livello foraminale ed epidurale con alcuni gettoni tissutali che appaiono improntare il sacco durale.

Il tessuto presenta iperintensità di segnale in STIR (a), ipointensità di segnale in T1 e omogenea ma non intensa impregnazione dopo infusione di mezzo di contrasto per vena.

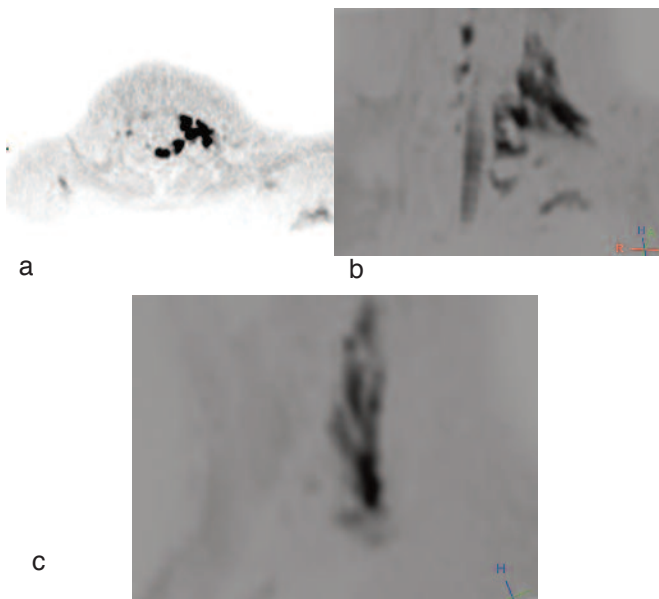


Fig.7.2.2 a, b, c Acquisizione in Diffusione con sequenza DWIBS. **a)** Assiale in $b=400$, evidenza di localizzazione di malattia a carattere polilobulato con marcata restrizione del segnale in Diffusione. **b)** Ricostruzione in MPR paracoronale, con evidenza dell'infiltrazione del plesso. Nell'immagine si vede porzione di midollo e la parte prossimale dei nervi del plesso contro laterale sano. **c)** Ricostruzione in MPR parasagittale con maggiore evidenza dell'infiltrazione dei tronchi e delle corde, ispessiti, soprattutto nel tratto interscalenico.

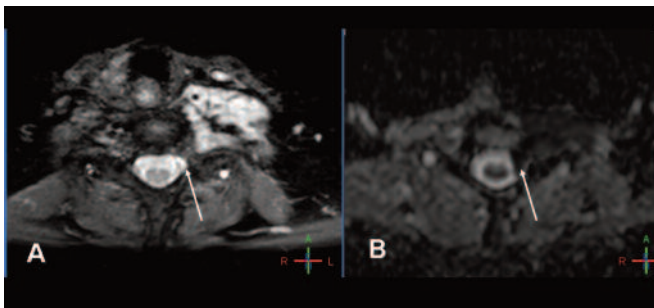


Fig. 7.2.3 a, b STIR (a) e ADC (b). Si evidenzia (freccia bianca) infiltrazione del canale spinale attraverso il forame di coniugazione sinistro, tramite la mappa ADC (b) per l'elevata restrizione del tessuto rispetto al liquor cefalorachidiano; in STIR (a) l'iperintensità del tratto intracanalare del tessuto ne rende più difficile il riconoscimento.

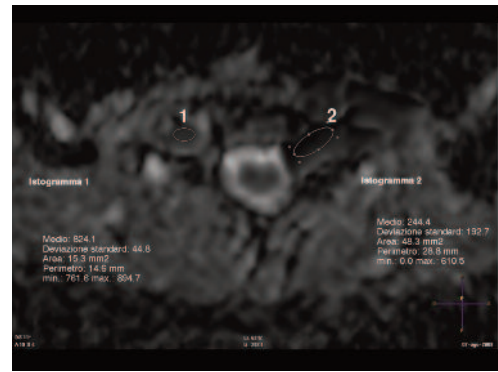


Fig. 7.2.4 Diffusione: mappa ADC. Con il posizionamento di Regions of Interest (ROIs), si misura il valore di ADC del nervo spinale contro laterale sano (1) e di quello del tessuto patologico (2), confermando quantitativamente la maggiore restrizione in Diffusione.

BIBLIOGRAFIA

1. – Robbins e Cotran, *Le basi patologiche delle malattie* (7^a edizione), Torino - Milano, Elsevier Masson, 2008. ISBN 978-88-85675-53-7.
2. – Kwee TC, Takahara T, Ochiai R, et al., Whole-body diffusion-weighted magnetic resonance imaging. *Eur J Radiol* 2009;70(3):409-17.
3. – Lin C, Itti E, Luciani A, et al., Whole-Body Diffusion-Weighted Imaging With Apparent Diffusion Coefficient Mapping for Treatment Response Assessment in Patients With Diffuse Large B-Cell Lymphoma: Pilot Study. *Invest Radiol* 2011; PMID: 21263330.
4. – Kwee TC, Takahara T, Vermoolen MA et al., Whole-body diffusion-weighted imaging for staging malignant lymphoma. in children. *Pediatr Radiol* 2010;40:1592–1602. DOI 10.1007/s00247-010-1775-7.
5. – Barajas RF, Rubenstein JL, Chang JS et al., Diffusion-Weighted MR Imaging Derived Apparent Diffusion Coefficient Is Predictive of Clinical Outcome in Primary Central Nervous System Lymphoma. *AJNR Am J Neuroradiol* 2010;131:60–66.

CASO 7.3

“Donna di 65 anni, con pregressa diagnosi e terapia di neoplasia mammaria, con comparsa da alcuni mesi di deficit di forza arto superiore sinistro e dolore persistente e resistente a ogni terapia. Sospetto di plessopatia o patologia nel canale spinale. Recidiva di malattia con invasione del plesso brachiale”

A. Stecco, A. Cassarà, G. Di Nardo, A. Carriero

KEY NOTES

Il tumore mammario può frequentemente metastatizzare al plesso brachiale per via del tipico drenaggio linfatico. Le linfadenopatie metastatiche o metastasi nei tessuti molli possono circondare il fascio neuro-vascolare, con conseguente compromissione della funzione nervosa del plesso o edema dell'arto superiore a valle. Tali alterazioni possono sussistere anche per fibrosi da terapia radiante. La risonanza magnetica è il metodo di scelta per la valutazione dei pazienti con plessopatia brachiale traumatica e non traumatica. La plessopatia su base tumorale secondaria ha come reperti tipici la presenza di masse a bassa intensità di segnale in T1-w e iper-intensità (solo occasionalmente ipointensità) sulle immagini di T2-w. In Diffusione il plesso brachiale è valutabile sia nel suo complesso che nelle sue sottostrutture anatomiche, grazie alla possibilità di eseguire una Neurografia a RM grazie alle caratteristiche di anisotropia dei nervi periferici, se studiati con sequenze in Diffusione idonee per ricostruzioni multiplanari, come la DWIBS. Pertanto la semeiotica in Diffusione di una plessopatia da localizzazione secondaria di malattia, sarà basata sulla modifica dell'intensità di restrizione, sull'aumento dimensionale o sull'interruzione della continuità di tronchi e corde del plesso.

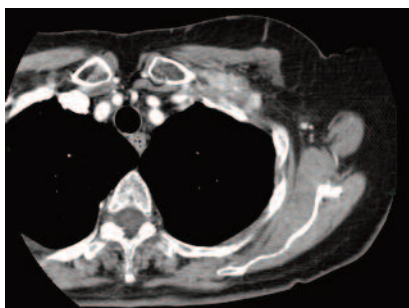


Fig. 7.3.1 Acquisizione TC dopo somministrazione di Mdc. Nello stretto toracico superiore in sede anteriore sinistra, lungo il fascio vascolo-nervoso, si visualizza tessuto solido a margini irregolari, del maggior asse latero-laterale di 52 mm, antero-posteriore di 29 mm e cranio-caudale di 45 mm, disomogeneo contrast enhancement. Tale formazione ingloba i vasi succlavi, in particolare infila ed occlude la vena succlavia a tale livello.

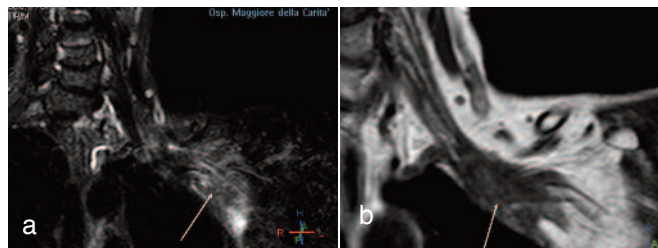


Fig. 7.3.2 a, b (a) STIR coronale (b) T1w coronale basale. Si documenta tessuto patologico nel grasso dello spazio interscalenico tra clavicola e parete anteriore dell'emitorace di sinistra, che circonda il fascio vascolare succlavio sinistro e interessa il tratto intermedio di tutte le corde del plesso brachiale sinistro, che non appare evidenziabile nella sua continuità in tale tratto, per il resto evidenziabile sia prossimalmente che distalmente come decorso ma con aspetto edematoso.



Fig. 7.3.3 DWIBS ricostruita in MIP, visualizzazione coronale. Si osserva (freccia bianca) il tessuto che appare comprimere ab extrinseco il tratto intermedio del plesso brachiale sinistra, con scarsa restrizione della diffusione.

BIBLIOGRAFIA

1. – Cascino TL, Kori S, Krol G, Foley KM, CT of the brachial plexus in patients with cancer. *Neurology* 1983;33:1553–1557.
2. – Castagno AA, Shuman WP, MR imaging in clinically suspected brachial plexus tumor. *AJR Am J Roentgenol* 1987;149:1219–1222.
3. – Wittenberg KH, Adkins MC, MR Imaging of Non-traumatic Brachial Plexopathies: Frequency and Spectrum of Findings. *RadioGraphics* 2000;20:1023–1032.
4. – Eksioğlu E, Aydog E, Unlu E, Cakci A, Keyik B, Brachial plexopathy due to breast cancer metastases. *Neurol India* 2007;55(2):176-7.

CASO 7.4

“Paziente di 32 anni con pregresso trauma motociclistico. A distanza di tempo, persiste impotenza funzionale all’arto superiore sinistro. Esiti post-traumatici del plesso brachiale”

A. Stecco, A. Cassarà, G. Di Nardo, A. Carriero

KEY NOTES

La causa più comune di lesione traumatica del plesso brachiale sono gli incidenti motociclistici. Il meccanismo alla base delle lesioni traumatiche del plesso brachiale consiste nello stress da trazione.

La RM, in questi casi, risulta l’imaging di elezione grazie alle sequenze 3D-T2 con elevata ponderazione in T2 (come ad esempio CISS o T2-DRIVE e allo studio RM in diffusione, che risultano migliorare l’accuratezza diagnostica.

La RM-DWI permette di delineare il decorso delle strutture nervose rispetto alle strutture adiacenti sfruttando le ricostruzioni MIP in sezioni coronali.

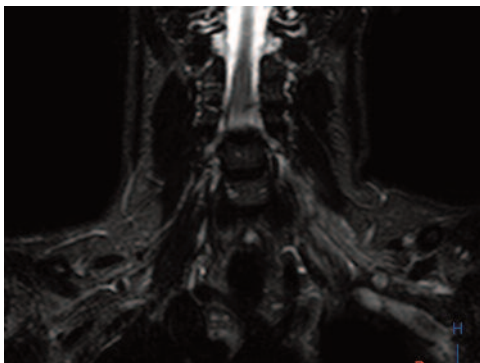


Fig. 7.4.1 Sequenza STIR acquisita sul piano coronale. Evidenza di alterazione di segnale con sfumata iperintensità per edema del plesso brachiale in esiti di trauma da trazione e aspetto tumefatto dei principali tronchi e corde (freccia bianca). In particolare appaiono alterati i tronchi nervosi superiore, medio e inferiore del plesso (non tutte incluse in questa singola immagine).

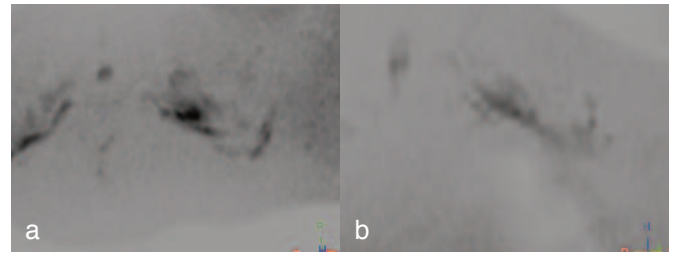


Fig. 7.4.2 a, b Immagini acquisite con sequenze DWIBS ricostruite con algoritmo MPR rispettivamente in assiale (a) e paracoronale (b). Nelle sequenze in Diffusione si può notare maggiore e più diffusa alterazione di segnale del tratto lesionato del plesso brachiale sinistro compatibile con la lesione post-traumatica. Si noti la maggior coerenza della lesione rispetto all’immagine in STIR.

BIBLIOGRAFIA

1. – Songcharoen P. Management of brachial plexus injury in adults. *Scand J Surg* 2008;97(4):317-323.
2. – van Es HW: MRI of the brachial plexus. *Eur Radiol* 2001;11(2):325-336.
3. – Takahara T, Hendrikse J, Yamashita T, et al., Diffusion-weighted MR neurography of the brachial plexus: feasibility study. *Radiology* 2008;249(2):653-660.
4. – Nagano A, Ochiai N, Sugioka H, et al., Usefulness of myelography in brachial plexus injuries. *J Hand Surg Br* 1989;14(1):59-64.
5. – Kabakci N, Gürses B, Firat Z et al., Diffusion Tensor Imaging and Tractography of Median Nerve: Normative Diffusion Values. *AJR* 2007;189:923-927.
6. – Yoshikawa T, Hayashi N, Yamamoto S, Tajiri Y, Yoshioka N, Masumoto T, Mori H, Abe O, Aoki S, Ohtomo K: Brachial plexus injury: clinical manifestations, conventional imaging findings, and the latest imaging techniques. *Radiographics* 2006, 26(Suppl 1):133-143.
7. – Yoshioka N, Hayashi N, Akahane M, et al., Bezier surface reformation: an original visualization technique of cervical nerve roots on myelographic CT. *Radiat Med* 2006;24(8):600-604.

CASO 8.1

“Neoformazione mammaria sinistra in paziente di 60 anni con familiarità positiva da sottoporre a intervento chirurgico. All’esame obiettivo, la formazione si presenta come grossolana tumefazione di consistenza duro-ligneaa, bozzoluta, adesa ai piani superficiali, con retrazione del capezzolo omolaterale. La formazione occupa larga parte del corpus mammae sinistro”

C. Bossi, A. Cassarà, G. Di Nardo, A. Carriero

KEY NOTES

La RM in Diffusione della mammella è, seppure consolidata, tutt’ora oggetto di studio. Con riferimento a queste sequenze, l’accento è posto sulla possibilità di rivelazione e di conferma dei reperti RM convenzionali e sulla sensibilità diagnostica della nuova metodica.

In particolare, la RM-DWI sta mostrando un’elevata sensibilità nella rilevazione dei tumori mammari, soprattutto per le lesioni maligne, ed è divenuta un insostituibile complemento nell’*imaging* d’organo.

Accanto alla DWI, la quantificazione di mappe di diffusione apparente (ADC) pare essere, al di là di un iniziale disaccordo sui valori di *cut-off*, assai efficace nell’indicare la diagnosi. Entrambe queste possibilità appaiono infatti utili nelle lesioni che non possono essere adeguatamente caratterizzate in altro modo e, ancor più, in quelle la cui caratterizzazione dà luogo a referti discrepanti (ad esempio, di *imaging* vs citologia).

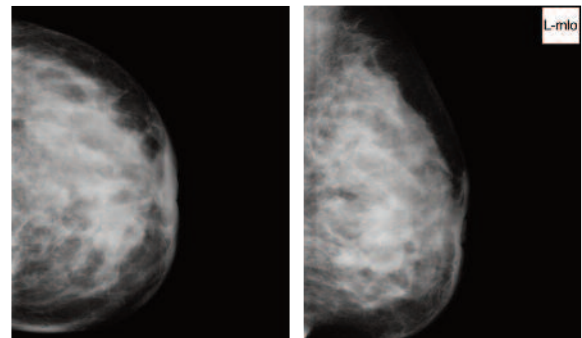


Fig. 8.1.1 Immagine mammografica in proiezione AP ed obliqua medio laterale che mostra opacità a margini sfumati a margini sfumati, con esteso *cluster* di micro-calcificazioni che, all’ingrandimento diretto, sono apparse polimorfe. Nel contesto di un corpus mammae irregolarmente addensato, si osservano ulteriori radiopacità, tuttavia non valutabili in assenza di esami precedenti di confronto, di epoca recente.

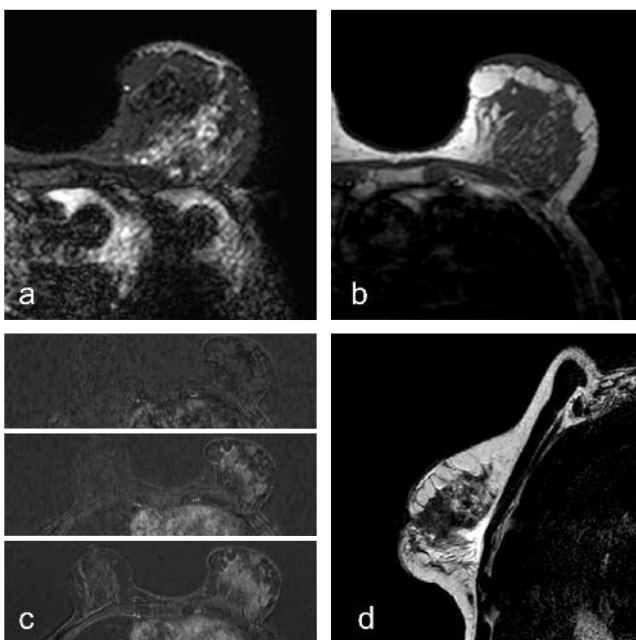


Fig. 8.1.2 Immagini acquisite nei piani assiale (a e b) e sagittale (d), con sequenze STIR (a), SE T1 (b) ed FSE T2(d).

In (c) sono riprodotte le prime tre immagini di sottrazione, dopo infusione e.v. di mdc di gadobutrolo; la seconda e la terza immagine sono sottratte dalla prima a 60 e 120 secondi dopo infusione.

Si osserva un precoce ed intenso effetto contrasto-grafico, caratterizzato da una curva dinamica del I tipo (maligno), che interessa disomogeneamente il volume mammario, localizzandosi alle molteplici formazioni confluenti.

A 2 minuti dall’infusione, il mdc si ridistribuisce pressoché all’intero parenchima ghiandolare, in accordo con quanto osservato nella sequenza in diffusione.



Fig. 8.1.3 Immagini acquisite con Tecnica DWI con valori del parametro "b" pari a 0 e 800 sec/mm².

Si osserva restrizione della diffusività che interessa gran parte del corpo mammario, inglobando sia le aree macrolesionali che le molteplici formazioni satelliti. Pare inoltre osservarsi estensione sottocutanea superficiale del segnale di restrizione, sospetta per infiltrazione.

L'analisi di dettaglio della sequenza, suffragata anche dalle misurazioni quantitative effettuate sulla mappa ADC (non inclusa nelle immagini a corredo), mostra valori significativi per processo eteroproduttivo diffuso, come si osserva nelle carcinomatosi.

Conclusioni: la diagnosi istologica post-chirurgica è stata di carcinoma lobulare infiltrante, multicentrico, con interessamento del piano cutaneo periareolare e di un lembo mediale del muscolo pettorale.

BIBLIOGRAFIA

1. – Marini C, Iacconi C, Giannelli M. Quantitative diffusion-weighted MRI in three differential diagnosis of breast lesion. *Eur Radiol* 2007;17(10):2646.
2. – Guo Y, Cai YQ, Cai ZL, et al., Differentiation of clinically benign and malignant breast lesions using diffusion-weighted imaging. *J Magn Reson Imaging*. 2002;16:172–8.
3. – Bammer R, Basic principles of diffusion-weighted imaging. *Eur J Radiol* 2003;45: 169-184.
4. – Sinha S, Lucas-Quesada FA, Sinha U, et al., In vivo diffusion-weighted MRI of the breast: potential for lesion characterization. *J Magn Reson Imaging* 2002;15:693-704.
5. – Kinoshita T, Yashiro N, Ihara N, et al., Diffusion-weighted half-Fourier single-shot turbo spin echo imaging in breast tumor: differentiation of invasive ductal carcinoma from fibroadenoma. *J Comput Assist Tomogr* 2002;26:1042-1046.

CASO 8.2

“In paziente di 40 anni con corpus mammae di tipo denso, reperto mammografico di piccola area di distorsione parenchimale, che sfuma all’ingrandimento diretto. Reper- to ecografico contestuale dubbio, per la presenza di formazione ipoecogena a mar- gini in parte sfumati, di 8 mm, che appare distorcere l’architettura ghiandolare adia- cente”

C. Bossi, A. Cassarà, G. Di Nardo, A. Carriero

KEY NOTES

Seppure la RM abbia minore specificità rispetto alla mammografia, il corpus mammae denso rappresenta, come è noto, un limite diagnostico in mammografia. A partire da questa considerazione, laddove non vi sia la possibilità di stilare una diagnosi comparativa tra mam- mografia ed ecografia, la RM diviene un termine diagno- stico di comparazione.

Per quanto detto, le sequenze morfologiche sono di utilità limitata: le condizioni di iperplasia focale, i tumori in- filtrativi in fase iniziale e le lesioni di piccolissima di- mensione non sono rilevabili nella maggior parte delle condizioni di indagine.

Peraltro, il valore di ADC ottenuto dallo studio RM in diffusione, può essere influenzato dalle modificazioni della ghiandola nelle diverse fasi del ciclo ovarico; per- tanto è indispensabile eseguire l’indagine entro la decima giornata del ciclo, previa sospensione della eventuale te- rapia ormonale in corso.

Studi recenti forniscono differenti valori di cut-off della mappa ADC, indicativamente compresi tra $0,9$ ed $1,5 \cdot 10^{-3} \text{ mm}^2/\text{s}$, indeterminazione che ha rilevanza pratica rela- tiva, dato che nella maggior parte delle circostanze i valori di ADC misurati sono nettamente a favore o sfa- vore di malignità.

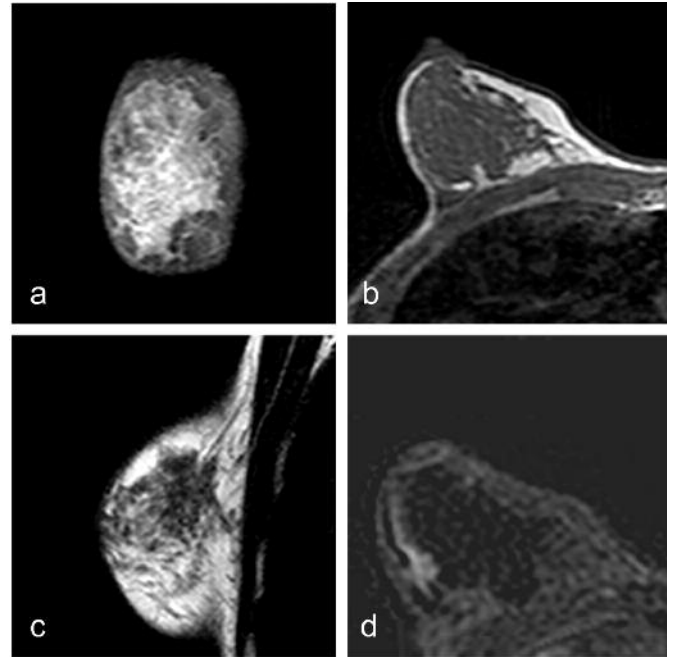


Fig. 8.2.1 a, b, c, d. Immagini acquisite nei piani coronale (a), assiale (b) e sagittale (c), con sequenze STIR (a), SE T1 (b) ed FSE T2 (c). Corpus mammae a struttura densa con corpo ghiandolare ben eviden- ziato in STIR, che occupa pressoché interamente il volume ghiando- lare. In questa sequenza non si evidenziano alterazioni di segnale.

L’analisi comparativa delle sequenze ponderate in T1 e T2 mostra area di aspetto nodulare, pressoché isointenso al parenchima, di circa 9 mm, localizzata al QSE/passaggio dei QE di destra. Si nota la presen- za di un tralcio fibroso apparentemente confluyente nella lesione.

In (d) è rappresentata la seconda sottratta dinamica, nel piano assiale, a 1 minuto dopo perfusione di mdc per via endovenosa. La sequenza ha documentato un *wash in* con velocità intermedia, una larga spalla e la mancanza di un significativo *wash out* a tre minuti (caratteristiche di tipo *borderline*). L’aspetto morfologico, unitamente al quadro delle restanti sequenze, ha fatto propendere per una diagnosi di verosimile adenosi focale in quadro di iperplasia fibro-parenchimale.

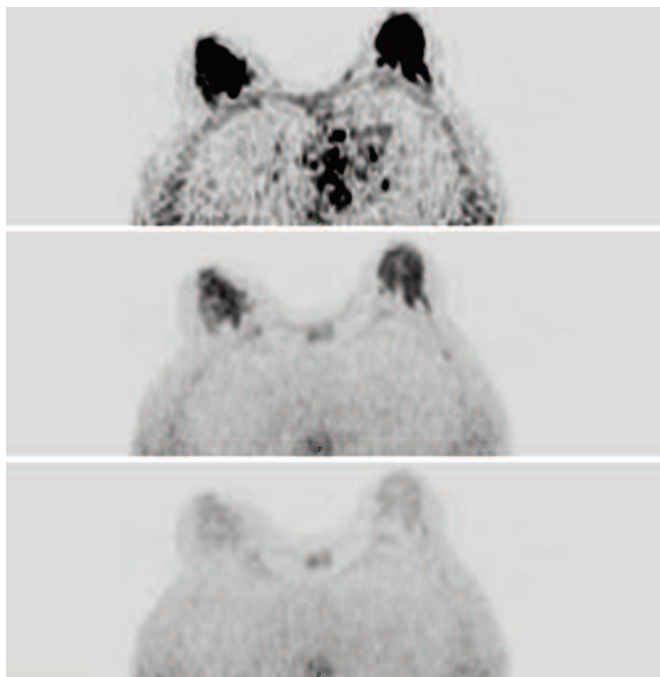


Fig. 8.2.2 Immagini assiali acquisite con sequenza DWI con b factor pari a 0, 400 e 800 sec / mm². Non si documentano aree di ristretta diffusività di significato patologico.

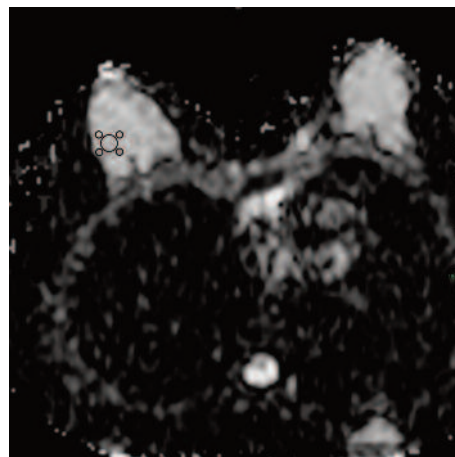


Fig. 8.2.3 Le differenti ROI effettuate in corso di refertazione non hanno evidenziato valori dubbi per patologia, nell'area interessata dal sospetto diagnostico.

Conclusioni: a fronte di un reperto istologico post-operatorio di iniziale forma lobulare infiltrativa in quadro di iperplasia atipica, la diffusione in RM non ha mostrato capacità diagnostiche aggiuntive.

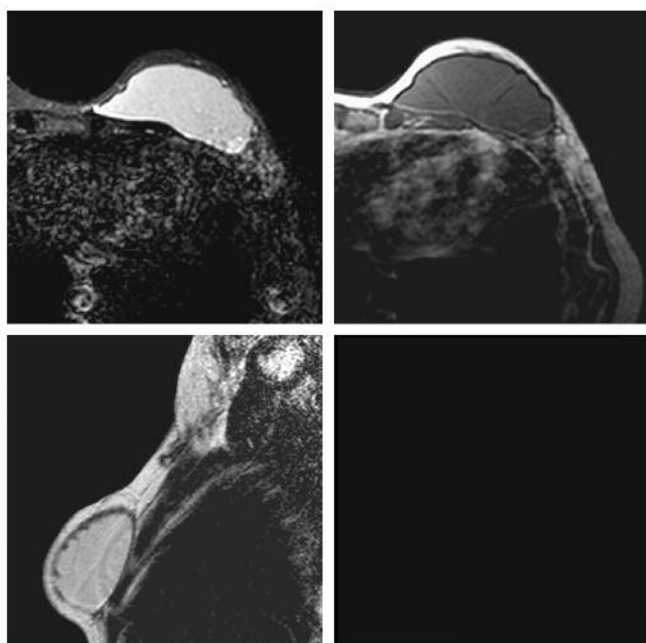
BIBLIOGRAFIA

1. – Bammer R, Basic principles of diffusion-weighted imaging. *Eur J Radiol* 2003;45:169-184.
2. – Sinha S, Lucas-Quesada FA, Sinha U, DeBruhl N, Bassett LW. In vivo diffusion-weighted MRI of the breast: potential for lesion characterization. *J Magn Reson Imaging* 2002;15:693-704.
3. – Kinoshita T, Yashiro N, Ihara N, Funatu H, Fakuma E, Narita M. Diffusion-weighted half-Fourier single-shot turbo spin echo imaging in breast tumor: differentiation of invasive ductal carcinoma from fibroadenoma. *J Comput Assist Tomogr* 2002;26:1042-1046.
4. – Woodhams R, Matsunaga K, Iwabuchi K, Kan S, Hata H, Kuranami M, et al. Diffusion-weighted imaging of malignant breast tumors: the usefulness of apparent diffusion coefficient (ADC) value and ADC map for the detection of malignant breast tumors and evaluation of cancer extension. *J Comput Assist Tomogr* 2005;29:644-649.
5. – DeBruhl ND, Michael D, Bassett LW. Magnetic resonance imaging of breast tumors. In: Bassett LW, Jackson VP, Fu KL, Fu YS, eds. *Diagnosis of diseases of the breast*, 2nd ed. Philadelphia: Elsevier Saunders, 2005:225-250
6. – Palle L, Reddy B, Role of diffusion MRI in characterizing benign and malignant breast lesions. *Indian J Radiol Imaging*; 2009;19(4): 287–290.

CASO 8.3

“Paziente di 45 anni sottoposta a mastectomia sinistra, radio e chemio trattata, in terapia con inibitori delle aromatasi. Controllo dopo posizionamento di protesi mammaria monocamerale sostitutiva a sinistra e compensatoria a destra: riscontro di addensamento pseudo-nodulare retroareolare destro con minima restrizione della diffusività, apparentemente privo di corrispettivo ecografico, compatibile in prima ipotesi con addensamento focale”

C. Bossi, A. Cassarà, G. Di Nardo, A. Carriero



KEY NOTES

Le protesi mammarie monocamerale a gel di silicone hanno permesso una ricostruzione protesica affidabile per le donne operate.

La RM è altresì in grado, oltre a fornire valutazioni del parenchima altrimenti difficili da ottenere, per la presenza delle protesi, di valutare l'integrità delle stesse e della pseudocapsula reattiva circostante.

La situazione descritta è particolarmente evidente nelle localizzazioni di ripresa di malattia della fascia adiposa retro cutanea e pre-toracica.

Va pertanto distinta l'indagine RM mirata allo studio protesico, per qualsivoglia motivo, dallo studio mammario in presenza di protesi.

Fig. 8.3.1 a, b, c Immagini acquisite nei piani assiale (a e b) e sagittale (c), in STIR (a) SE T1 (b) e T2 (c).

Piccola area di rimaneggiamento, di non sicuro significato diagnostico, al prolungamento ascellare sinistro, in esiti di linfoadenectomia.

Ulteriore alterazione del segnale RM in corrispondenza della capsula peripotesica ai q. esterni omolaterali, da definire in rapporto agli esiti chirurgici di mastectomia con ricostruzione protesica ancora relativamente recenti.

Nelle sequenze riprodotte nelle figure 8.3.1 non si evidenziano alterazioni in sede mammaria destra.

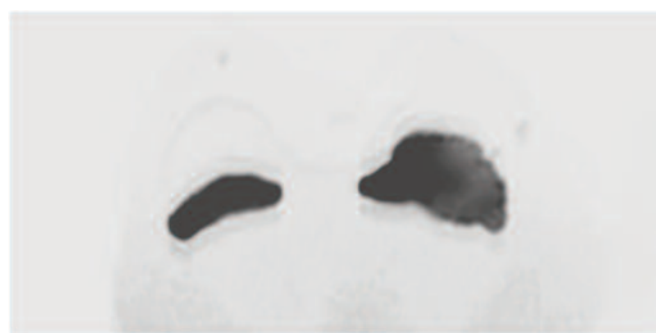
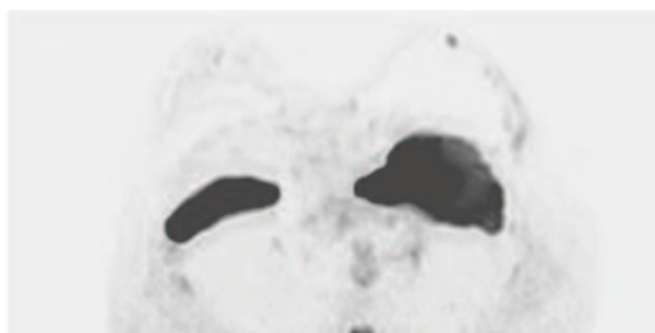


Fig. 8.3.2 Immagini assiali acquisite con Tecnica DWI con valori di b factor pari a 0 e 800 sec /mm², in acquisizione.

A sinistra si riscontra tenue e sfumata restrizione della diffusività in sede peri-protesica ed al prolungamento ascellare. Entrambi i reperti appaiono identificabili nelle aree di rimaneggiamento individuate nelle sequenze morfologiche.

La restrizione circoscritta della diffusività in tali sedi è stata posta in diagnosi differenziale con gli esiti chirurgici.

Ulteriore, piccola area di tenue restrizione della diffusività locale è presente in sede retroareolare destra. Anche questa seconda informazione è stata valutata dubitativamente, a causa della sua localizzazione in un'area ad alto orientamento istologico e, pertanto, spontaneamente anisotropa.



Fig. 8.3.3 I valori misurati della mappa ADC presentano valori sempre superiori al *cut-off*. Tale riscontro avvalorava l'ipotesi di relazione con i postumi di intervento.

BIBLIOGRAFIA

1. – Cascino TL, Kori S, Krol G, Foley KM, CT of the brachial plexus in patients with cancer. *Neurology* 1983;33:1553–1557.
2. – Castagno AA, Shuman WP, MR imaging in clinically suspected brachial plexus tumor. *AJR Am J Roentgenol* 1987;149:1219–1222.

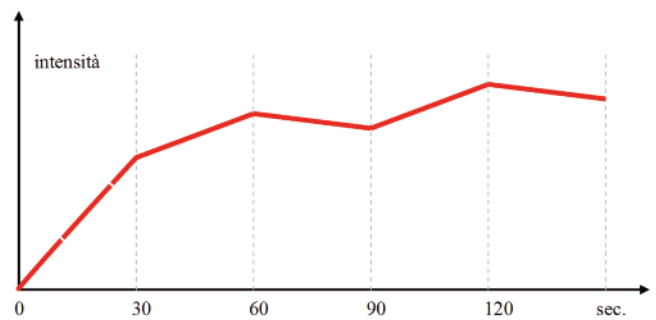


Fig. 8.3.4 La curva intensità tempo calcolata sulle sequenze dinamiche dopo somministrazione di m.d.c., documenta un'impregnazione focale non significativa per neo-angiogenesi.

Conclusioni: la paziente, seguita successivamente con cadenza quadrimestrale, si dimostra a tutt'ora libera da malattia.

3. – Wittenberg KH, Adkins MC, MR Imaging of Non-traumatic Brachial Plexopathies: Frequency and Spectrum of Findings. *RadioGraphics* 2000;20:1023–1032.
4. – Eksioğlu E, Aydog E, Unlu E, Cakci A, Keyik B, Brachial plexopathy due to breast cancer metastases. *Neurol India* 2007;55(2):176-7.

CASO 8.4

“Valutazione in paziente di anni 53 con corpus mammae di tipo fibroadiposo che presenta linfadenopatie ascellari e sovraclaveari, le prime istologicamente maligne, in progressa QUART per carcinoma, per sospetta localizzazione linfonodale”

C. Bossi, A. Cassarà, G. Di Nardo, A. Carriero

KEY NOTES

La paziente, nel sospetto di recidiva di carcinoma mammario, presenta linfonodi ascellari patologici con indicazione citologica che indirizza verso l'istotipo tubulare. Il precedente tumore era invece duttale.

La RM con sequenze in diffusione è stata richiesta dallo specialista radiologo, in assenza di patologia documentabile con le indagini tradizionali, per sospetta *C.U.P syndrome*.

Poiché nei tessuti biologici il movimento di diffusione include sia le molecole di acqua che la microcircolazione ematica, i valori di ADC possono risultare alterati. Nei tumori maligni, per effetto della neangiogenesi, il valore di ADC può essere fortemente influenzato dalla perfusione per valori di *b* relativamente piccoli. Per questo motivo, la DWI è, in combinazione con l'analisi delle sequenze contrastografiche dinamiche, il metodo migliore per individuare tumori occulti della mammella.

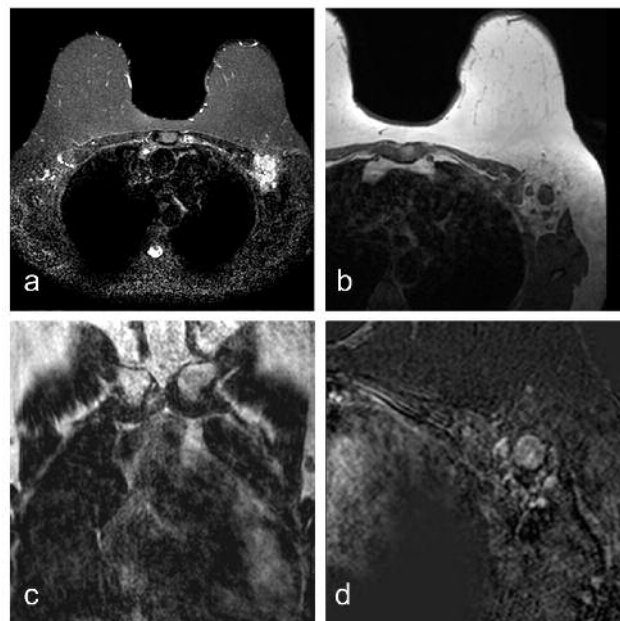


Fig. 8.4.1. a, b, c Immagini ottenute nei piani assiali con sequenze STIR (a) ed SE T1 (b), e con algoritmo MPR nel piano coronale (c). A livello mammario non si evidenziano alterazioni morfologiche e di segnale indicative per processi eteroproduttivi in atto.

Ispessimento cutaneo da stasi linfatica ai q. interni di sinistra.

Linfadenopatia di aspetto patologico in sede ascellare sinistra, con elementi del diametro massimo di 2 cm, associata a disomogeneità del tessuto adiposo perilesionale. Non si può escludere l'interessamento focale delle strutture muscolari della parete toracica.

In sede ascellare destra, sovraclaveare e lungo la catena mammaria interna di sinistra sono presenti linfonodi con corticale modicamente ispessita. Nella sequenza STIR (a) si apprezzano inoltre aree di iperintensità di segnale a livello della porzione sinistra del manubrio sternale e del terzo prossimale della clavicola, compatibili con localizzazione di malattia. **Fig. 8.4.1 d.** immagine sottratta dopo infusione di mdc, a 1 minuto. Si conferma, con l'evidenza di una precoce e brillante impregnazione contrastografica l'aspetto patologico della linfadenopatia ascellare sinistra, in totale assenza di altre focalità di *contrast-enhancement*. Il tessuto adiposo e fasciale sottoascellare risulta irregolarmente e sfumatamente interessato dal processo di impregnazione. Il reperto è da considerarsi alla luce della naturale, scarsa risposta al m.d.c. da parte delle componenti adipose.

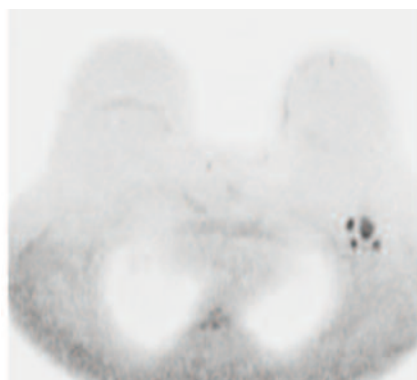
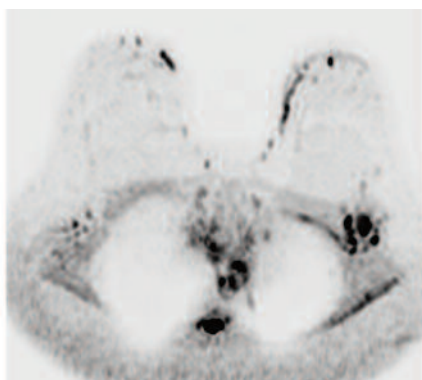


Fig. 8.4.2 a, b Immagini acquisite in Tecnica DWI, con *b factor* pari a 0 e 800 sec/mm², assiale.

Al di là di una minima restrizione della diffusività che si evidenzia in sede cutanea dei q. interni di sinistra, per la pachidermia linfangitica sopra riferita, si documenta la presenza di rilevante restrizione in sede linfadenopatica ascellare omolaterale. Appaiono del tutto sgombri da fenomeni restrittivi i corpi mammari.

Conclusioni: *C.U.P. syndrome* con localizzazioni ascellari. La successiva indagine scintigrafica ha confermato le localizzazioni descritte a livello scheletrico e l'assenza di captazione del tracciante in sede mammaria.

BIBLIOGRAFIA

1. – Bammer R, Basic principles of diffusion-weighted imaging. *Eur J Radiol* 2003;45:169-184.
2. – Kinoshita T, Yashiro N, Ihara N, et al., Diffusion-weighted half-Fourier single-shot turbo spin echo imaging in breast tumor: differentiation of invasive ductal carcinoma from fibroadenoma. *J Comput Assist Tomogr* 2002;26:1042-1046.
3. – Woodhams R, Matsunaga K, Iwabuchi K, et al., Diffusion-weighted imaging of malignant breast tumors: the usefulness of apparent diffusion coefficient (ADC) value and ADC map for the detection of malignant breast tumors and evaluation of cancer extension. *J Comput Assist Tomogr* 2005;29:644-649.
4. – Bluemke DA, Gatsonis CA, Chen MH, DeAngelis GA, DeBruhl N, Harms S, et al. Magnetic resonance imaging of the breast prior to biopsy. *JAMA* 2004; 292: 2735-2742.
5. – Orel SG, Schnall MD. MR imaging of the breast for the detection, diagnosis, and staging of breast cancer. *Radiology* 2001; 220: 13-30.
6. – Ikeda DM, Baker DR, Daniel BL. Magnetic resonance imaging of breast cancer : clinical indications and breast MRI reporting system. *J Magn Reson Imaging* 2000;12:975-983
7. – Siegmann KC, Muller-Schimpfle M, Schick F, Remy CT, Fersis N, Ruck P, et al. MR imaging-detected breast lesion: histopathologic correlation of lesion characteristics and signal intensity data. *AJR Am J Roentgenol* 2002;178:1403-1409.

CASO 9.1

“Paziente portatore di carcinoma squamocellulare ilare sinistro”

A. Saponaro, A. Stecco, F. Tondo,
G. Di Nardo, A. Carriero

KEY NOTES

Le sequenze pesate in diffusione offrono una nuova possibilità di caratterizzazione tissutale con RM.

Le informazioni fornite riflettono la struttura dei tessuti a livello cellulare; in particolare l'intensità del segnale è influenzata dalla densità cellulare, dalla presenza di giunzioni strette intercellulari, di membrane cellulari, di fibre, di organuli intracellulari.

Diversi studi, su altri distretti corporei, hanno in passato evidenziato differenze statisticamente significative dei valori di ADC di lesioni benigne e maligne. Nei tumori la densità cellulare aumenta rispetto ai tessuti normali, e l'ADC di conseguenza diminuisce nei pazienti affetti da neoplasie maligne a vario grado di differenziazione.

In letteratura è presente un limitato numero di studi che hanno valutato il possibile impiego del DWI in ambito toracico.

In questo caso la TC con mdc di un paziente inviato nel sospetto clinico di neoplasia polmonare documenta la presenza di formazione nodulare solida ilare sinistra; successivamente viene eseguita la RM con sequenze DWI che evidenziano la presenza di un patologico incremento di segnale in sede ilare sinistra. Sulla mappa ADC viene posizionata una ROI per il calcolo del Coefficiente di Diffusione Apparente, che risulta relativamente basso. L'elevata cellularità della lesione (carcinoma squamocellulare, G3) è alla base della restrizione della diffusività tissutale.

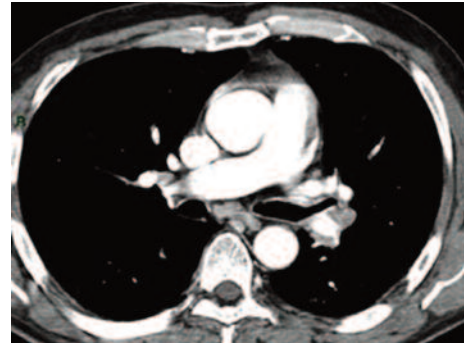


Fig. 9.1.1 Scansione TC acquisita dopo somministrazione di mdc (finestra per mediastino).

Si osserva la presenza di una formazione nodulare solida ilare sinistra.

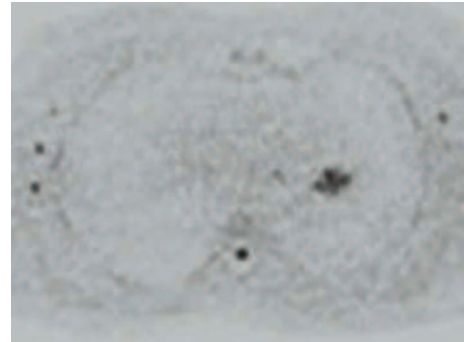


Fig. 9.1.2 Sequenze DWI, acquisite con b factor pari a 1000.

La lesione determina patologica restrizione della diffusività tissutale presentando elevato segnale nelle sequenze presentate.

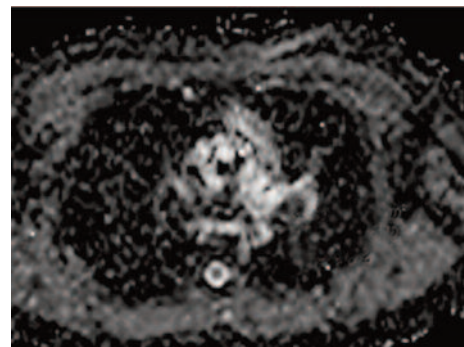


Fig. 9.1.3 Mappa ADC.

Il posizionamento della ROI ha documentato valori medi del coefficiente di diffusione apparente (ADC) relativamente bassi ($1,17 \times 10^{-3}$ mm²/sec).

BIBLIOGRAFIA

1. – Guo Y, Cai YQ, Cai ZL et al (2002) Differentiation of clinically benign and malignant breast lesions using diffusion-weighted imaging. *JMRI* 16:172–178
2. – Kinoshita T, Yashiro N, Ihara N et al (2002) Diffusion-weighted half-Fourier single-shot turbo spin echo imaging in breast tumors: differentiation of invasive ductal carcinoma from fibroadenoma. *J Comput Assist Tomogr* 26:1042–1046
3. – Ichikawa T, Araki T (1999) Fast magnetic resonance imaging of liver. *Eur J Radiol* 29:186–210
4. – Wang J, Takashima S, Takayama F et al (2001) Head and neck lesions: characterization with diffusion weighted echo-planar MR imaging. *Radiology* 220:621–630
5. – Yoshino N, Yamada I, Ohbayashi N et al (2002) Salivary glands and lesions: evaluation of apparent diffusion coefficients with split-echo diffusion weighted MR imaging: initial results. *Radiology* 221:837–842
6. – Sumi M, Takagi Y, Uetani M et al (2002) Diffusion-weighted echoplanar MR imaging of the salivary glands. *AJR Am J Roentgenol* 178:959–965
7. – Sumi M, Sakihama N, Sumi T et al (2003) Discrimination of metastatic cervical lymph nodes with diffusion-weighted MR imaging in patients with head and neck cancer. *AJNR Am J Neuroradiol* 24:1627–1634

CASO 9.2

“Paziente portatore di polmonite cronica lipoidea”

A. Saponaro, A. Stecco, F. Tondo,
G. Di Nardo, A. Carriero

KEY NOTES

I lipidi che possono accumularsi nel polmone derivano da fonti endogene o esogene.

Il deposito lipidico endogeno si verifica nelle polmoniti ostruttive, nella proteinosi alveolare e a causa di patologie ereditarie del metabolismo lipidico.

L'accumulo da fonti esogene è legato all'inalazione di oli minerali, vegetali o animali presenti nel cibo.

La polmonite lipoidea ha come agente eziologico principale l'inalazione di olio minerale.

Molti pazienti sono asintomatici, mentre alcuni lamentano tosse cronica, o dolore pleurítico.

Il quadro radiografico deriva da consolidamento degli spazi aerei mono o bilaterale, con predominanza spesso basale o peri-ilare, anche se la sede anatomica spesso riflette la posizione del paziente.

In TC la presenza di aree di ridotta attenuazione (-90HU) possono aiutare nella diagnosi differenziale.

Nel nostro caso l'utilizzo della RM con sequenze DWI ha permesso di evidenziare un'area di ipersegnale, con coefficiente di diffusione apparente relativamente alto. Il valore del coefficiente di diffusione apparente ha orientato verso l'ipotesi diagnostica di una lesione benigna.



Fig. 9.2.1 RX in proiezione Postero-Anteriore. Addensamento a margini sfumati a livello dell'angolo cardio-frenico destro.

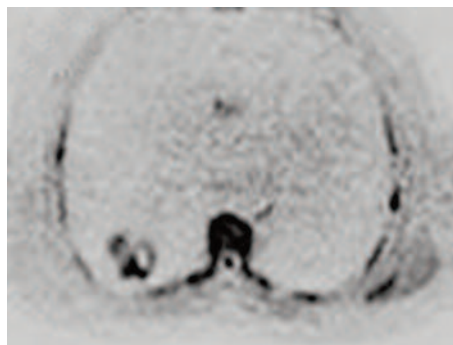


Fig. 9.2.2 Sequenze DWI acquisite con b factor pari a 1000. La lesione determina blanda restrizione della diffusività tissutale e presenta segnale disomogeneo.

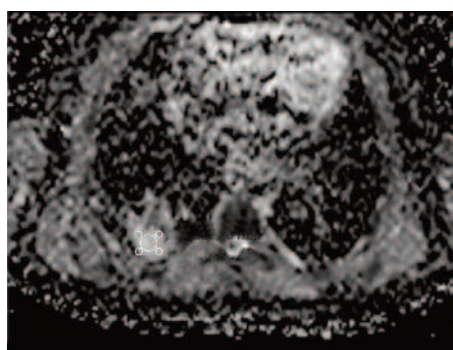


Fig. 9.2.3 Mappa ADC. Il posizionamento della ROI documenta valori medi di ADC relativamente alti ($1,88 \times 10^{-3} \text{ mm}^2/\text{s}$).

BIBLIOGRAFIA

1. – Matoba M, Tonami H, Kondou T et al (2007) Lung carcinoma: diffusion weighted MR imaging-preliminary evaluation with apparent diffusion coefficient. *Radiology* 243:570–577.
2. – Mori T, Nomori H, Ikeda K et al (2008) Diffusion-weighted magnetic resonance imaging for diagnosis malignant pulmonary nodules/masses: comparison with positron emission tomography. *J Thorac Oncol* 3:358–364.
3. – Satoh S, Kitazume Y, Ohdama S et al (2008) Can malignant and benign pulmonary nodules be differentiated with diffusion-weighted MRI? *AJR* 191:464–470.

CASO 9.3

“Paziente portatore di carcinoide tipico”

A. Saponaro, A. Stecco, F. Tondo,
G. Di Nardo, A. Carriero

KEY NOTES

I carcinoidi bronchiali rappresentano dall'1 al 5% di tutti i tumori polmonari, colpiscono soggetti di età inferiore ai 40 anni, non hanno predilezione di sesso e non sono particolarmente legati al fumo di sigaretta o a fattori ambientali.

Tali neoplasie sono caratterizzate dalla differenziazione neuroendocrina tipica delle cellule di Kulchitsky della mucosa bronchiale; occasionalmente i carcinoidi bronchiali fanno parte di un quadro di neoplasia endocrina multipla.

I sintomi sono tosse persistente, emottisi e disturbi del drenaggio dovuti alla crescita intraluminale.

La sopravvivenza a 5-10 anni è del 50-95%; una minoranza, i “carcinoidi atipici”, presenta comportamento aggressivo con presenza di necrosi e atipie citologiche, con il 50% di recidive e metastasi entro i 2 anni.



Fig. 9.3.1 a, b Scansione TC acquisita dopo somministrazione di mdc (a), riformattazione sul piano coronale (b).

Si apprezza lesione nodulare nel lobo polmonare di destra.

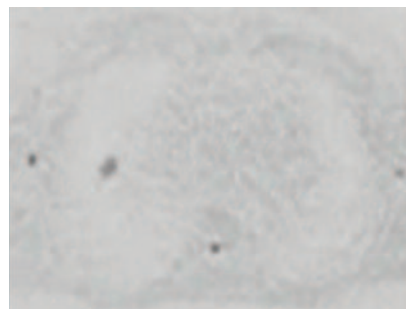


Fig. 9.3.2 Sequenze DWI, acquisite con b factor pari a 1000. Si documenta la presenza di un nodulo polmonare, moderatamente iperintenso in DWI.

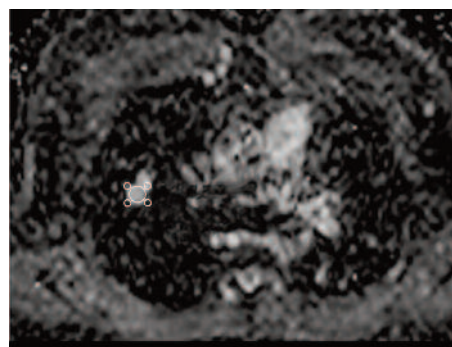


Fig. 9.3.3 Mappa ADC. Sulla mappa ADC è stata posizionata una ROI che ha documentato un valore relativamente alto del coefficiente ($2,2 \times 10^{-3} \text{ mm}^2/\text{s}$); tale dato ha fornito un' indicazione sulla bassa aggressività biologica della lesione.

BIBLIOGRAFIA

1. – Matoba M, Tonami H, Kondou T et al (2007) Lung carcinoma: diffusion weighted MR imaging-preliminary evaluation with apparent diffusion coefficient. *Radiology* 243:570–577.
2. – Mori T, Nomori H, Ikeda K et al (2008) Diffusion-weighted magnetic resonance imaging for diagnosis malignant pulmonary nodules/masses: comparison with positron emission tomography. *J Thorac Oncol* 3:358–364.
3. – Satoh S, Kitazume Y, Ohdama S et al (2008) Can malignant and benign pulmonary nodules be differentiated with diffusion-weighted MRI? *AJR* 191:464–470.

CASO 9.4

“Paziente portatore di teratoma cistico”

A. Saponaro, A. Stecco, F. Tondo,
G. Di Nardo, A. Carriero

KEY NOTES

Il teratoma è una neoplasia costituita da uno o più tipi di tessuto derivato da più di uno strato della linea germinativa. Nel mediastino la maggior parte delle lesioni sono di natura cistica e benigna.

Molti teratomi maturi non provocano una evidente sintomatologia e vengono spesso individuati all'RX standard del torace spesso occasionalmente.

Quando il teratoma raggiunge elevate dimensioni, può causare dispnea, tosse, oppressione e dolore retro sternale. Alla radiografia il Teratoma è evidenziabile spesso in sede anteriore in prossimità dei grossi vasi.

Con la TC si possono evidenziare margini netti, lisci, lobulati, con tessuto molle, liquido, solido e calcifico.

Occasionalmente in entrambe le metodiche si può osservare un livello liquido-grasso.

Il Teratoma può dare complicanze come atelectasia, polmoniti, versamento. Nel nostro caso la mappa ADC ha consentito di ottenere un valore alto pari a $2,3 \times 10^{-3} \text{ mm}^2/\text{s}$ che, successivamente alla diagnosi istopatologica, ha reso concreta la nostra diagnosi radiologica che propendeva su una lesione con caratteristiche di benignità.



Fig. 9.41 RX Torace in PA - Si osserva slargamento mediastinico con margini convessi.

BIBLIOGRAFIA

1. – Sommer G et al., Signal characteristics of focal bone marrow lesions in patients with multiple myeloma using whole body T1w-TSE, T2w-STIR and diffusion-weighted imaging with background suppression. *Eur Radiol.* 2011; 21(4):857-62.
2. – Nanni C et al., Role of 18F-FDG PET/CT in the assessment of bone involvement in newly diagnosed



Fig. 9.4.2 Mappa ADC.

Il posizionamento della ROI documenta valori medi di ADC relativamente alti ($2,3 \times 10^{-3} \text{ mm}^2/\text{s}$)

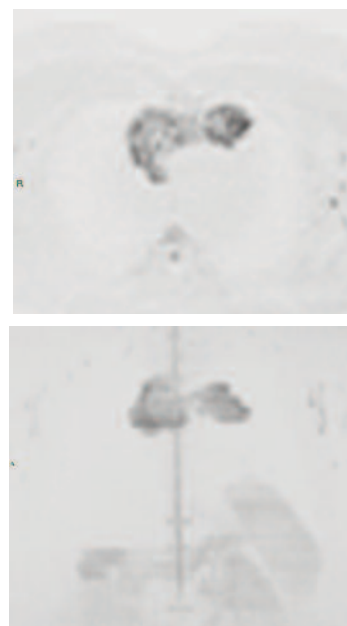


Fig. 9.4.3 e 9.4.4 Sequenze DWI acquisite con b factor pari a 1000. La lesione determina restrizione della diffusività tissutale e presenta aumento del segnale.

multiple myeloma: preliminary results. *Eur J Nucl Med Mol Imaging* 2006; (33):525–531.

3. – Rajkumar SV et al., Multiple myeloma: diagnosis and treatment. *Mayo Clin Proc* 2005; (80):1371–1382.

4. – Kwee TC et al., Diffusion-weighted whole-body imaging with background body signal suppression (DWIBS): features and potential applications in oncology. *Eur Radiol* 2008; (18):1937–1952.

CASO 10.1

“Colangiocarcinoma extraepatico: paziente di anni 65 con sintomatologia dolorosa addominale e riscontro US di dilatazione delle vie biliare intraepatiche e della VBP prossimale”

B. Cusati, G. Di Costanzo, T. Lembo, A. Ragozzino

KEY NOTES

Il colangiocarcinoma è il secondo più comune tumore primitivo epatico dopo il carcinoma epatocellulare ed è considerata una malattia devastante, con un tasso di sopravvivenza scarso e con poche opzioni terapeutiche. Anatomicamente, il colangiocarcinoma è classificato come intraepatico quando si sviluppa nel fegato, ilare quando si presenta alla confluenza dei dotti epatici di destra e di sinistra, ed extraepatico quando origina a valle della confluenza. Sulla base della loro crescita, il colangiocarcinoma può presentarsi sotto tre forme: mass-like, periduttale, intraduttale.

Le tecniche di imaging hanno, nel corso di questi anni, significativamente aumentato il tasso di detezione e l'accuratezza diagnostica del colangiocarcinoma extraepatico.

In particolare la Risonanza Magnetica è in grado di riconoscere la sede e la morfologia dell'ostruzione con elevata sensibilità (87%) sebbene presenti una minor specificità (51%) nella caratterizzazione della causa dell'ostruzione per problematiche di diagnosi differenziale tra colangiocarcinoma con pattern di crescita infiltrativo e stenosi infiammatoria cronica e colangiocarcinoma con pattern di crescita endoluminale con quadri non tipici di coledocolitiasi. Più agevole e diretta la diagnosi di colangiocarcinoma con pattern di crescita a massa.

Lo sviluppo delle tecniche di fast imaging, in particolare dell'imaging single shot echo planare, ha determinato un significativo ampliamento delle indicazioni dello studio in diffusione in ambito addominale, in particolare nel paziente oncologico. Alcuni Autori hanno dimostrato che la DWI presenta una maggiore sensibilità e specificità rispetto alla CPRM nella diagnosi di colangiocarcinoma potendo rilevare la lesione con maggiore nettezza rispetto alla colangio-RM.

Anche nella nostra esperienza le immagini con alti valori di b (b value =800) consentono l'agevole identificazione della lesione neoplastica che mostra una netta iperintensità del segnale con valori medi di ADC di $1,31 \pm 0,29 \times 10^{-3} \text{ mm}^2/\text{s}$.

Tali immagini, inoltre, possono essere di supporto nella diagnosi differenziale tra stenosi maligna (secondaria a colangiocarcinoma o a carcinoma pancreatico) e stenosi benigne (secondaria a coledocolitiasi) e nel definire con maggiore accuratezza il livello di ostruzione.

In conclusione la DWI è in grado di fornire informazioni cliniche aggiuntive a quelle fornite dalla Colangio RM con un approccio più intuitivo nell'identificazione e conferma della diagnosi.

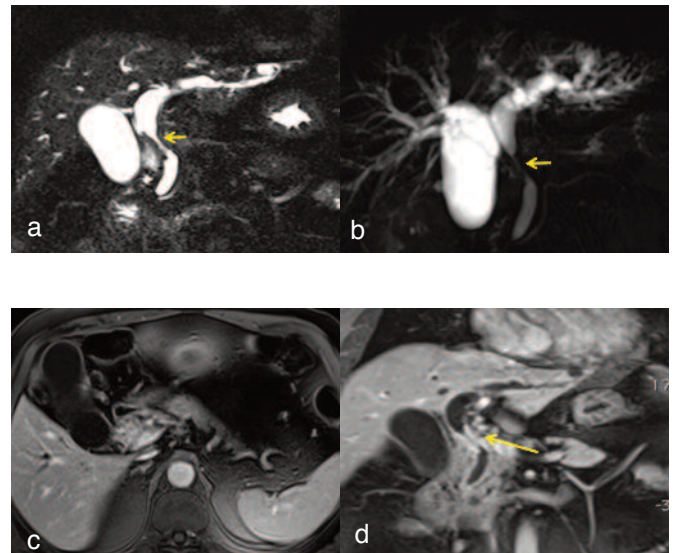


Fig 10.1.1 a, b, c, d Sequenza Haste T2 Fat Sat coronale (a), colangiografia Single Shot FSE 2D a slab singola (b), FI 2D T1 out-phase assiale (c) e coronale all'equilibrio (d).

ispessimento parietale concentrico a margini irregolari del III medio della VBP (freccia) con conseguente riduzione di calibro della stessa e dilatazione delle vie biliari a monte (a). La sequenza colangiografica conferma la dilatazione della via biliare principale e delle vie biliari intraepatiche secondaria alla stenosi del coledoco in corrispondenza del terzo medio (freccia, b). Le immagini contrastografiche confermano il netto ispessimento caratterizzato da vivace impregnazione post-contrastografica (freccia c, d).

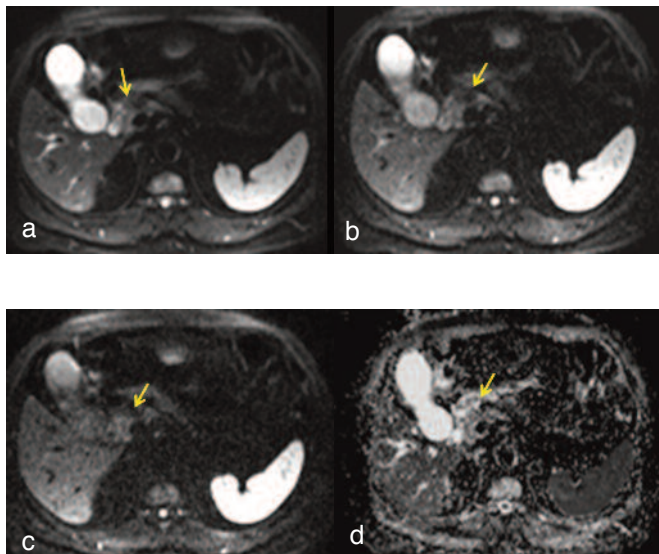


Fig 10.1.2 a, b, c, d Sequenza DWI assiale a *b-value* 50 (a), 400 (b), 800 (c) e relativa mappa di ADC (d).
La sequenza in diffusione dimostra l'elevato segnale del tessuto solido concentrico pericoledocico con inversione nella mappa di ADC da restrizione della diffusività, con valore medio del Coefficiente di Diffusione Apparente di circa $1,26 \pm 0,29$.

CASO 10.2

“Ascesso epatico: paziente di anni 83, con CEA ed enolasi ai limiti alti, leucocitosi 26.000 e iperbilirubinemia. Riscontro US di formazione nodulare epatica al lobo destro di ecogenicità disomogenea”

B. Cusati, G. Di Costanzo, M. De Siero, A. Ragozzino

KEY NOTES

L'ascesso è il risultato di un'infezione sostenuta da funghi o batteri. Nel fegato, l'ascesso di natura piogenica è il più frequente ed è generalmente secondario a patologia biliare, a patologia infettiva portale, per estensione diretta di processi infettivi in organi adiacenti, per diffusione ematogena ma spesso risulta criptogenico (circa il 50% dei casi). In circa il 70% dei casi, si rileva una singola lesione interessante il lobo epatico destro, meno frequentemente sono evidenziate multiple lesioni.

Alla RM, l'ascesso presenta segnale ipointenso nelle immagini T1 pesate e segnale iperintenso nelle immagini T2-pesate; dopo contrasto in vena è possibile rilevare

BIBLIOGRAFIA

1. – Cui XY, Chen HW. Role of diffusion-weighted magnetic resonance imaging in the diagnosis of extrahepatic cholangiocarcinoma. *World J Gastro-enterol.* 2010;16(25):3196-201.
2. – Koh DM, Thoeny HC. Diffusion Weighted MR Imaging. Applications in the Body. 2010 Ed. Springer.
3. – Masselli G, Gualdi G. Hilar cholangio-carcinoma: MRI/MRCP in staging and treatment planning. *Abdom Imaging.* 2008;33(4):444-51.
4. – Matos C, Serrao E, Bali MA. Magnetic resonance imaging of biliary tumors. *Magn Reson Imaging Clin N Am.* 2010;18(3):477-96.

edema perilesionale con aloni periferico secondario ad un aumento della permeabilità capillare che è più frequente nell'infezione da piogeni.

Problematiche di diagnostica differenziale possono talora proporsi nei confronti della lesione metastatica che può anch'essa presentare edema perilesionale nelle immagini pesate in T2, sebbene di aiuto, in tali casi, è la diversa presentazione clinica del paziente con ascesso epatico

Recentemente è stato valutato il ruolo della DW-MRI nella differenziazione degli ascessi epatici da lesioni neoplastiche, in particolare Chan ha affermato che l'imaging RM pesato in diffusione (DWI) possa rappresentare una tecnica di imaging non invasivo utile nel differenziare l'ascesso epatico dal tumore cistico o con ampia componente necrotica. Nel loro lavoro infatti riporta che l'ascesso presenta una diffusione ristretta con coefficiente medio di diffusione apparente (ADC) di $1,09 \pm 0,32 \times 10^{-3} \text{ mm}^2 / \text{sec}$. al contrario dei t. cistici /necrotici che presentano basso segnale in DWI con valori elevati di ADC ($2,65 \pm 0,49 \times 10^{-3} \text{ mm}^2 / \text{sec}$).

Questo diverso comportamento dell'ascesso può essere messo in relazione alle diverse caratteristiche del contenuto che, nel caso dell'ascesso, è denso e viscoso con presenza di infiltrati cellulari.

In conclusione sebbene ancora sia da definire il ruolo della DWI ed il suo impatto diagnostico, appare giustificato la sua routinaria inclusione nei protocolli di studio del fegato per il suo breve tempo di acquisizione, la sensibilità e le ulteriori informazioni che è in grado di fornire.

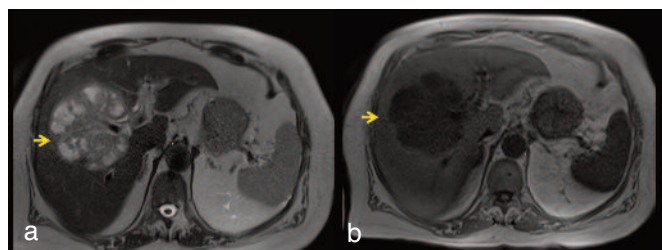


Fig. 10.2.1 a, b Sequenza Haste T2 assiale e FI 2D T1 out-phase assiale.

Voluminosa lesione espansiva a margini polilobati e limiti netti, localizzata al V-VIII segmento epatico, con struttura disomogeneamente iperintensa in T2 ed ipointensa in T1 per la presenza di multipli e grossi setti e lacune cistico-necrotiche contestuali.

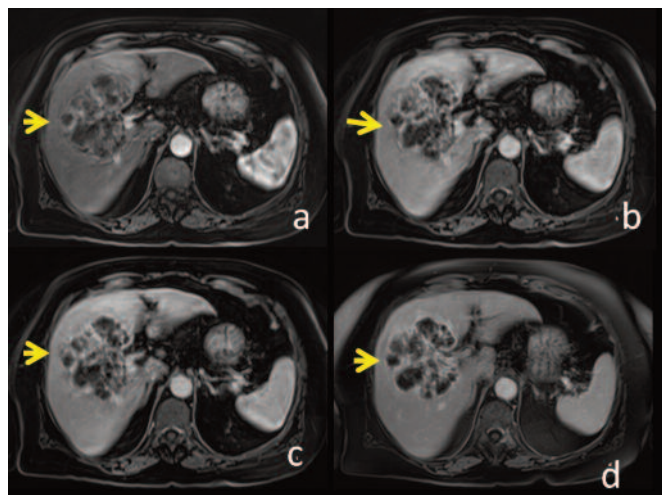


Fig. 10.2.2 a, b, c, d Studio dinamico con mdc ev: sequenza Vibe 3D T1 FS assiale in fase arteriosa (a), portale (b) e venosa (c); sequenza FI 2D T1 out-phase assiale in fase di equilibrio (d). La lesione mostra precoce ed intenso enhancement circinato e dei setti interni con mancata impregnazione della componente cistico-necrotica contestuale, ed assume accrescimento di aspetto espansivo con dislocazione del ramo portale destro e della vena sovraepatica destra e media senza segni di infiltrazione.

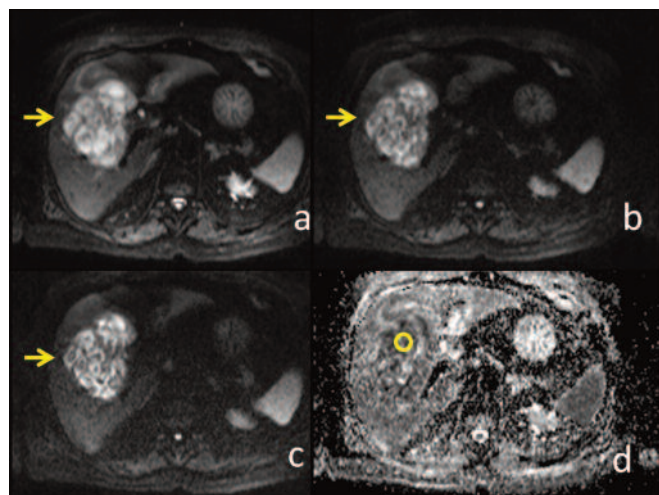


Fig. 10.2.3 a, b, c, d Sequenza DWI assiale a *b-value* 50 (a), 400 (b) e 800 (c) e relativa mappa di ADC (d).

La lesione mostra disomogeneo ma prevalente elevato segnale in diffusione con netto decremento nella mappa di ADC; il valore medio del Coefficiente di Diffusione Apparente rilevato nelle zone cistico-necrotiche è risultato di circa $0,9 \pm 0,2$.

BIBLIOGRAFIA

1. – Chan JH, Tsui EY et al. Diffusion-weighted MR imaging of the liver: distinguishing hepatic abscess from cystic or necrotic tumor. *Addom Imaging* 2001 26:161-165.
2. – Parikh T, Drew SJ, Lee VS, et al. Focal Liver Lesion Detection and Characterization with Diffusion weighted MR Imaging: Comparison with Standard Breath-hold T2-weighted Imaging. *Radiology*. 2008 246(3):812-822.
3. – Vossen JA, Buijs M, Liapi E, et al. Receiver operating characteristic analysis of diffusion-weighted magnetic resonance imaging in differentiating hepatic hemangioma from other hypervascular liver lesions. *J Comput Assist Tomogr*. 2008 32(5):750-6.

CASO 10.3

“HCC: paziente epatopatico. Progresso sanguinamento di HCC sottocapsulare al segmento II. Follow-up con esame RM. AlfaFP 15 ng/ml”

B. Cusati, G. Di Costanzo, I. Ferrara, A. Ragozzino

KEY NOTES

Nel fegato cirrotico, i noduli epatocellulari sono classificati, secondo quanto proposto dal Working Party del Congresso Mondiale di Gastroenterologia nel 1994, in noduli rigenerativi (NR), displasici (ND) o epatocarcinomi (HCC). I ND sono ulteriormente classificati a basso e ad alto grado.

I criteri che caratterizzano i singoli step della carcinogenesi sono basati sulla cellularità, dimensioni e comparsa di atipie su sezioni di istopatologia.

La distinzione tra ogni step tuttavia non è sempre chiara, la diagnosi differenziale con le tecniche di imaging, clinicamente importante tra un ND ed un HCC in una fase precoce per la immediata resezione chirurgica o trapianto, al fine di garantire una migliore possibilità di sopravvivenza al paziente, risulta spesso difficile o impossibile. Caratteristicamente in RM quando si sviluppano foci di HCC nell'ambito di un preesistente nodulo displastico è possibile rilevare, nelle immagini T2 ponderate, la comparsa di un focus di alta intensità del segnale entro un nodulo di bassa intensità del segnale; nelle immagini T1 pesate può osservarsi un focus di ipointensità T1 all'interno di un nodulo displastico iperintenso. In fase dinamica di studio, il nodulo di HCC interno dimostra un tipico enhancement arterioso, mentre il nodulo displastico, esterno, in genere resta ipovascolare. Tale aspetto configura il quadro del “nodulo su nodulo”.

Il ruolo della DW-MRI nel discriminare un NR o ND da un nodulo di HCC è ancora in corso di definizione.

Uno studio sperimentale preliminare su modello animale ha dimostrato che l'imaging in diffusione può essere utile nella caratterizzazione delle lesioni focali epatiche nodulari in fegato cirrotico.

I NR ed i ND hanno presentato analoghi valori di ADC, di poco inferiori al parenchima adiacente e ciò non deve sorprendere se si considera che i ND sono noduli rigene-

rativi che hanno una modesta più alta densità cellulare rispetto a quella del fegato cirrotico e contengono cellule atipiche senza precise caratteristiche istologiche di malignità. I noduli di HCC, di contro, hanno presentato valori di ADC lievemente inferiori ai ND ma non è stata osservata nessuna differenza significativa tra loro. Gli Autori, pertanto, concludono che i valori di ADC non possono essere utilizzati in modo efficiente per distinguere i noduli di HCC ben differenziati dai ND.

In un recente studio clinico su pazienti con cirrosi, i noduli di HCC moderatamente e scarsamente differenziati hanno mostrato valori di ADC (media (SD) ADC e ADC ratio rispettivamente di $1,28 \times 10^{-3}$ [0.25] mm^2/s e 0,88) significativamente più bassi (rispettivamente $p < 0.01$ e $p < 0.001$,) rispetto ai valori di ADC dei ND (1.53×10^{-3} [0.33] mm^2/s and 1.00 [0.08]). Gli Autori, inoltre, nello stesso studio hanno dimostrato che tutte le lesioni iso o ipovascolari nello studio dinamico con gadolinio ma visibili nelle immagini in DW-MRI sono risultati noduli di HCC scarsamente differenziati, mentre le lesioni non visibili nell'imaging in diffusione sono risultati essere noduli di HCC di basso grado o noduli displastici. In conclusione gli Autori sottolineano che la RM pesata in diffusione sia in grado di fornire informazioni supplementari per differenziare i noduli di HCC da i ND e, quando combinato con lo studio dinamico, lo studio in diffusione permette nel paziente cirrotico una migliore caratterizzazione del nodulo di HCC rispetto al ND con una accuratezza del 93.2% vs il 74,58% del solo esame dinamico.

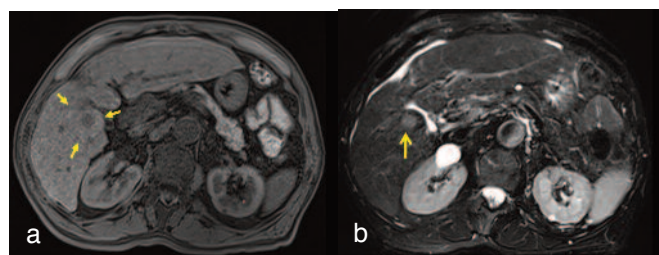


Fig. 10.3.1 a, b Sequenza Vibe T1 3D FS e TSE T2 FS assiale.

A carico del V segmento epatico in pericolecistica, rilievo di un'area nodulare di circa 30mm, iso-ipointensa in T2 ed isointensa in T1, nel cui contesto spicca un ulteriore nodulo di circa 15mm, nettamente iperintenso in T2 ed ipointenso in T1.

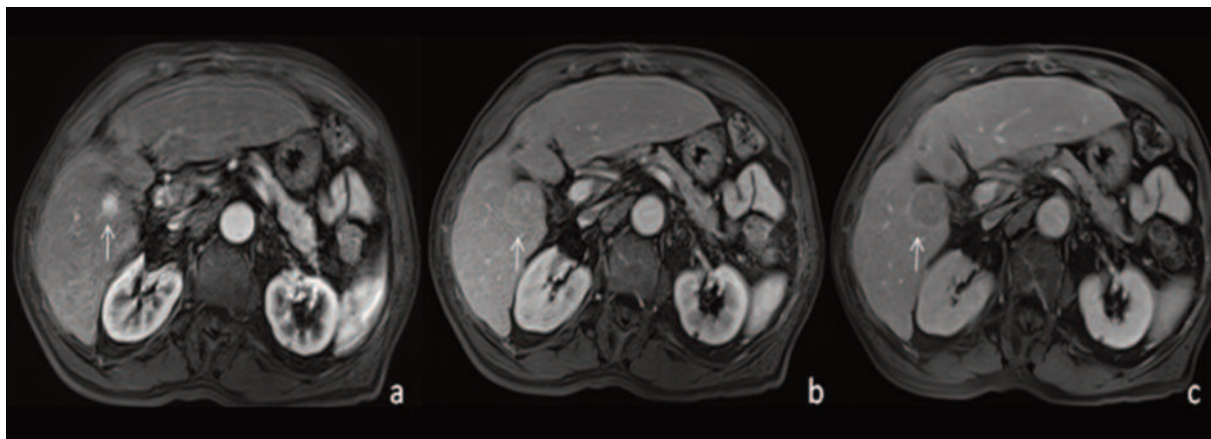


Fig. 10.3.2 a, b, c Studio dinamico trifasico con sequenza Vibe 3D T1 FS assiale in fase arteriosa (a), portale (b) e tardiva (d). Il piccolo nodulo di 15mm nel contesto dell'area nodulare del V segmento mostra vivace enhancement arterioso con rapido wash-out, come da focolaio di degenerazione di epatocarcinoma in nodulo displasico.

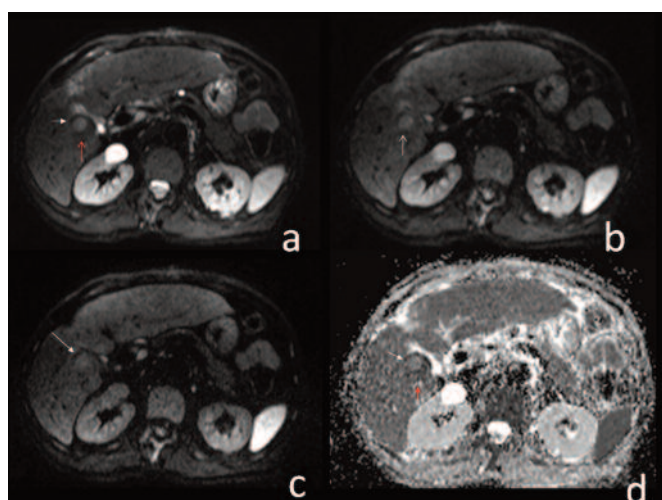


Fig. 10.3.3 a, b, c, d Sequenza DWI assiale a b-value 50 (a), 400 (b) e 800 (c) e relativa mappa di ADC (d). Il nodulo nel nodulo mostra elevato segnale in DWI con ridotta diffusività nella mappa di ADC e valore medio del Coefficiente di Diffusione Apparente di circa $1,12 \pm 0,11$.

BIBLIOGRAFIA

1. – Hui Xu, PhD,* Xuan Li, MD,* Jing-Xia Xie Acad Radiol 2007; 14:279–286
2. – Kumano S, Okada M, Imaoka I et al. Advancement of the imaging for hepatic malignancies. Gan To Kagaku Ryoho. 2007 34(9):1357-60.
3. – Muhi A, Ichikawa T, Motosugi U, et al. High-b-value diffusion-weighted MR imaging of hepatocellular lesions: estimation of grade of malignancy of hepatocellular carcinoma. J Magn Reson Imaging 2009;30(5):1005–11
4. – Xu PJ, Yan FH, Wang JH, et al. Contribution of diffusion-weighted magnetic resonance imaging in the characterization of hepatocellular carcinomas and dysplastic nodules in cirrhotic liver. J Comput Assist Tomogr. 2010 34(4):506-12.

CASO 10.4

“Metastasi epatica ed ossee da Ca mammella: paziente di anni 29 con noto carcinoma mammario in follow up”

B. Cusati, G. Di Costanzo, R. Lobianco, A. Ragozzino

KEY NOTES

Le metastasi epatiche rappresentano le lesioni maligne più frequenti e l'accurata diagnosi è essenziale per la corretta gestione di questi pazienti. Nella diagnostica routinaria del paziente con sospetta metastasi epatica, la TC gioca un ruolo importante insieme agli ultrasuoni sia in fase di screening sia nella determinazione della reseccabilità chirurgica della metastasi. L'introduzione nella pratica clinica di apparecchiature TC multibanca ha fatto registrare un significativo incremento della sensibilità della metodica nella identificazione delle metastasi in virtù di una migliore risoluzione spaziale e di una migliore definizione delle fasi di perfusione del parenchima epatico. Tuttavia la identificazione della lesione rappresenta solo un lato della medaglia, la sua caratterizzazione, infatti, specialmente quando di piccole dimensioni, rappresenta una problematica emergente e spesso di non facile risoluzione con US e TC ed anche con biopsia data la esiguità delle dimensioni. In tale gruppo di pazienti la RM offre il vantaggio di fornire, in virtù della più elevata risoluzione intrinseca di contrasto, ulteriormente magnificata dalla introduzione di nuovi agenti di contrasto organo specifici, non solo una più accurata caratterizzazione delle lesioni ma anche una più precisa differenziazione da coesistenti lesioni benigne. In questo contesto sempre maggiore attenzione sta guadagnando l'imaging RM pesato in diffusione, tecnica noncontrast, facile da eseguire e che sembra avere il potenziale per fornire una caratterizzazione tissutale.

Diversi studi hanno dimostrato una maggiore sensibilità della DWI vs l'imaging T2 pesato nella individuazione delle lesioni metastatiche con un'accuratezza comparabile alle immagini ottenute dopo mdc in vena, con un'accuratezza maggiore quando si utilizza un approccio combinato DWI e T1 con mdc.

Le acquisizioni con basso valore di b (<100 s/mm²), forniscono infatti un favorevole contrasto che favorisce la cospicuità delle lesioni, con un significativo incremento

della sensibilità. Zech et al. riportano una migliore qualità dell'immagine, per riduzione degli artefatti, ed una maggiore sensibilità per il rilevamento delle lesioni nelle immagini ottenute in DWI rispetto a quelle T2WI (83% vs 61%). Inoltre, la DWI migliora significativamente la individuazione di più piccole lesioni maligne (<2 cm) rispetto alle sequenze T2W ottenute a respiro trattenuto (78,5% vs 45,8%, $p < .001$).

Alcuni studi suggeriscono che le mappe di ADC ed i valori medi di ADC possono essere utili nel discriminare lesioni benigne e maligne: valori di ADC compresi tra 1.4 e 1.6×10^{-3} mm²/s sono riportati come indicativi per la diagnosi di malignità della lesione epatica con un range di sensibilità del 74% - 100% e specificità del 77% - 100%. Alcuni potenziali insidie di DWI devono essere tenute in conto quando si utilizza l'imaging in diffusione per la caratterizzazione delle lesioni epatiche. Una certa sovrapposizione dei valori di ADC esiste infatti tra lesioni epatiche benigne (ad esempio, iperplasia nodulare focale e adenoma), metastasi e carcinomi epatocellulari. Inoltre lesioni maligne a contenuto mucinoso o con componente necrotica possono non presentare alcuna restrizione di diffusione con corrispondentemente elevato ADC ed essere erroneamente interpretate come lesioni benigne. Nella pratica clinica, pertanto, è importante interpretare le immagini in diffusione nel contesto degli altri segni desumibili alla indagine RM.

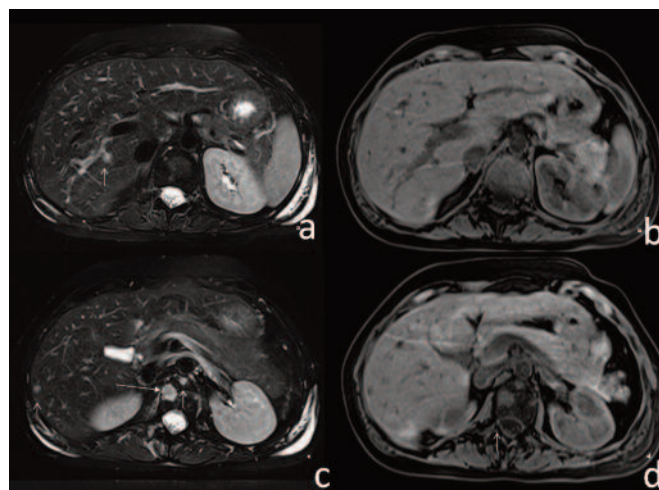


Fig. 10.4.1 a, b, c, d Sequenza Haste T2 FS assiale (a, c) e Vibe 3D T1 FS assiale (b, d).

In corrispondenza del VII segmento si rilevano due subcentimetriche nodularità parenchimali iperintense in T2 ed ipointense in T1; a carico del primo soma vertebrale lombare si rilevano, inoltre, due aree nodulari di elevato segnale in T2 e basso in T1.

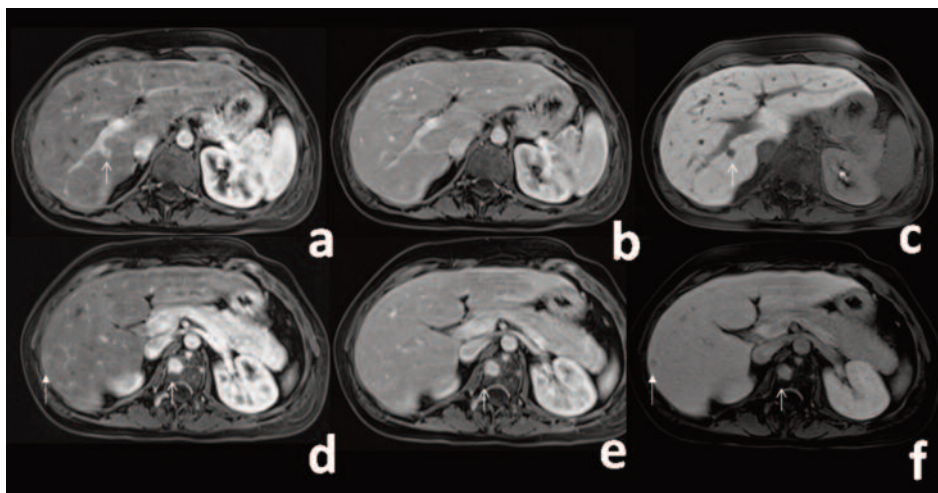


Fig. 10.4.2 a, b, c, d, e, f. Studio dinamico con mdc intracellulare. Sequenza Vibe 3D T1 FS in fase arteriosa (a, d), portale (b, e), accumulo epatocitario (c) e venosa (f). Le piccole lesioni nodulari epatiche mostrano intensa impregnazione arteriosa senza significativo wash-out (lesioni ipervascolarizzate), con mancato accumulo in fase di epatocitaria. Analogo comportamento presentano anche le aree nodulari vertebrali.

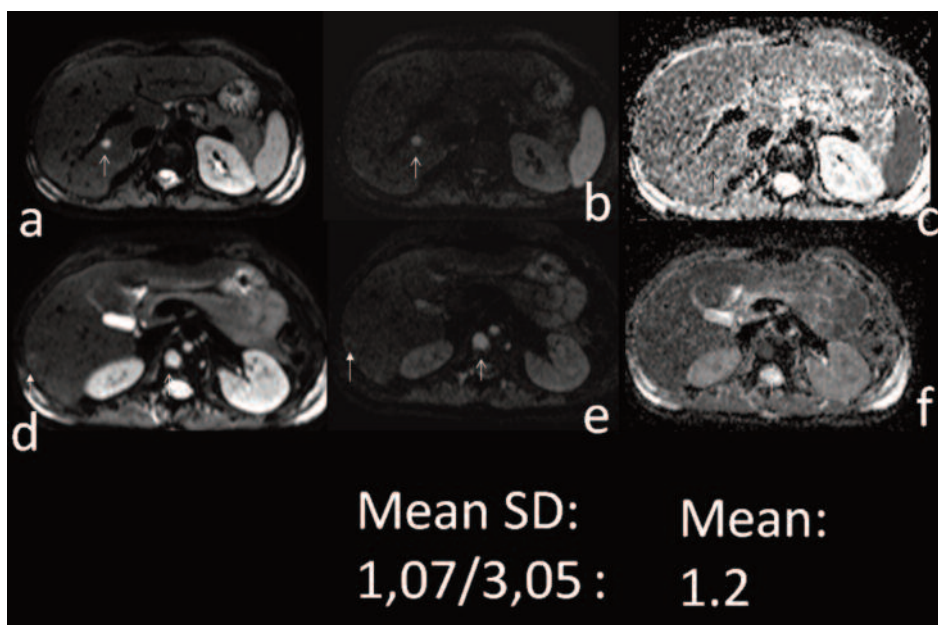


Fig. 10.4.3 a, b, c, d, e, f. DWI assiale a *b-value* 50 (a, d), 800 (b, e) e relativa mappa di ADC (c, f). Ben evidenti le piccole aree nodulari parenchimali epatiche caratterizzate da elevato segnale in diffusione con relativo decremento nella mappa di ADC per diffusività moderatamente ristretta; il valore medio di ADC delle lesioni epatiche e vertebrali è risultato di circa $1,23 \pm 0,17$.

BIBLIOGRAFIA

1. – Gourtsoyiannis S, Papanikolaou N, Yarmenitis S, et al. Respiratory gated diffusion-weighted imaging of the liver: value of apparent diffusion coefficient measurements in the differentiation between most commonly encountered benign and malignant focal liver lesions. *Eur Radiol.* 2008 18(3):486-92.
2. – Koike N, Cho A, Nasu K, Seto K, et al. Role of diffusion-weighted magnetic resonance imaging in the differential diagnosis of focal hepatic lesions. *World J Gastroenterol.* 2009 14;15(46):5805-12.
3. – Miller FH, Hammond N, Siddiqi AJ, et al. Utility of diffusion-weighted MRI in distinguishing benign and malignant hepatic lesions. *J Magn Reson Imaging* 2010 32(1):138-47.
4. – Parikh T, Drew SJ, Lee VS, et al. Focal liver lesion detection and characterization with diffusion-weighted MR imaging: comparison with standard breath-hold T2-weighted imaging. *Radiology* 2008; 246(3):812 e 22.
5. – Zech CJ, Herrmann KA, Dietrich O, et al. Black-blood diffusion-weighted EPI acquisition of the liver with parallel imaging: comparison with a standard T2-weighted sequence for detection of focal liver lesions. *Invest Radiol* 2008;43(4):261e6.

CASO 10.5

“Follow up di HCC dopo trattamento ablativo percutaneo con radiofrequenza”

B. Cusati, G. Di Costanzo, R. Regine, A. Ragazzino

KEYNOTES

Il trattamento del carcinoma epatocellulare è basato su molteplici fattori tra i quali il grado di compromissione epatica, lo stadio del tumore, ed il performance status del paziente. Il sistema di stadiazione Barcelona Clinic Liver Cancer (BCLC) tiene conto di questi fattori ed è considerato il sistema predittivo più accurato per la decisione terapeutica da adottare nel paziente con HCC.

Sebbene la resezione del fegato ed il trapianto epatico continuano ad essere il gold standard per la terapia dell'epatocarcinoma, la maggior parte dei pazienti non è candidato al trattamento chirurgico, pertanto, le strategie minimamente invasive, rappresentate da trattamenti ablativi percutanei e procedure di embolizzazione, hanno acquisito, nel corso di questi ultimi anni, una sempre maggiore attenzione come opzioni terapeutiche del paziente con epatocarcinoma. L'obiettivo di tali trattamenti è quello di indurre la necrosi cellulare ed ottenere la citoriduzione con riduzione della morbilità e della mortalità e diminuzione della durata della degenza ospedaliera.

Nella valutazione della risposta del tumore dopo le terapie loco regionali un ruolo fondamentale gioca l'imaging ed, in tal senso, la RM è divenuta la tecnica di imaging di scelta nel follow-up dei pazienti dopo terapia locoregionale per la valutazione del successo del trattamento e per la guida della successiva scelta terapeutica.

Per la corretta valutazione della risposta è indispensabile conoscere le modificazioni del segnale RM indotte dal trattamento.

Dopo trattamento con radiofrequenza la necrosi coagulativa che si produce a seguito del danno termico determina la comparsa, nella lesione trattata, di segnale eterogeneo sia nelle immagini T1 sia in quelle T2 sebbene molti Autori riportino un omogeneo decremento del segnale nelle immagini T2-ponderate, talora con anello periferico di iperintensità, con elevato ed omogeneo segnale nelle immagini T1-ponderate. La iperintensità del segnale nelle immagini T1 ponderate può persistere per mesi o anni.

Un recente studio suggerisce che l'ablazione deve essere

considerata incompleta quando nelle immagini pesate in T1, senza contrasto, ottenuto 2 giorni dopo la RFA, il tumore sia evidenziato al di fuori della zona centrale iperintensa. In fase dinamica di studio con gadolinio, il mancato rilievo di enhancement intralesionale depone per la risposta completa al trattamento. Aree focali di enhancement marginalmente alla lesione trattata possono suggerire la presenza di malattia residua o di ripresa e vanno differenziate dalle modificazioni infiammatorie indotte nel tessuto sano adiacente che appaiono come rim di enhancement che può persistere per mesi dopo il trattamento o da aree di THID caratteristicamente a forma di cuneo a ridosso della lesione trattata.

L'Imaging pesato in diffusione rappresenta un altro potenziale strumento diagnostico che può essere usato per la valutazione della risposta terapeutica dopo trattamento con terapie locoregionali

In letteratura vi sono numerosi studi riguardo l'impiego della DWI per la valutazione della risposta dopo chemio- o radioembolizzazione che hanno dimostrato differenze significative nei valori dell'ADC tra porzioni vitali e necrotiche dopo il trattamento di un HCC, con una significativa correlazione tra valore di ADC e necrosi, valutato con istopatologia ($r = 0.64$, $p < 0,001$), in pazienti sottoposti a chemio-embolizzazione prima del trapianto di fegato.

Pochi sono gli studi in letteratura riguardo l'impiego della DWI nel monitoraggio delle lesioni trattate con radiofrequenza. Sulla base dei dati attuali, si può concludere che i cambiamenti dei valori di ADC possono essere utili per il monitoraggio della risposta dopo trattamento con radiofrequenza, ma l'andamento temporale delle modifiche all'interno della lesione trattata e la sua capacità di predire i risultati della terapia RFA restano ancora del tutto da essere definite.

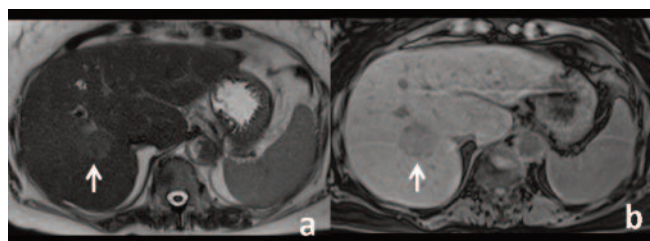


Fig. 10.5.1 a, b Sequenza Haste T2 assiale (a) e Vibe 3D T1 FS assiale (b).

In corrispondenza del VII segmento epatico si individua la presenza di un'area nodulare a limiti piuttosto sfumati, di segnale tenuemente elevato in T2 e basso in T1 (freccie).

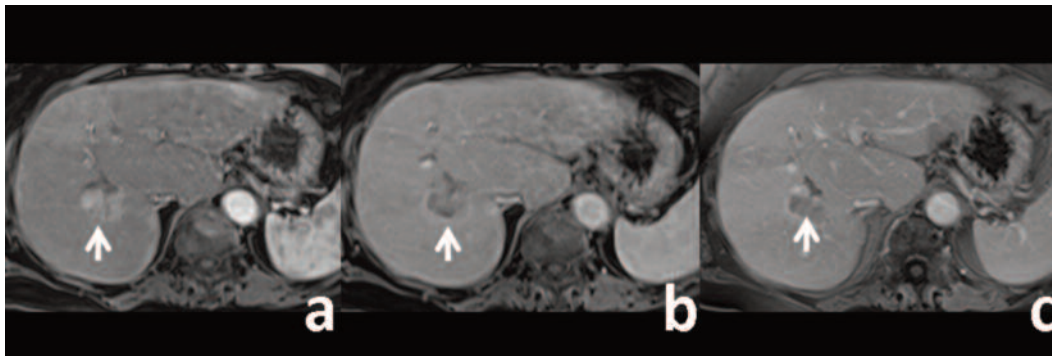


Fig. 10.5.2 a, b, c Studio dinamico trifasico con acquisizione Vibe 3D T1 FS assiale in fase arteriosa (a), portale (b) e di equilibrio (c).

La lesione nodulare è caratterizzata da discreto enhancement arterioso con rapido wash-out e sottile ring periferico di impregnazione all'equilibrio.

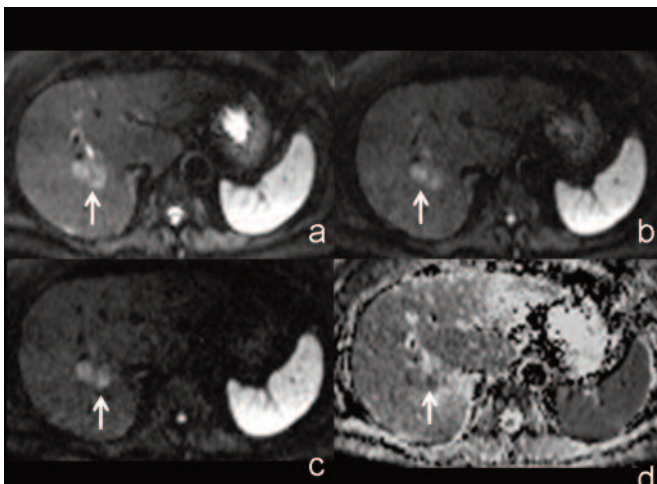


Fig. 10.5.3 a, b, c, d Sequenza DWI a b-value 50 (a), 400 (b) e 800 (c) e relativa mappa di ADC (d).

Allo studio in diffusione la lesione si presenta iperintensa a tutti i valori di b, con inversione del segnale nella mappa di ADC e valore medio del Coefficiente di Diffusione Apparente di circa $0,99 \pm 0,17$.

BIBLIOGRAFIA

1. – Deng J, Miller FH, Rhee TK, et al. Diffusion-weighted MR imaging for determination of hepatocellular carcinoma response to yttrium-90 radioembolization. *J Vasc Interv Radiol* 2006;17(7):1195–200.
2. – Kamel IR, Bluemke DA, Ramsey D, et al. Role of diffusion-weighted imaging in estimating tumor necrosis after chemoembolization of hepatocellular carcinoma. *Am J Roentgenol* 2003;181(3):708–10.
3. – Kamel IR, Liapi E, Reyes DK, Zahurak M, Bluemke DA, Geschwind JF. Unresectable hepatocellular carcinoma: serial early vascular and cellular changes after transarterial chemoembolization as detected with MR imaging. *Radiology* 2009; 250(2):466–73.
4. – Khankan AA, Murakami T, Onishi H, et al. Hepatocellular carcinoma treated with radio frequency ablation: an early evaluation with magnetic resonance imaging. *J Magn Reson Imaging* 2008;27: 546–51.
5. – Mannelli L, Kim S, Hajdu CH, Babb JS, Clark TW, Taouli B. Assessment of tumor necrosis of hepatocellular carcinoma after chemoembolization: diffusion weighted and contrast-enhanced MRI with histopathologic correlation of the explanted liver. *Am J Roentgenol* 2009;193(4):1044–52.

CASO 10.6

“Metastasi da Ca colon trattata con RF: paziente di anni 65, sottoposto a termoablazione con radio-frequenza (RF) di localizzazione secondaria epatica da Ca colon. Dopo la RF vengono eseguiti due successivi controlli RM a distanza di 3 mesi per valutare l'efficacia del trattamento”

B. Cusati, G. Di Costanzo, R. Regine, A. Ragozzino

KEY NOTES

Numerose e diverse sono le opzioni terapeutiche della/e metastasi epatiche che includono l'escissione chirurgica, i trattamenti ablativi per cutanei, l'irradiazione stereotassica, la chemioembolizzazione e la terapia sistemica. Tali terapie hanno determinato nel corso di questi ultimi anni un significativo miglioramento dei tassi di sopravvivenza e della qualità della vita del paziente.

L'imaging convenzionale morfologico presenta numerose limitazioni nella valutazione della risposta del tumore al trattamento che riguardano la difficoltà o scarsa riproducibilità della misura del tumore o la persistenza della lesione dopo terapia, nonostante la favorevole risposta clinica/biochimica. Per superare i limiti insiti nella valutazione anatomica, sempre più viene auspicata l'adozione delle nuove tecniche di imaging funzionale in grado di valutare l'efficacia della risposta terapeutica prima che si determini una variazione dimensionale della lesione. In una recente consensus conference, sponsorizzato dall'USA National Cancer Institute, è stato sottolineato che “una straordinaria opportunità è offerta dalla imaging RM in DWI che può rappresentare un prezioso strumento di imaging clinico, potenzialmente importante per lo sviluppo di farmaci“. I principali vantaggi dell'imaging DW-MR comprendono l'utilizzo di radiazioni non ionizzanti, l'assenza di iniezione di isotopi o di qualsiasi mezzo di contrasto, il relativo confort del paziente e la riproducibilità. Le informazioni ottenute riguardo la neoplasia prima e dopo trattamento possono essere visualizzate in termini qualitativi, come cambiamento dell'intensità del segnale sulle immagini di alto b-value e/o in termini quantitativi, come mappe parametriche, consentendo di diagnosticare e predire la risposta al trattamento di varie terapie sistemiche e loco-regionale in pazienti con metastasi al fegato.

Nell'ambito della risposta al trattamento molti studi dimostrano che i cambiamenti possono essere direttamente collegati al meccanismo dei trattamenti e che tali cambiamenti precedono le alterazioni morfologiche.

Koh et al riportano un aumento dei valori di ADC in corso di follow up di metastasi del colon-retto che hanno mostrato almeno una risposta parziale alla chemioterapia secondo i criteri RECIST di valutazione.

In un altro studio, si è dimostrato un aumento dei valori di ADC già dal 3°-7° giorno dopo l'inizio della chemioterapia nei pazienti responsivi a differenza dei non-responders. Un'altra interessante constatazione è stata che le metastasi del colon-retto con alto valore di ADC prima del trattamento hanno dimostrato chemio resistenza, probabilmente in relazione alla maggiore componente necrotica presente. Sebbene gli studi in letteratura siano rappresentati da piccole serie, tali risultati illustrano il potenziale valore della DWI per la diagnosi e la previsione di risposta al trattamento. Resta, tuttavia, da dimostrare in modo convincente che l'imaging DW-MR consenta di personalizzare la risposta terapeutica o che la sopravvivenza dei pazienti possa essere migliorata grazie all'uso del DW-MR imaging.

BIBLIOGRAFIA

1. – Cui Y, Zhang XP, Sun YS, et al. Apparent diffusion coefficient: potential imaging biomarker for prediction and early detection of response to chemotherapy in hepatic metastases. *Radiology* 2008; 248(3):894e900.
2. – Koh DM, Scurr E, Collins D, et al. Predicting response of colorectal hepatic metastasis: value of pretreatment apparent diffusion coefficients. *AJR Am J Roentgenol.* 2007 188(4):1001-8.
3. – Marugami N, Tanaka T, Kitano S et al. Early detection of therapeutic response to hepatic arterial infusion chemotherapy of liver metastases from colorectal cancer using diffusion-weighted MR imaging. *Cardiovasc Intervent Radiol.* 2009 32(4):638-46.
4. – Miller FH, Hammond N, Siddiqi AJ, et al. Utility of diffusion-weighted MRI in distinguishing benign and malignant hepatic lesions. *J Magn Reson Imaging* 2010 32(1):138-47.

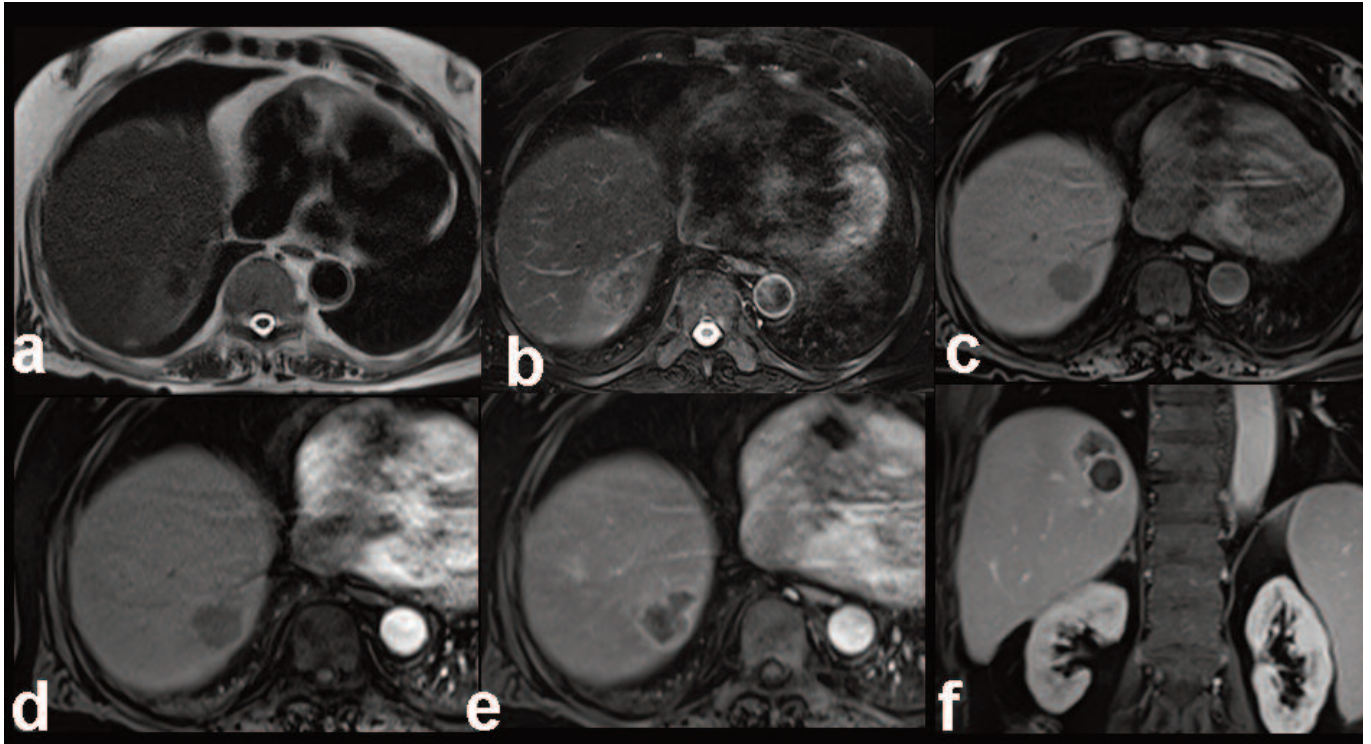


Fig. 10.6.1 a, b, c, d, e, f Sequenze Haste T2 assiale (a), TSE T2 FS assiale (b), Vibe 3D T1 FS assiale senza mdc ev (c), studio dinamico trifasico con mdc ev Vibe 3D T1 FS in fase arteriosa (d), portale (e) e di equilibrio (f).

La lesione secondaria trattata con RF al VII segmento epatico appare in T2 costituita da un nucleo mediale di basso segnale circondato da un alone di sfumata iperintensità (a, b); in T1 basale la lesione appare omogeneamente ipointensa (c). Lo studio dinamico trifasico documenta una scarsa impregnazione che si manifesta con sottile ring periferico di enhancement mentre la porzione centrale rimane costantemente ipointensa (d, e). Nell'acquisizione coronale all'equilibrio la lesione appare costituita da due porzioni, una più nettamente nodulare infero-mediale e l'altra periferica supero-esterna a morfologia semilunare.

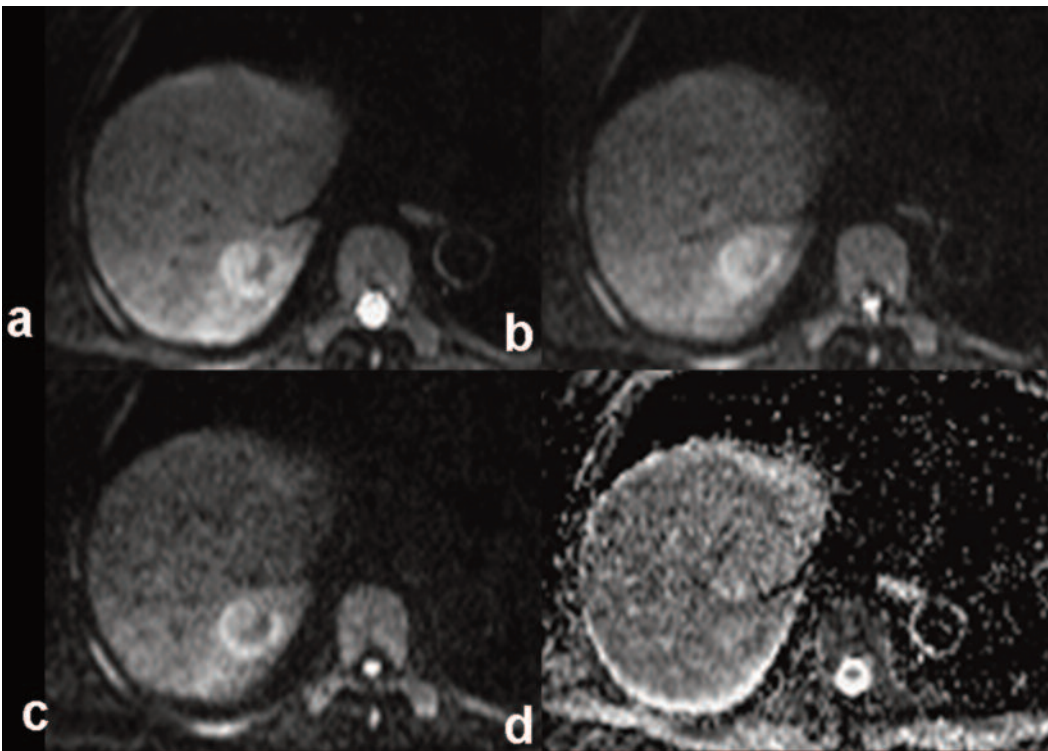


Fig. 10.6.2 a, b, c, d Sequenza DWI assiale a *b*-value 50 (a), 400 (b), 800 (c) e relativa mappa di ADC (d).

Nella sequenza in diffusione la lesione trattata mostra una porzione interna di basso segnale ed elevata diffusività per verosimili fenomeni di necrosi, circondata da una componente iperintensa, maggiormente rappresentata sul versante supero-esterno, con relativa inversione del segnale nella mappa di ADC per diffusività ristretta da segni di elevata cellularità (valore medio di ADC $1,1 \pm 0,19$).

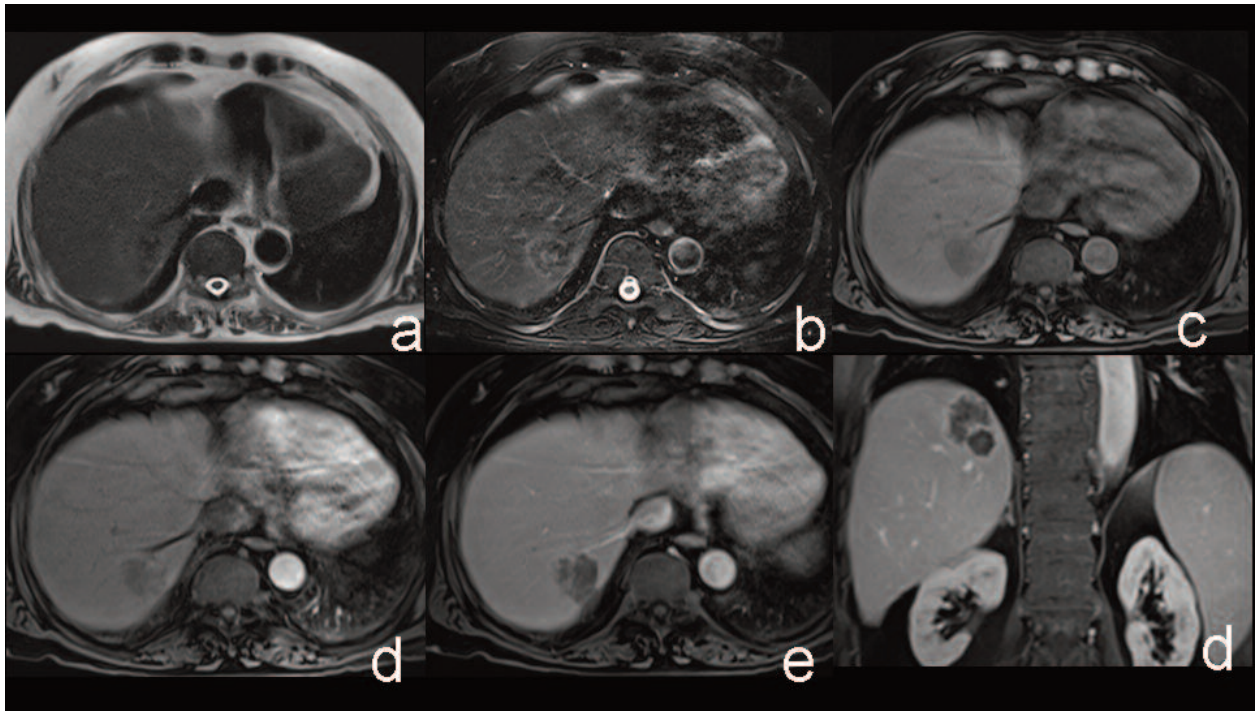


Fig. 10.6.3 a, b, c, d, e, f Sequenze Haste T2 assiale (a), TSE T2 FS assiale (b), Vibe 3D T1 FS assiale senza mdc ev (c), studio dinamico trifasico con mdc ev Vibe 3D T1 FS in fase arteriosa (d), portale (e) e di equilibrio (f): il controllo RM eseguito a distanza di 3 mesi dal precedente (fig. 1 e 2) dimostra incremento di volume della lesione trattata, in particolare della porzione periferica semilunare supero-esterna, da persistenza di tessuto residuo attivo (e, f).

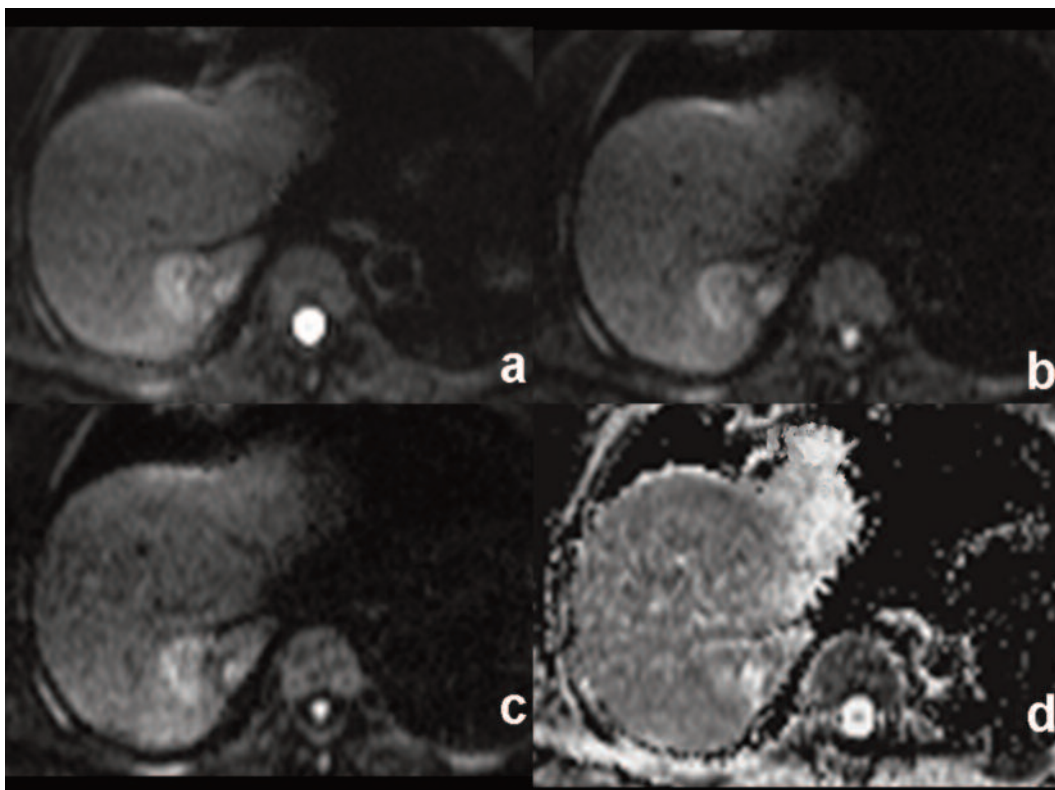


Fig. 10.6.4 a, b, c, d Sequenza DWI assiale a *b-value* 50 (a), 400 (b) e 800 (c) e relativa mappa di ADC (d). La sequenza in diffusione conferma l'incremento di volume della lesione precedentemente trattata dove persiste invariata la porzione interna di basso segnale ed elevata diffusività (necrosi inattiva post-trattamento) mentre è aumentata la componente iperintensa supero-esterna con valori di ADC ridotti ed indicativi di elevata cellularità (valore medio di ADC $1,1 \pm 0,15$).

CASO 11.1 "Carcinoma del pancreas"

G. Morana

KEY NOTES

Il carcinoma del pancreas è la quinta causa di morte nei paesi occidentali, con una sopravvivenza a 5 anni di meno del 5%. Alla esplorazione chirurgica solo il 5%-25% delle lesioni sono resecabili, quindi ruolo principale dell'Imaging è di selezionare le lesioni resecabili, così da evitare inutili laparotomie esplorative. Inoltre la possibilità di lesioni solide non tumorali pancreatiche (pancreatite cronica focale; pancreatite autoimmune) rende necessaria una accurata diagnosi differenziale.

La RM ha assunto un ruolo importante soprattutto nella diagnosi differenziale grazie alla multiparametricità delle sue informazioni: immagini T2 pesate, T1 pesate senza contrasto, imaging dinamico con mdc paramagnetico ed immagini in diffusione, sono tutte informazioni che concorrono ad una corretta diagnosi.

Il ruolo della DWI nel carcinoma pancreatico non è stato ancora bene stabilito. Alcuni autori riportano una differenza significativa di valori ADC tra il carcinoma del pancreas e le "mass forming pancreatitis", sebbene nella pratica quotidiana tali differenze non sempre siano ravvisabili.

Nuove sequenze in grado di differenziare la frazione di perfusione dalla diffusione vera sembra siano efficaci nella diagnosi differenziale fra le forme infiammatorie da quelle tumorali, in rapporto ad una maggiore frazione di perfusione nelle forme infiammatorie rispetto a quelle tumorali.

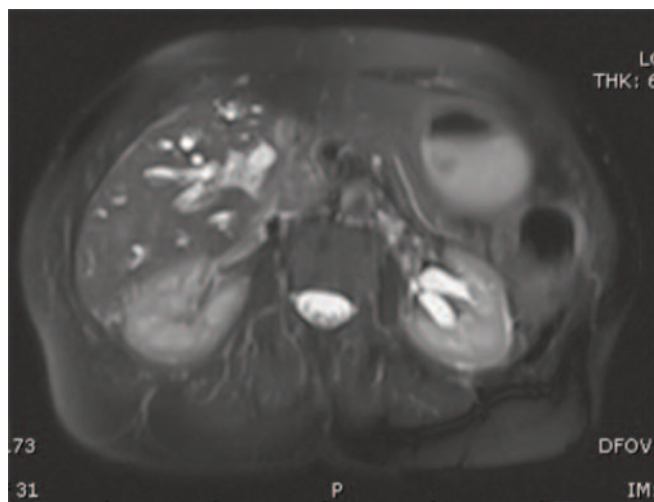


Fig. 11.1.1 HASTE T2.

Dilatazione delle vie biliari intraepatiche. Alla testa del pancreas si apprezza formazione espansiva solida isointensa.

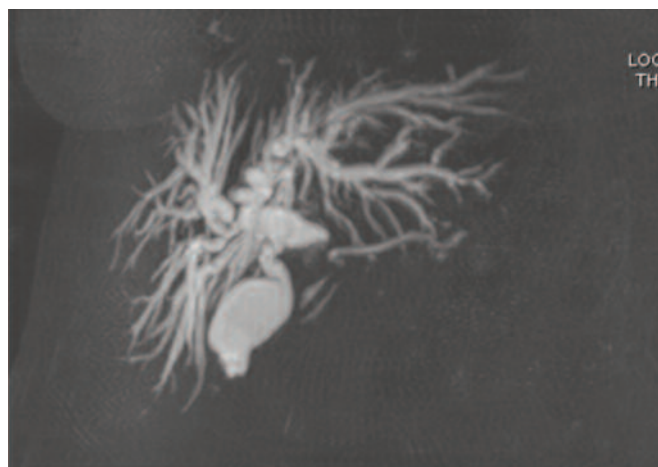


Fig. 11.1.2 CWRM.

Importante dilatazione delle vie biliari intra- ed extraepatiche. Apprezzabile segno del doppio dotto con dilatazione del coledoco e del Wirsung, che appare occluso in regione cefalo-pancreatica.

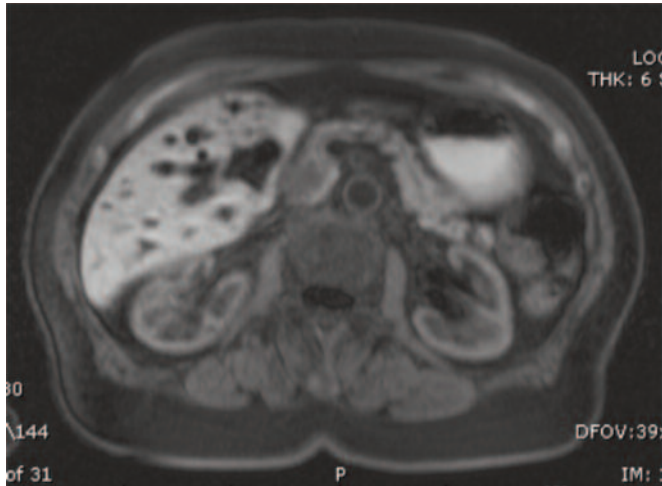


Fig. 11.1.3 GRE T1 fat sat.
Lesione ipointensa in sede cefalo pancreatica con modica atrofia del parenchima pancreatico a monte, che appare lievemente ipointenso in rapporto a iniziale pancreatite cronica ostruttiva.



Fig. 11.1.6 DWI, b 600.
La lesione appare iperintensa, meglio delineabile rispetto allo studio T2 e T1 pre- e post contrasto grafico.

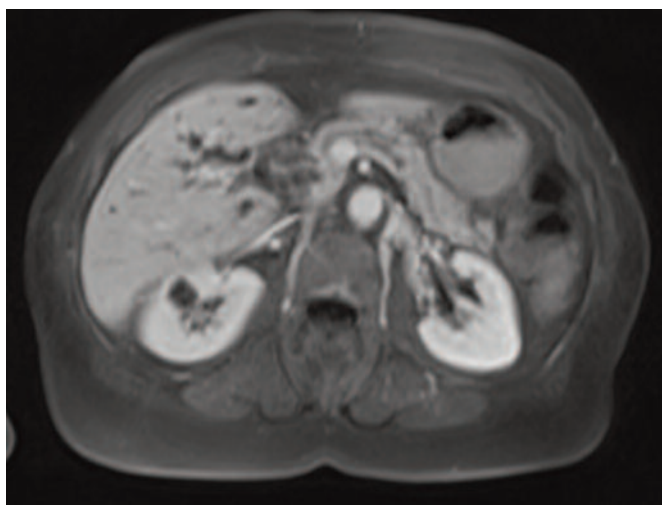
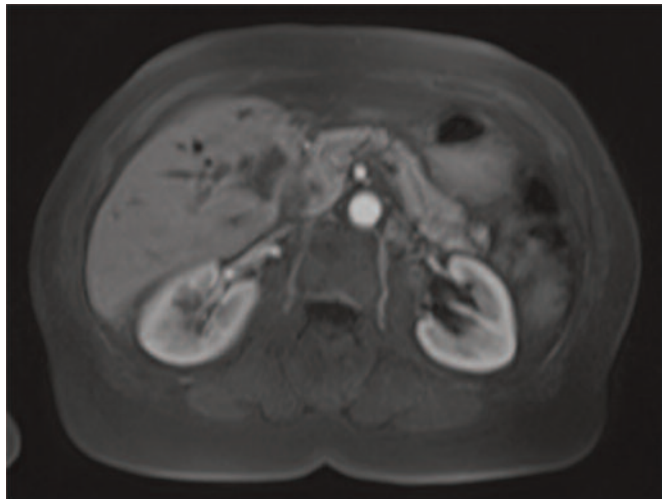


Fig. 11.1.4, 5 VIBE, fase arteriosa (4) e venosa (5).
La lesione appare ipovascolarizzata. Non infiltrazione dei vasi viscerali.

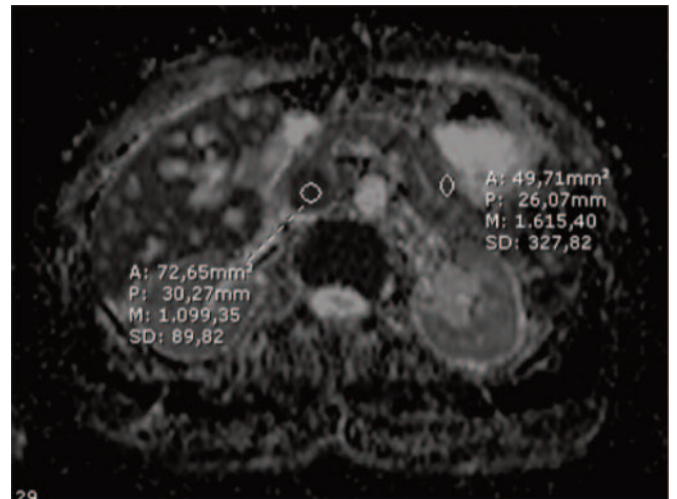


Fig. 11.1.7 Mappa ADC.
La lesione appare marcatamente ipointensa per diffusione ristretta. Il pancreas a monte presenta diffusione regolare.

BIBLIOGRAFIA

1. – Lee SS et Al. Quantitative analysis of diffusion-weighted magnetic resonance imaging of the pancreas: usefulness in characterizing solid pancreatic masses. *J Magn Reson Imaging*. 2008 Oct;28(4):928-36.
2. – Matsuki M et Al. Diffusion-weighted MR imaging of pancreatic carcinoma. *Abdom Imaging*. 2007 Jul-Aug;32(4):481-3.
3. – Fattahi R et Al. Pancreatic diffusion-weighted imaging (DWI): comparison between mass-forming focal pancreatitis (FP), pancreatic cancer (PC), and normal pancreas. *J Magn Reson Imaging*. 2009;29:350-6.
4. – Lemke A et Al. Differentiation of pancreas carcinoma from healthy pancreatic tissue using multiple b-values: comparison of apparent diffusion coefficient and intravoxel incoherent motion derived parameters. *Invest Radiol*. 2009 Dec;44(12):769-75.

CASO 11.2

“Pancreatite autoimmune”

G. Morana

KEY NOTES

La pancreatite autoimmune (PAI) rientra tra le pancreatiti croniche, da pochi anni classificata ma riconosciuta con sempre maggior frequenza grazie ad una maggior conoscenza. C'è una associazione tra PAI ed altre malattie autoimmuni, come il Crohn, la Sindrome di Sjogren, l'artrite reumatoide, la rettocolite ulcerosa, la colangite sclerosante primitiva, il LES. La presentazione clinica può simulare quella di un tumore del pancreas, con dolore addominale, perdita di peso, diabete di recente insorgenza ed ittero per coinvolgimento del coledoco da parte del processo fibro-infiammatorio. Un incremento dei livelli serici di IgG4 può essere osservato, anche se non costantemente. La PAI risponde in maniera efficace alla terapia steroidea, quindi un intervento chirurgico nel sospetto di tumore del pancreas è inutile e dannoso. La lesione può presentarsi in forma diffusa o focale, simulando in quest'ultimo caso un tumore del pancreas.

Alla RM la lesione appare moderatamente iperintensa in T2 ed ipointensa in T1. Dopo mdc la lesione appare ipovascolare in fase arteriosa ma generalmente con una impregnazione in fase venosa, maggiore di quanto normalmente osservato nel tumore del pancreas. Con sequenze in diffusione la lesione presenta una diffusione piuttosto ristretta per la notevole infiltrazione cellulare, che sebbene alcuni autori riportino essere statisticamente differente dal carcinoma del pancreas, nella pratica clinica non appare così evidente. Viene segnalata invece una variazione dei valori ADC in corso di terapia steroidea, quindi con un potenziale valore di marker di risposta alla terapia.

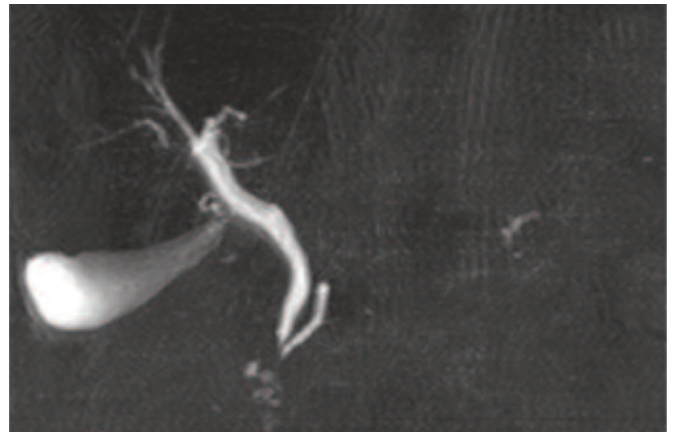


Fig. 11.2.1 CWRM.

Stenosi del dotto di Wirsung a livello del corpo.

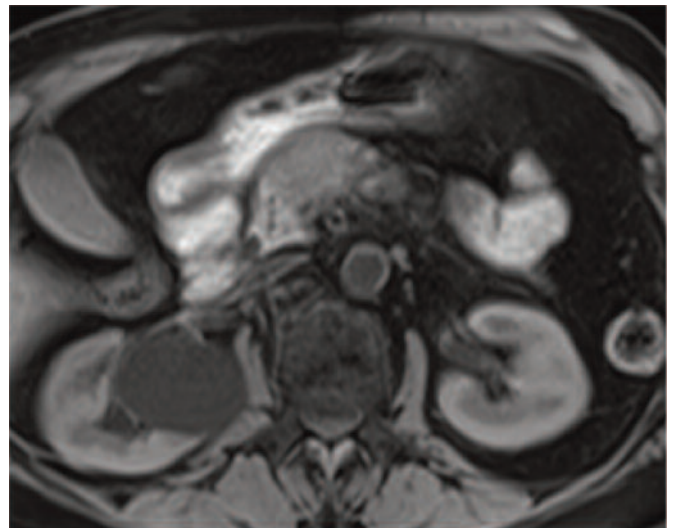


Fig. 11.2.2 GRE T1 fat sat. Massa ipointensa al corpo del pancreas.

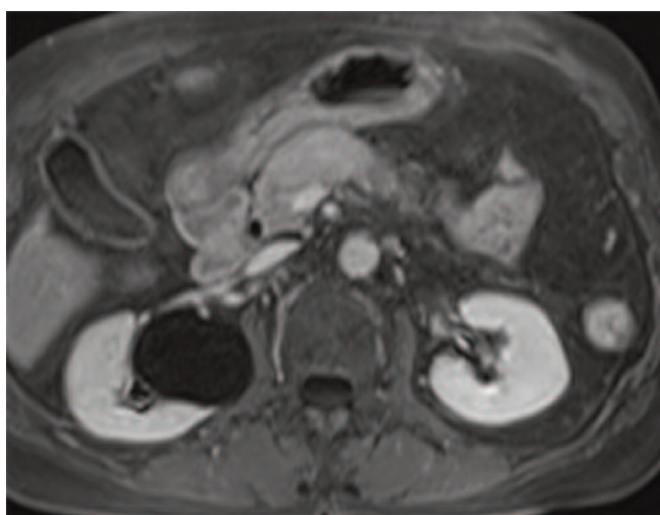
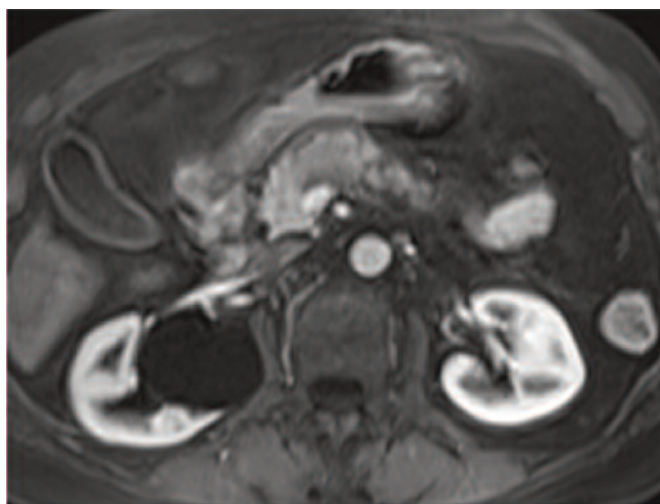


Fig. 11.2.3 e 11.2.4 VIBE, fase arteriosa (3) e venosa (4).
La lesione appare ipovascolare in fase arteriosa con isointensità in fase venosa.

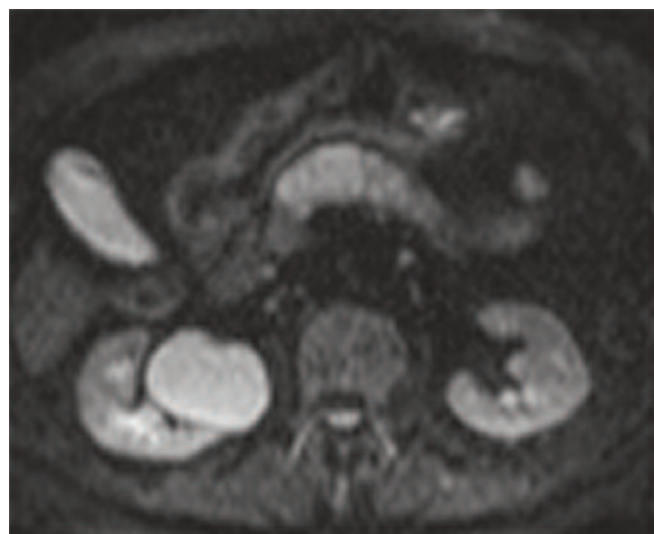


Fig. 11.2.5 DWI, b 800: La lesione appare iperintensa.

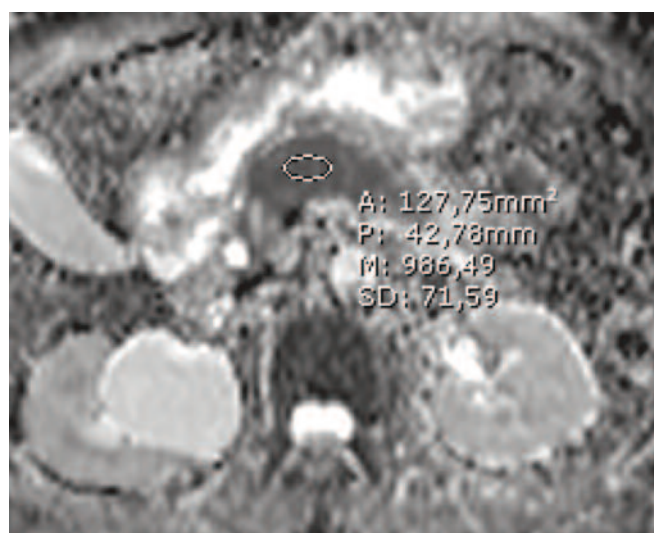


Fig. 11.2.6 Mappa ADC.
La lesione appare marcatamente ipointensa per diffusione ristretta.

BIBLIOGRAFIA

1. – Okazaki K, Chiba T. (2002) Autoimmune related pancreatitis. *Gut*. 51: 1-4.
2. – Klöppel G. (2007) Chronic pancreatitis, pseudotumors and other tumor-like lesions. *Mod Pathol*. 20 Suppl 1:S113-31.
3. – Kuroiwa T, Suda T, Takahashi T, Hirono H, Natsui M, Motoyama H, Nomoto M, Aoyagi Y. (2002) Bile duct involvement in a case of autoimmune pancreatitis successfully treated with an oral steroid. *Dig Dis Sci*. 47: 1810-6.
4. – Morana G, Tapparelli M, Faccioli N, D’Onofrio M, Pozzi Mucelli R. (2005) Autoimmune pancreatitis: instrumental diagnosis. *JOP*. 13; 6:102-7.
5. – Taniguchi T, Kobayashi H, Nishikawa K, Iida E, Michigami Y, Morimoto E, Yamashita R, Miyagi K, Okamoto M (2009). “Diffusion-weighted magnetic resonance imaging in autoimmune pancreatitis.” *Jpn J Radiol* 27(3): 138-142.

CASO 11.3

“Carcinoma neuroendocrino scarsamente differenziato multifocale”

G. Morana

KEY NOTES

I tumori neuroendocrini (TNE) sono delle neoplasie rare (1%-2% dei tumori pancreatici), ad insorgenza sporadica ma che possono essere associati a sindromi genetiche, come la MEN 1, la Malattia di Von Hippel Lindau, la Neurofibromatosi tipo 1 e la sclerosi tuberosa.

Vengono classificati come funzionanti o non funzionanti, a seconda che siano in grado o meno di dare una sintomatologia da iperproduzione ormonale (funzionanti o sindromici versus non funzionanti o non sindromici). Tra i primi (50% dei TNE) si riscontra l'insulinoma, il gastrinoma, il glucagonoma, il vipoma; i secondi rappresentano circa il 50% delle lesioni e vengono ricercati per sintomi legati all'effetto massa quando voluminosi. Tuttavia sempre più frequentemente vengono riscontrate piccole lesioni non funzionanti per la sempre maggiore sensibilità delle metodiche diagnostiche.

Alla RM i TNE si presentano come moderatamente o marcatamente iperintensi in T2 ed ipointensi in T1 con generalmente una significativa captazione di mdc in fase arteriosa, risultando ipervascolari rispetto al pancreas circostante. La DWI sebbene dotata di sensibilità complessivamente inferiore alle altre sequenze, appare molto utile nella identificazione di piccole lesioni non ipervascolari.

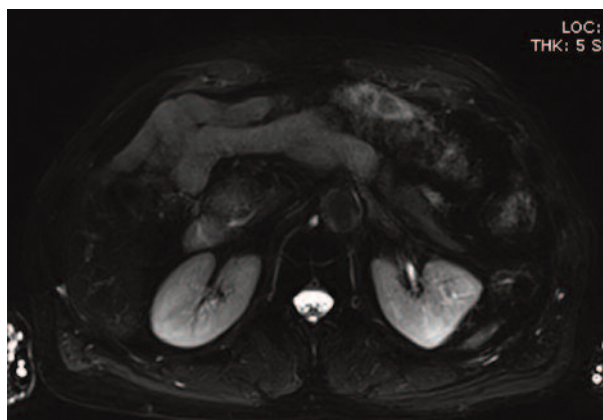


Fig. 11.3.1 TSE T2w fat sat.

In corrispondenza della testa del pancreas è apprezzabile piccolo focolaio di iperintensità di segnale.

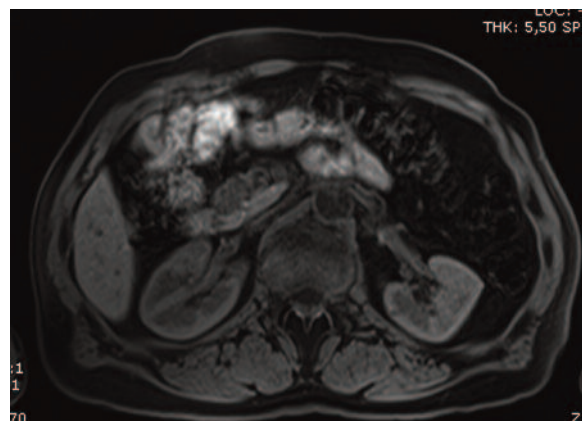


Fig. 11.3.2 GRE T1w fat sat.

La lesione appare moderatamente ipointensa.

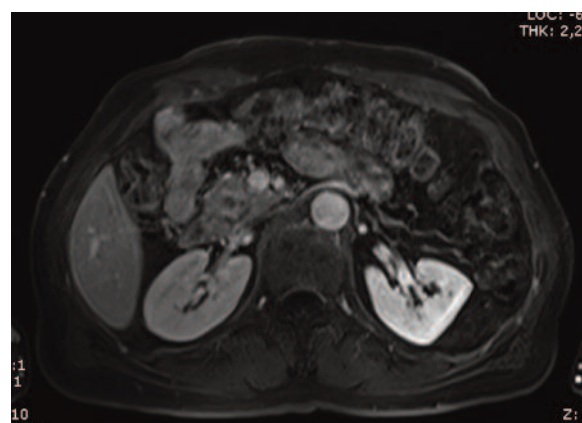
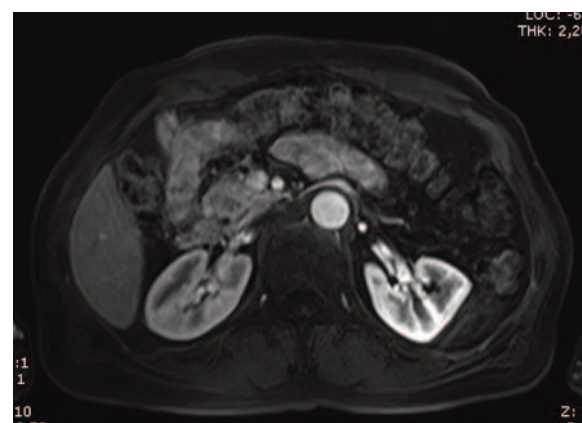


Fig. 11.3.3 e 11.3.4 VIBE, fase arteriosa (3) e venosa (4).

La lesione appare moderatamente vascolarizzata senza significativo washout.

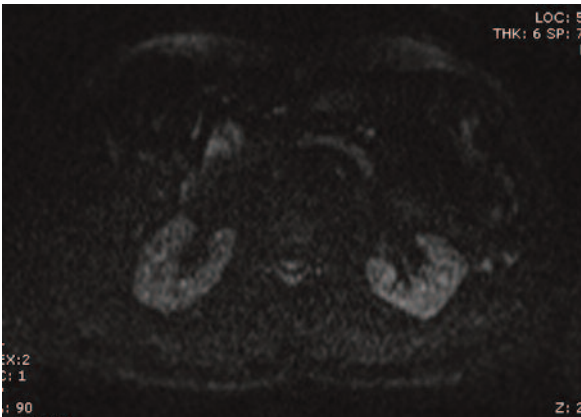
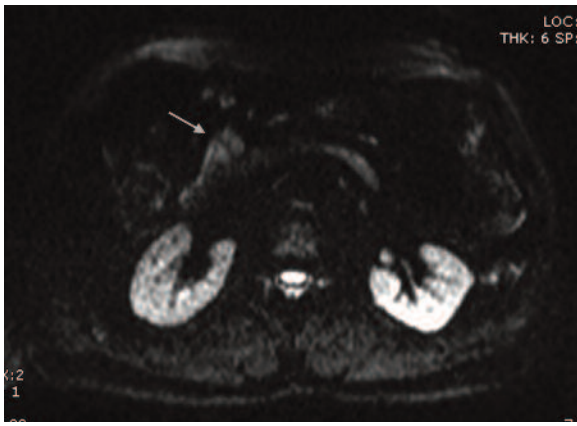


Fig. 11.3.5 e 11.3.6 DWI, b 50 (5) e 600 (6). La lesione appare iperintensa a b 50 e persiste moderatamente iperintensa a b 600.

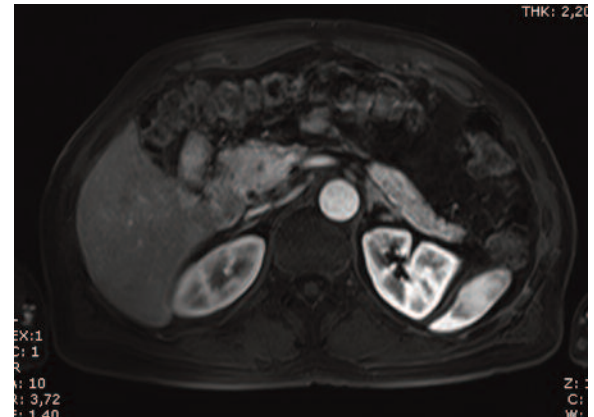
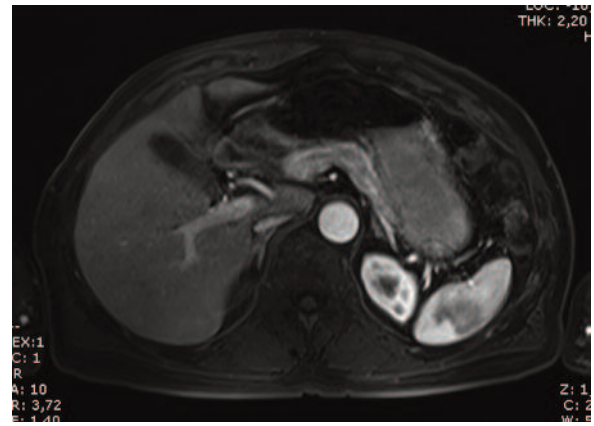


Fig. 11.3.9 e 11.3.10 VIBE, fase arteriosa. Stesso livello delle figure 7 e 8. Non apprezzabili anomali focolai di impregnazione parenchimale.

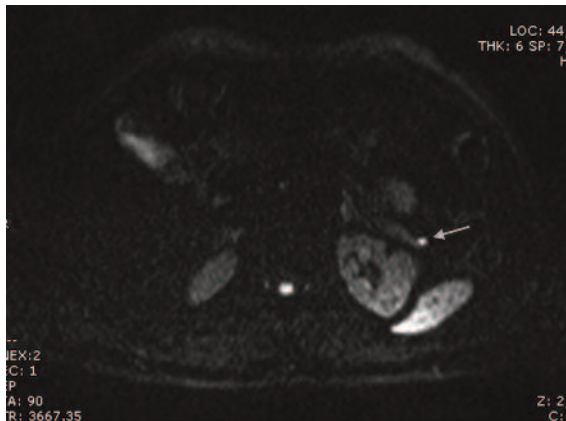
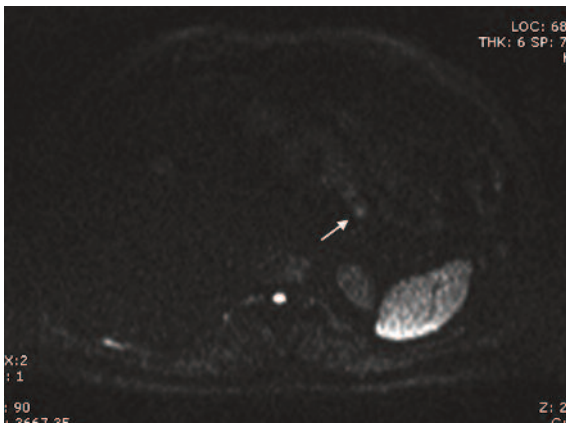


Fig. 11.3.7 e 11.3.8 DWI, b 600. Al corpo ed alla coda del pancreas apprezzabili altri due piccoli focolai di iperintensità, confermati all'intervento chirurgico.

BIBLIOGRAFIA

1. – Lewis RB et Al. Pancreatic Endocrine Tumors: Radiologic-Clinicopathologic Correlation. Radiographics 2010, 30: 1445-1464.
2. – Anaye A et Al. Successful preoperative localization of a small pancreatic insulinoma by diffusion-weighted MRI. JOP. 2009 Sep 4;10(5):528-31.
3. – Bakir B et Al. Diffusion weighted MR imaging of pancreatic islet cell tumors. Eur J Radiol. 2010 Apr;74(1):214-20. Epub 2009 Mar 4.
4. – Caramella C et Al. Endocrine pancreatic tumours: which are the most useful MRI sequences? Eur Radiol. 2010 Nov;20(11):2618-27. Epub 2010 Jul 29.

CASO 11.4

“Tumore intraduttale mucino-secernente dei dotti collaterali”

G. Morana

KEY NOTES

Il tumore intraduttale papillare mucino-secernente (IPMT) rappresenta circa il 5% di tutti i tumori pancreatici ed il 30% dei tumori cistici. Sono neoplasie cistiche che originano dall'epitelio del sistema duttale pancreatico. Da un punto di vista microscopico gli IPMT evolvono attraverso diversi stadi biologici, dall'iperplasia all'adenoma papillare fino al carcinoma invasivo; e questi differenti gradi istologici possono coesistere nella stessa lesione.

La crescita intraduttale di cellule e la produzione di mucina sono responsabili dell'ectasia del dotto ghiandolare, sia esso il principale o secondario. Gli IPMT che originano dal dotto pancreatico principale possiedono un rischio di degenerazione maligna compreso tra il 60% e il 92%^{15,16} dei casi, mentre i TIMP che originano dai dotti pancreatici secondari tra il 6% e il 40%^{17, 18}. I TIMP misti hanno origine dai dotti secondari ma nella loro evoluzione hanno interessato anche il dotto principale, indice di evolutività della lesione, e pertanto vengono trattati come i TIMP del dotto principale. Quindi mentre i tumori a sede centrale vanno indirizzati al chirurgo per l'elevata incidenza di forme maligne, quelli a sede periferica possono essere prudenzialmente seguiti in follow-up fino a quando non compaiono elementi suggestivi della evolutività della lesione, di cui il principale è la comparsa di noduli intralesionali. Tuttavia nel contesto di tali lesioni il deposito di materiale organizzativo può simulare la presenza di un nodulo intralesionale, suggerendo la evolutività della lesione. Tali noduli quando reali tuttavia sono caratterizzati da impregnazione di mdc e da un segnale elevato in DWI per la elevata cellularità. La DWI consente quindi di meglio caratterizzare tali lesioni.

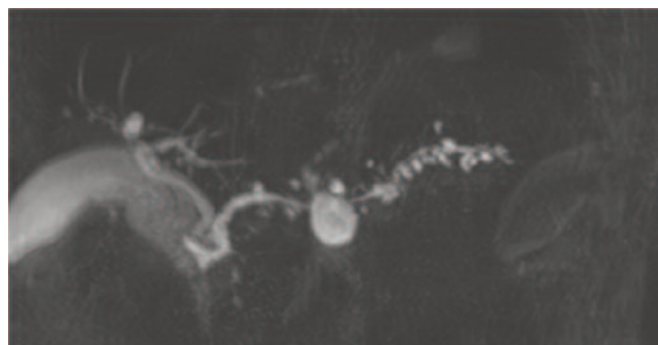


Fig. 11.4.1 CWRM - Multiple lesioni cistiche a carico dei dotti collaterali del dotto di Wirsung, la maggiore a livello del corpo.

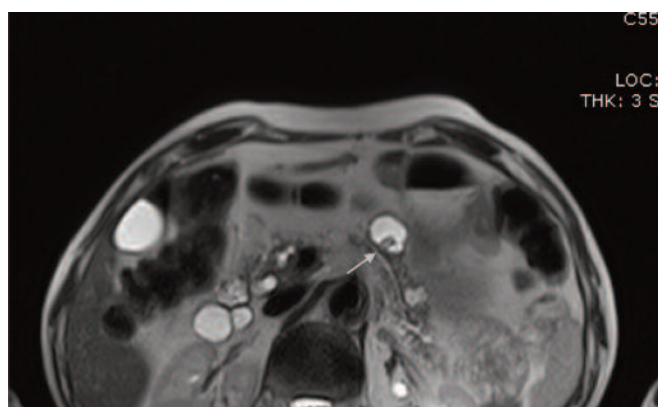
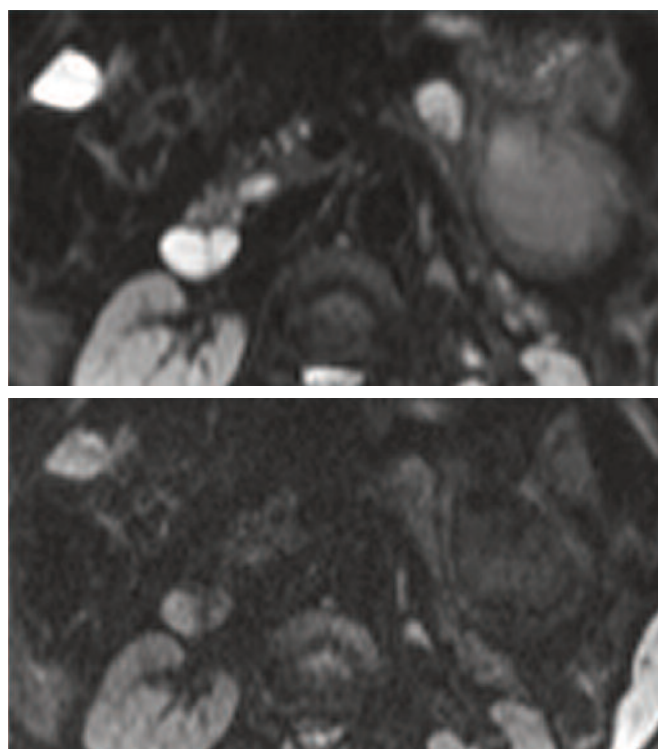


Fig. 11.4.2 HASTE - La lesione più voluminosa presenta gettone solido nel suo contesto (freccia). La data dell'esame è del 30/3/2009



Figg. 11.4.3 e 11.4.4 DWI, b 50 (3) e 600 (4). Il gettone solido non presenta aumento del segnale nelle immagini ad elevato valore di b.

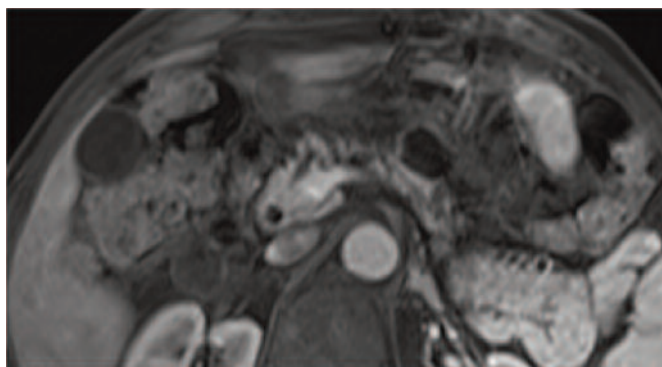


Fig. 11.4.5 VIBE, fase venosa. Non si apprezzano impregnazioni a livello del gettone solido intracistico.

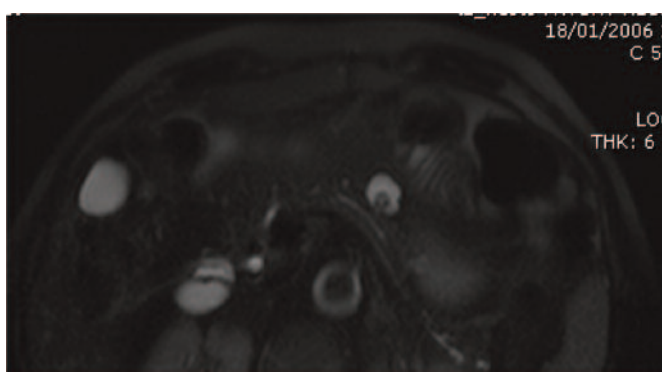


Fig. 11.4.6 TSE T2w fat sat.
La data dell'esame è 18/1/2006, quindi antecedente di 3 anni le immagini precedenti. La lesione era già apprezzabile ed appare immo-
dificata. È da riferirsi a materiale mucoide organizzato.

BIBLIOGRAFIA

1. – Procacci C et Al. Intraductal papillary mucinous tumor of the pancreas: a pictorial essay. *Radiographics* 1999, 19(6):1447-1463.
2. – Guarise A et Al. Evaluation of serial changes of pancreatic branch duct intraductal papillary mucinous neoplasms by follow-up with magnetic resonance imaging. *Cancer Imaging* 2008, 8:220-228.
3. – Morana G, Guarise A: Cystic tumors of the pancreas. *Cancer Imaging* 2006, 6:60-71.
4. – Manfredi R et Al. Main pancreatic duct intraductal papillary mucinous neoplasms: accuracy of MR imaging in differentiation between benign and malignant tumors compared with histopathologic analysis. *Radiology* 2009, 253(1):106-115.

CASO 11.5
“Milza intrapancreatica”

G. Morana

KEY NOTES

La milza accessoria intrapancreatica (IPAS) non è una entità rara: in uno studio autoptico su 3000 pazienti, in 364 era presente una milza accessoria, di cui 61 a localizzazione intrapancreatica, a livello della coda del pancreas, con una incidenza complessiva di circa il 2% dei pazienti.

In rapporto alla sua natura solida ipervascolare (con un comportamento contrasto grafico dinamico analogo alla milza) tale lesione entra nella diagnosi differenziale dei tumori pancreatici, potendo essere erroneamente diagnosticata come tumore neuroendocrino del pancreas o un tumore acinare.

Alla TC la diagnosi di certezza appare difficile. Con scintigrafia mediante globuli rossi danneggiati o solfo-colloide marcati con Tc99 la lesione presenta una attiva captazione come la milza. La RM grazie alle immagini in diffusione fa prontamente sospettare la natura malformativa della lesione, con segnale DWI e mappa ADC del tutto sovrapponibile alla milza. La diagnosi di certezza può essere infine raggiunta mediante la somministrazione di mdc superparamagnetico, dove la lesione presenta un sensibile abbassamento del segnale dovuto alla captazione delle particelle di ferro da parte dei macrofagi presenti nel sistema reticolo endoteliale.

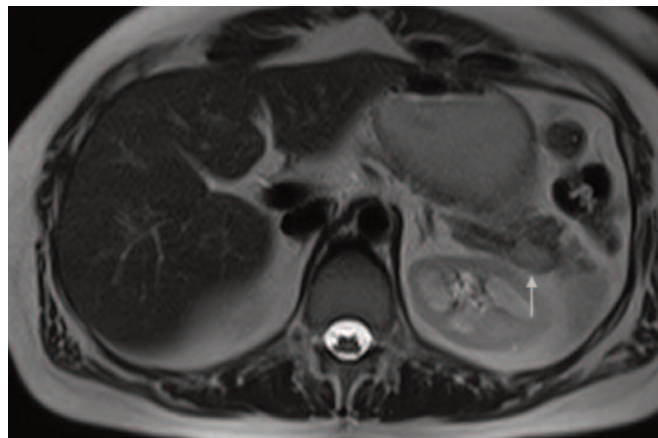


Fig. 11.5.1 HASTE T2.

Alla coda del pancreas è apprezzabile formazione espansiva solida ovalare moderatamente iperintensa.

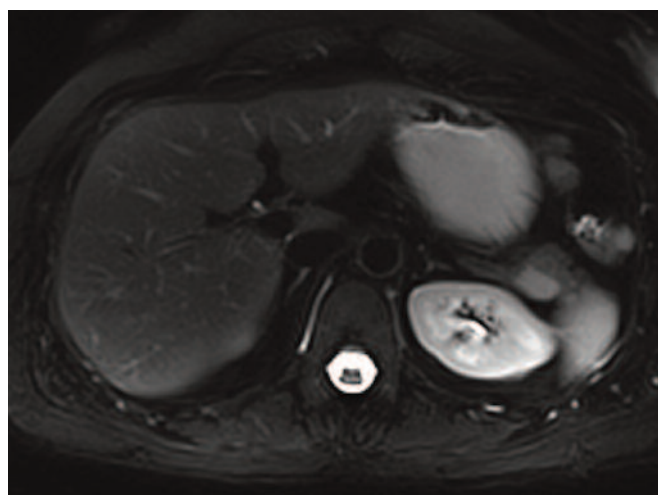


Fig. 11.5.2 TSE T2 fat-sat. Stesso quadro di cui sopra.

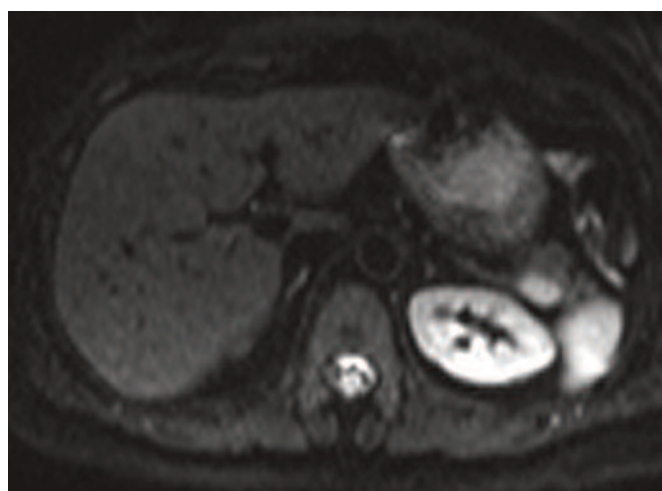
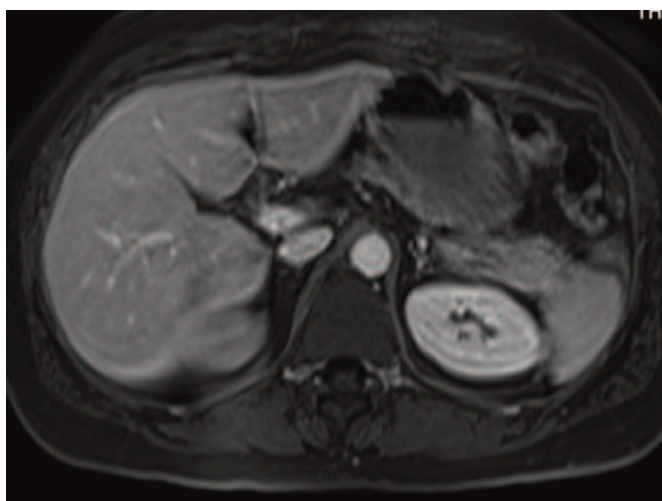
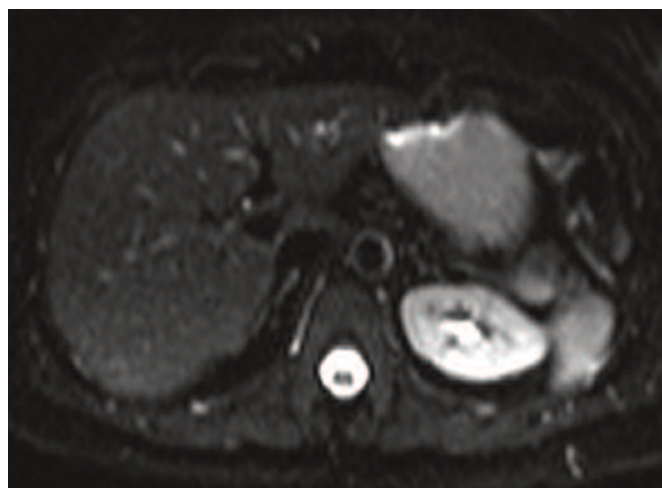
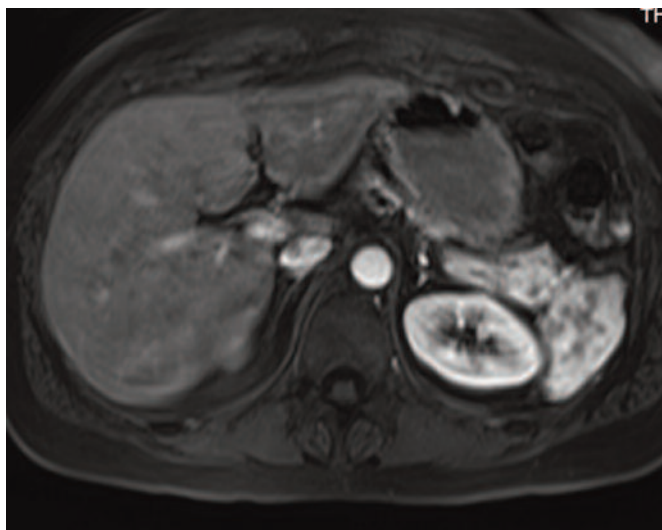


Fig. 11.5.3 e 11.5.4 VIBE, fase arteriosa (3) e venosa(4).
La lesione appare ipervascolare, simulando un tumore neuroendocrino. Tuttavia il comportamento contrastografico sia in fase arteriosa che venosa è simile alla milza.

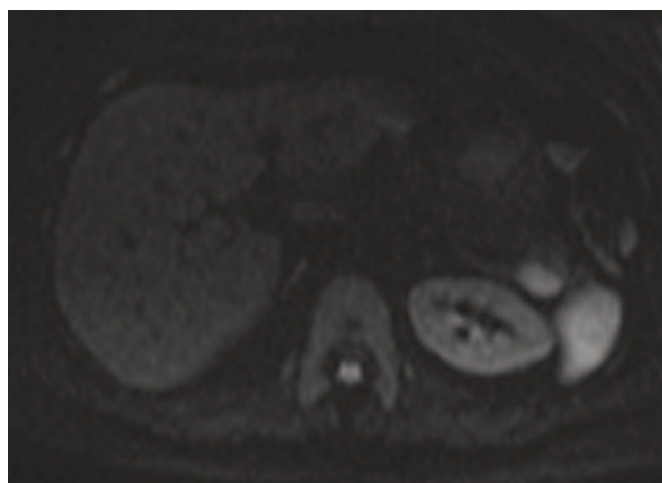


Fig. 11.5.5, 11.5.6 e 11.5.7 DWI, b.0 (5), b 200 (6) e b 600 (7).
La lesione incrementa il segnale al crescere del valore di b, analogamente alla milza.

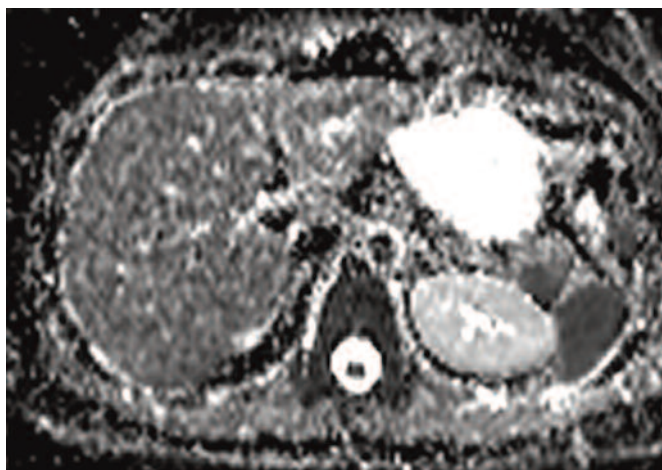
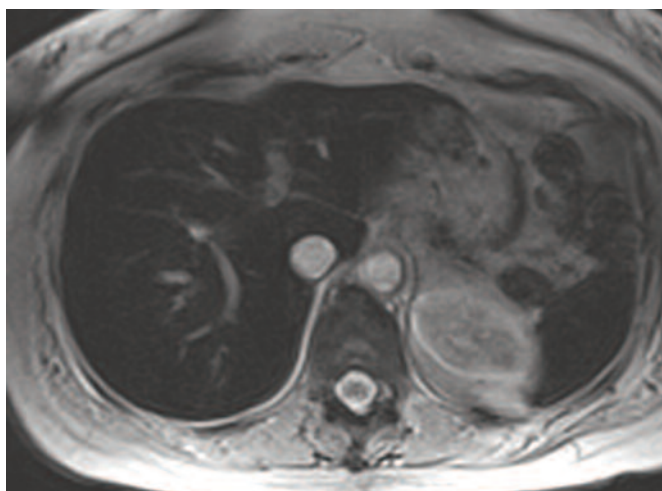
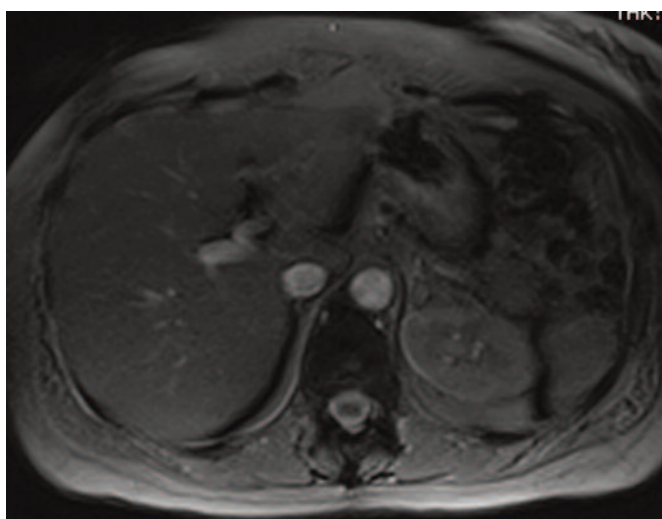


Fig. 11.5.8 Mappa ADC.
La lesione presenta diffusione ristretta, con segnale simile alla milza.



Figg. 11.5.9 e 11.5.10 GRE T2*, prima e dopo somministrazione di mdc superparamagnetico.
La lesione presenta sensibile caduta del segnale dopo mdc, simile alla milza, per captazione del ferro da parte del sistema reticolo-endoteliale.

BIBLIOGRAFIA

1. – Tourè L et Al. Case note: intrapancreatic accessory spleen mimicking a pancreatic endocrine tumour. *Can J Surg.* 2010 Feb;53(1):E1-2.
2. – Spencer LA et Al. . Imaging features of intrapancreatic accessory spleen. *Br J Radiol.* 2010 Aug;83(992):668-73.
3. – Arkadopoulos N et Al. Intrapaneatic accessory spleen issues: diagnostic and therapeutic challenges. *JOP.* 2009 Jul 6;10(4):400-5.
4. – Herèdia V et Al. . Gadolinium- and superparamagnetic-iron-oxide-enhanced MR findings of intrapancreatic accessory spleen in five patients. *Magn Reson Imaging.* 2008 Nov;26(9):1273-8.
5. – Boraschi P et Al. On the AJR viewbox. Intrapaneatic accessory spleen: diagnosis with RES-specific contrast-enhanced MRI. *AJR Am J Roentgenol.* 2005 May;184(5):1712-3.

CASO 12.1

“Carcinoma uroteliale della pelvi renale sinistra con multiple metastasi ai linfonodi retroperitoneali in paziente di 70 anni in follow-up con ristadiazione di malattia dopo il terzo ciclo di trattamento chemioterapico”

A. Saponaro, A. Stecco, P. Amatuzzo,
G. Di Nardo, A. Carriero

KEY NOTES

La diagnosi dei carcinomi uroteliali è solitamente effettuata tramite l'analisi citologica dei campioni di urina che vengono raccolti durante cistoscopia o pielografia retrograda. Queste tecniche sono tuttavia invasive e tecnicamente impegnative ed, inoltre, possono presentare risultati falsi negativi in caso di lesione a basso grado o nei casi in cui l'uretere risulti ostruito. Pertanto spesso è difficile poter distinguere tra i tumori maligni e benigni con studi di imaging convenzionali ed esame citologico. La RM consente, tramite immagini multiplanari di localizzare il livello dell'ostruzione ureterale. In particolare diversi studi hanno dimostrato l'utilità della RM in diffusione per l'individuazione dei tumori delle alte e delle basse vie urinarie. Neoplasie della pelvi renale e dell'uretere vengono chiaramente rilevati con la RM-DWI, indipendentemente dal grado del tumore. Il valore medio di ADC del tumore uroteliale è risultato notevolmente inferiore a quello del tessuto renale sano e delle urine.

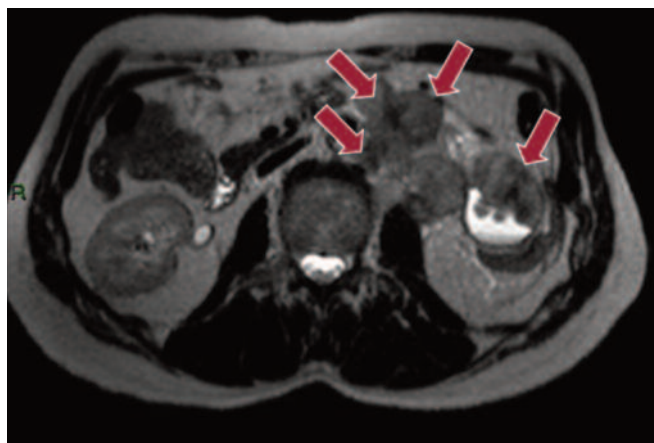


Fig. 12.1.1 Sequenza FFE T2 ponderata acquisita sul piano assiale. Presenza di tessuto patologico all'interno delle cavità calico-pieliche, dell'uretere sinistro; presenza di multipli linfonodi patologici (frecce) localizzati anteriormente all'aorta addominale, in sede retroperitoneale.

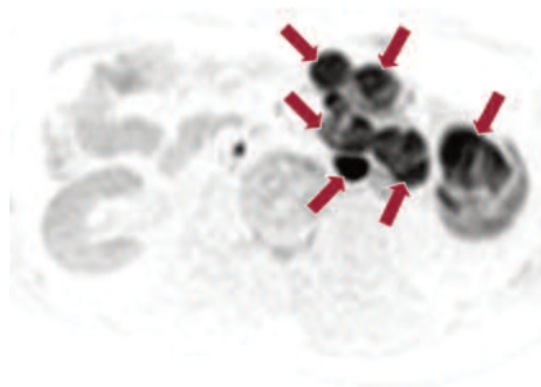


Fig. 12.1.2 Sequenza DWI acquisita sul piano assiale con b factor pari a 800 sec / mm².

La sequenza ben evidenzia, come aree di ipersegnale, indicate dalle frecce rosse, il tumore primitivo e le adenopatie satelliti.

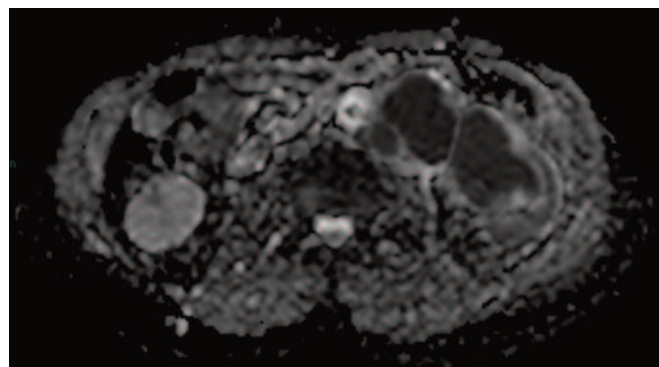


Fig. 12.1.3 Mappa ADC.

L'analisi quantitativa del segnale documenta valori medi di ADC bassi (inferiori ad $1 \times 10^{-3} \text{ mm}^2/\text{sec}$), compatibili con presenza di malattia neoplastica sia a livello della pelvi renale di sinistra che dei linfonodi retroperitoneali omolaterali.

BIBLIOGRAFIA

1. – Nishizawa S et al., Diffusion Weighted Imaging in the Detection of Upper Urinary Tract Urothelial Tumors 2010; 36 (1): 18-28.
2. – Yoshida S et al., Initial experience of functional imaging of upper urinary tract neoplasm by diffusion-weighted magnetic resonance imaging. Int J Urol. 2008; 15:140-3.
3. – Takeuchi M et al., Diffusion-weighted magnetic resonance imaging of urinary epithelial cancer with upper urinary tract obstruction: preliminary results. Acta Radiol. 2008; 49: 1195-9.
4. – Matsuki Met al., Diffusion-weighted MR imaging for urinary bladder carcinoma: initial results. Eur Radiol. 2007; 17:201-4.
5. – El-Assmy A et al., Diffusion-weighted MR imaging in diagnosis of superficial and invasive urinary bladder carcinoma: a preliminary prospective study. ScientificWorldJournal; 2008; 8: 364-70.

CASO 12.2

“Paziente di 34 anni con ittero e dolore lombare: avviata la terapia corticosteroidea, nel sospetto di pancreatite acuta autoimmune, si ottiene calo temporaneo dei valori di bilirubina. Diagnosi definitiva istologica di linfoma diffuso a grandi cellule B con localizzazione d'organo a livello di pancreas e reni (stadio Ann Arbor IV A)”

A. Saponaro, A. Stecco, P. Amatuzzo,
G. Di Nardo, A. Carriero

KEY NOTES

I linfomi primitivi diffusi a grandi cellule B, forma più comune di linfomi non Hodgkin, sono tumori aggressivi. I pazienti spesso presentano masse sintomatiche isolate o multiple, che si espandono rapidamente, nei siti nodali o extranodali (40%). Il sito extranodale più frequente è lo stomaco, a seguire il sistema nervoso centrale, le ossa, i reni e i testicoli.

La TC, la RM convenzionale e la PET / TC sono attualmente le tecniche di imaging utilizzate per la stadiazione e il follow-up dei linfomi.

La RM ponderata in diffusione (DWI) è una tecnica non invasiva in grado di fornire utili informazioni diagnostiche per lo staging e la detection tumorale. La mappatura del coefficiente di diffusione apparente (ADC) secondo alcuni Autori è utile per la diagnosi differenziale tra linfadenopatie benigne e maligne.

A causa dell'alta cellularità e dell'elevato rapporto nucleo-citoplasma, i linfomi aggressivi, come il linfoma diffuso a grandi cellule B, presentano elevata intensità di segnale e bassi valori di ADC nelle immagini in Diffusione.

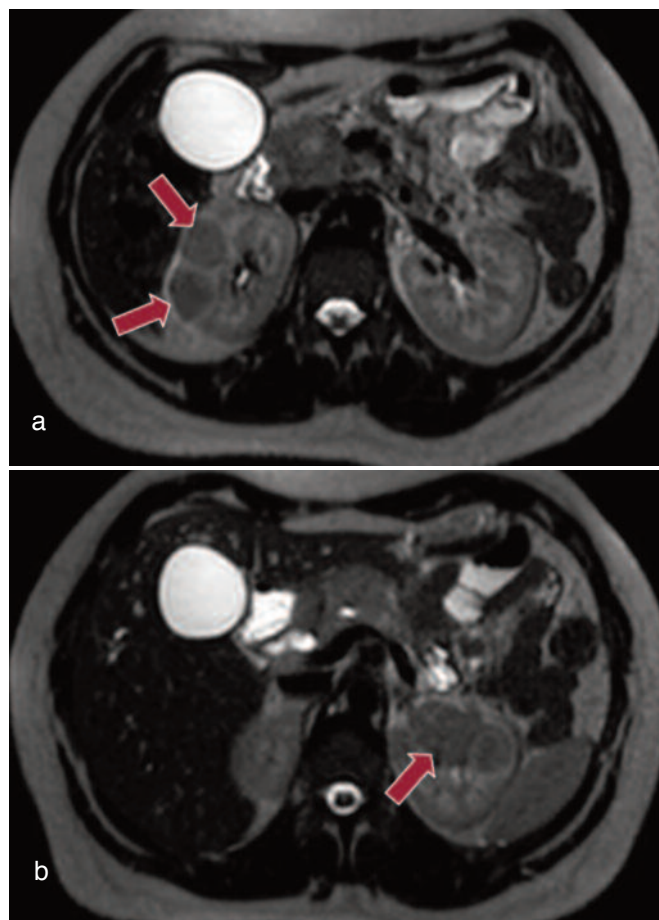
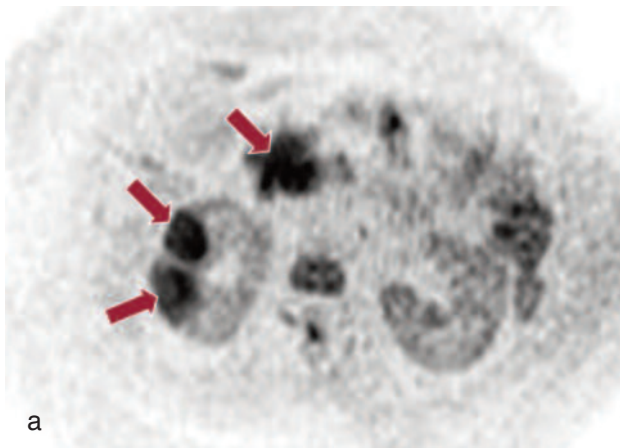
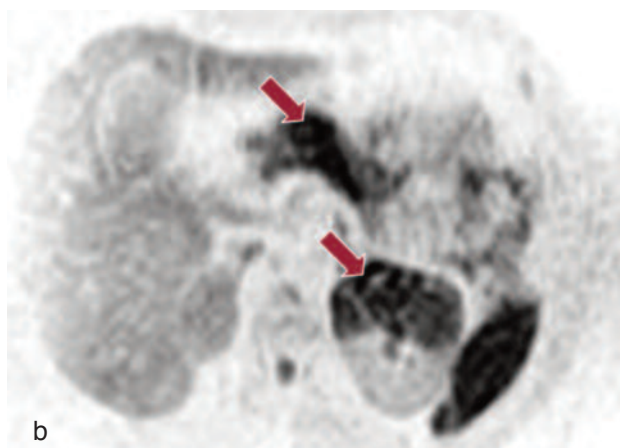


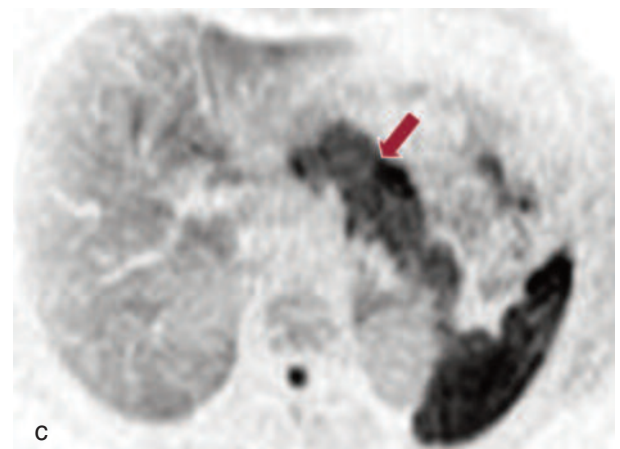
Fig. 12.2.1 a, b Immagini acquisite sul piano assiale impiegando sequenze FFE T2 ponderate. Si apprezza incremento volumetrico del pancreas; a livello di entrambi i reni si riscontrano inoltre aree di alterato segnale, a distribuzione cortico-midollare, (freccette rosse in fig. 13.4.1 a e b).



a



b



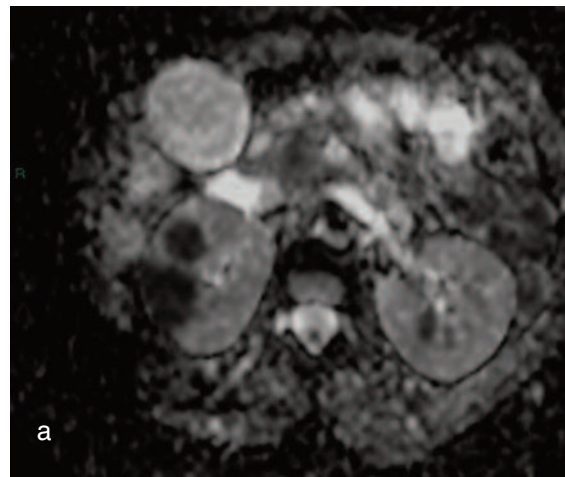
c

Fig. 12.2.2 a, b, c Immagini ponderate in diffusione, acquisite sul piano assiale con b factor pari a 800 sec/mm^2 .

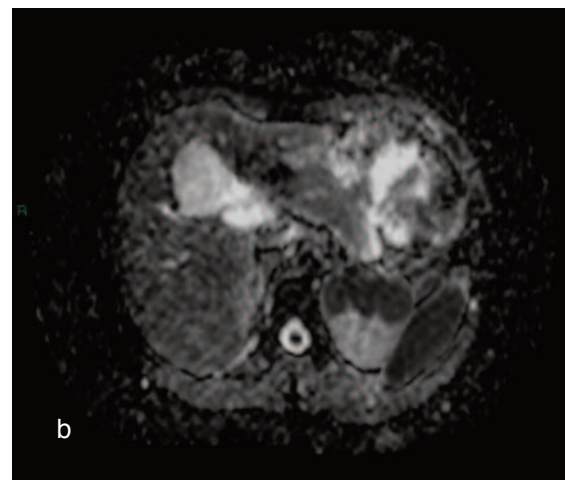
In corrispondenza di entrambi i reni, così come a livello di testa, corpo e coda pancreatica (freccie rosse) si rilevano aree di patologica restrizione della diffusività tissutale, come si riscontra nei casi di diffusa infiltrazione linfocitaria.

BIBLIOGRAFIA

1. – Javier G et al., Large B cell diffuse lymphoma. Orphanet encyclopedia. 2004.
2. – Kwee TC et al., Imaging in staging of malignant lymphoma: a systematic review. Blood, 2008; 111: 504–516.
3. – Sumi M et al., Diagnostic ability of apparent diffusion coefficients for lymphomas and carcinomas in the pharynx. Eur. Radiol. 2007; 17: 2631–2637.



a



b



c

Fig. 12.2.3 a, b, c Le mappe ADC hanno documentato valori di ADC molto bassi, pari a $0,8-0,9 \times 10^{-3} \text{mm}^2/\text{sec}$.

4. – Holzapfel K et al., Value of diffusion-weighted MR imaging in the differentiation between benign and malignant cervical lymph nodes. Eur. J. Radiol. 2009; 72: 381–387.
5. – Perrone A et al., Diffusion-weighted MRI in cervical lymph nodes: differentiation between benign and malignant lesions. Eur. J. Radiol. 2011; 77: 281–286.

CASO 12.3

“Feocromocitoma surrenalico sinistro atipico in soggetto già noto per GIST metastatico”

D. Artioli, A. Vanzulli

KEY NOTES

Le metastasi sono le lesioni maligne che più frequentemente coinvolgono le ghiandole surrenali.

Nella maggior parte dei casi le metastasi surrenaliche si presentano lievemente iperintense in T2, ipointense in T1, con segnale inalterato nelle sequenze fuori fase, caratteristica principale che le differenzia dall'adenoma; nelle sequenze DWI l'intensità di segnale in genere è aumentata mentre dopo contrasto si osserva un enhancement disomogeneo e progressivo.

È possibile la degenerazione centrale necrotica iperintensa in T2 o emorragica, iperintensa in T1, soprattutto se la lesione è di grandi dimensioni.

Il feocromocitoma ha un'incidenza minore rispetto alle lesioni secondarie, spesso presenta caratteristiche analoghe e per questo può essere confuso con esse, soprattutto se il soggetto ha anamnesi oncologica positiva e non presenta i classici segni clinici dell'iperinfezione adrenalínica; se è tipico mostra una marcata iperintensità in T2 che lo differenzia dalle metastasi. Analogamente alle metastasi, può presentare degenerazione necrotica o emorragica.

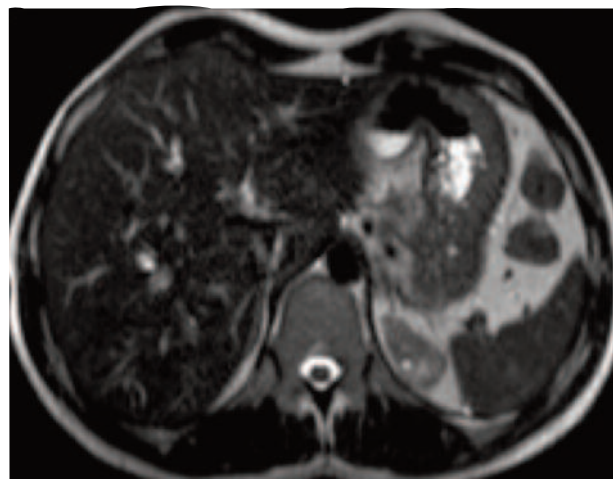
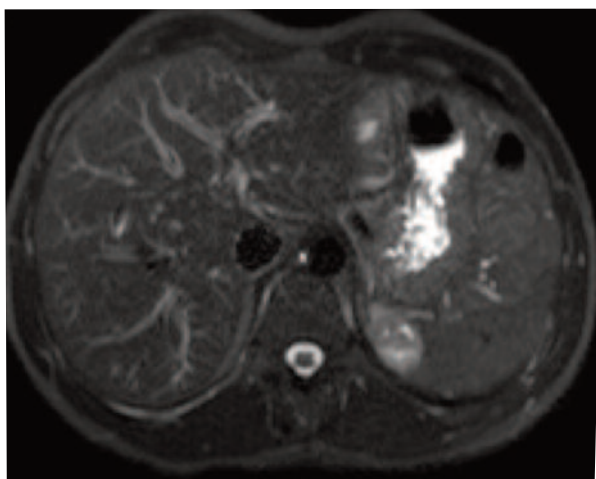


Fig. 12.3.1 e 12.3.2 Nelle acquisizioni T2 ponderate con e senza soppressione del grasso si apprezza una lesione ovale di discrete dimensioni (circa 3 cm), a margini netti, con intensità di segnale ipointensa con alcune aree iperintense.

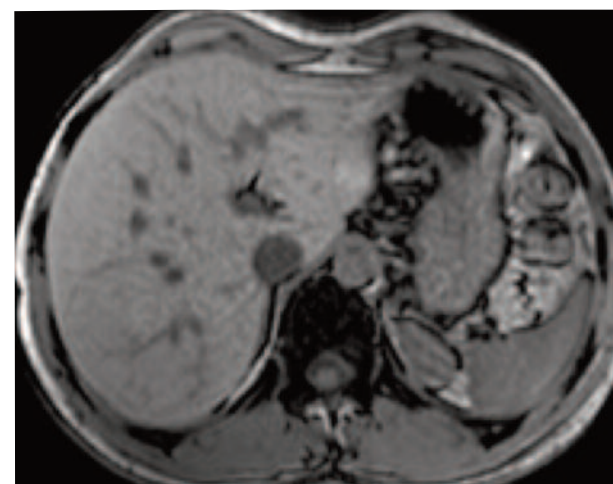
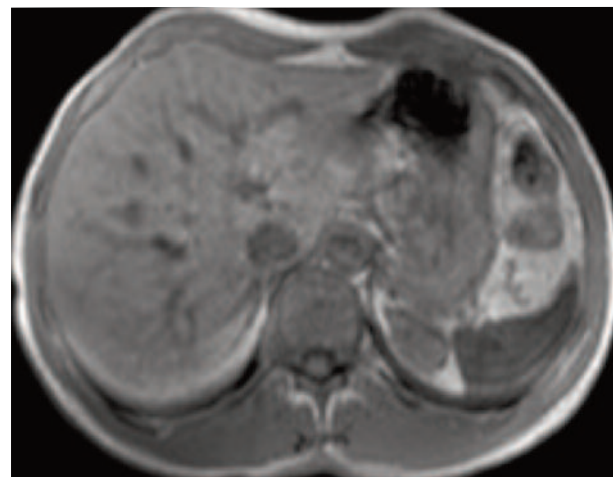


Fig. 12.3.3 e 12.3.4 Nelle acquisizioni T1 ponderate in fase e in opposizione di fase la lesione mantiene la stessa intensità di segnale, omogeneo e iso-intenso al fegato.

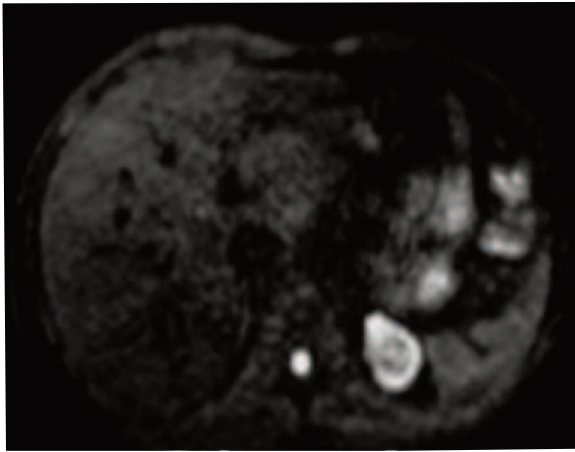


Fig. 12.3.5 Nell'acquisizione pesata in diffusione la lesione si presenta iperintensa con porzione centrale lievemente ipointensa.

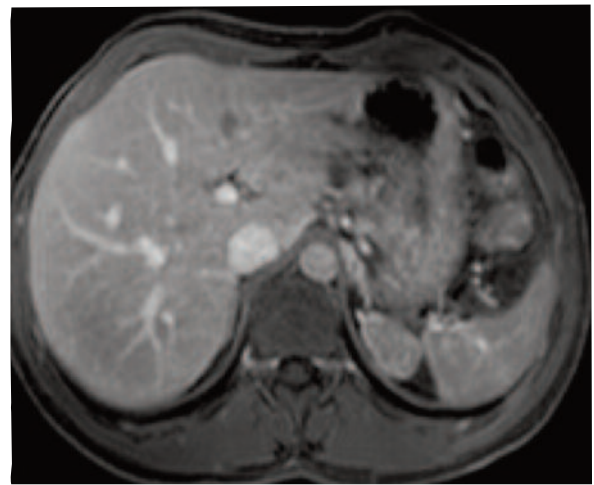
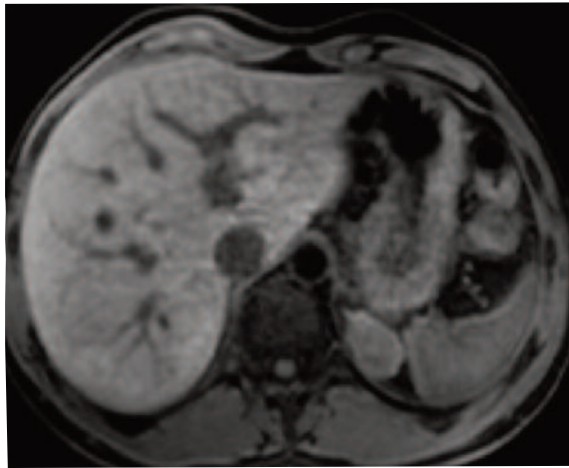
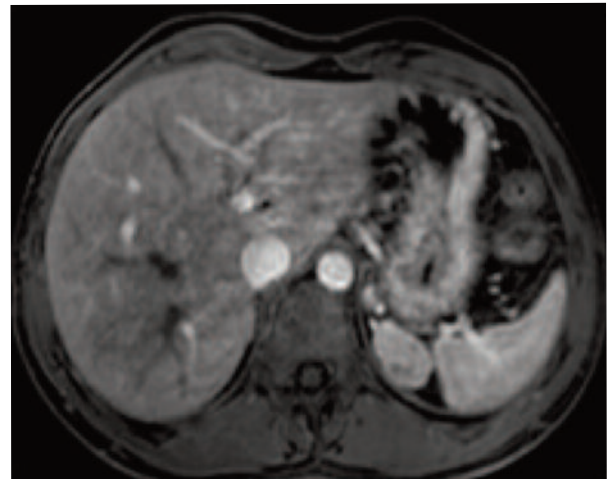


Fig. 12.3.6, 12.3.7 e 12.3.8 Nelle acquisizioni T1 ponderate con soppressione del grasso, prima e dopo somministrazione di mdc, la lesione mostra omogeneo e moderato progressivo enhancement.

BIBLIOGRAFIA

1. – Blake M, Kalra M, Maher M et al: Pheochromocytoma: An Imaging Chameleon. *Radiographics* 24: Special Issue S87 - S99, 2004.
2. – Elsayes K, Mukundan G, Narra V et al: Adrenal Masses: MR Imaging Features with Pathologic Correlation. *Radiographics* 24: Special Issue S73 - S86, 2004
3. – Sahdev A, Reznek RH. The indeterminate adrenal mass in patients with cancer. *Cancer Imaging*. 2007 Oct 1;7 Spec No A:S100-9.
4. – Song JH, Mayo-Smith WW. Incidentally discovered adrenal mass. *Radiol Clin North Am*. 2011 Mar;49(2):361-8.
5. – Zandrino F, Rescinito G, Calabrese M, Gandolfo N, Cecchini G, Musante F: Pictorial essay: Imaging a Risonanza Magnetica delle masse surrenaliche. *Radiol Med* 103: 206-218, 2002.

CASO 12.4
“Metastasi surrenalica sinistra
da carcinoma epatocellulare (HCC)”

D. Artioli, A. Vanzulli

KEY NOTES

Le metastasi sono le lesioni maligne che più frequentemente coinvolgono le ghiandole surrenali; tuttavia le metastasi surrenaliche da carcinoma epatocellulare sono rare.

Nella maggior parte dei casi le metastasi surrenaliche si presentano lievemente iperintense in T2, ipointense in T1, con segnale inalterato nelle sequenze fuori fase, caratteristica principale che le differenzia dall'adenoma; nelle sequenze DWI l'intensità di segnale in genere è aumentata mentre dopo contrasto si osserva un enhancement disomogeneo e progressivo. In questo caso la sequenza pesata in diffusione è debolmente positiva; il ruolo della diffusione nella valutazione del carcinoma epatocellulare è controverso e ancora non ci sono dati univoci che dimostrino una reale utilità di questa sequenza per questo tipo di neoplasia. Invece l'enhancement contrastografico della metastasi rispecchia il tipico comportamento dell'HCC, ovvero è ben evidente in fase arteriosa e si dissolve rapidamente nelle fasi contrastografiche successive.



Fig. 12.4.1 Nell'acquisizione T2 ponderata si apprezza una piccola lesione ovale di circa 2 cm, a margini netti, con intensità di segnale pressoché isointensa alla milza.

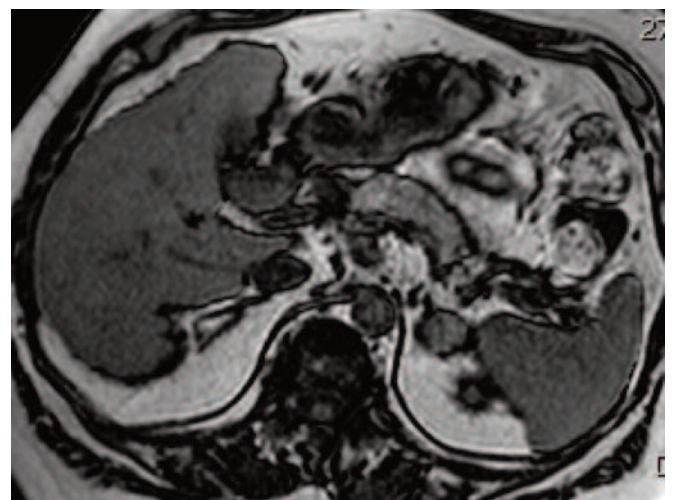
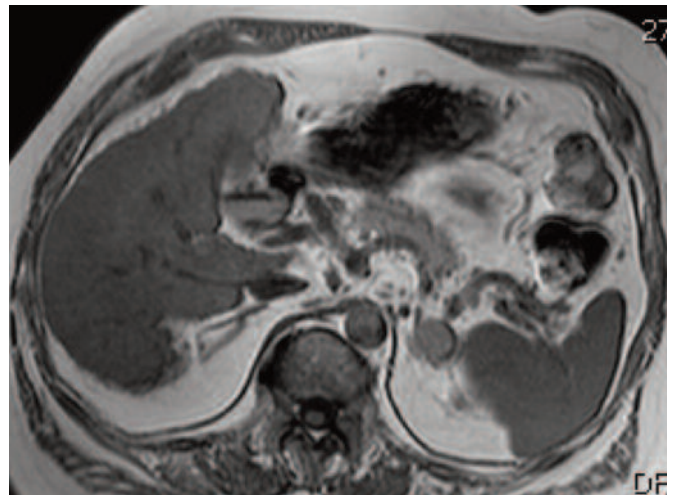


Fig. 12.4.2 e 12.4.3 Nelle acquisizioni T1 ponderate in fase e in opposizione di fase la lesione mantiene la stessa intensità di segnale, omogeneo e isointenso al fegato.

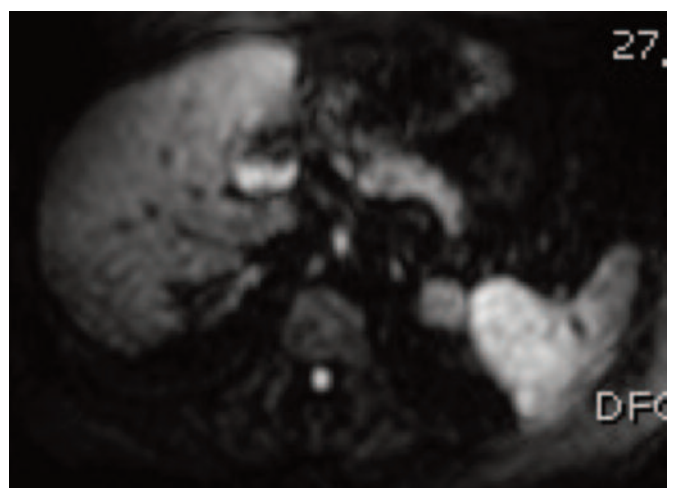


Fig. 12.4.4 Nell'acquisizione pesata in diffusione la lesione si presenta debolmente iperintensa.

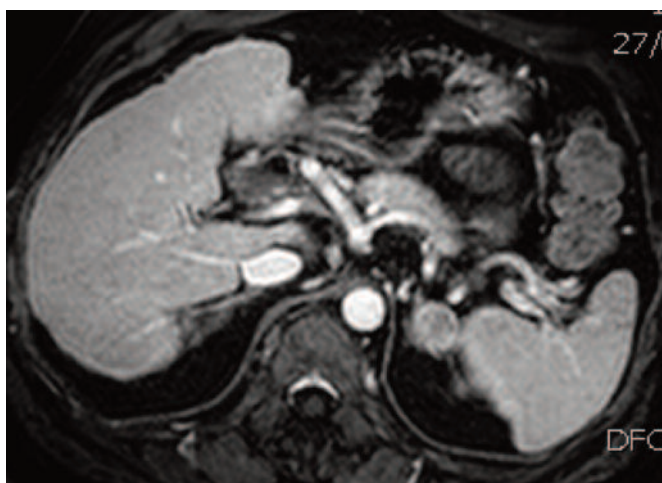
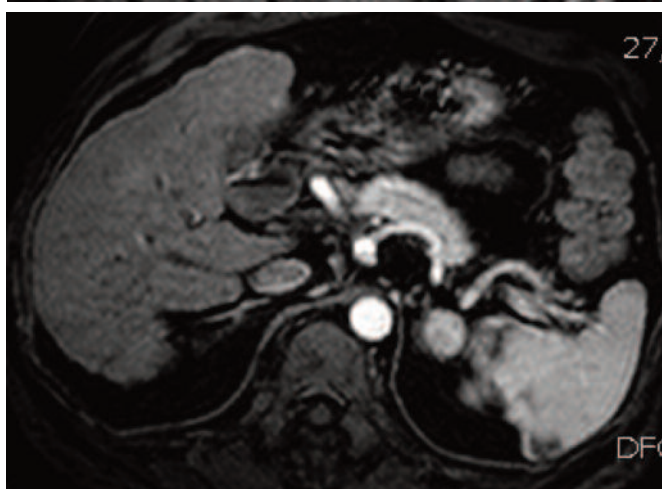
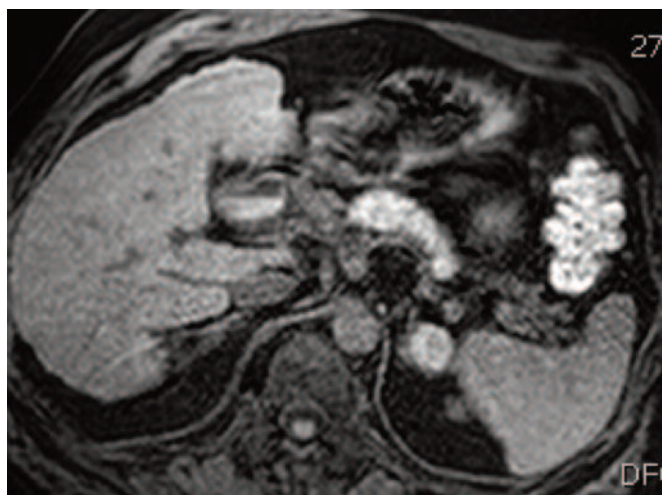


Fig. 12.4.5, 12.4.6 e 12.4.7 Nelle acquisizioni T1 ponderate con soppressione del grasso, prima e dopo somministrazione di mdc, la lesione risulta iperintensa prima del contrasto (**fig. 12.4.5**), con enhancement e wash out nelle fasi successive.

BIBLIOGRAFIA

1. – Elsayes K, Mukundan G, Narra V et al: Adrenal Masses: MR Imaging Features with Pathologic Correlation. *Radiographics* 24: Special Issue S73 - S86, 2004
2. – Sahdev A, Reznick RH. The indeterminate adrenal mass in patients with cancer. *Cancer Imaging*. 2007 Oct 1;7 Spec No A:S100-9.
3. – Zandrino F, Rescinito G, Calabrese M, Gandolfo N, Cecchini G, Musante F: Pictorial essay: Imaging a Risonanza Magnetica delle masse surrenaliche. *Radiol Med* 103: 206-218, 2002.
4. – Kim YK, Kim CS, Han YM, Lee YH. Detection of liver malignancy with gadoteric acid-enhanced MRI: Is addition of diffusion-weighted MRI beneficial? *Clin Radiol*. 2011 Feb 28.
5. – Kele PG, van der Jagt EJ. Diffusion weighted imaging in the liver. *World J Gastroenterol*. 2010 Apr 7;16(13):1567-76.

CASO 12.5

“Lesione neurogena primitiva benigna (ancient schwannoma) localizzata in loggia surrenalica”

D. Artioli, A. Vanzulli

KEY NOTES

Lo schwannoma è una neoplasia benigna che origina dalla guaina dei nervi periferici e rappresenta il 5% dei tumori benigni dei tessuti molli. Può essere localizzato in qualunque parte del corpo ma più frequentemente interessa testa, collo, arti, mediastino e retroperitoneo. In genere presenta dimensioni inferiori a 5 cm e struttura omogenea; quando la lesione viene scoperta tardivamente si presenta come “ancient schwannoma”, ovvero di grandi dimensioni e con aree di degenerazione nel contesto (aree cistiche, aree ialine, calcificazioni, aree emorragiche). Nel caso presentato si tratta di un “ancient schwannoma”, che per la sede, le grandi dimensioni e la disomogeneità strutturale può essere confuso con una lesione primitiva surrenalica (carcinoma della corticale). Il carcinoma surrenalico è raro e si presenta di solito come una voluminosa massa con diametro maggiore di 6 cm, con segnale disomogeneo in tutte le pesature per l'alternanza di aree necrotiche (T2 iperintense), emorragiche (spesso T1 iperintense) e cistiche (T2 iperintense); l'enhancement dopo contrasto è globulare periferico e progressivo e si osservano spesso segni di infiltrazione dei tessuti circostanti e delle strutture vascolari. I margini netti, l'assenza di infiltrazione dei tessuti circostanti e la mancanza di lesioni secondarie possono orientare in questo caso per una lesione benigna.

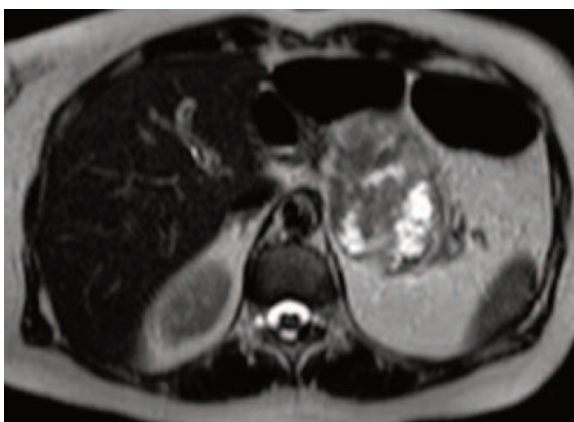


Fig. 12.5.1 Nell'acquisizione T2 ponderata si apprezza una voluminosa lesione ovale di circa 8 cm, a margini netti, con intensità di segnale disomogenea, con alcune aree francamente liquide.

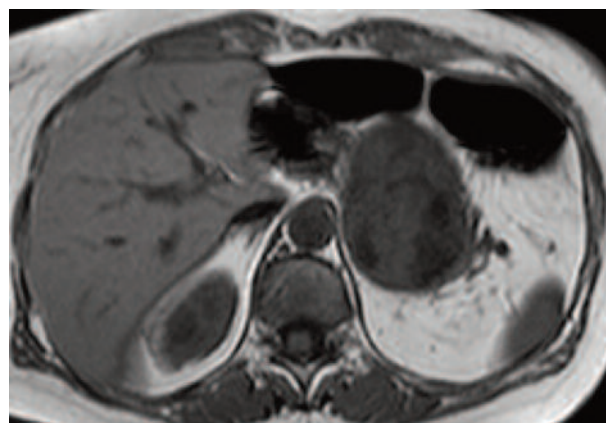


Fig. 12.5.2 e 12.5.3 Nelle acquisizioni T1 ponderate in fase e in opposizione di fase la lesione mantiene la stessa intensità di segnale, disomogeneo e isointenso al fegato nelle aree non fluide.

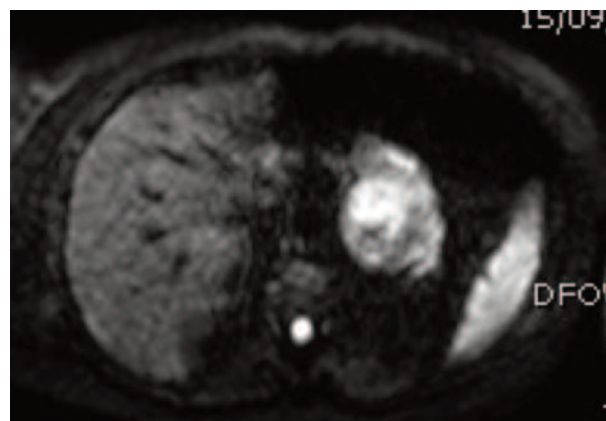


Fig. 12.5.4 Nell'acquisizione pesata in diffusione la lesione presenta alcune aree iperintense.

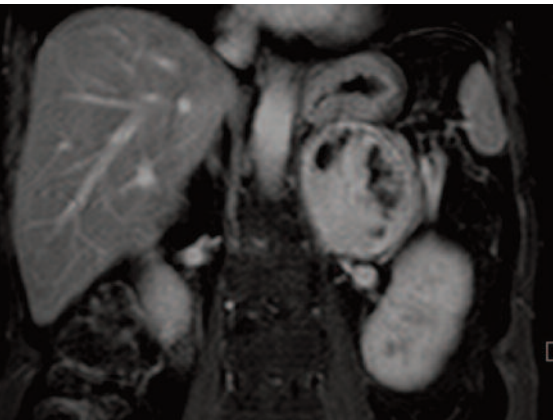
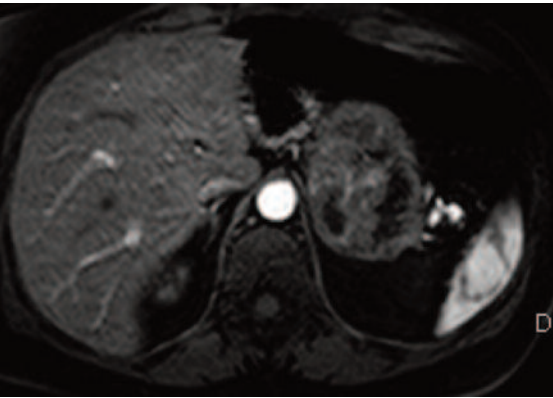
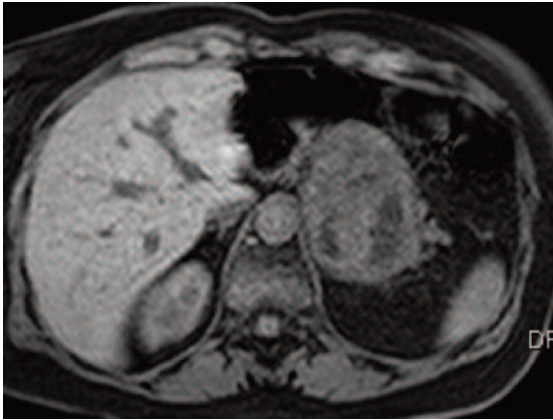


Fig. 12.5.5, 12.5.6 e 12.5.7 Nelle acquisizioni T1 ponderate con soppressione del grasso, prima e dopo somministrazione di mdc, la lesione mostra un progressivo enhancement, debole in fase arteriosa e che si omogeneizza in fase tardiva.

BIBLIOGRAFIA

1. – Woertler K. Tumors and tumor-like lesions of peripheral nerves. *Semin Musculoskelet Radiol.* 2010 Nov;14(5):547-58.
2. – Li CS, Huang GS, Wu HD, Chen WT, Shih LS, Lii JM, Duh SJ, Chen RC, Tu HY, Chan WP. Differentiation of soft tissue benign and malignant peripheral nerve sheath tumors with magnetic resonance imaging. *Clin Imaging.* 2008 Mar-Apr;32(2):121-7.
3. – Ogose A, Hotta T, Morita T, Yamamura S, Hosaka N, Kobayashi H, Hirata Y. Tumors of peripheral nerves: correlation of symptoms, clinical signs, imaging features, and histologic diagnosis. *Skeletal Radiol.* 1999 Apr;28(4):183-8.

CASO 12.6

“Lesione renale primitiva del rene destro grinzo in soggetto trapiantato”

D. Artioli, A. Vanzulli

KEY NOTES

Il tumore a cellule renali rappresenta il 3% dei tumori dell'adulto e l'85% di tutti i tumori renali maligni primitivi. Nel 5% dei pazienti vengono riscontrate più di una lesione nello stesso rene e l'1-2% ha lesioni bilaterali.

Un aumento della frequenza del carcinoma renale è stato riscontrato nei soggetti emodializzati (35-47%).

Di solito si presenta come una lesione espansiva a contenuto disomogeneo con aree emorragiche, necrotiche e cistiche, associate talvolta ad aree di tessuto fibrotico e calcificazioni. Generalmente la lesione è iperintensa in diffusione; la necrosi tende ad essere ipointensa in T1 e iperintensa in T2, mentre le aree emorragiche presentano più frequentemente iperintensità in T1. Dopo contrasto si osserva enhancement marcato e disomogeneo, ben evidenziabile nelle sequenze dinamiche fast gradient echo, in particolare in fase arteriosa, con una successiva ipointensità tardiva rispetto al parenchima renale (non in questo caso).

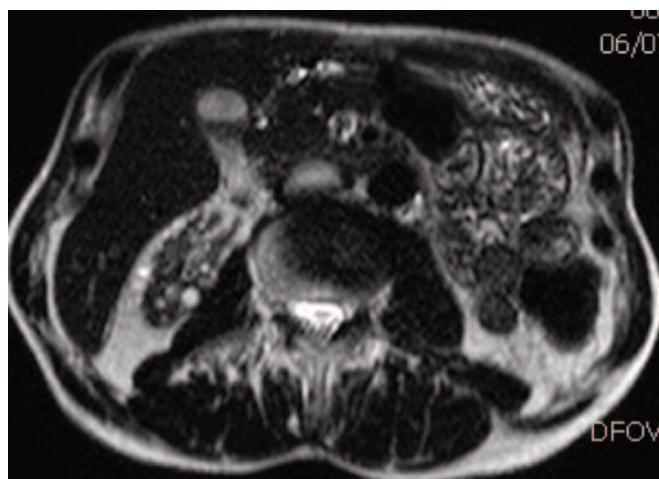
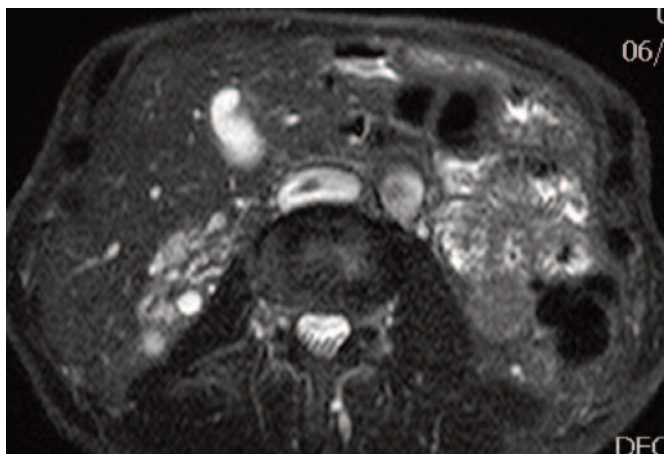


Fig. 12.6.1 e 12.6.2 Nelle acquisizioni T2 ponderate con e senza soppressione del grasso si apprezza una piccola lesione di circa 1,5 cm, con debole iperintensità di segnale.

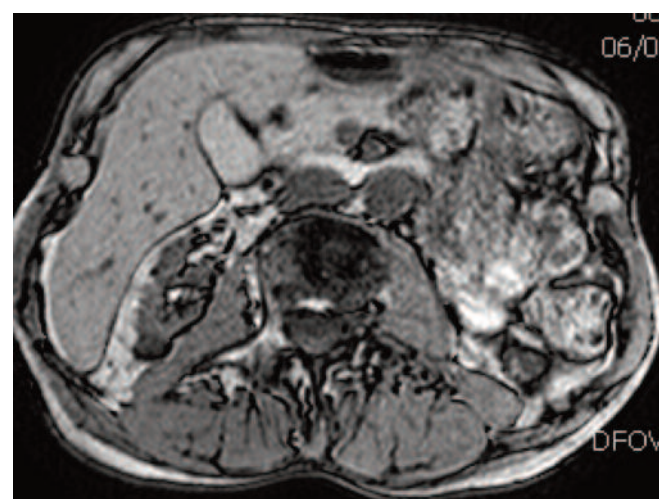
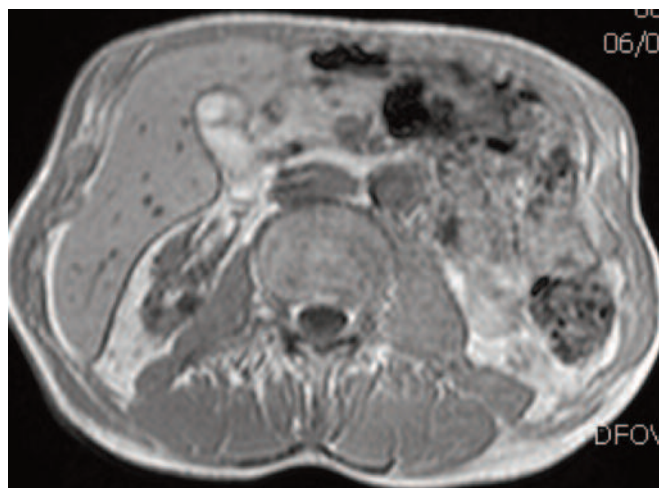


Fig. 12.6.3 e 12.6.4 Nelle acquisizioni T1 ponderate in fase e in opposizione di fase la lesione è isointensa al parenchima renale.

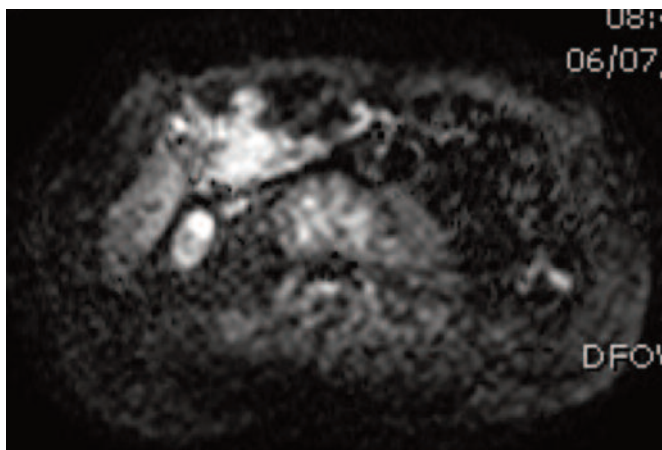


Fig. 12.6.5 Nell'acquisizione pesata in diffusione la lesione e' iperintensa.

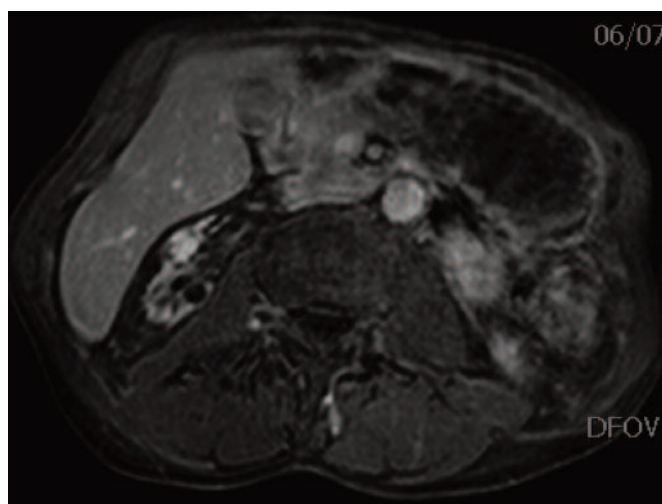
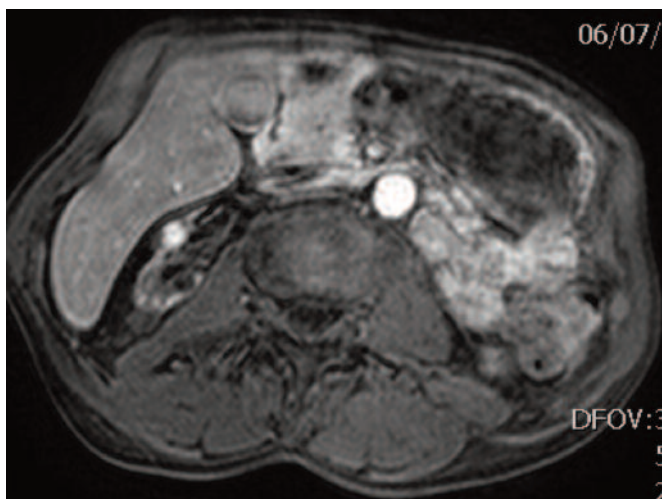
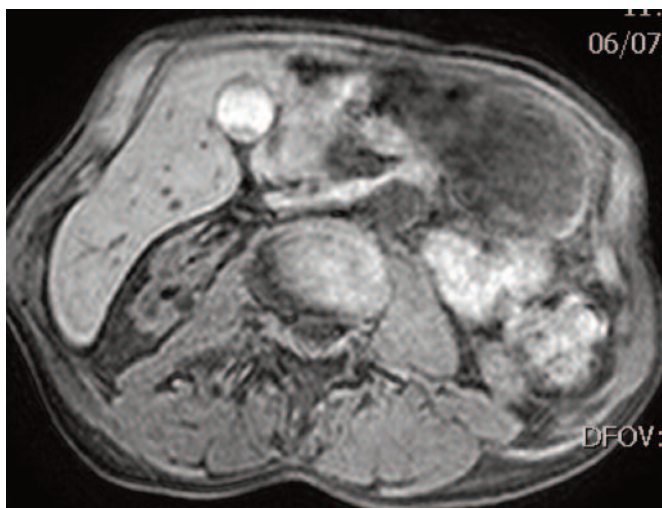


Fig. 12.6.6, 12.6.7 e 12.6.8 Nelle acquisizioni T1 ponderate con soppressione del grasso, prima e dopo somministrazione di mdc, la lesione mostra un vivace enhancement arterioso, che si mantiene nelle fasi successive.



BIBLIOGRAFIA

1. – Scoth F, Persigehl T, Palmowski M. Current role and future perspective of MRI for diagnosis and characterization of renal cell carcinoma. *Panminerva Med.* 2010 Dec;52(4):307-18.
2. – Israel GM, Krinsky GA: MR imaging of the kidneys and adrenal glands. *Radiol Clin North Am* 41:145-159, 2003.
3. – Sandrasegaran K, Sundaram CP, Ramaswamy R, Akisik FM, Rydberg MP, Lin C, Aisen AM. Usefulness of diffusion-weighted imaging in the evaluation of renal masses. *AJR Am J Roentgenol.* 2010 Feb;194(2):438-45.

CASO 13.1

“Carcinosi peritoneale da cancro ovarico: paziente di 53 anni, isteroannessiectomizzata per carcinoma ovarico 6 anni addietro e sottoposta consensualmente a chemioterapia. Nel follow up incremento progressivo dei livelli sierici di Ca 125”

F. Palmieri, I. Ferrara, G. Di Costanzo, A. Ragozzino

KEY NOTES

La cavità peritoneale è una sede comune di diffusione metastatica nelle pazienti con tumori ginecologici ed in particolare di origine ovarica. La sensibilità e la specifi-

cità della TC con mdc nell'identificazione di impianti metastatici peritoneali sono rispettivamente del 85–93% e del 78–96%, mentre la RM con sequenze convenzionali basali e dopo iniezione e.v. di mdc mostra una sensibilità ed una specificità rispettivamente del 95% e 80%. Gli impianti peritoneali possono essere identificati con l'imaging convenzionale RM come noduli o ispessimenti dei foglietti peritoneali, che mostrano impregnazione post-contrastografica tardiva nelle sequenze T1 pesate con soppressione del segnale adiposo. Le sequenze di diffusione permettono di evidenziare più agevolmente gli impianti peritoneali di piccole dimensioni e di dissociarli più agevolmente dalle strutture viscerali e vascolari a sede pelvica, nonché di dimostrare la presenza di piccole tumefazioni linfonodali.

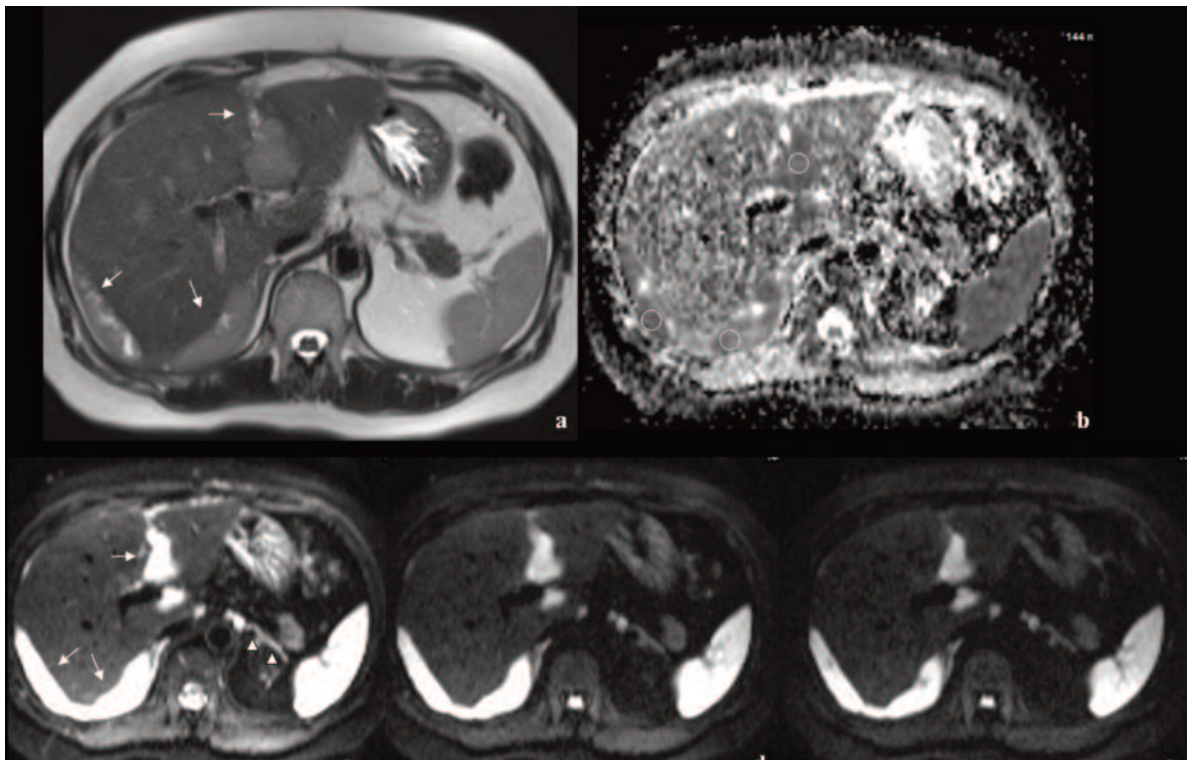


Fig. 13.1.1 a, b, c, d, e Immagine acquisita sul piano assiale con sequenza Haste T2 (a). Mappa ADC (b) e immagini DWI con b-value 40/400/800 (c, d, e).

Film fluido peri-epatico e rilievo di multipli gettoni solidi da impianti peritoneali perifericamente al VII e VI segmento epatico e a livello del legamento rotondo (freccie). Tali impianti presentano un elevato e disomogeneo segnale in T2 e sono caratterizzati da ridotta diffusività con valore di ADC di $0,83 \pm 0,1 \times 10^{-3} \text{ mm}^2/\text{sec}$. La sequenza in diffusione permette inoltre l'identificazione di alcune metastasi a carico dei linfonodi celiaci e splenici, scarsamente identificabili nelle immagini T2 pesate (teste di freccia).

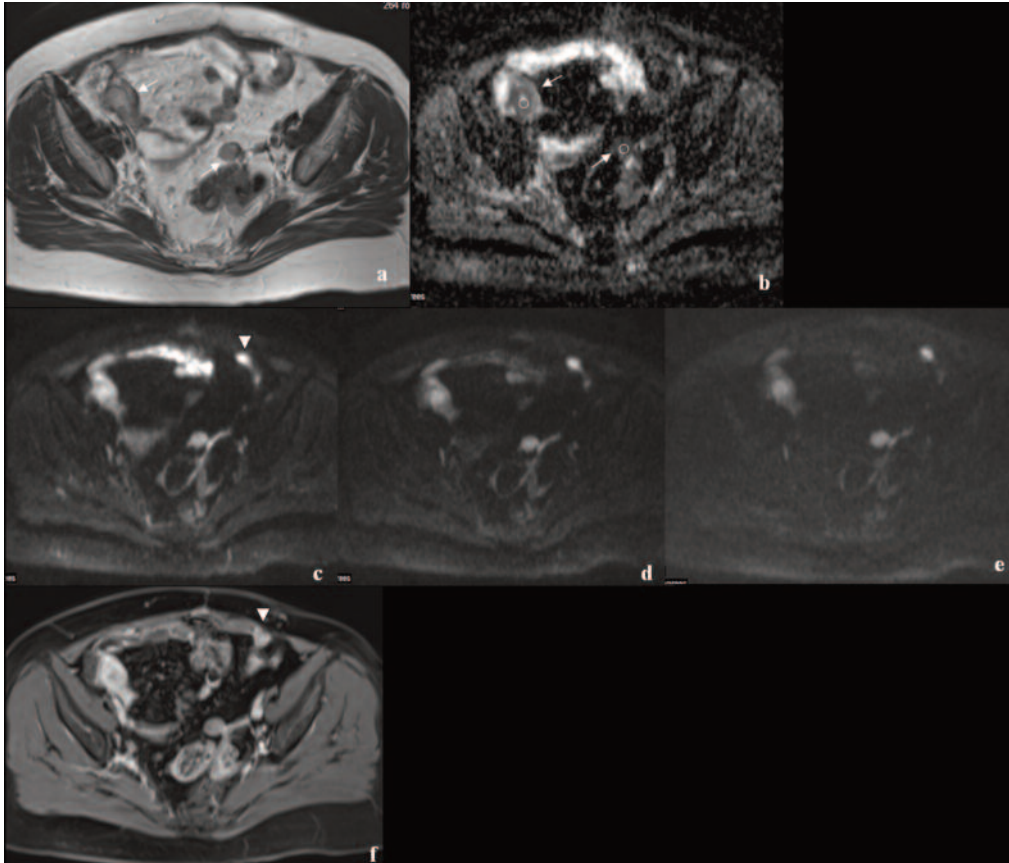


Fig.13.1.2 a, b, c, d, e, f Immagine acquisita sul piano assiale con sequenza Haste T2 (a). Mappa ACD (b) e sequenze DWI con b-value 40/400/800 (c, d, e) e VIBE dopo m.d.c. ev (f).

Si apprezzano gli esiti di istero-annessectomia e la presenza di tre impianti metastatici peritoneali, uno in fossa iliaca destra, uno in sede pelvica mediana nel contesto del tessuto adiposo perisigmoideo ed un altro a ridosso del rivestimento peritoneale parietale anteriore (testa di freccia). Tali impianti sono agevolmente identificabili nelle sequenze in DWI per la ridotta diffusività (ADC $0,79 \pm 0,2 \times 10^{-3} \text{ mm}^2/\text{sec}$), in particolare la nodulazione peritoneale parietale, scarsamente evidenziabile nella sequenza T2 ponderata.

BIBLIOGRAFIA

1. – Coutinho AC Jr, Krishnaraj A, Pires CE, Bittencourt LK, Guimarães AR. (2011) Pelvic applications of diffusion magnetic resonance images. *Magn Reson Imaging Clin N Am.* 19(1):133-57.
2. – Nishie A, Stolpen AH, Obuchi M, Kuehn DM, Daggit A, Andresen K. (2008) Evaluation of locally recurrent pelvic malignancy: performance of T2- and diffusion-weighted MRI with image fusion. *J Magn Reson Imaging.* 28(3):705-13.
3. – Namimoto T, Awai K, Nakaura T, Yanaga Y, Hirai T, Yamashita Y. Role of diffusion-weighted imaging in the diagnosis of gynecological diseases. *Eur Radiol.* 2009 19(3):745-60.
4. – Punwani S. (2010) Diffusion weighted imaging of female pelvic cancers: Concepts and clinical applications. *Eur J Radiol.* [Epub ahead of print]
5. – Bozkurt M, Doganay S, Kantarci M, Yalcin A, Eren S, Atamanalp SS, Yuce I, Yildirgan MI. (2010) Comparison of peritoneal tumor imaging using conventional MR imaging and diffusion-weighted MR imaging with different b values. *Eur J Radiol.* [Epub ahead of print]

CASO 13.2

“Neoplasia annessiale bilaterale: paziente di 63 anni con reperto ecografico transvaginale di incremento volumetrico e disomogeneità strutturale dell’annessio sinistro”

F. Palmieri, I. Ferrara, B. Cusati, A. Ragozzino

KEY NOTES

L’imaging diagnostico riveste un ruolo fondamentale nell’identificazione della massa ovarica; in particolare la RM svolge un ruolo fondamentale di fronte ad una massa annessiale indeterminata nel definire la benignità e la malignità della stessa, in virtù dell’elevata risoluzione di contrasto. Diversi autori hanno studiato il valore dell’imaging in diffusione nella caratterizzazione dei tumori ovarici ed in particolare hanno cercato valori di ADC che fossero dirimenti per la benignità vs malignità delle lesioni. I risultati di tali studi sono controversi poiché solo alcuni hanno dimostrato valori di ADC significativamente differenti tra lesioni maligne e benigne; ad esempio Moteki et al. hanno rilevato valori di ADC di 1.96 ± 0.76

e $2.16\pm 0.66\times 10^{-3}\text{mm}^2/\text{s}$ per le lesioni cistiche benigne e valori di ADC significativamente più bassi (da 0.50 ± 0.34 a $0.74\pm 0.57\times 10^{-3}\text{mm}^2/\text{s}$) per le lesioni maligne. I limiti di tali studi risiedono nello scarso numero di esami eseguiti per tipo istologico e pertanto non permettono di identificare un valore di riferimento di ADC per le lesioni maligne. Tuttavia l’utilizzo delle sequenze di diffusione può incrementare il valore dell’accuratezza globale della stadiazione preoperatoria, attraverso il rilievo di eventuali impianti peritoneali e metastasi linfonodali.

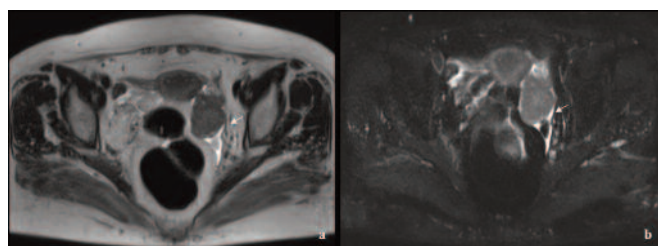


Fig. 13.2.1 a, b Immagini FSE T2 (a) e T2 fat-sat (b) nel piano assiale. Nella sede annessiale sinistra (freccia) si rileva lesione espansiva, a margini polilobati, a struttura disomogeneamente iperintensa, con concomitante sottile falda fluida a sede peri-ovarica e a livello del recesso del Douglas.

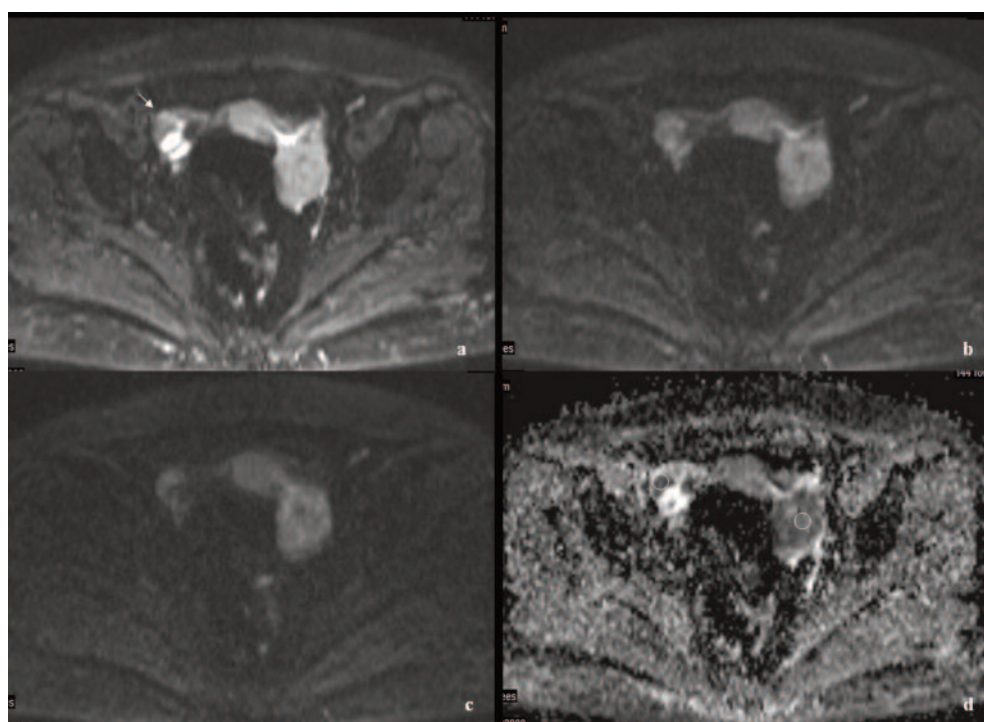


Fig. 13.2.2 a, b, c, d Immagini DWI con b-value 40/400/800 (a, b, c) nel piano assiale e relativa mappa ADC (d).

La formazione annessiale sinistra mostra elevato segnale nelle immagini DWI da ridotta diffusività con valore di ADC di $1,64\pm 0,1\times 10^{-3}\text{mm}^2/\text{sec}$. Si rileva inoltre altra formazione espansiva a sede annessiale destra, che mostra analoghe caratteristiche in DWI senza significative differenza dei valori di ADC ($1,59\pm 0,2\times 10^{-3}\text{mm}^2/\text{sec}$).

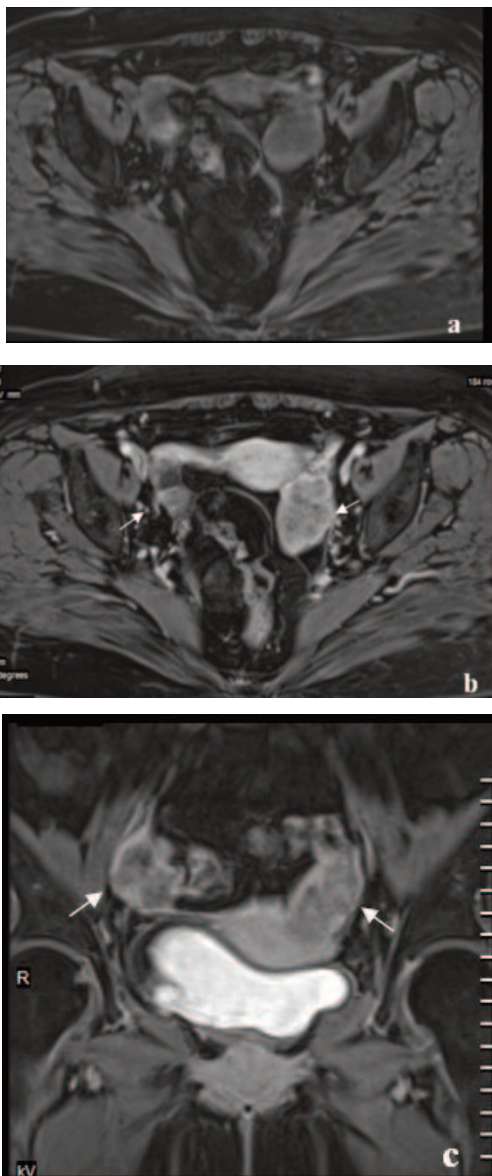


Fig. 13.2.3 a, b, c Immagini VIBE prima (a) e dopo (b) iniezione di m.d.c. e.v. sul piano assiale e immagine VIBE dopo mdc e.v. sul piano coronale (c) Le sequenze dimostrano disomogeneo potenziamento post-contrastografico di entrambe le masse ovariche (freccie).

BIBLIOGRAFIA

1. – Bakir B, Bakan S, Tunaci M, Bakir VL, Iyibozkurt AC, Berkman S, Bengisu A, Salmaslioglu A. Diffusion-weighted imaging of solid or predominantly solid gynaecological adnexial masses: is it useful in the differential diagnosis? *Br J Radiol.* 2010 16. [Epub ahead of print]
2. – Fujii S, Kakite S, Nishihara K, Kanasaki Y, Harada T, Kigawa J, Kaminou T, Ogawa T. Diagnostic accuracy of diffusion-weighted imaging in differentiating benign from malignant ovarian lesions. *J Magn Reson Imaging.* 2008 28(5):1149-56.
3. – Takeuchi M, Matsuzaki K, Nishitani H. Diffusion-weighted magnetic resonance imaging of ovarian tumors: differentiation of benign and malignant solid components of ovarian masses *J Comput Assist Tomogr.* 2010 34(2):173-6.
4. – Coutinho AC Jr, Krishnaraj A, Pires CE, Bittencourt LK, Guimarães AR. Pelvic applications of diffusion magnetic resonance images. *Magn Reson Imaging Clin N Am.* 2011 19(1):133-57.
5. – Nishie A, Stolpen AH, Obuchi M, Kuehn DM, Dagit A, Andresen K. Evaluation of locally recurrent pelvic malignancy: performance of T2- and diffusion-weighted MRI with image fusion. *J Magn Reson Imaging* 2008 28(3):705-13

CASO 13.3

“Metastasi linfonodale in operata di carcinoma della cervice: paziente operata di isterectomia per carcinoma della cervice; si sottopone ad esame RM per follow-up postoperatorio”

F. Palmieri, I. Ferrara, I. Bonifacio, A. Ragozzino

KEY NOTES

Il gold standard per la diagnosi di coinvolgimento metastatico linfonodale rimane a tutt'oggi l'esame istologico escissionale. Così come per la TC, anche per la RM, la valutazione del coinvolgimento linfonodale è basata su criteri dimensionali e morfologici. Il criterio dimensionale nel distretto pelvico è stato smentito da molti autori per il frequente riscontro di positività istologica in nodulazioni linfonodali sottocentriche in tale distretto. Il ruolo delle sequenze di diffusione per la valutazione della linfoadenopatia metastatica è a tutt'oggi ancora controverso. Così come nel cancro del retto, anche in quello della cervice, alcuni autori hanno riscontrato bassi valori di ADC nei linfonodi metastatici rispetto ai linfonodi benigni, in relazione alla presenza di necrosi contestuale e di aumentata cellularità rispetto al linfonodo iperplastico reattivo, sebbene nessuna significativa differenza sia stata osservata nel valore assoluto dell'ADC. Tuttavia le immagini con elevato valore di b possono essere utilizzate per la mappatura linfonodale in pazienti con ascite o scarso tessuto adiposo e per linfonodi di dimensioni inferiori al centimetro in virtù della loro maggiore sensibilità identificativa.

BIBLIOGRAFIA

1. – Hua-dan Xue, Shuo Li, et al. Clinical application of body diffusion weighted MR imaging in the diagnosis and preoperative staging of cervical cancer. *Chin Med Sci J* 23: 133 – 137 2008.
2. – M. Jiménez de la Peña et al. Current imaging modalities in the diagnosis of cervical cancer. / *Gynecologic Oncology* 110 :S49–S54; 2008.
3. – C. Jianyu, Z. Yun, L. Biling, Y.Zehong The utility of diffusion-weighted MR imaging in cervical cancer. *European Journal of Radiology* 2009 ; d.o.i. :10.1016/j.ejrad.2009.04.025
4. – S.Whittaker, Andy Coady et al. Diffusion-weighted MR Imaging of Female Pelvic Tumors: A Pictorial Review. *Charlotte RadioGraphics* 29:759–778; 2009.
5. – P.Z. McVeigh, A.M. Syed, M. Milosevic, A. Fyles, M.A. Haider. Diffusion-weighted MRI in cervical cancer. *Eur Radiol* 18: 1058–1064 ;2008.

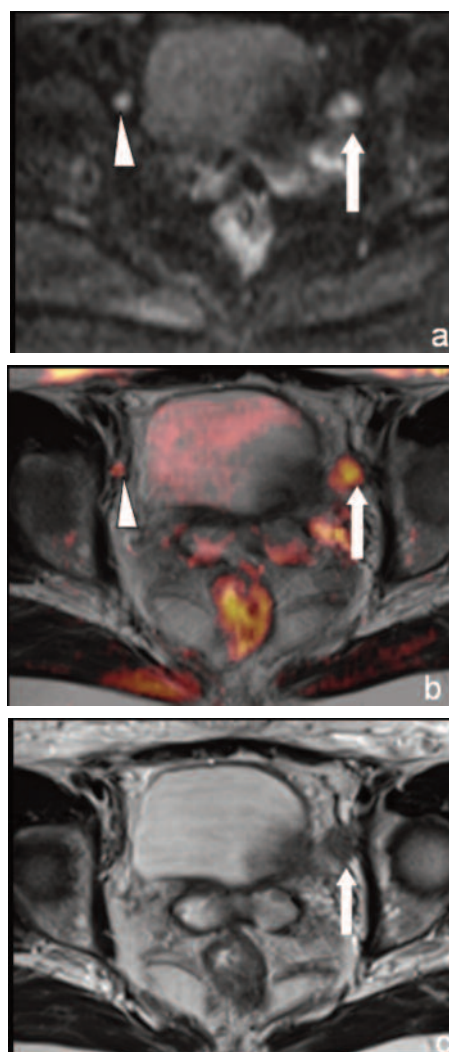


Fig. 13.3.1 a, b, c Immagine in DWI (b value =700) acquisita sul piano assiale (a), di fusione (b) e FSE T2.

Le immagini in diffusione e fusione consentono di rilevare la presenza di elemento linfonodale a sede otturatoria sinistra (freccia) e di identificare anche la presenza di ulteriore elemento linfonodale a sede otturatoria controlaterale (testa di freccia), di difficile rilievo nell'immagine T2 pesata.

CASO 13.4

“Recidiva su cupola vaginale di carcinoma operato della cervice uterina: paziente di 77 anni , con grave insufficienza renale cronica, in follow up di carcinoma della cervice”

F. Palmieri, I. Ferrara, T. Lembo, A. Ragozzino

KEY NOTES

Le recidive o le metastasi da carcinoma della cervice compaiono entro 36 mesi dal trattamento primario in oltre l'80% dei casi. L'identificazione precoce di recidiva di malattia è importante perché un secondo trattamento può impattare favorevolmente sulla sopravvivenza a 5 anni . L'87% delle recidive da carcinoma della cervice si verifica in corrispondenza della cupola vaginale, il 15% in sedi inusuali ed il 13% ai margini del trattamento radioterapico. La diagnostica per immagini gioca un ruolo prioritario nel follow-up delle pazienti operate per carcinoma della cervice. Generalmente il tipo di imaging varia a seconda del quesito specifico, sebbene la RM rappresenti la metodica più accurata in virtù dell'elevata risoluzione di contrasto ulteriormente accresciuta dall'introduzione nella pratica clinica delle sequenze in diffusione. Tali sequenze permettono di identificare le recidive neoplastiche a sede pelvica come aree di ridotta diffusività rispetto ai tessuti sani per la loro elevata cellularità. Ri-

sultano di elevato ausilio diagnostico alle sequenze morfologiche di base soprattutto quando l'alterata funzionalità renale controindichi l'utilizzo dell'imaging contrastografico.

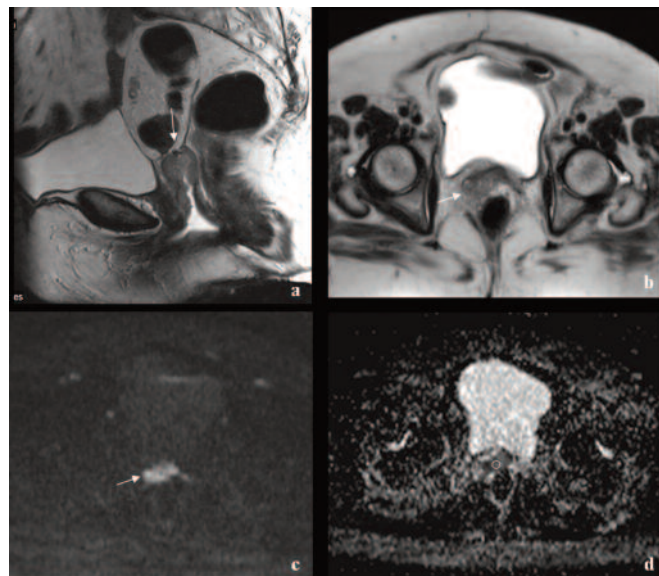


Fig. 13.4.1 a, b, c, d Immagine acquisita con sequenza FSE T2 sul piano sagittale (a) e assiale (b) previa distensione della vagina con gel . (c, d,) sequenza DWI con b-value 800 e relativa mappa ADC. Si osservano gli esiti di pregressa isteroannessiectomia con rilievo di recidiva in corrispondenza della cupola vaginale che infiltra il grasso prerettale (freccia). La formazione mostra netta iperintensità nella immagine DWI con b value di 800 con valori di ADC di $1,09 \pm 0,2 \times 10^{-3} \text{ mm}^2 / \text{sec}$.

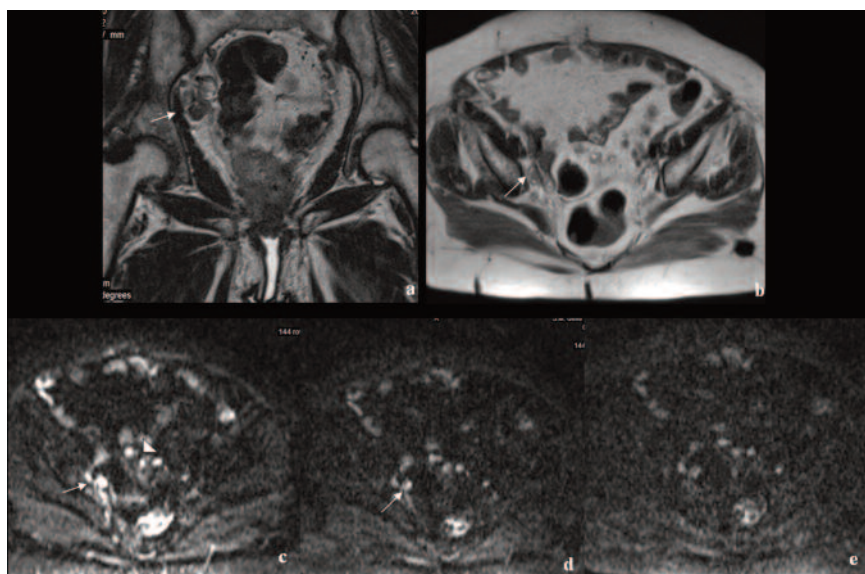


Fig. 13.4.2 a, b, c, d, e Immagini FSE T2 acquisite sul piano coronale (a) ed assiale (b) e con sequenza DWI (b-value 40/400/800) sul piano assiale (c, d, e).

Le immagini dimostrano la presenza di multiple tumefazioni linfonodali a sede iliaca interna destra (freccia) e la presenza di recidive peritoneali micronodulari nel cellulare lasso pelvico con maggiore evidenza nelle immagini di diffusione (testa di freccia)

BIBLIOGRAFIA

1. – Masroor I, Zeeshan M, Afzal S, Ahmad N, Shafqat G Diffusion weighted MR imaging (DWI) and ADC values in endometrial carcinoma. *J Coll Physicians Surg Pak.* (2010) 20(11):709-13.
2. – Kilickesmez O, Bayramoglu S, Inci E, Cimilli T, Kayhan A Quantitative diffusion-weighted magnetic resonance imaging of normal and diseased uterine zones. *Acta Radiol.* (2009) 50(3):340-7
3. – Kwee TC, Takahara T, Luijten PR, Nievelstein RA. ADC measurements of lymph nodes: inter- and intra-observer reproducibility study and an overview of the literature. *Eur J Radiol.* 2010 75(2):215-20.
4. – Coutinho AC Jr, Krishnaraj A, Pires CE, Bittencourt LK, Guimarães AR. Pelvic applications of diffusion magnetic resonance images. *Magn Reson Imaging Clin N Am.* (2011) 19(1):133-57.
5. – Nishie A, Stolpen AH, Obuchi M, Kuehn DM, Dagit A, Andresen K. Evaluation of locally recurrent pelvic malignancy: performance of T2- and diffusion-weighted MRI with image fusion. *J Magn Reson Imaging.* (2008) 28(3):705-13.

CASO 13.5

“Flogosi del nervo sciatico: paziente di 48 anni, con nota endometriosi pelvica, sottoposta all’esame RM pelvi per recrudescenza della sintomatologia dolorosa”

F. Palmieri, I. Ferrara, M. De Siero, A. Ragozzino

KEY NOTES

La nevrite è generalmente un processo infiammatorio facilmente identificabile come focale o diffuso ispessimento del nervo, sede di flogosi, che presenta elevata intensità di segnale nelle immagini T2 o STIR. Tali sequenze permettono di ottenere immagini di eccellente qualità tuttavia possono presentare i limiti dovuti al-

l’orientamento dei fasci nervosi e/o alla stretta vicinanza con strutture vascolari, difficilmente distinguibili dai nervi stessi. La DWI, sebbene abbia una ridotta risoluzione spaziale e sia inficiata da distorsione di immagini, permette di identificare con elevata specificità l’infiammazione dei nervi, anche di quelli più sottili e periferici, come di strie di elevato segnale annullando il segnale delle strutture vascolari vicine, così come quello del fluido stazionario (ad es. dell’urina o della sinovia). Inoltre, a seguito della cancellazione del segnale adiposo, risultano azzerati gli artefatti da chemical shift e da trascinamento, ancor più se si utilizzi un impulso da eccitazione del segnale dell’acqua (water excitation impulse) con conseguente più agevole identificazione del processo infiammatorio rispetto alle sequenze “convenzionali”. Il suo ruolo, tuttavia, è ancora da definire.

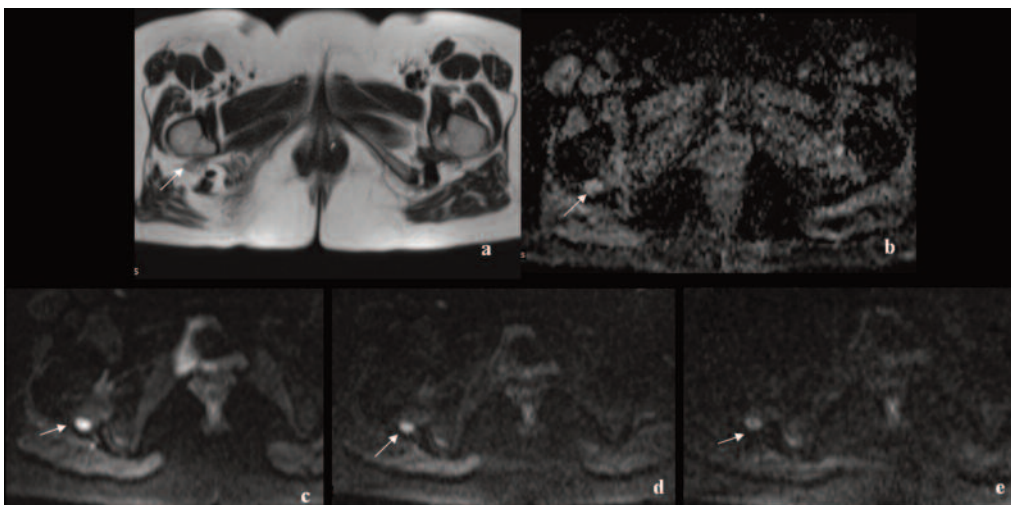


Fig. 13.5.1 a, b, c, d, e Immagine acquisita sul piano assiale con sequenza Haste T2 (a), mappa ADC (b) e sequenza DWI b-value 40/400/800 sul piano assiale (c, d, e).

Le immagini di diffusione consentono di documentare una diffusa imbibizione edemigena del nervo sciatico, reperto sfumato nelle immagini T2 pesate.

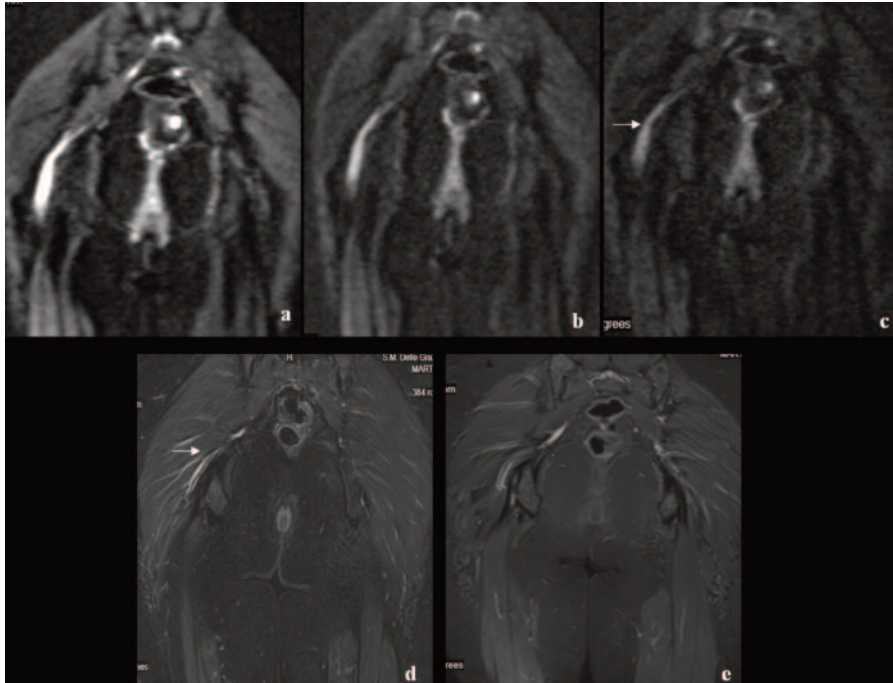


Fig. 13.5.2 a, b, c, d, e Immagini acquisite sul piano coronale con sequenza DWI b-value 40/400/800 (a,b,c) e sequenza TIRM coronale. Le immagini consentono di documentare la estensione della compressione flogistica del nervo sciatico (freccia).

BIBLIOGRAFIA

1. – Maravilla KR, Tsuruda JS, Dailey AT (1998) Imaging of peripheral nervous system: evaluation of peripheral neuropathy and plexopathy. *AJNR* 19:1011-1023.
2. – Moore KR, Tsuruda JS, Dailey AT (2001) The value of MR neurography for evaluating extraspinal neurophatic leg pain: a picrorial essay. *AJNR* 22:786-794.
3. – Zhang ZW, Song LJ, Meng QF et al. (2008) High resolution diffusion weigthed MR imaging of the human lumbosacral plexus and its branches based on a steady-state free precession imaging technique at 3T. *AJNR* 29: 1092-1094.
4. – Takahara T, Imai Y, Yamashita T, et al. (2004) Diffusion weighted whole body imaging with background body signal suppression (DWIBS): technical improvement using free breathing, STIR and high resolution 3D display. *Radiat Med*;22:275–82.
5. – Tsuchiya K, Fujikawa A, Tateishi H, et al. (2006) Visualization of cervical nerve roots and their distal nerve fibers by diffusion-weighted scanning using parallel imaging. *Acta Radiol*;47:599–602.

CASO 14.1

“Residuo di adenocarcinoma prostatico dopo trattamento radioterapico: paziente di anni 68. TURP nel 2000 per Ipertrafia Prostatica Benigna. Nel 2002 riscontro bioptico di microfocolaio di adenocarcinoma prostatico ben differenziato al lobo sinistro per il quale si avvia un programma di sorveglianza attiva. Nel 2006 improvviso rialzo del PSA per cui si sottopone il Paziente a 28 cicli di Radioterapia (RT). Nel 2009 ripresa biochimica di malattia: si richiede Risonanza Magnetica per controllo”

G. Di Costanzo, I. Bonifacio, B. Cusati, A. Ragozzino

KEY NOTES

Le significative alterazioni morfo-strutturali indotte dalla RT rendono l'imaging morfologico e spettroscopico della ghiandola prostatica poco utili per la diagnosi di residuo/recidiva tumorale. Lo studio spettroscopico, infatti, in tali pazienti può non offrire elementi significativi ai fini della diagnosi, in rapporto alla diffusa riduzione del citrato secondaria agli esiti della RT. Al contrario, diversi autori hanno dimostrato che, nell'identificazione del residuo tumorale dopo RT, la DCE-MRI è più sensibile mentre la DWI è più specifica.

La sequenza di diffusione a b-800 e la relativa mappa di ADC permettono, infatti, di distinguere, nel contesto di una diffusa alterazione del segnale T2, legata alle modificazioni post-RT, l'eventuale presenza di ripresa di malattia caratterizzata da elevato segnale in DWI con significativa riduzione dei valori di ADC. Sebbene non esistano al momento valori di ADC di riferimento nel Paziente trattato con RT, è importante, ai fini della diagnosi, rilevare le differenze dei valori di ADC tra regione sospetta e restante parenchima ghiandolare (nell'esempio il valore medio è risultato di circa 0.72 vs 1.24).



Fig. 14.1.1 Immagine TSE T2 HR assiale a livello della prostata. La struttura ghiandolare è molto inhomogenea e diffusamente ipointensa per esiti di RT, in cui non è possibile differenziare la porzione centrale da quella periferica né sono evidenti focali alterazioni del segnale.

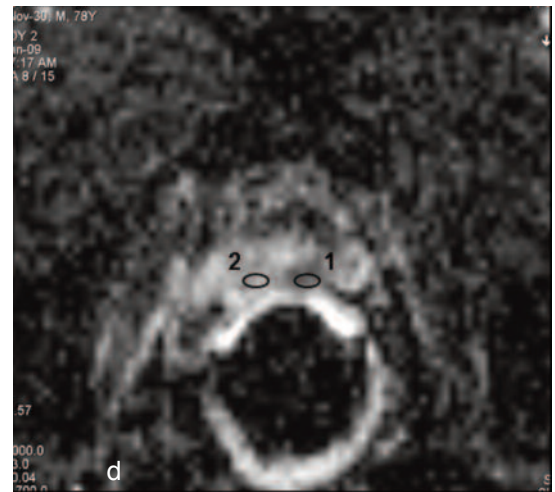
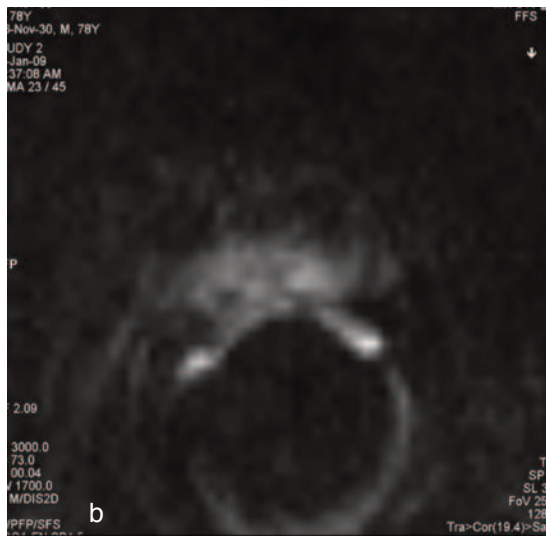
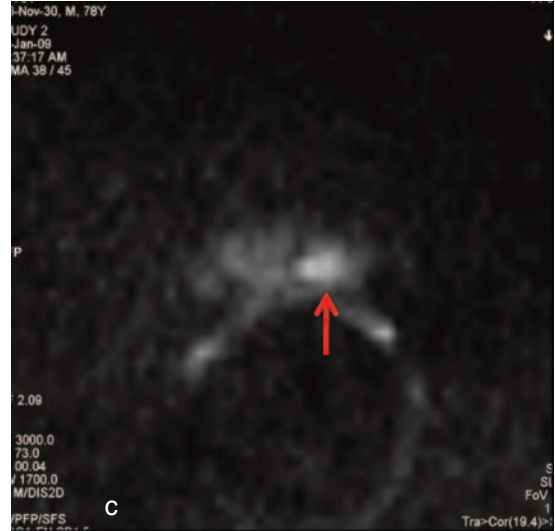
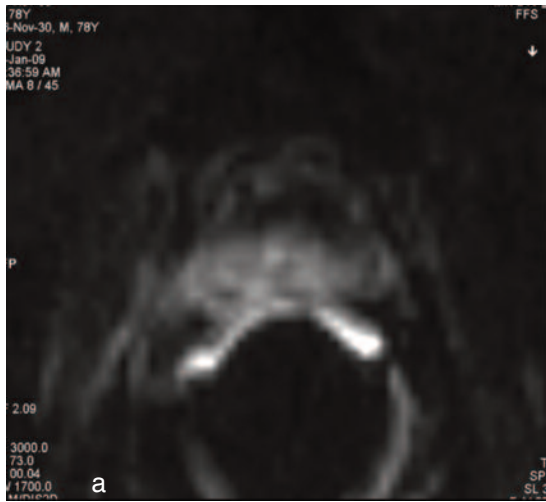
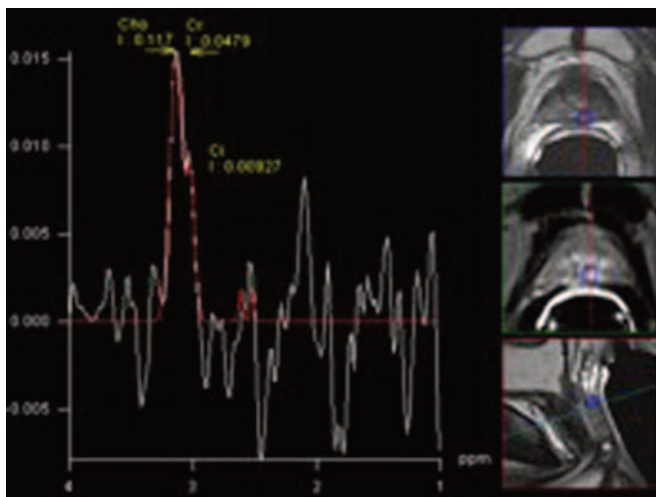


Fig. 14.1.2 Immagini di Diffusione con b-value 50 (a), 400 (b), 800 (c) e relativa mappa di ADC (d).

L'immagine a b=800 mostra, in corrispondenza della porzione ghiandolare periferica del lobo sinistro a sede medio-basale paramediana posteriore, una centimetrica area nodulare di elevato segnale in DWI (freccia in c) con netta inversione nella mappa di ADC (ROI 1 in d) e valore medio del Coefficiente di Diffusione Apparente di circa 0.72. Tale valore risulta significativamente più basso del tessuto ghiandolare circostante ed indicativo di tessuto solido ad elevata densità cellulo-stromale. Tutto il tessuto ghiandolare periferico presenta, comunque, valori di ADC diffusamente più bassi della norma, verosimilmente in relazione agli esiti di pregressa RT.



Metabolite	Pos./ppm	Integral	Ratio
Cr	3.02	0.05	5.16
Cho	3.14	0.12	12.64
Cl	2.57	0.01	1.00

Fig. 14.1.3 Elaborazione spettroscopica (a) e relativa tabella dei valori dei metaboliti (b) campionata in corrispondenza del reperto DWI: diffusa riduzione del Citrato da esiti di RT, con relativo incremento della Colina ma senza significativa alterazione del rapporto Cho/Cr.

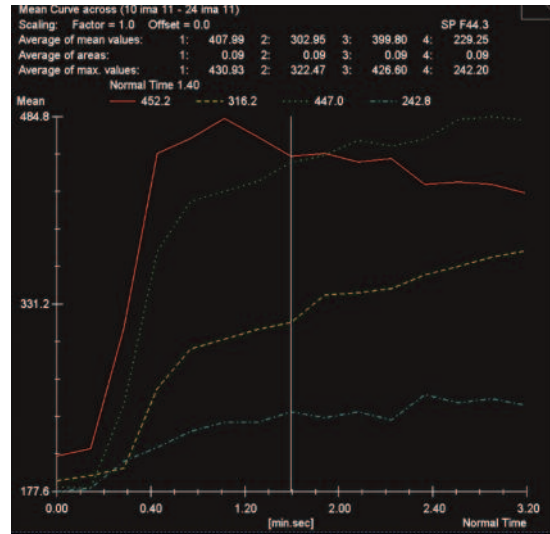
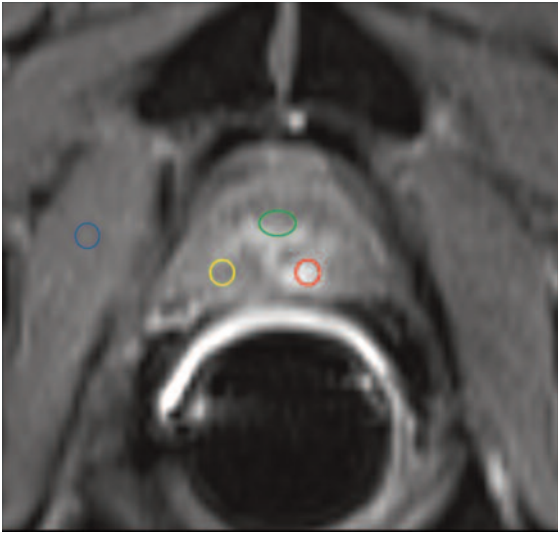


Fig. 14.1.4 Immagine nativa in fase arteriosa di acquisizione dinamica assiale con mdc ev (DCE-MRI) (a) ed elaborazione delle relative curve Intensità/Tempo (b): in corrispondenza del reperto DWI si conferma la presenza di un'area nodulare di alterata impregnazione, caratterizzata da vivace e precoce enhancement con progressivo wash-out (ROI e curva I/T rossa).

BIBLIOGRAFIA

1. – Choi YJ, Kim JK, Kim N et al. Functional MR imaging of prostate cancer. *Radiographics* 2007;27:63-77.
2. – De Souza NM, Reinsberg SA, Scurr ED et al. Magnetic resonance imaging in prostate cancer: the value of apparent diffusion coefficient for identifying malignant nodules. *Br J Radiol* 2007;80:90-95.
3. – Kim CK, Park BK, Lee HM et al. MRI techniques for prediction of local tumor progression after high-intensity focused ultrasonic ablation of prostate cancer. *AJR* 2008;190:1180-86.

CASO 14.2

“Recidiva di adenocarcinoma dopo prostatectomia radicale: paziente di anni 62. Prostatectomia radicale (PRAD) nel 2008 per adenocarcinoma prostatico (Gleason Score 4+3). Nel 2009 riscontro di 3 consecutivi rialzi del PSA dal nadir. Richiesta RM per controllo prima di eventuale trattamento”

G. Di Costanzo, I. Bonifacio, T. Lembo, A. Ragozzino

KEY NOTES

A seguito del trattamento chirurgico di prostatectomia radicale, l'imaging morfologico e spettroscopico risultano fortemente limitati nella diagnosi di residuo/recidiva tumorale, sia per gli artefatti da suscettibilità magnetica sia per gli esiti fibrocicatriziali che si determinano in sede anastomotica. Alla RM, la fibrosi peri-anastomotica appare ipointensa in T2, analogamente al tessuto tumorale residuo o recidivo. La spettroscopia è limitata dalla bassa risoluzione spaziale e dalla sua elevata sensibilità agli artefatti da inhomogeneità di campo magnetico indotti dalle clips chirurgiche; inoltre, il classico criterio diagnostico ((Cho+Cr)/Ci) risulta teoricamente inapplicabile per l'indossabilità del Citrato a seguito della prostatectomia.

Al contrario, l'imaging di diffusione, supportato dallo studio dinamico, risulta fondamentale nel riconoscere la recidiva neoplastica. Infatti, l'elevato segnale in DWI con inversione nella mappa di ADC riscontrabile a carico dell'ispessimento tissutale in sede anastomotica (nell'esempio valore medio del Coefficiente di Diffusione Apparente di circa 0,88), è suggestivo di tessuto ad elevata densità cellula-stromale e, pertanto, con caratteristiche di tessuto neoplastico. Lo studio dinamico deve confermare il reperto mostrando intensa impregnazione arteriosa con precoce wash-out.



Fig. 14.2.1 Immagine TSE T2 HR assiale a livello della loggia prostatica.

Esiti di prostatectomia radicale con rilievo di modesto ispessimento tissutale eccentrico postero-laterale destro a livello dell'anastomosi.

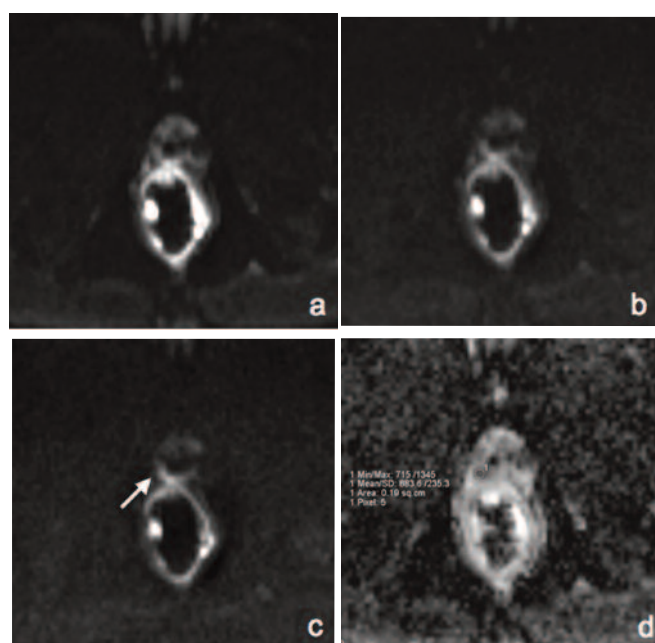


Fig. 14.2.2 Immagini di Diffusione a b-value 50 (a), 400 (b), 800 (c) e relativa mappa di ADC (d).

L'immagine a b-800 mostra la presenza di una focale area di elevato segnale in sede anastomotica postero laterale destra (freccia in c) con netta inversione nella mappa di ADC (ROI 1 in d) e valore medio del Coefficiente di Diffusione Apparente di circa 0,88.

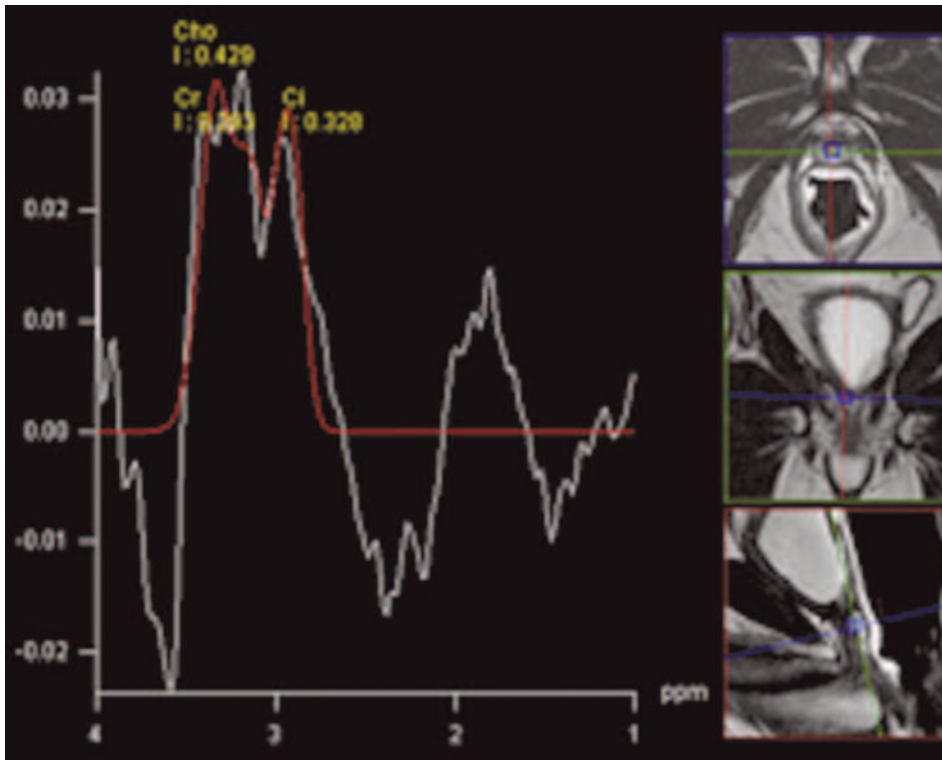


Fig. 14.2.3 Elaborazione spettroscopica in corrispondenza del reperto DWI. Lo spettro metabolico risulta fortemente degradato da artefatti da suscettività magnetica per la presenza di pulviscolo ferro-magnetico in corrispondenza dell'anastomosi e, pertanto, non diagnostico.

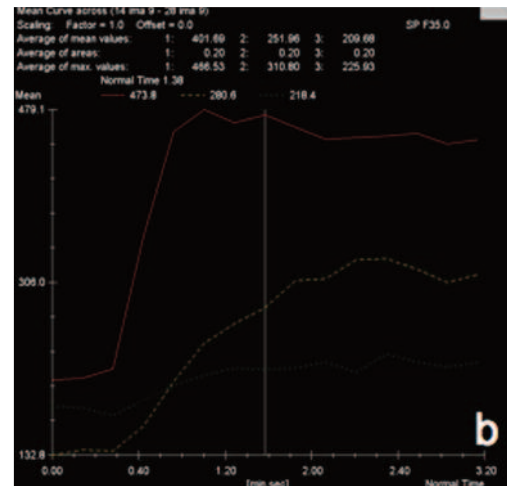
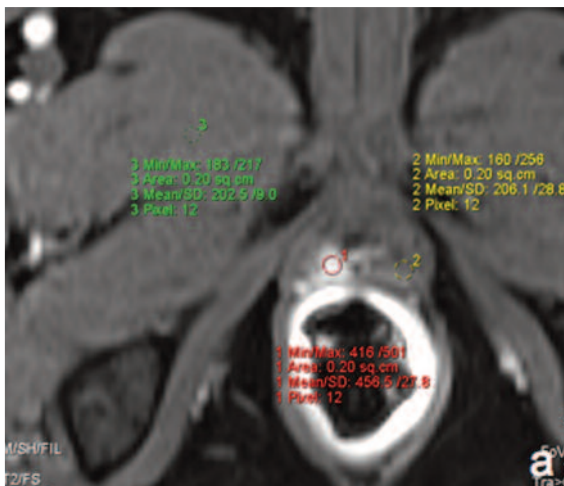


Fig. 14.2.4 Immagine nativa in fase arteriosa di acquisizione dinamica assiale con mdc ev (a) ed elaborazione delle relative curve Intensità/Tempo (b). In corrispondenza del reperto DWI si conferma la presenza di una focale area nodulare di incrementata impregnazione arteriosa con precoce wash-out (ROI e curva I/T rossa).

BIBLIOGRAFIA

1. – Van As N, Charles-Edwards E, Jackson A et al. Correlation of diffusion-weighted MRI with whole mount radical prostatectomy specimens. *Br J Radiol* 2008;81:456-462.
2. – Lim HK, Kim JK, Kim KA et al. Prostate cancer: apparent diffusion coefficient map with T2-weighted images for detection - a multireader study. *Radiology* 2009;250(1):145-151.
3. – Hricak H, Choyke PL, Eberhardt SC et al. Imaging prostate cancer: a multidisciplinary perspective. *Radiology* 2007;243(1):28-43.

CASO 14.3

“Prostatite cronica con microfolai di PIN: paziente di anni 65. PSA 5,8, in progressivo aumento da circa 3 mesi. Ecografia transrettale (TRUS): grosso fibroadenoma centrale; marcata disomogeneità ecostrutturale periferica bilaterale”

G. Di Costanzo, I. Ferrara, F. Palmieri, A. Ragazzino

KEY NOTES

Numerose condizioni patologiche benigne, in particolare la prostatite, possono determinare alterazioni ghiandolari periferiche in T2 del tutto analoghe a quelle indotte dal tessuto tumorale rendendo lo studio morfologico poco specifico. Anche la sequenza dinamica con mdc ev può risentire degli effetti della flogosi mostrando la comparsa di enhancement sospetti.

La diagnosi di certezza è possibile solo mediante tipizzazione istologica (agobiopsia ecoguidata random e mirata). Le componenti ghiandolari del tessuto prostatico normale consentono ampi movimenti dell'acqua libera negli spazi intercellulari; questo fenomeno contrasta con la ridotta diffusività dell'acqua libera che si verifica nel tessuto neoplastico. Infatti, il carcinoma prostatico è un tumore solido costituito da nidi di cellule fittamente stipate ed abbondante stroma che riducono gli spazi dove avvengono i movimenti diffusivi dell'acqua libera. A conferma di ciò, numerosi studi hanno dimostrato che il riscontro di bassi valori di ADC sono indicativi di tessuto ad elevata densità cellulo-stromale, consentendo di orientare la diagnosi verso la presenza di tessuto neoplastico. A tale proposito, sono stati stabiliti dei valori cut-off per differenziare la zona periferica normale ($1,992 \pm 0,208$) dalla zona centrale normale ($1,518 \pm 0,126$) dal carcinoma ($1,214 \pm 0,254$). L'utilizzo della sequenza DWI può incrementare, pertanto, la specificità nella differenziazione tra tessuto normale e patologico, proponendosi di ridurre il numero di biopsie “inutili”.

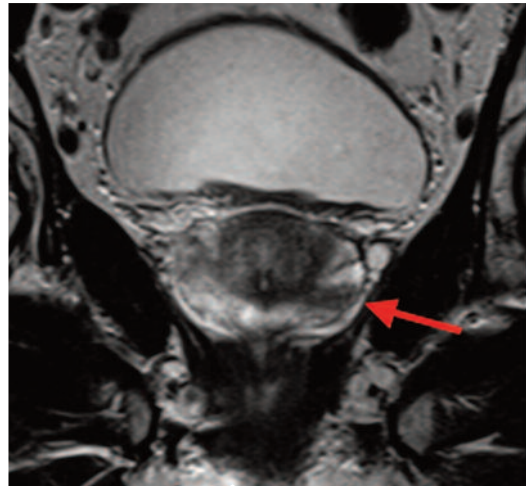
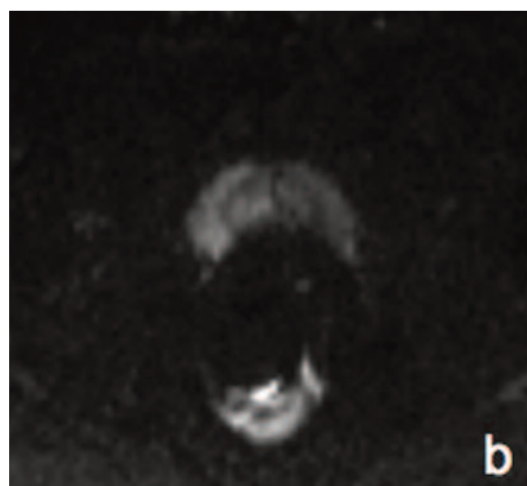
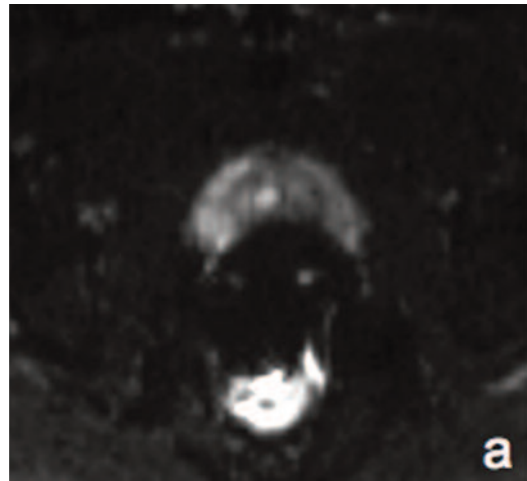


Fig. 14.3.1 Immagine TSE T2 HR coronale a livello della prostata. Porzione periferica diffusamente inomogenea con rilievo di una focale area di basso segnale in sede medio-apicale sinistra (freccia).



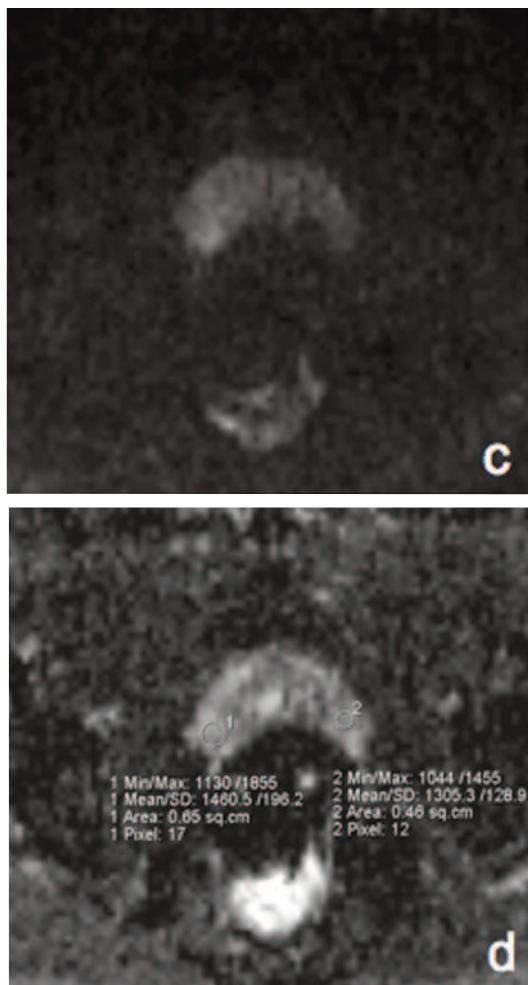


Fig. 14.3.2 Immagini di Diffusione a b-value 50 (a), 400 (b), 800 (c) e relativa mappa di ADC (d).

La sequenza in diffusione, in particolare a b-value 800, non mostra focali aree di elevato segnale con valori medi del Coefficiente di Diffusione Apparente nei limiti della norma, in particolare a livello del reperto morfologico.

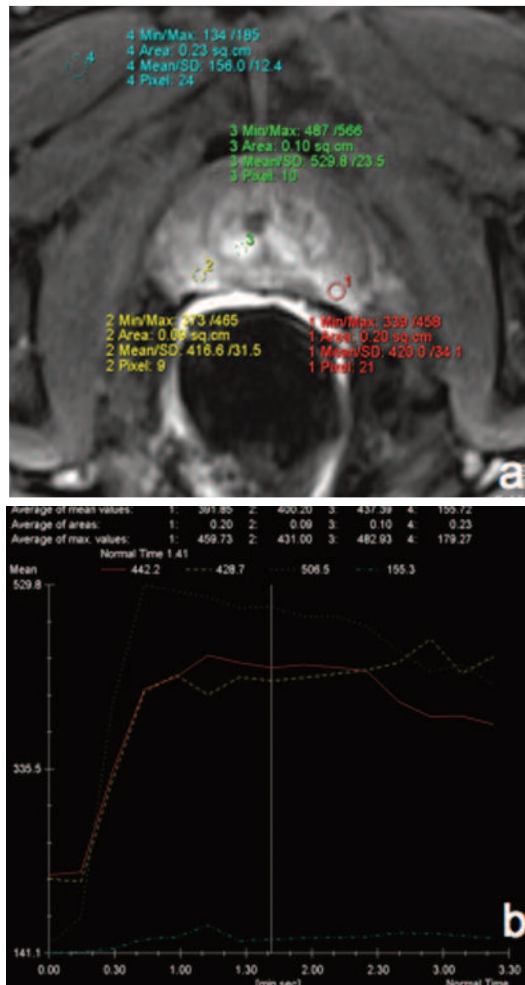


Fig. 14.3.4 Immagine nativa in fase arteriosa di acquisizione dinamica assiale con mdc ev (a) ed elaborazione delle relative curve Intensità/Tempo (b).

In corrispondenza del reperto morfologico si apprezza una focale area sottocapsulare di incrementata impregnazione arteriosa con lento wash-out (ROI e curva I/T rossa); altra analoga area pseudonodulare è apprezzabile in sede periferica sottocapsulare del lobo destro (ROI e curva I/T gialla).

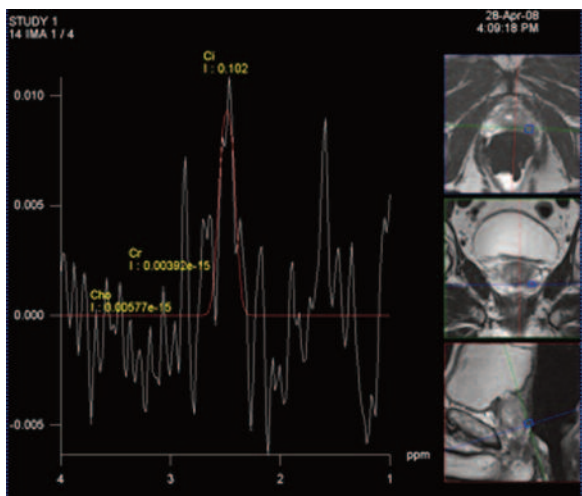


Fig. 14.3.3 Elaborazione spettroscopica.

Non sono evidenti significative alterazioni dei picchi metabolici.

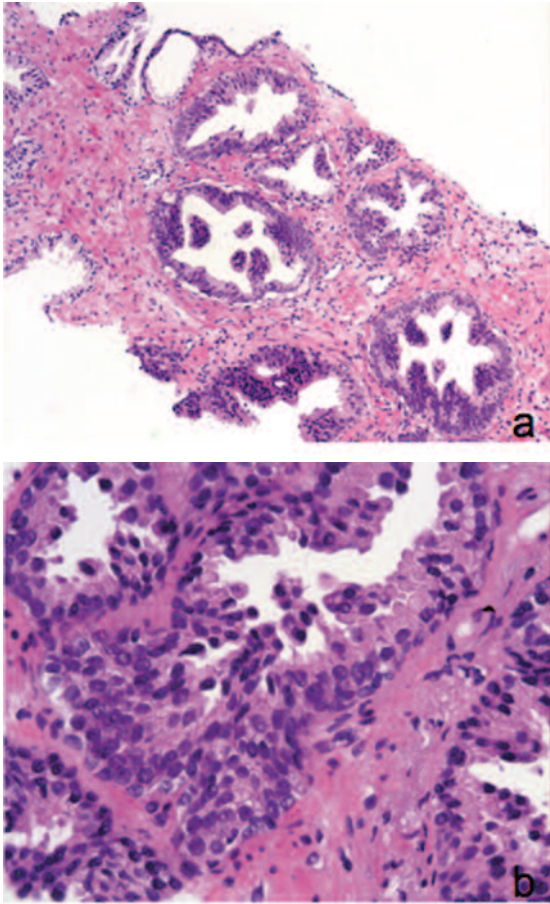


Fig. 14.3.5 Riscontro biptico.
Buona rappresentazione dello stroma fibromuscolare e ghiandole iperplastiche nel cui contesto si reperta abbondante infiltrato infiammatorio ed alcuni microfocolai di PIN.

BIBLIOGRAFIA

1. – Kelloff GJ, Choyke P e Coffey DS. Challenges in clinical prostate cancer: role of imaging. *AJR* 2009;192:1455–1470.
2. – Haider MA, van der Kwast TH, Tanguay J et al. Combined T2-weighted and diffusion-weighted MRI for localization of prostate cancer. *AJR* 2007;189:323–328.
3. – Jacobs MA, Ouwerkerk R, Petrowski K et al. Diffusion-weighted imaging with apparent diffusion coefficient mapping and spectroscopy in prostate cancer. *Top Magn Reson Imaging* 2008;19:261–272.
4. – Kozlowski P, Chang SD, Goldenberg SL. Diffusion-weighted MRI in prostate cancer – comparison between single-shot fast spin echo and echo planar imaging sequences. *Magn Reson Imaging* 2008;26(1):72–76.

CASO 14.4

“Recidiva mesenteriale di adenocarcinoma del colon: paziente di anni 54. Esame RM in corso di follow-up di adenocarcinoma del colon trattato con resezione chirurgica nel 2006”

G. Di Costanzo, I. Bonifacio, I. Ferrara, A. Ragozzino

KEY NOTES

Il cancro del colon è la terza causa più frequente di tumore. L'80% dei pazienti con cancro del colon si presenta alla diagnosi con malattia locale suscettibile di trattamento chirurgico curativo. Sfortunatamente, circa il 40% di questi pazienti sviluppa una recidiva entro i primi tre anni. Le recidive pelviche, che originano principalmente dal letto tumorale, rimangono un problema significativo poiché la diagnosi precoce permette un alto tasso di successo della chirurgia di salvataggio. Ad oggi, il ruolo della diagnostica per immagini nel follow-up dei pazienti con cancro del colon rimane controverso dal momento che nessuna singola strategia di sorveglianza post-operatoria ha inequivocabilmente dimostrato di migliorare il tasso di sopravvivenza. La recidiva locale può essere suddivisa in extraluminale (grasso pericolico, mesentere e linfonodi) ed intramurale (a livello dell'anastomosi). La Risonanza Magnetica, grazie all'eccellente risoluzione di contrasto, è una delle principali modalità d'imaging per il follow-up dei Pazienti con cancro del colon. Questa caratteristica è esaltata dalla sequenza di diffusione che facilita il riconoscimento della recidiva neoplastica nel contesto del tessuto lasso mesenteriale aumentando la sensibilità della metodica.

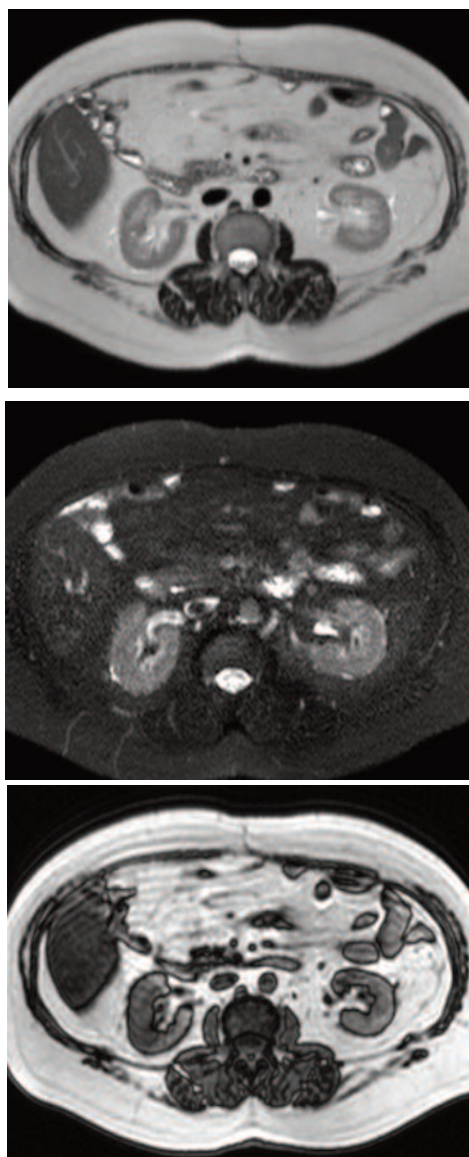


Fig. 14.4.1 Immagini assiali TSE T2 (a), TSE T2 FS (b) e GE T1 out-phase.

Nel contesto del tessuto lasso mesenteriale a sede mediana si rileva la presenza di una centimetrica area nodulare di tessuto ipointenso in T1 e T2.

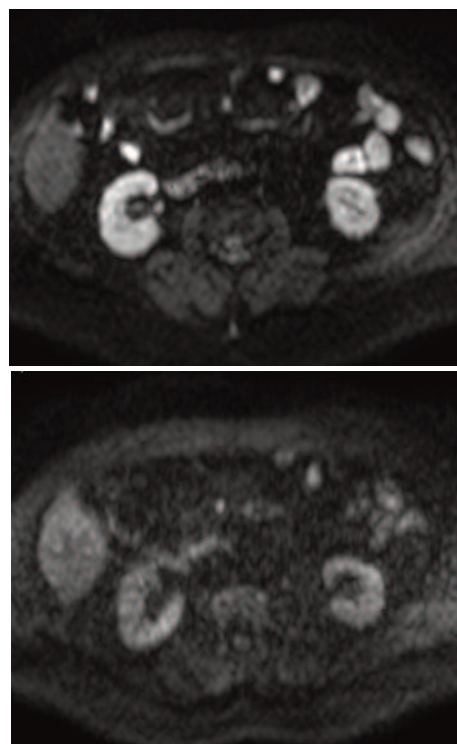


Fig. 14.4.2 Immagini di Diffusione a b-value 400 (a) e 600 (b): il reperto morfologico appare molto più evidente grazie all'elevato segnale che risalta nel contesto del grasso mesenteriale ipointenso.

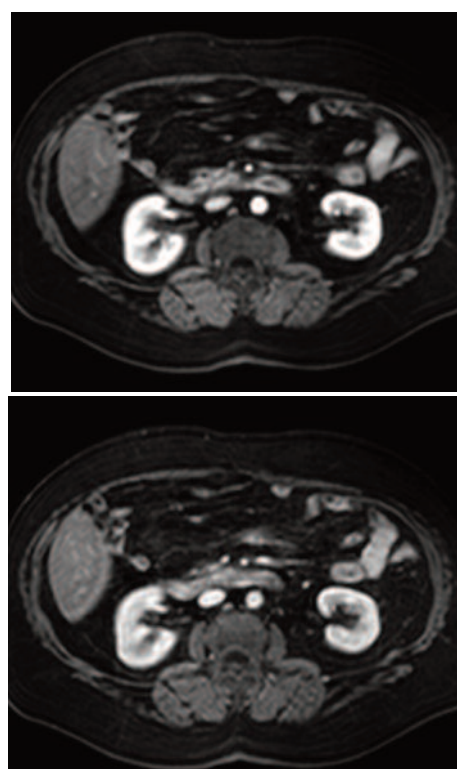


Fig. 14.4.3 Studio dinamico con mdc ev in fase arteriosa (a) e portale (b). In corrispondenza del reperto morfologico e DWI si conferma una piccola nodularità caratterizzata da precoce impregnazione senza wash-out.

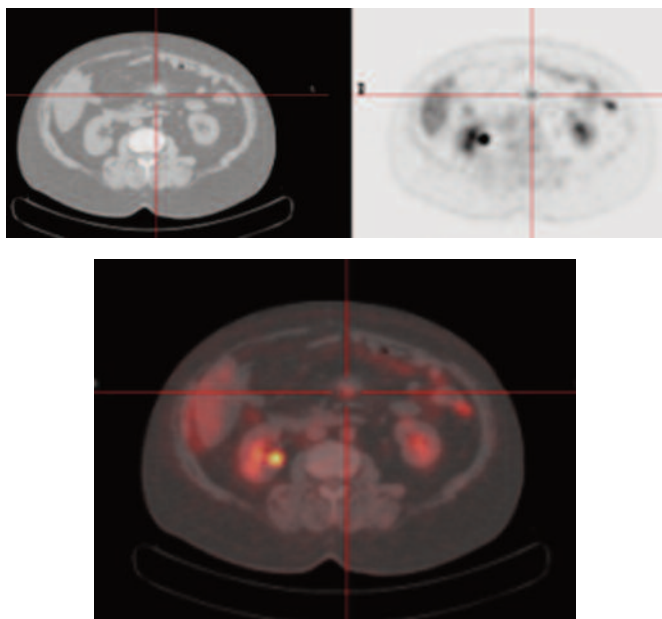


Fig. 14.4.4 Immagine TC (a), PET (b) e relativa immagine di fusione (c).

Conferma del reperto RM con evidenza di una piccola nodularità ad elevato metabolismo glucidico.

BIBLIOGRAFIA

1. – Yasui O, Sato M, Kamada A. Diffusion-weighted imaging in the detection of lymph node metastasis in colorectal cancer. *Tohoku J Exp Med* 2009;218(3):177-183.
2. – Kim JK, Kim KA, Park BW et al. Feasibility of diffusion-weighted imaging in the differentiation of metastatic from nonmetastatic lymph nodes: early experience. *J Magn Reson Imaging* 2008;28(3):714-719.
3. – Akduman EI, Momtahn AJ, Balci NC et al. Comparison between malignant and benign abdominal lymph nodes on diffusion-weighted imaging. *Acad Radiol* 2008;15(5):641-646.
4. – Schaefer O, Langer M. Detection of recurrent rectal cancer with CT, MRI and PET/CT. *Eur Radiol* 2007;17(8):2044-2054.

CASO 15.1

“Paziente di sesso maschile, età 60 anni, giunge alla nostra osservazione per riscontro di massa palpabile in sede addominale. L’esame PET identifica captazione di radiofarmaco in sede addominale sospetta per linfadenopatia. L’esame whole-body conferma la presenza di linfadenopatia addominale, evidenzia area di restrizione della diffusività in sede prostatica, ponendo di conseguenza il sospetto di eteroplasia prostatica. Si osserva inoltre alterazione di segnale in corrispondenza della I costa a destra. Il paziente viene pertanto indirizzato verso indagini specialistiche mirate che giungono alla conferma del sospetto diagnostico di carcinoma della prostata con metastasi linfonodali addominali. La scintigrafia ossea total-body conferma la presenza di secondarismo osseo costale”

A. Stecco, S. Delli Passeri, L. Guerra, G. Di Nardo, A. Carriero

KEY NOTES

La C.U.P. syndrome, descritta per la prima volta da Halsted nel 1907, identifica il riscontro di secondarismi linfonodali in assenza di evidenza clinica o di reperti di imaging suggestivi di tumore primitivo. Si tratta di un’entità non frequente che pone problemi di tipo diagnostico e terapeutico.

Per identificare la cup syndrome sono necessari tre requisiti:

- la presenza di linfadenopatia che all’esame cito-istologico sia sede di diffusione metastatica di carcinoma.
- l’assenza di riscontro di carcinoma con metodiche di imaging di primo livello;
- l’assenza di un bias espressione di errata identificazione di carcinoma altrimenti presente e identificabile con le metodiche di imaging di primo livello.

A questo punto dovendo cercare una neoplasia molto probabilmente presente ma non documentabile con le metodiche di imaging di primo livello, è opportuno il ricorso alla risonanza magnetica whole-body, per la possibilità di evidenziare sia il tumore primitivo che le eventuali localizzazioni a distanza.

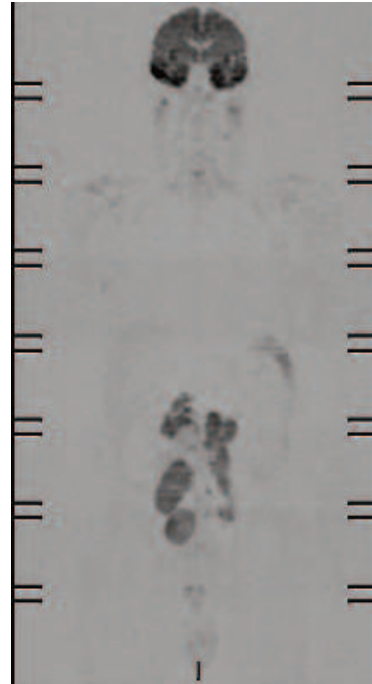


Fig. 15.1.1 Immagine DWI whole-body coronale. L’esame whole-body conferma la linfadenopatia in sede paraortica sinistra, interaortocavale e lungo il decorso dei vasi iliaci.

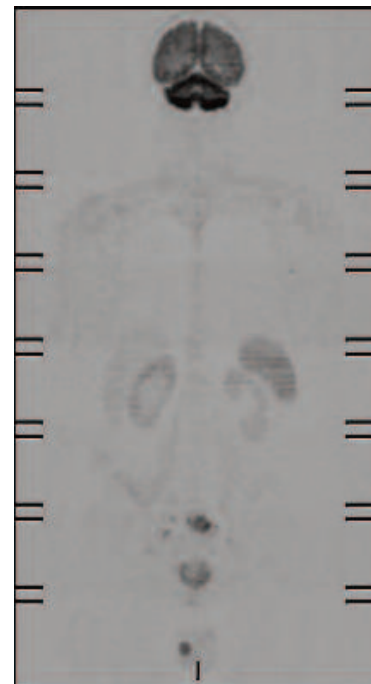


Fig. 15.1.2 Immagine whole-body DWI coronale. Si apprezza area di restrizione in sede prostatica sospetta per processo eteroproduttivo.

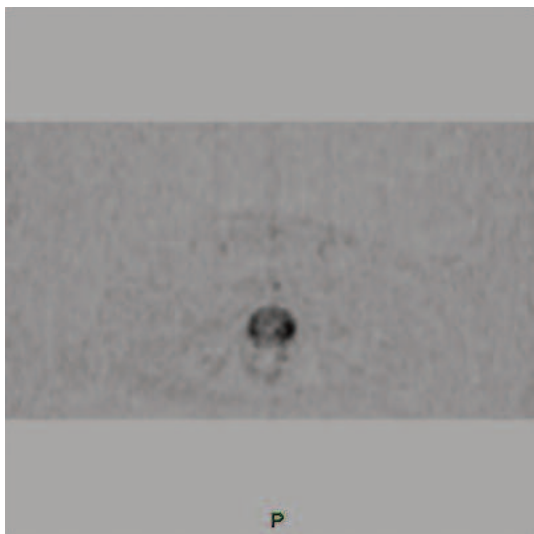


Fig. 15.1.3 Immagine DWI assiale. Restrizione della diffusività in sede prostatica.

BIBLIOGRAFIA

1. – Bedrosian I, Mick R, Orel SG. Changes in the surgical management of patient with breast carcinoma based on preoperative magnetic resonance imaging. *Cancer* 2003;98;468.
2. – Hlwatsch A, Teifk A, Schmidt M. Preoperative assessment of breast cancer: sonography versus MR imaging. *AJR* 2002;179;1493.
3. – Lee JM, Orel SG, Czerniecki BJ. MRI before resection surgery in patients with breast cancer. *AJR* 2004;182;473.
4. – Orel SG, Schnall MD. MR imaging of the breast for the detection, diagnosis and staging of the breast cancer. *Radiology* 2001;220-13.

CASO 15.2
“Tumore di Krukenberg”

A. Stecco, S. Delli Passeri, L. Guerra,
G. Di Nardo, A. Carriero

KEY NOTES

La paziente giunge alla nostra osservazione per massa ovarica sospetta per eteroplasia. L'esame whole-body dimostra restrizione della diffusività in corrispondenza dell'ovaio destro, della grande curvatura dello stomaco, in sede sovraclavareare sinistra. Si associa massivo versamento pleurico e peritoneale. L'esofagogastroduodenoscopia conferma la presenza di eteroplasia gastrica con reperto tipico di “cellule ad anello con castone”. L'esame istologico eseguito post-intervento conferma la diagnosi di metastasi ovarica da primitivo gastro-intestinale”.

Il tumore di Krukenberg fu descritto per la prima volta da Krukenberg nel 1896 per definire una metastasi ovarica da carcinoma del tratto gastrointestinale (in particolare colon e stomaco).



Fig. 15.2.1 Immagine DWI whole-body coronale. Si apprezza linfadenopatia in sede sovraclavareare sinistra ed estesa carcinosi peritoneale.

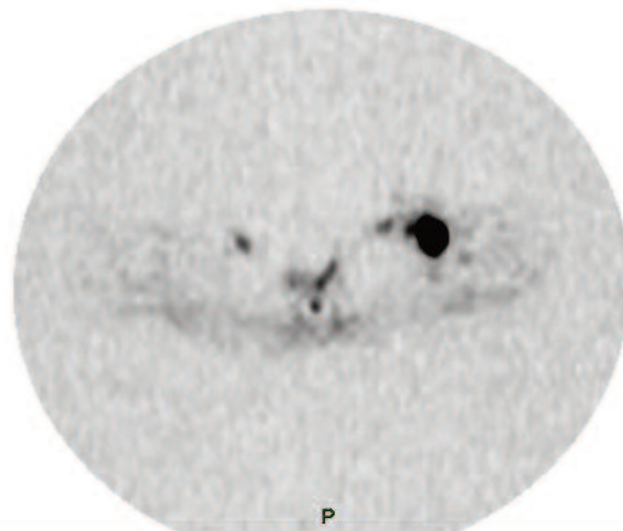


Fig. 15.2.2 Immagine DWI assiale. Marcata restrizione della diffusività in sede sovraclavareare sinistra per linfadenopatia.

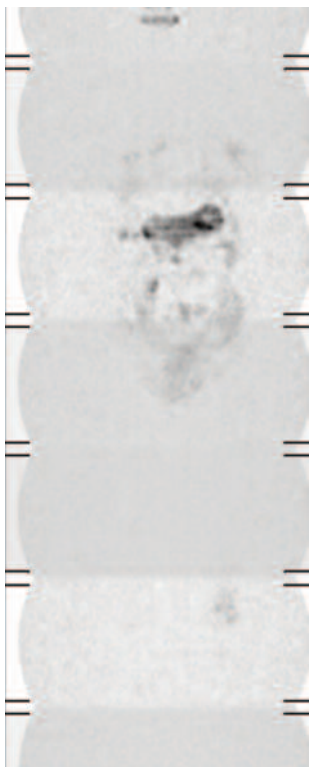


Fig. 15.2.3 Immagine DWI whole-body coronale.
Restrizione della diffusività in sede gastrica sospetta per primitivo.

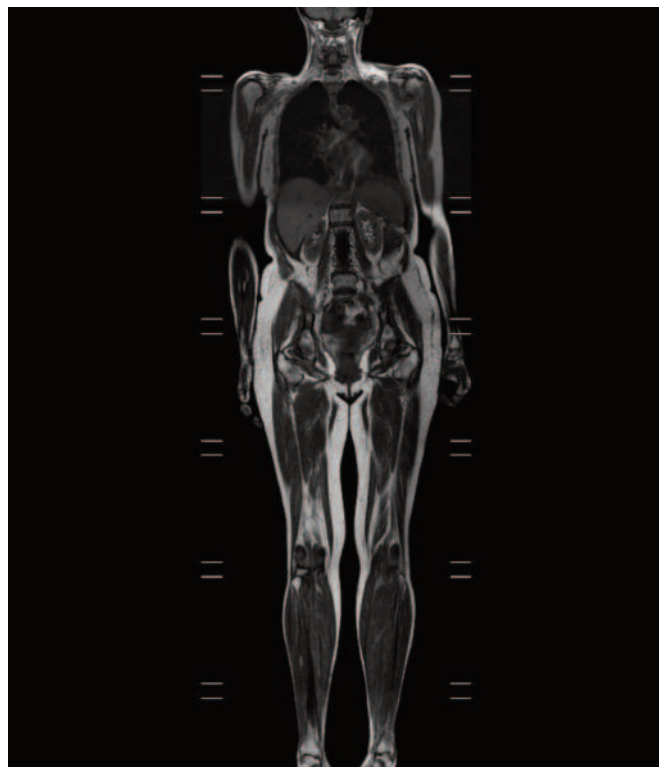


Fig. 15.2.4 Immagine T1 pesata. Massa ovarica a destra.

BIBLIOGRAFIA

1. – Kyunghee C. Cho, Burton M. Gold. Computed tomography of Krukenberg Tumors. *AJR* 145:285-288.

CASO 15.3
**“Localizzazione secondaria
di leiomiomasarcoma uterino”**

**A. Stecco, S. Delli Passeri, M. Lombardi,
G. Di Nardo, A. Carriero**

KEY NOTES

Il caso esposto si riferisce ad una sospetta localizzazione intramuscolare (nel contesto dei muscoli retti dell'addome) in una paziente trattata due anni prima per leiomiomasarcoma uterino. La tomografia ad emissione di positroni (PET) evidenzia marcata captazione di radiofarmaco a livello dei quadranti addominali inferiori. L'esame whole-body permette di confermare la lesione ripetitiva e di escludere ulteriori localizzazioni di malattia.

Il leiomiomasarcoma è una neoplasia maligna della muscolatura liscia dell'utero. Ha un'incidenza che aumenta gradualmente durante gli anni di fertilità con un picco intorno a 60 anni, quindi decresce progressivamente.

La sopravvivenza a 5 anni è del 25-40%.

Si presenta di consistenza bianco-grigiastra con aree mi-xoidi, cistiche, necrotiche o emorragiche.

Istologicamente è costituito da cellule allungate con abbondante citoplasma eosinofilo e nucleo posto centralmente, d'aspetto fusato. Numerose sono le cellule giganti multinucleate.

La diagnosi istologica di leiomiomasarcoma si basa su tre criteri: ipercellularità, atipia nucleare e mitosi frequenti. La terapia chirurgica rappresenta il trattamento di prima scelta.

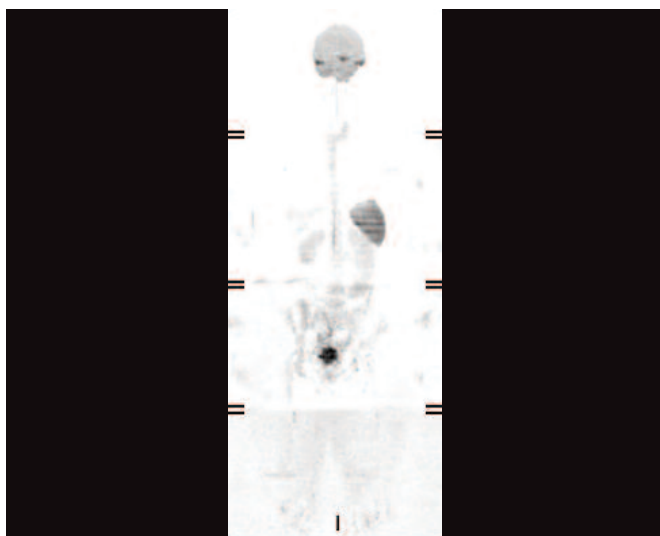


Fig. 15.3.1 Immagine whole-body coronale. Marcata restrizione della diffusività in sede pelvica.

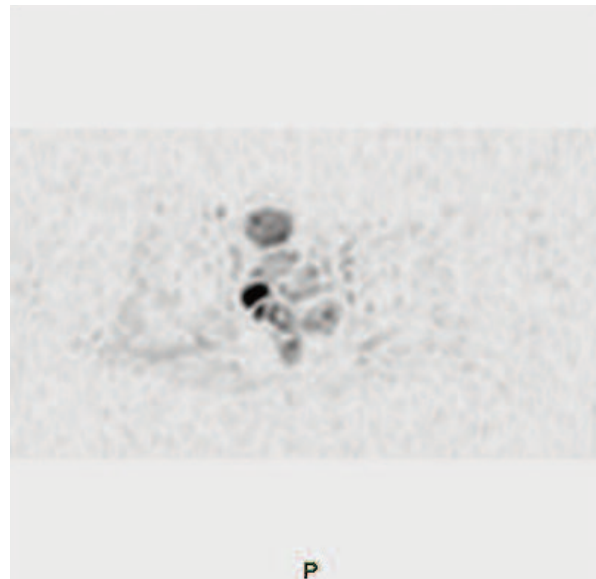


Fig. 15.3.2 Immagine assiale DWI ottenuta con b=800. Lesione nodulare con restrizione della diffusività in corrispondenza della parete addominale.

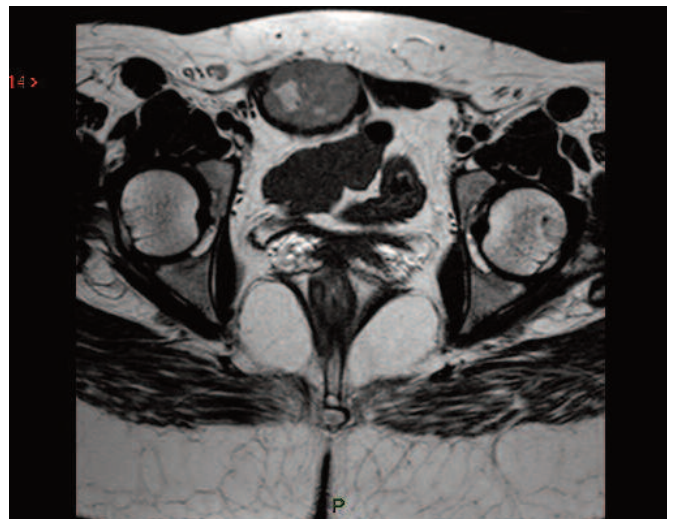


Fig. 15.3.3 Immagine T2 assiale. Si osserva formazione ovoidale disomogeneamente ipointensa per la presenza di aree cistiche e necrotiche nel contesto dei muscoli retti dell'addome.

BIBLIOGRAFIA

1. – Sahdev A, Sohaib SA, Jacobs I, et al. MR imaging of uterine sarcomas. *AJR Am J Roentgenol* 2001;177:1307–1311.

CASO 15.4
“Carcinoma a cellule squamose della laringe”

A. Stecco, S. Delli Passeri, G. Di Nardo, A. Carriero

KEY NOTES

La paziente giunge alla nostra osservazione inviata dallo specialista otorinolaringoiatra per neoplasia della laringe.

L'esame whole-body documenta la presenza di tessuto patologico in sede glottica. Si osservano inoltre multiple alterazioni di segnale in corrispondenza di vari segmento scheletrici che pongono il sospetto di secondarismi ossei. L'esame scintigrafico eseguito successivamente conferma lesioni ripetitive dello scheletro.

I tumori glottici originano dalla porzione anteriore delle corde vocali e si estendono alla commissura anteriore. Si tratta nella maggior parte dei casi di carcinomi a cellule squamose, correlati dal punto di vista eziologico all'uso di alcool e all'abitudine al fumo.

Le dimensioni del tumore e l'eventuale coinvolgimento delle cartilagini sono importanti per la terapia. Tumori di piccole dimensioni (<3.5 cm) in assenza di sclerosi delle strutture cartilaginee possono essere trattati con terapia radiante. Le metastasi linfonodali sono rare se la lesione è confinata alla laringe.

Dal punto di vista radiologico, lo scopo dell'imaging consiste nella valutazione:

- del volume del tumore;
- estensione cranio-caudale (transglottica o sottoglottica);
- coinvolgimento della commissura anteriore;
- invasione del grasso paraglottico profondo;
- coinvolgimento delle articolazioni crico-aritenoidee;
- coinvolgimento della commissura posteriore;
- invasione delle strutture cartilaginee.

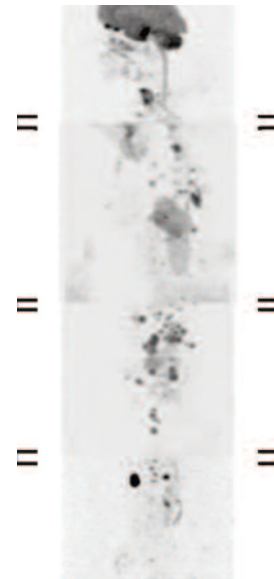


Fig. 15.4.1 Immagine DWI whole-body. Marcata restrizione della diffusività in sede glottica. Presenza di multiple alterazioni scheletriche di diffusione.

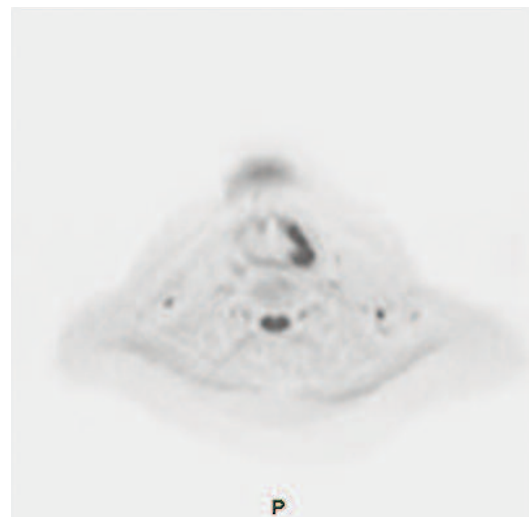


Fig. 15.4.2 Immagine assiale DWI ottenuta con b=800. Si osserva restrizione della diffusività in sede glottica per presenza di tessuto neoplastico.

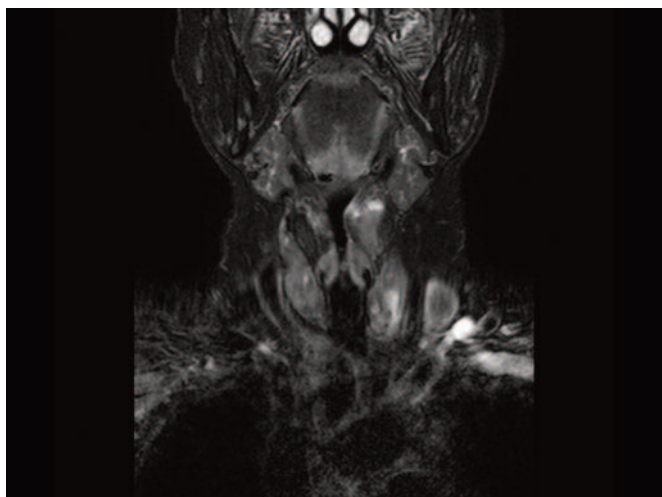


Fig. 15.4.3 Immagine coronale STIR.
Si apprezza iperintensità della lesione primitiva.

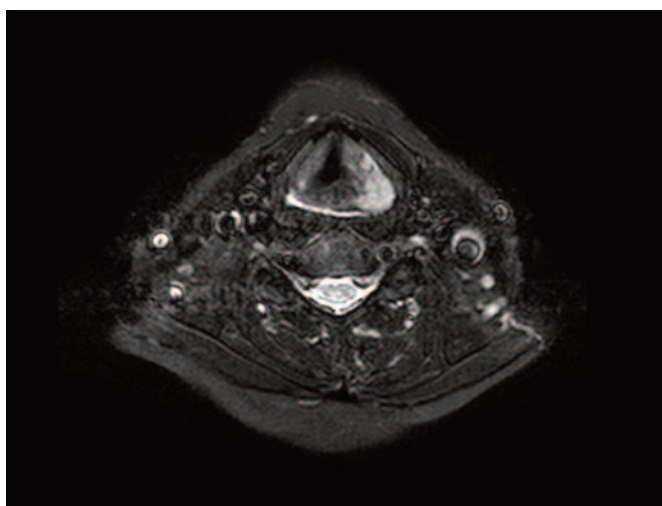


Fig. 15.4.4 Immagine assiale T1 SPIR con mdc e.v.
Si osserva marcato enhancement della lesione.

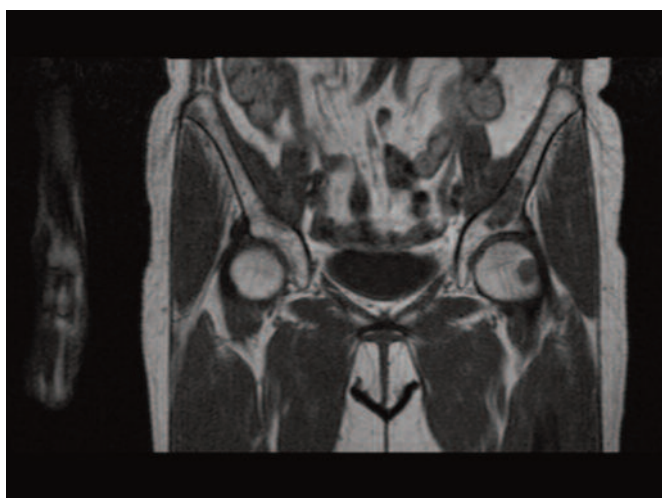


Fig. 15.4.5 Immagine T1w coronale. Multiple alterazioni di segnale, ipointense, maggiormente evidenti nell'emibacino di sinistra, riferibili a secondarismi.

BIBLIOGRAFIA

1. – Redina Ljumanovic, Johannes A. Langendijk, Menno van Watingen, Barry Schenk, Dirk L. Knol, C. Renè Leemans, Jonas A. Castelijns. Imaging predictors of local control of glottic squamous cell carcinoma treated with radiation alone. *Radiology* July 2007 244:205-212.
2. – Becker M. Neoplastic invasion of laryngeal cartilage: radiologic diagnosis and therapeutic implications. *Eur J Radiol* 2000;33:216–229.
3. – Castelijns JA, van den Brekel MW, Tobi H, et al. Laryngeal carcinoma after radiation therapy: correlation of abnormal MR imaging signal patterns in laryngeal cartilage with the risk of recurrence. *Radiology* 1996;198:151–155
4. – Jean-François Daisne, Thierry Duprez, Birgit Weynand, Max Lonneux, Marc Hamoir, Hervé Reyckler, and Vincent Grégoire. Tumor Volume in Pharyngolaryngeal Squamous Cell Carcinoma: Comparison at CT, MR Imaging, and FDG PET and Validation with Surgical Specimen Radiology October 2004 233:93-100; Published online August 18, 2004.
5. – Minerva Becker, Peter Zbären, Jan Walther Casselman, Romain Kohler, Pavel Dulguerov, Christoph D. Becker. Neoplastic Invasion of Laryngeal Cartilage: Reassessment of Criteria for Diagnosis at MR Imaging *Radiology* November 2008 249:551-559.
6. – Atula T, Markkola A, Leivo I, Mäkitie A. Cartilage invasion of laryngeal cancer detected by magnetic resonance imaging. *Eur Arch Otorhinolaryngol* 2001;258(6):272–275

CASO 16.1

“Ragazza di 14 anni giunta alla nostra osservazione per dolore durante attività fisica alla coscia di destra”

A. Stecco, T. Cascone, L. Fortunelli,
G. Di Nardo, A. Carriero

KEY NOTES

Le lesioni benigne dell'apparato muscolo-scheletrico si osservano prevalentemente in età infantile-giovanile e presentano caratteristiche tipiche come l'osteolisi lacunare circondata da orletto sclerotico e l'espansione della corticale senza interruzione della stessa.

L'osteoma osteoide rappresenta il 12 % di tutte le lesioni benigne scheletriche.

Esso è caratterizzato da un nidus centrale, composto trabecole ossee neoformate, su un substrato di tessuto connettivo altamente vascolarizzato.

La radiografia tradizionale e la TC dimostrano la presenza di area di osteolisi con aree sclero-calcifiche intralesionali, che determina rigonfiamento ed ispessimento della corticale.

La RM è utile per l'identificazione esatta del nidus, a causa dell'elevata vascolarizzazione dello stesso, e per la valutazione dell'estensione dell'edema perilesionale e dei tessuti molli pericorticali, non rilevabili con le altre metodiche.

Sia le sequenze T1 pesate dopo somministrazione di mdc sia le sequenze pesate in DWI non ci permettono di distinguere con chiarezza la zona periferica del nidus dalle alterazioni reattive dell'osso circostante.

Una restrizione periferica della diffusività in DWI può quindi portare ad una non corretta diagnosi di lesione con caratteristiche di malignità.

Nel nostro caso abbiamo osservato una lesione ovalare localizzata al passaggio cortico-midollare delle diafisi del femore destro che determina rigonfiamento ed ispessimento della corticale.

Essa presenta alterazione di segnale disomogeneamente ipointensa in T1 e disomogeneamente iperintensa nelle sequenze a lungo TR, per la presenza di orletto periferico e di alcune aree nettamente ipointense in tutte le sequenze riferibili ad aree calcifiche (come confermato dal dato TC).

Dopo somministrazione di mdc si osserva marcato enhancement della lesione, soprattutto periferico.

Le sequenze pesate in DWI mostrano restrizione della diffusività alla periferia della lesione.

E' quindi essenziale, come nel nostro caso, l'integrazione con le altre metodiche radiologiche per la diagnosi di benignità.

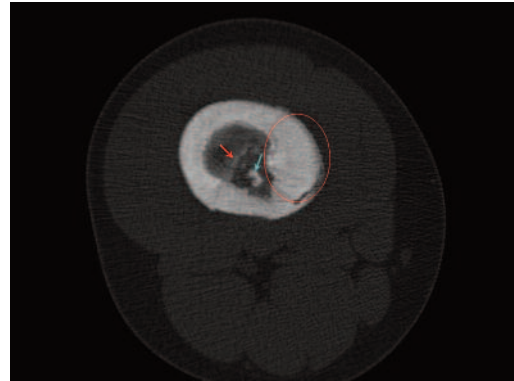


Fig. 16.1.1 Esame TC che conferma la presenza di orletto sclerotico e di calcificazioni intralesionali.

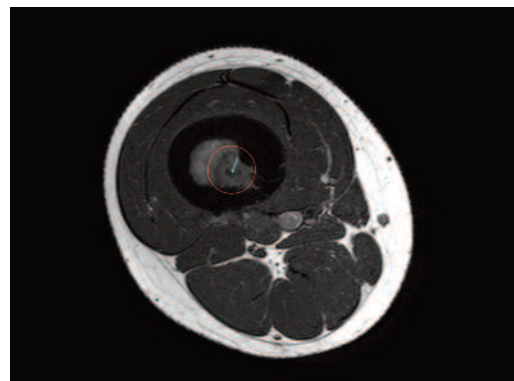


Fig. 16.1.2 T1 assiale che mostra una lesione rotondeggiante ipointensa al passaggio cortico-midollare.

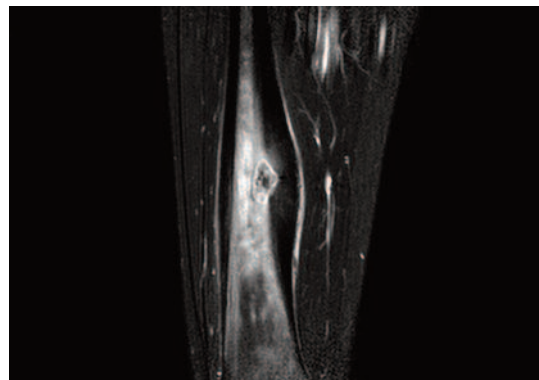


Fig. 16.1.3 STIR coronale che mostra la lesione disomogeneamente iperintensa con associato edema osseo perilesionale.

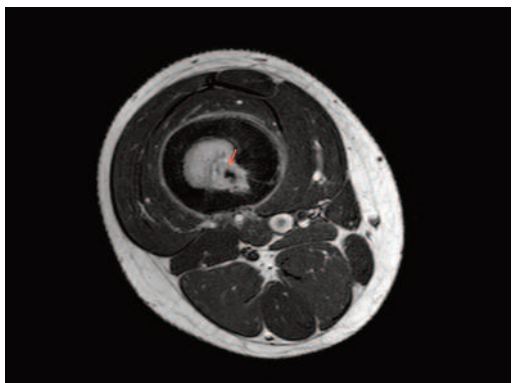


Fig. 16.1.4 T1 dopo mdc che mostra impregnazione intensa e periferica della lesione che presenta core ipointenso in rapporto a calcificazioni intralesionali.



Fig. 16.1.5 Immagine pesata in DWI (b=1000) che mostra una restrizione della diffusività della periferia della lesione.

BIBLIOGRAFIA

1. – Von Kalle T, Langendörfer M, Fernandez FF, Winkler P. Combined dynamic contrast-enhancement and serial 3D-subtraction analysis in magnetic resonance imaging of osteoid osteomas. *Eur Radiol.* 2009 Oct.
2. – Gaeta M, Minutoli F, Pandolfo I, Vinci S, D'Andrea L, Blandino A. Magnetic resonance imaging findings of osteoid osteoma of the proximal femur. *Eur Radiol.* 2004 Sep.
3. – Davies M, Cassar-Pullicino VN, Davies AM, McCall IW, Tyrrell PN. The diagnostic accuracy of MR imaging in osteoid osteoma. *Skeletal Radiol.* 2002 Oct.

CASO 16.2

“Uomo di 39 anni giunto alla nostra osservazione per dolore all'anca destra, anche a riposo, non responsivo alla terapia anti-infiammatoria”

A. Stecco, T. Cascone, L. Fortunelli,
G. Di Nardo, A. Carriero

KEY NOTES

L'articolazione sacro-iliaca, insieme al rachide, è la localizzazione più frequente della spondilite anchilosante. Essa si manifesta con un quadro di sacro-ileite caratterizzato da lombalgia prevalentemente notturna, di tipo trafittivo, irradiato a tutto il bacino.

L'esame di prima istanza è la radiografia tradizionale anche se si è dimostrato che la RM è più sensibile nelle fasi precoci di malattia, se clinicamente inquadrata.

Le alterazioni radiologiche in fase avanzata comprendono quadri mono o bilaterali, erosioni e sclerosi ossee reattive, più evidenti sul versante iliaco dell'articolazione.

La sequenza T1 dopo somministrazione di mdc è più sensibile nell'individuazione dell'estensione del focolaio artritico rispetto alle sequenze STIR o della T2 fat-saturated.

Anche le sequenze pesate in DWI, al pari delle sequenze T1 pesate dopo mdc, ci permettono di osservare l'edema generato in presenza di sacro-ileite, in acuto, causato dal movimento dell'acqua libera a tale livello.

Durante la regressione della malattia la restrizione della diffusività si riduce gradualmente.

Quindi la DWI ci permette, senza l'invasività del mezzo di contrasto, di valutare, in acuto, l'estensione della sacro-ileite.

L'articolazione sacro-iliaca è stata valutata mediante esame RM con sequenze T1, T2 pesate e STIR; lo studio è stato completato con sequenze pesate in DWI.

In base alle caratteristiche del segnale RM dell'articolazione sacro-iliaca destra, è stata fatta l'ipotesi di sacro-ileite.

Nel nostro caso si è osservata ipointensità nelle sequenze pesate in T1 ed una iperintensità in STIR a carico dell'osso iliaco che presenta una tenue impregnazione dopo somministrazione di mdc.

Le immagini pesate in DWI non mostrano significativa restrizione della diffusività dell'acqua libera.

E' stata quindi posta la diagnosi di sacro-ileite in remissione.



Fig. 16.2.1 sequenza STIR coronale che mostra una iperintensità di segnale a carico dell'osso iliaco di destra. L'ala sacrale non sembra interessata.

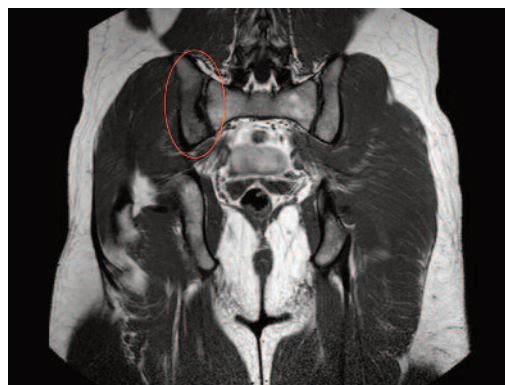


Fig. 16.2.2 sequenza T1 pesata coronale che mostra sfumata alterazione di segnale ipointensa a carico dell'osso iliaco di destra.



Fig. 16.2.3 dopo somministrazione di mdc si osserva tenue impregnazione dell'area ipointensa precedentemente descritta.

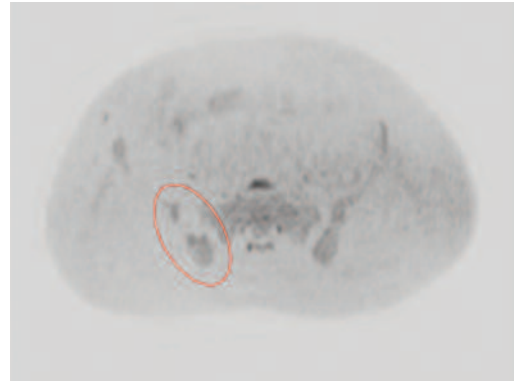


Fig. 16.2.4 nella sequenza pesata in DWI (b=1000) non si osserva significativa restrizione della diffusività a carico dell'osso iliaco di destra.

BIBLIOGRAFIA

1. – Zulkif Bozgeyik, Salih Ozgocmen, Ercan Kocakoc. Role of Diffusion-Weighted MRI in the Detection of Early Active Sacroiliitis. *AJR*: 191, October 2008.
2. – Bredella MA, Steinbach LS, Morgan S, Ward M, Davis JC. MRI of the sacroiliac joints in patients with moderate to severe ankylosing spondylitis. *AJR* 2006.
3. – Baraliakos X, Landewe R, Braun J. MRI in ankylosing spondylitis. *Future Rheumatol* 2006.
4. – Braun J, Sieper J. The sacroiliac joint in the spondyloarthropathies. *Curr Opin Rheumatol* 1996.

CASO 16.3

“Uomo di 27 anni giunto alla RM per il sospetto di neurinoma in corrispondenza della coscia sinistra”

A. Stecco, T. Cascone, L. Fortunelli,
G. Di Nardo, A. Carriero

KEY NOTES

Il neurinoma è un tumore benigno dei nervi e può essere associato, in alcuni casi, a neurofibromatosi.

Le presentazioni cliniche sono variabili, a seconda della localizzazione del neurinoma.

A causa della loro capacità di soppressione dei tessuti normali, le sequenze pesate in DWI appaiono molto utili nell'identificare sia le strutture nervose, tramite un effetto “neurografico”, sia le patologie a carico del sistema nervoso periferico.

Nel nostro caso si conferma la presenza, a livello del muscolo vasto mediale della coscia di sinistra, di formazione rotondeggiante di 1 cm, isointensa in T1 ed iperintensa nelle sequenze a lungo TR; la formazione descritta mostra netta impregnazione dopo mdc.

Le sequenze pesate in DWI mostrano spiccata restrizione della diffusività della lesione.

Le immagini confermano quindi la diagnosi di neurinoma.

Collateralmente, a carico della tibia contro laterale, si osserva alterazione di segnale a margini irregolari, disomogeneamente iperintensa nelle sequenze a lungo TR con tecnica di soppressione del grasso, ed ipointensa in T1; dopo somministrazione di mdc si osserva sfumato enhancement.

Le sequenze pesate in DWI non mostrano significativa restrizione della diffusività della lesione, facendo sospettare quindi la natura benigna della stessa (fibroma osseo non calcifico), anche in relazione ai reperti rilevati con le altre metodiche (TC e RX).

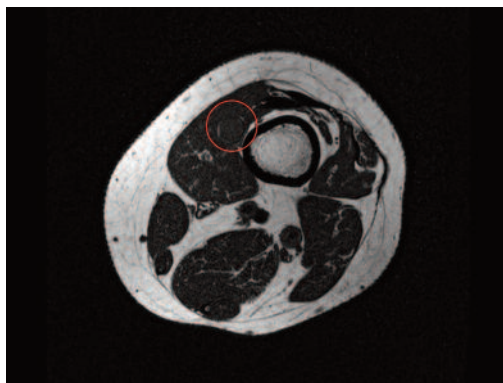


Fig. 16.3.1 T1 assiale che mostra formazione rotondeggiante isointensa nel contesto del vasto mediale.

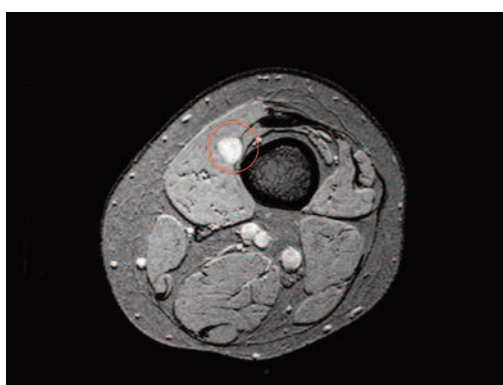


Fig. 16.3.2 stessa formazione appare ipointensa nelle sequenze pesate in T2, con soppressione del segnale del tessuto adiposo.

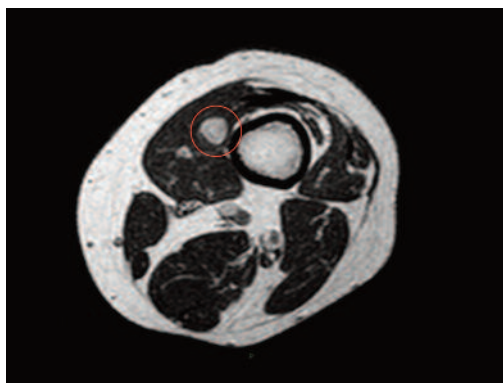


Fig. 16.3.3 dopo somministrazione di mdc si osserva marcato enhancement della lesione.

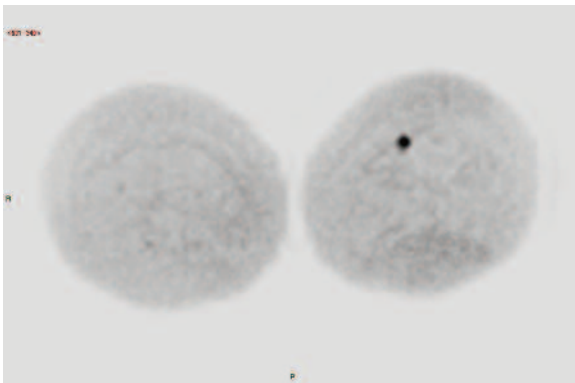


Fig. 16.3.4 le sequenze pesate in DWI mostrano restrizione della diffusività dell'acqua libera.



Fig. 16.3.7 la stessa lesione appare disomogeneamente iperintensa nella sequenza T2 coronale con soppressione del segnale del tessuto adiposo.

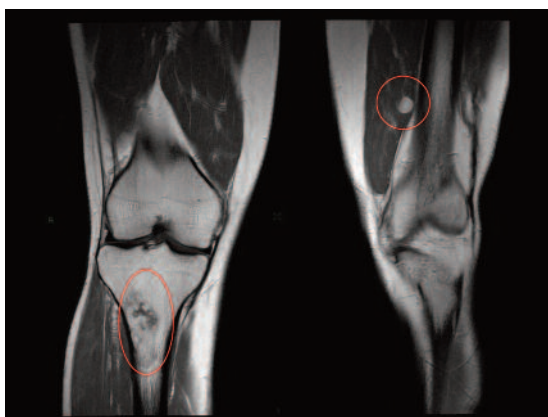


Fig. 16.3.5 l'immagine paracoronale T1 dopo contrasto mostra sia il neurinoma che una sfumata impregnazione a carico della lesione localizzata nel contesto della diafisi prossimale della tibia.

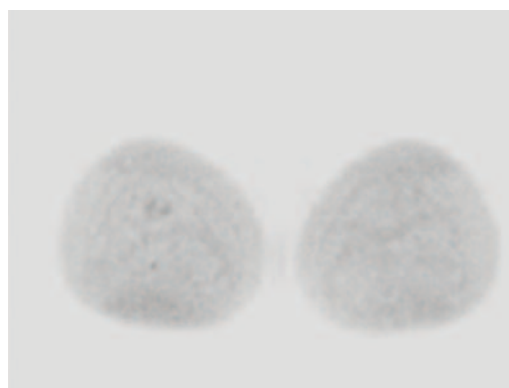


Fig. 16.3.8 la lesione descritta non presenta significativa restrizione dell'acqua libera nella sequenza pesata in DWI.



Fig. 16.3.6 immagine T1 che mostra alterazione di segnale ipointensa a margini irregolari.



Fig. 16.3.9 l'ipotesi di benignità è confermata dal dato TC che mostra margini sclerotici della lesione.

BIBLIOGRAFIA

1. – Woertler K. Tumors and tumor-like lesions of peripheral nerves. *Semin Musculoskelet Radiol.* 2010 Nov.
2. – Koltzenburg M, Bendszus M. Imaging of peripheral nerve lesions. *Curr Opin Neurol.*, 2004 Oct.
3. – Kabatas S, Cansever T, Yilmaz C et al. Giant Craniocervical Junction Schwannoma Involving the Hypoglossal Nerve: Case Report. *Turkish Neurosurgery* 2010.

TEST DI VERIFICA DELL'APPRENDIMENTO

In rosso le risposte esatte

- 1) **La RM-DWI, rispetto alle altre metodiche TOTAL BODY (scintigrafia, PET-TC, TC):**
 - a) Non utilizza radiazioni ionizzanti
 - b) Non prevede l'uso del mdc
 - c) Prevede l'uso del mdc
 - d) Sono esatte a e b
 - e) Sono esatte a e c
- 2) **Qual è l'oggetto in studio della RM-DWI?**
 - a) Idrogeno
 - b) Ossigeno
 - c) Calcio
 - d) Emoglobina
 - e) Acqua
- 3) **Quale sequenza viene utilizzata per studiare il fenomeno della diffusione?**
 - a) Gradient Echo
 - b) Echo Planar
 - c) STIR
 - d) THRIVE
 - e) Densità protonica
- 4) **Per quale motivo i movimenti del paziente durante l'acquisizione delle sequenze, il movimento pulsato del sangue, il battito cardiaco, il respiro e la peristalsi intestinale influenzano l'imaging in Diffusione?**
 - a) Poiché l'RM-DWI sfrutta l'effetto Doppler
 - b) Poiché i gradienti di diffusione sono inseriti allo scopo di descrivere moti dell'ordine di μm
 - c) Poiché migliorano la risoluzione dell'imaging in Diffusione
 - d) Sono tutte esatte
 - e) Sono tutte errate
- 5) **Qual è lo scopo dell'introduzione di gradienti di sensibilizzazione nelle sequenze T2W SE-EPI?**
 - a) Modificando l'intensità di tali gradienti, è possibile eliminare progressivamente gli effetti della pesatura T2 dell'immagine e incrementare la dipendenza dell'intensità del segnale dal fenomeno della diffusione
 - b) Migliorare la risoluzione di contrasto
 - c) Modificando l'intensità di tali gradienti, è possibile incrementare gli effetti della pesatura T2 dell'immagine
 - d) Modificando l'intensità di tali gradienti, è possibile eliminare la dipendenza dell'intensità del segnale dal fenomeno della diffusione
 - e) Sono esatte b e c
- 6) **Da cosa dipende il fattore b (espresso in sec/mm^2)**
 - a) Ampiezza dei gradienti
 - b) Durata di applicazione dei gradienti
 - c) Intervallo di tempo tra i gradienti successivi
 - d) Tutte
 - e) Solo a e b
- 7) **Come è possibile discriminare la diffusione, la pseudo diffusione e la cosiddetta frazione di perfusione?**
 - a) Acquisendo immagini con multipli valori di b
 - b) Acquisendo immagini in piani diversi
 - c) Effettuando un "fitting multi esponenziale" in post processing
 - d) a e c
 - e) b e c
- 8) **Una lesione cistica può presentarsi con elevato segnale in DWI pur avendo utilizzato un b factor > 0 ?**
 - a) Sì, artefatto da effetto T2 shine-through
 - b) No, mai
 - c) Sì, sempre
 - d) Sì, se è una cisti di aspetto disomogeneo
 - e) Nessuna delle precedenti
- 9) **Che cosa influenza il coefficiente di diffusione apparente nella genesi del segnale in diffusione?**
 - a) Caratteristiche istologiche e cito-architetture del tessuto in esame
 - b) Temperatura corporea
 - c) Fattori pseudo-diffusivi
 - d) Tutte le precedenti
 - e) Nessuno dei precedenti
- 10) **Le lesioni solide benigne, rispetto a quelle maligne, hanno valori medi di ADC:**
 - a) Più alti
 - b) Più bassi
 - c) Uguali
 - d) Pari a 0
 - e) Pari a 0,01 mm^2/sec
- 11) **Come mai a livello epatico l'imaging in diffusione risulta essere più complesso che in altri distretti anatomici?**
 - a) Per la presenza di una doppia circolazione vascolare e del sistema dei dotti biliari
 - b) Per la presenza dei dotti biliari
 - c) Per l'afflusso di sangue proveniente dal sistema gastro-enterico
 - d) Nessuno dei precedenti
 - e) Tutti i precedenti

TEST DI VERIFICA DELL'APPRENDIMENTO

In rosso le risposte esatte

- 12) Lo studio in diffusione (qualitativo e quantitativo) è spesso sufficiente per porre diagnosi?
- a) No, è sempre utile una combinazione con l'imaging morfologico convenzionale
 - b) Sì, sempre
 - c) È necessaria la combinazione con i dati anamnestici
 - d) È necessaria la combinazione con i dati clinici
 - e) Se la lesione è inferiore a 5 mm
- 13) Come si presenta nelle sequenze in diffusione cavità ascessuale?
- a) Area omogenea e iperintensa
 - b) Area disomogenea
 - c) Area ipointensa
 - d) Tutte
 - e) Nessuna
- 14) Nello studio del carcinoma squamo cellulare rinofaringeo dopo trattamento radiante, quale valore di ADC medio permette di differenziare una metastasi da un'alterazione flogistico-cicatrizziale post-attinica?
- a) $< 1 \times 10^{-3} \text{ mm}^2/\text{sec}$
 - b) $> 2 \times 10^{-3} \text{ mm}^2/\text{sec}$
 - c) Tra 1×10^{-3} e $2 \times 10^{-3} \text{ mm}^2/\text{sec}$
 - d) Pari a $3 \times 10^{-3} \text{ mm}^2/\text{sec}$
 - e) Pari a $4 \times 10^{-3} \text{ mm}^2/\text{sec}$
- 15) Esiste una correlazione tra valori di ADC e malignità di una lesione? E se sì, qual è?
- a) No
 - b) Sì, ma solo per i linfomi
 - c) Sì: al decrescere dei valori di ADC aumenta il sospetto di malignità
 - d) Sì: al crescere dei valori di ADC aumenta il sospetto di malignità
 - e) Nessuna
- 16) Con la RM-DWI è possibile ottenere la visualizzazione delle strutture dei plessi brachiale e sacrale, per effetto "neurografico":
- a) Sfruttando l'anisotropia dei nervi periferici
 - b) Sfruttando l'isotropia dei nervi periferici
 - c) Tramite sequenze STIR
 - d) Iniettando un mdc paramagnetico
 - e) Iniettando un mdc superparamagnetico
- 17) Quando è necessario eseguire l'indagine RM-DWI nello studio della patologia mammaria?
- a) entro la 10° giornata del ciclo
 - b) previa sospensione della eventuale terapia ormonale in corso
 - c) Tra la 10° e la 16° giornata
 - d) a e b
 - e) b e c
- 18) Rispetto alle metodiche convenzionali, la RM-DWI risulta di grande utilità nello studio delle protesi mammarie per:
- a) Valutare le recidive di malattia nella fascia adiposa retrocutanea e pre-toracica
 - b) Valutare il parenchima della regione retroareolare
 - c) Valutare il cavo ascellare
 - d) Valutare l'integrità delle protesi e della pseudocapsula reattiva circostante
 - e) a + d
- 19) Quale caratteristica permette di sfruttare il valore di ADC nella diagnosi differenziale tra lesione benigna e lesione maligna?
- a) L'aumentata densità cellulare del tumore rispetto ai tessuti normali
 - b) L'aumentata densità cellulare del tessuto sano rispetto al tessuto patologico
 - c) Il riscontro di livelli liquido-grasso
 - d) Nessuna
 - e) a + c
- 20) Qual è la tecnica di imaging di scelta nel follow-up di pazienti con HCC dopo trattamento ablativo percutaneo con radiofrequenza?
- a) RM con e senza Mdc
 - b) RM basale
 - c) TC con Mdc
 - d) Ecografia
 - e) Angiografia
- 21) Nella lesione pancreatica da tumore intraduttale mucoscercente dei dotti collettori, che caratteristica presenta un nodulo intralesionale rispetto al materiale mucinoso organizzato?
- a) Elevato c.e. dopo somministrazione di Mdc ed iperintensità in DWI
 - b) Disomogeneo c.e. dopo Mdc
 - c) Ipointenso in DWI
 - d) Scarso c.e. dopo Mdc ed iperintenso in DWI
 - e) Debolmente iperintenso in DWI
- 22) Come si presenta il feocromocitoma tipico con necrosi centrale nelle sequenze ponderate in T2 ed in DWI?
- a) Marcatamente iperintenso in entrambe le sequenze con porzione centrale ipointensa
 - b) Lievemente iperintenso in T2 ed ipointenso in DWI
 - c) Ipointenso in entrambe le sequenze
 - d) Ipointenso in T2 ed iperintenso in DWI
 - e) Iperintenso in T2 e DWI

TEST DI VERIFICA DELL'APPRENDIMENTO

In rosso le risposte esatte

23) Quale vantaggio offrono le sequenze di diffusione nella carcinosi peritoneale?

- a) Evidenziare più agevolmente gli impianti peritoneali di piccole dimensioni
- b) Dissociare gli impianti di dimensioni ridotte dalle strutture viscerali e vascolari a sede pelvica
- c) Dimostrare la presenza di piccole tumefazioni linfonodali
- d) Tutte
- e) Nessuna

24) Sebbene non vi sia un accordo sul cut off del valore di ADC per la diagnosi differenziale tra lesione maligna e benigna, la RM-DWI può essere sfruttata per rilevare eventuali impianti peritoneali e metastasi linfonodali, allo scopo di:

- a) Incrementare il valore dell'accuratezza globale della stadiazione preoperatoria
- b) Aumentare la precisione nella detezione delle lesioni sospette
- c) Aumentare la specificità
- d) Aumentare la sensibilità
- e) Sostituire l'esame istologico con l'indagine RM-DWI

25) Nell'adenocarcinoma prostatico, il valore medio di ADC nel tessuto tumorale rispetto a quello sano è.

- a) $< 1 \times 10^{-3} \text{ mm}^2/\text{sec}$
- b) $> 4 \times 10^{-3} \text{ mm}^2/\text{sec}$
- c) Tra 1×10^{-3} e $2 \times 10^{-3} \text{ mm}^2/\text{sec}$
- d) Pari a $3 \times 10^{-3} \text{ mm}^2/\text{sec}$
- e) Pari a $4 \times 10^{-3} \text{ mm}^2/\text{sec}$

Settembre 2011

Impaginazione e stampa
Compagnia della Stampa
Roccafranca (BS) - Tel. 0307090600