



Unione Europea



*Ministero dell'Istruzione
dell'Università e Ricerca*



Università degli Studi di Palermo

TESI DI DOTTORATO

**Studio con RM delle articolazioni di ginocchio e caviglia in condizioni
di riposo e sottocarico nel paziente sportivo**

Il Tutor
Prof. Massimo Midiri

Il Dottorando
Dott. Raffaello Sutera

Il Coordinatore del Corso
Prof. Massimo Midiri

Università degli Studi di Palermo
Dipartimento di Medicina Interna e Specialistica
Corso di DOTTORATO DI RICERCA in Fisiopatologia e Diagnostica per
immagini in ambito Cardiovascolare, Renale e dello Sport (XIV CICLO)
A.A. 2010-2011 - Settore Scientifico Disciplinare MED/09

A conclusione del mio lavoro di tesi, desidero fare un ringraziamento a tutti coloro che, a vario titolo, mi hanno aiutato nella stesura.

In particolare, il prof. Massimo Midiri, per avere svolto con diligenza ed impegno l'attività di tutoraggio, sostenendomi anche nei momenti più difficili, e dandomi la possibilità di condurre questa attività di ricerca e per l'approfondita lettura della tesi.

Il prof. Angelo Iovane per il suo spirito critico nella scelta dei metodi di reclutamento dei pazienti, nonché dei criteri da utilizzare per la valutazione dei dati ottenuti dopo l'indagine diagnostica.

Il Dott. Fabrizio Candela per l'amicizia e la grandissima disponibilità dimostrata al fine di potere procedere alla selezione e valutazione dei pazienti in maniera efficiente senza dispendio inutile di tempo, coordinandosi con i colleghi ortopedici e fisiatra e quelli preposti all'accettazione.

L'ingegnere Alessandro Gorini per la sua disponibilità a fornirmi materiale utile per la stesura dei capitoli tecnici sulla macchina R.M. usata in questa attività di ricerca.

Infine, un ringraziamento speciale va a tutta la mia famiglia che, con affetto e la sempre continua presenza, mi ha dato forza e coraggio per affrontare i numerosi momenti difficili che hanno caratterizzato il triennio di Dottorato, ed in particolare la mia splendida moglie Cinzia per il suo continuo sostegno.

INDICE

Introduzione	2
Stato dell'arte dello studio RM in ortostatismo.....	5
Revisione della letteratura sullo studio RM in ortostatismo	9
Tecnica di studio del ginocchio in ortostatismo con sistema "G-scan"	17
Tecnica di studio della caviglia in ortostatismo con sistema "G-scan"	21
Tipi di sequenze RM con sistema "G-scan"	25
Nostra esperienza.....	37
<i>Scopo del lavoro</i>	37
<i>Materiale e Metodi</i>	39
<i>Risultati</i>	45
<i>Discussione</i>	50
Conclusioni	57
Iconografia.....	58
Bibliografia.....	65
Elenco delle attività scientifiche svolte nel corso del Dottorato	68

INTRODUZIONE

Le articolazioni del ginocchio e della caviglia risultano tra quelle più sollecitate durante l'attività sportiva, specialmente quella agonistica e d'élite, e, pertanto, risulta molto elevata anche l'incidenza di lesioni più o meno gravi da traumi diretti e/o indiretti.

Dal momento che un soggetto si infortuna al ginocchio o alla caviglia, è richiesta una diagnosi il più precoce possibile del tipo e del grado di lesione e, in atto, la moderna diagnostica per immagini offre un vasto armamentario per la ricerca di lesioni traumatiche o da sovraccarico, partendo dalla radiologia tradizionale (RX) per lo studio delle lesioni ossee, come fratture o lussazioni, per procedere con l'ecografia per lo studio delle lesioni capsulo-legamentose superficiali e tendinee, ed infine terminare con l'esame tomografico computerizzato (TC) che risolve fini dettagli non visibili con la RX, e con la risonanza magnetica (RM) che, grazie alla sua eccellente risoluzione di contrasto, è in grado di stabilire in maniera efficace l'entità del danno sia esso di natura ossea, cartilaginea, e/o muscolo-tendinea.

Tuttavia, alcuni tipi di patologia risultano visibili solo in condizioni di carico articolare, e, finora, l'unica metodica che permetteva lo studio in tali condizioni era la RX, che però è limitata allo studio delle strutture ossee, e rivela molto poco in merito alla situazione dei tessuti molli. Da alcuni anni, però, l'evoluzione tecnologica delle macchine di RM, in particolare di

quelle dedicate all'ambito osteo-articolare, ha fatto sì che fosse concepito uno scanner in grado di ruotare insieme al lettino porta-paziente di 90°, consentendo quindi lo studio RM in ortostasi ed aprendo nuove potenzialità diagnostiche che sono interesse del nostro progetto di ricerca.

Obiettivo primario della ricerca è la quantificazione delle differenze rilevabili nello studio delle articolazioni (ginocchio, caviglia) in ortostatismo rispetto allo studio in clinostatismo.

Abbiamo definito protocolli standard da applicare per lo studio dei pazienti in condizioni di carico fisiologico, tenendo presente che l'esame in tali condizioni può determinare uno stress fisico nel paziente. Pertanto, sono state usate sequenze particolarmente veloci, ma al tempo stesso ricche di informazioni sia dal punto di vista morfologico (sequenze "turbo" con pesatura in T2) che funzionale (sequenze "STIR" per la ricerca di edema osseo o muscolare).

Per quanto riguarda il ginocchio, le patologie che possono risultare teoricamente visibili in condizioni di carico possono essere le seguenti:

- instabilità articolare da lesione del legamento crociato anteriore,
- iperpressione laterale o instabilità articolare della rotula,
- sovraccarico articolare con riduzione di spessore delle cartilagini di rivestimento articolari,
- instabilità meniscale o del residuo meniscale post-operatorio.

Mentre, nel caso della caviglia, le patologie teoricamente visibili in condizioni di carico possono risultare le seguenti:

- instabilità articolare da lesione del legamento peroneo-astragalico anteriore,
- sovraccarico articolare con riduzione di spessore delle cartilagini di rivestimento articolare,
- lesioni “occulte” della fascia plantare.

Abbiamo proceduto alla selezione dei pazienti da sottoporre alla RM sotto-carico previa valutazione clinico-anamnestica del tipo di lesione riportato, in maniera tale da includere nello studio coloro che avessero un certo grado di instabilità clinica o sintomi da sovraccarico articolare.

Grazie all’uso di workstation presenti nell’Istituto di Radiologia, dotati di doppio monitor, è stato possibile effettuare direttamente una comparazione tra le immagini ottenute in clinostatismo e quelle in ortostatismo per verificare la presenza di differenze dal punto di vista biomeccanico e di patologie eventualmente non rilevabili all’esame in clinostatismo.

STATO DELL'ARTE DELLO STUDIO RM IN ORTOSTATISMO

Con lo sviluppo tecnologico delle macchine RM, sempre più performanti in senso di qualità di immagine ottenuta e di velocità di acquisizione delle sequenze, e la comparsa delle prime macchine RM “dedicate” allo studio delle articolazioni verso la metà degli anni novanta, si è fatta strada tra i radiologi e gli ingegneri preposti alla progettazione delle apparecchiature RM l'idea di costruire delle macchine in grado di consentire lo studio in ortostatismo.

Sono nati in seguito due progetti, di cui uno prevede la sagomazione del magnete RM in modo tale che il soggetto possa stare seduto o in piedi all'interno del campo magnetico (sistema RM “Upright” della Fonar o MR “Open” della Paramed ad es.), mentre l'altro prevede la rotazione dell'intero gantry del magnete RM insieme al paziente, proprio come le apparecchiature radiologiche e tale sistema è stato denominato “G-scan” dalla, finora, unica casa produttrice di un siffatto sistema (Esaote), e di cui l'istituto di Radiologia del Policlinico di Palermo è in possesso grazie ad un contratto di comodato d'uso gratuito finalizzato alla valutazione in ortostatismo con criteri scientifici delle articolazioni e della colonna.

Il sistema RM Upright della Fonar opera ad un campo magnetico di 0,6 T, usando un elettromagnete con un campo orizzontale, trasversale rispetto

all'asse longitudinale del corpo del paziente. L'unità di RM risulta configurata con un design che incorpora un tavolo porta-paziente che permette le funzioni di elevazione, traslazione e rotazione con il paziente sul tavolo. Questo sistema permette lo studio verticale (sotto-carico o in piedi), supino, ed angolato (da -20 a 90°). La flessione ed estensione dinamica è pure possibile.



Fig.1. Sistema RM Upright della Fonar

Il sistema RM Open della Paramed si basa su un materiale superconduttore MgB₂ (Magnesio diboride) che garantisce un basso costo e bassi consumi, evitando l'uso dei criogeni come l'elio e quindi la possibilità di un quench.

Il design del sistema è innovativo, in quanto risulta essere un campo aperto con morfologia ad "U" diversamente dalle altre macchine RM a campo aperto con morfologia a "C" in commercio, permettendo quindi di evitare il problema della claustrofobia che insorge comunque anche nelle macchine a

campo aperto. Il campo magnetico del sistema risulta trasversale rispetto all'asse longitudinale del corpo del paziente e si avvale delle bobine "phased array" garantendo una buona qualità di immagine.

Le articolazioni e la colonna possono essere studiate con questo sistema in posizione seduta o in piedi utilizzando un supporto per appoggiare le braccia. E' anche possibile studiare le articolazioni di caviglia e ginocchio in estensione e flessione.



Fig.2. Sistema RM Open di Paramed

Il sistema G-scan si basa su un magnete aperto e rotante, con architettura a "C", e meccanismo di rotazione da 0° fino a 90°, con passi di 2°; il campo magnetico è di 0,25 Tesla ed il tavolo portapaziente risulta solidale col

Gantry del magnete per cui ruota insieme ad esso, senza necessità di rifare le sequenze “scout” per il centraggio delle sequenze da lanciare per lo studio dell’articolazione oggetto dell’esame. I pazienti, quindi, con tale sistema possono essere studiati in clinostatismo ed in ortostatismo.

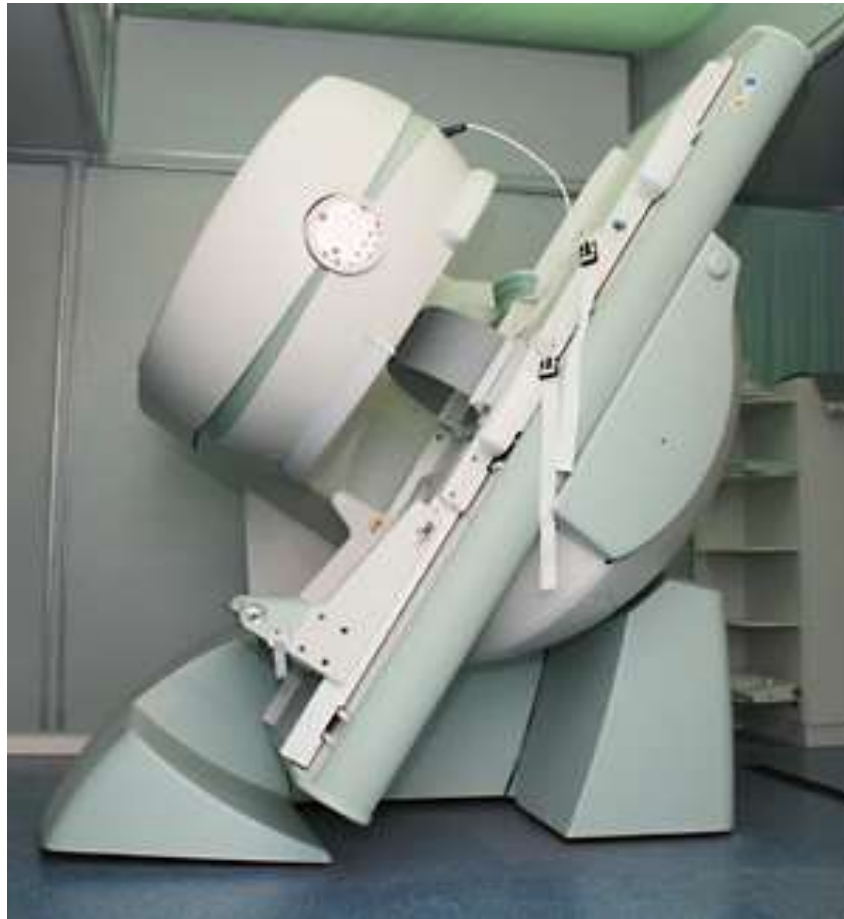


Fig.3. Sistema RM G-Scan

REVISIONE DELLA LETTERATURA SULLO STUDIO

RM IN ORTOSTATISMO

Nell'arco dell'ultimo decennio sono comparse alcune pubblicazioni scientifiche riguardanti lo studio delle articolazioni e del rachide in ortostatismo, grazie alla diffusione di queste particolari macchine RM specie nelle Università e negli Istituti Ospedalieri aventi finalità di cura e ricerca.

In particolare, la maggior parte degli studi in ortostatismo si è concentrata sulla valutazione del rachide, mentre ad oggi risultano pochissime le pubblicazioni concernenti la valutazione del ginocchio e della caviglia, motivo per cui proprio queste due articolazioni risultano oggetto della mia tesi di dottorato.

Per primo, nel lontano 1998, è comparso su Radiology un lavoro di Wildermuth et al in cui sono stati valutati 30 pazienti con un sistema RM aperto verticale a magnete superconduttivo (Advantage SP; GE Medical Systems), simile a quello della Fonar, con due magneti orientati verticalmente a "ciambella" e distanti tra loro 60 cm, ed in cui è stata posizionata una sedia in legno atta a valutare i pazienti in posizione seduta; dai risultati dello studio è emerso che solo in alcuni pazienti è stato possibile dimostrare una variazione significativa dei diametri del forame centrale e dei forami di coniugazione, per cui secondo gli autori, le informazioni in più date da questo sistema RM sono limitate.

Un lavoro di Weishpaut et al, sempre su Radiology nel 2000, specifica che in realtà la posizione seduta non valuta realmente il grado massimo della patologia spinale, e anche le dimensioni del canale spinale e dei forami di coniugazione variano in maniera statisticamente significativa tra la posizione supina, seduta e in piedi.

Questo concetto viene ripreso da Jinkins et al. che nel 2005 hanno pubblicato su European Radiology un lavoro in cui descrivono l'utilità di studiare la colonna lombare in posizione realmente ortostatica con il sistema RM Upright della Fonar, in quanto la valutazione in posizione seduta sottostima il grado massimo della patologia spina degenerativa e, inoltre, non è in grado di fornire la sua natura "dinamica"; tuttavia questo studio preliminare non indica il numero di pazienti valutati e il metodo usato.

In seguito, nel 2007 è comparso un lavoro di Alyas et al su Clinical Radiology che valuta le differenze di grading della patologia del rachide sempre col sistema RM Upright della Fonar, e specifica il protocollo usato in un gruppo di volontari sani ed in un gruppo di pazienti, e giunge alla conclusione che nei casi in cui la RM convenzionale anche ad alto campo non mostra segni di compressione delle radici nervose, a fronte di una sintomatologia clinica fortemente indicativa di patologia radicolare, è raccomandato l'uso del sistema "Upright" per svelare la patologia, se presente.

Nel 2007, Ferreiro Perez et al. hanno pubblicato su *European Journal of Radiology* un lavoro in cui, su 89 pazienti in totale, la RM in posizione ortostatica rispetto a quella clinostatica ha dimostrato di essere superiore in 52 pazienti (58%) in caso di protrusione discale e spondilo-listesi anteriore, validando quindi l'importanza di valutare la colonna in ortostatismo. Tuttavia, la posizione clinostatica è risultata superiore rispetto a quella ortostatica in 11 casi (12%), probabilmente a causa del fatto che la posizione ortostatica usata col sistema in dotazione agli autori (Fonar) permette lo studio in parziale flessione e non in estensione completa, e questo potrebbe ridurre un pò il grado di una spondilo-listesi posteriore rispetto alla posizione clinostatica.

Più recentemente, è stato pubblicato online nel 2012 su *Journal of Orthopaedics and Traumatology* un lavoro di Tarantino et al, che hanno studiato 57 pazienti con sistema RM G-scan utilizzando come parametri per valutare la differenza tra la posizione ortostatica e supina, l'angolo lombo-sacrale, l'angolo di lordosi, l'altezza del disco intersomatico di L3-L4 e la distanza tra i loro processi spinosi, e la massima ampiezza antero-posteriore del sacco durale; i risultati dello studio hanno messo in evidenza una differenza statisticamente significativa in un caso su tre, per cui gli autori raccomandano l'utilizzo della RM in ortostatismo come complemento valido alla RM in clinostatismo.

Questo concetto è stato ripreso poi in un lavoro da me pubblicato in Medicina dello Sport nel giugno 2013 (Francavilla et al.), in cui abbiamo valutato con sistema RM G-scan 40 atleti con dolore lombare, e la posizione in ortostatismo ha permesso di evidenziare in 9 soggetti una patologia misconosciuta nello studio in clinostatismo, ragion per cui appare sicuramente utile integrare lo studio in clinostatismo con quello in ortostatismo specie in pazienti con clinica positiva per compressione radicolare.

Per quanto riguarda la valutazione del ginocchio in ortostatismo, per primo Johal et al. hanno pubblicato su Journal of Biomechanics un lavoro in cui sono stati valutati 10 volontari di sesso maschile in assenza di patologia nota al ginocchio. La RM utilizzata era un magnete superconduttivo di 0,5 Tesla (Signa SPIO, General Electric Medical Systems) con configurazione verticale che permette di valutare il soggetto in posizione ortostatica anche se non completa, dal momento che il soggetto al centro del magnete si appoggia ad un tavolo che risulta inclinato circa 10°, e con l'articolazione estesa o flessa, anche completamente. Lo scopo del lavoro tuttavia non era quello di valutare le differenze anatomiche tra clino ed ortostatismo, bensì di visualizzare il movimento tibio-femorale durante la flessione per cui non dà dati pertinenti per il nostro studio.

Più recentemente (inizio 2013), Barile et al. hanno pubblicato su European Journal of Radiology un lavoro molto interessante sulla valutazione delle

rottura del menisco mediale e sulla stabilità meniscale, comparando i risultati della RM in ortostatismo con quelli artroscopici. In particolare, sono stati analizzati in modo retrospettivo 1750 esami RM eseguiti con macchina ad alto campo (GE Signa Excite HD da 1,5 Tesla) nel periodo compreso tra Luglio 2010 ed Agosto 2011. Dopo la revisione di questi esami, gli autori hanno creato due gruppi, uno (1) formato da 20 pazienti (12 maschi e 8 femmine) con diagnosi clinica di dolore anteriore senza storia di precedente trauma e/o lesione e/o instabilità meniscale, e l'altro (2) formato da 57 pazienti (33 maschi e 24 femmine) con sospetto clinico di lesione meniscale mediale diagnosticata da un ortopedico. I pazienti di entrambi i gruppi sono poi stati sottoposti ad esame RM con macchina G-scan, in posizione supina ed ortostatica, ed in quelli del gruppo 1 non è stata osservata nessuna modificazione statisticamente significativa tra le due posizioni di studio a carico della forma, intensità di segnale e posizione del menisco mediale, mentre nei pazienti del gruppo 2 le immagini RM ottenute in posizione supina hanno evidenziato 21 casi di rottura traumatica (gruppo 2A) e 36 casi di lesione degenerativa (gruppo 2B); nel gruppo 2A la posizione ortostatica ha dimostrato la presenza di una rottura instabile solo in 19/36 e nel gruppo B in 9/21, e tale diagnosi è stata confermata dall'artroscopia. Comunque, nonostante questi risultati così eccellenti, gli autori raccomandano ulteriori studi, possibilmente multicentrici, su serie più ampie di pazienti, al fine di confermare la superiorità dello studio in

ortostatismo nella diagnosi delle lesioni meniscali instabili rispetto allo studio in clinostatismo anche con macchine ad alto campo.

Subito dopo questo lavoro, a febbraio 2013, Teng et al. hanno pubblicato su Knee un lavoro sul mal-allineamento rotuleo in posizione ortostatica, a 4 diversi gradi di flessione (0° , 20° , 40° e 60°), ed usando piani assiali hanno misurato l'allineamento rotuleo e la geometria del solco trocleare. I risultati hanno poi dimostrato che l'inclinazione trocleare laterale è un fattore determinante per la stabilità rotulea in posizione ortostatica. In realtà, leggendo nel dettaglio questo lavoro, non è stata utilizzata una reale posizione ortostatica, ma è stata simulata utilizzando un sistema di contrappesi con paziente in posizione supina (foto).



In particolare, questo sistema, non ferro-magnetico, ricorda quelli usati in palestra per sollevare i pesi con l'uso delle gambe, ed inoltre il peso complessivo del sistema così configurato risultava essere del 25% di quello del paziente esaminato, in quanto diversi studi precedentemente pubblicati hanno dimostrato che tale percentuale risulta sufficiente ad indurre una

attivazione del quadricipite senza però provocare movimenti involontari che potrebbero generare artefatti di immagine.

Sempre nel 2013, a Marzo, è uscito un altro lavoro molto interessante su *Journal of Orthopaedic Research* di Pal et al. che hanno valutato 52 soggetti di cui 37 con dolore cronico in sede patello-femorale e 15 sani. Lo scopo di questo lavoro è stato quello di valutare la prevalenza del maltracking rotuleo nei pazienti con rotula alta rispetto a quelli con rotula normo-posta. Per la valutazione del maltracking rotuleo è stata usata una RM a campo aperto (SP/i MRI, GE Healthcare, da 0,5 Tesla) con i pazienti in posizione ortostatica con ginocchio flesso circa 5°. I risultati dello studio hanno confermato la prevalenza del maltracking rotuleo nei pazienti con rotula alta.

Sulla caviglia, invece, non risultano al momento disponibili nei vari motori di ricerca più usati in campo medico (Pubmed, Embase, Scopus, ecc.) dei lavori pubblicati sul ruolo della RM in ortostatismo eccetto due da me pubblicati, di cui uno sotto forma di “abstract” nel supplemento di *Skeletal Radiology* 2009 sulla valutazione dell’instabilità laterale della caviglia in ortostatismo; in questo lavoro preliminare sono stati valutati 18 pazienti con evidenza clinica di instabilità legamentosa di caviglia sia in ortostatismo che in clinostatismo, e la posizione ortostatica ha permesso di rivelare in diversi casi che lesioni del legamento peroneo-astragalico

anteriore e del legamento peroneo-calcaneare ritenute parziali in clinostatismo in realtà erano lesioni complete.

Inoltre, nel 2010 su *La Radiologia Medica* è stato pubblicato un altro mio lavoro riguardo la fascia plantare. In particolare, questo studio verte sull'utilità dello studio in posizione ortostatica di pazienti con diagnosi clinica di fascite plantare (20 in tutto) e soggetti sani (anch'essi in numero di 20). Tre radiologi, compreso me stesso, hanno valutato in consenso la variazioni morfologiche e di segnale della fascia plantare studiata sia in posizione supina che ortostatica sui piani coronali e sagittali, ed è risultata una differenza statisticamente significativa per tutti i pazienti di entrambi i gruppi circa la spessore della fascia plantare, inoltre, per i gruppi dei pazienti con sospetto clinico di fascite, la posizione ortostatica ha permesso di identificare 4 casi di rottura parziale non visibile in clinostatismo. In base a questi risultati, pur riconoscendo l'assenza di un reference standard, quale può essere quella costituita dall'obiettività in sede intra-operatoria, unica evidenza incontrovertibile, la limitata popolazione dei casi con diagnosi clinica di fascite plantare studiata e di conseguenza del numero di pazienti con supposta evidenza di rottura della fascia (4 casi su 20) che consentono solo la formulazione di un'ipotesi e non un'affermazione supportata da un'evidenza statistica, è da ritenersi opportuno che vengano effettuati ulteriori studi di maggiore dimensione campionaria per confermare questa ipotesi.

TECNICA DI STUDIO DEL GINOCCHIO IN ORTOSTATISMO CON SISTEMA G-SCAN

Il sistema G-scan permette lo studio del ginocchio tramite due tipi di bobine, definite “bobina 2 Ginocchio” (per pazienti di dimensioni standard) e “bobina 1 Spalla” (per pazienti di grandi dimensioni).

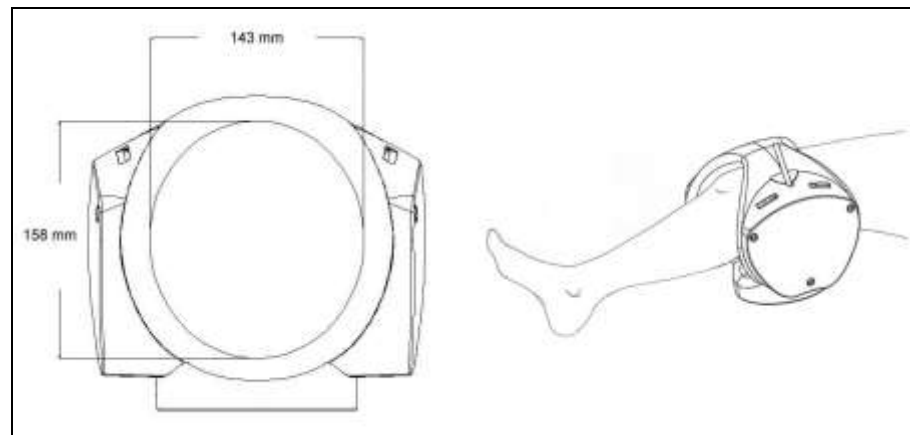


Fig.4. Schema della “bobina 2 Ginocchio”

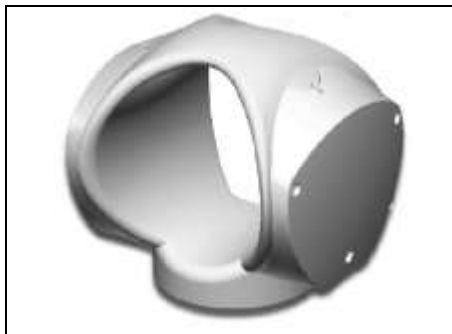


Fig.5. Immagine della “bobina 2 Ginocchio” Fig.6. Immagine della “bobina 1 Spalla”

La “bobina 2 Ginocchio” è stata concepita per lo studio di ginocchia di dimensioni normali; la forma è quasi cilindrica e le sue dimensioni interne sono 16,0 x 18,3 x 14,3 (w x d x h).

La "bobina 1 Spalla" una bobina solenoidale disegnata per adattarsi al meglio al distretto analizzato. L'utilizzo di questa bobina è per lo studio della spalla, preferibilmente di dimensioni grandi e medio-grandi; può inoltre essere impiegata per ginocchia e cosce di grandi dimensioni se accompagnata dai cuscini specifici per il corretto posizionamento. Le dimensioni interne sono 17,5 x 12,6 x 14,5 cm (w x d x h).

Entrambe le bobine suddescritte risultano dotate di un basamento che consente di fissare la bobina nella sede posta sul lettino paziente. Azionando la leva posta nel basamento della bobina, è possibile bloccare (rotazione oraria della leva) e sbloccare (rotazione antioraria della leva) la bobina nella/dalla posizione di esame. Inoltre, esse sono dotate di un cavo di connessione, che se collegato al connettore posto nella parte superiore del magnete garantisce il collegamento elettrico ed il riconoscimento automatico del modello di bobina in uso.

Studio del paziente in posizione supina:

Dopo aver posizionato correttamente il ginocchio del paziente, supino sul lettino porta-pazienti del sistema G-scan, all'interno della bobina scelta che permette una flessione attorno ai 20-25°, si procede all'acquisizione delle immagini "scout" al fine di individuare i corretti reperi anatomici da utilizzare per pianificare le scansioni sui tre piani ortogonali dello spazio (assiali, sagittali, coronali).



Fig.7. Paziente posizionato nel sistema G-scan in posizione supina.

Studio del paziente in posizione ortostatica:

Qualora si volesse studiare il ginocchio in ortostatismo, è preferibile procedere all'acquisizione delle immagini sotto carico prima dello studio in posizione supina, dal momento che ad inizio esame il paziente è più collaborativo e riesce quindi a restare immobile, evitando la possibile insorgenza di artefatti da movimento sulle immagini; inoltre, fenomeni quali lipotimia e sincope hanno più facilità di insorgere quando si ruota il paziente in posizione verticale dopo che lo stesso è stato per circa 20-25 minuti in posizione supina.

Il tecnico radiologo deve prestare, inoltre, molta attenzione nel posizionamento del ginocchio e deve provvedere ad inserire fra la bobina e

l'arto un numero adeguato di cuscini generici di diverso spessore, al fine di facilitare la corretta centratura dell'arto nella bobina, evitare movimenti involontari del paziente, aumentare il comfort dello stesso, ed evitare punti di contatto diretto tra il distretto del paziente e la bobina, i quali sono causa di zone fortemente luminose sull'immagine e che rendono la diagnosi più difficoltosa.

Infine, dopo aver posizionato correttamente il paziente, il tecnico radiologo provvederà a ruotare di circa 82° il sistema Gantry-paziente (non a 90° per evitare che i pazienti possano perdere la sensazione di stabilità, che invece non si perde a 82° , valore al quale persiste del tutto il carico fisiologico), e dopo l'acquisizione delle immagini "scout" si provvede ad acquisire le sequenze definite nel protocollo.



Fig.8: studio del ginocchio del paziente in posizione eretta.

TECNICA DI STUDIO DELLA CAVIGLIA IN ORTOSTATISMO CON SISTEMA G-SCAN

Il sistema G-scan permette lo studio della caviglia un tipo di bobina dedicata, definita “bobina 4 Piede/Caviglia” per l’esame della maggior parte delle donne, dei bambini e degli uomini con numero di piede medio o piccolo.



Fig.9. Immagine della “bobina 4 Piede/Caviglia”

Questa bobina serve per lo studio della regione caviglia-piede di pazienti standard e grandi. Ha una forma simile a quella del piede con dimensioni interne pari a 14,6 x 28,5 x 10,0 cm (w x d x h). La bobina in oggetto è dotata di un basamento che consente di fissare la bobina nella sede posta sul lettino paziente. Azionando la leva posta nel basamento della bobina, è possibile bloccare (rotazione oraria della leva) e sbloccare (rotazione antioraria della leva) la bobina nella/dalla posizione di esame.

Tuttavia per l'esame della regione caviglia-piede di pazienti di dimensioni standard o grandi e per tutti gli esami che è necessario completare in modalità sotto carico fisiologico è necessario usare la bobina 2 Ginocchio, già descritta nel capitolo precedente.

Studio del paziente in posizione supina:

Dopo aver posizionato correttamente la caviglia del paziente, supino sul lettino porta-pazienti del sistema G-scan, all'interno della bobina scelta facendo assumere al piede una posizione a martello e, per aumentare il confort del paziente, inserendo dei cuscini sotto il ginocchio e fra la bobina e la caviglia in modo tale da evitare movimenti involontari del paziente, facilitare la corretta centratura dell'arto nella bobina ed evitare punti di contatto diretto tra il distretto del paziente e la bobina, i quali sono causa di zone fortemente luminose sull'immagine che rendono la diagnosi più difficoltosa.



Fig.10. Paziente posizionato nel sistema G-scan in posizione supina.

In seguito, si procede all'acquisizione delle immagini "scout" al fine di individuare i corretti reperi anatomici da utilizzare per pianificare le scansioni sui tre piani ortogonali dello spazio (assiali, sagittali, coronali).

Studio del paziente in posizione ortostatica:

Come per il ginocchio, è consigliabile effettuare lo studio la caviglia in ortostatismo, prima che in posizione supina, dal momento che ad inizio esame il paziente è più collaborativo e riesce quindi a restare immobile, evitando la possibile insorgenza di artefatti da movimento sulle immagini.

Il tecnico radiologo deve prestare, inoltre, molta attenzione nel posizionamento del ginocchio e deve provvedere ad inserire fra la bobina e l'arto un numero adeguato di cuscini generici di diverso spessore, al fine di facilitare la corretta centratura dell'arto nella bobina, evitare movimenti involontari del paziente, aumentare il comfort dello stesso, ed evitare punti di contatto diretto tra il distretto del paziente e la bobina, i quali sono causa di zone fortemente luminose sull'immagine e che rendono la diagnosi più difficoltosa.

Infine, dopo aver posizionato correttamente il paziente, ed aver verificato che i piedi siano correttamente poggiati sul sostegno esame caviglia del supporto per l'esame sotto carico, le gambe leggermente divaricate per garantire maggiore stabilità una volta assunta la posizione eretta, il tecnico radiologo provvederà a ruotare di circa 82° il sistema Gantry-paziente (per lo stesso motivo spiegato nel capitolo relativo al ginocchio).Dopo

l'acquisizione delle immagini "scout" si provvede ad acquisire le sequenze definite nel protocollo.

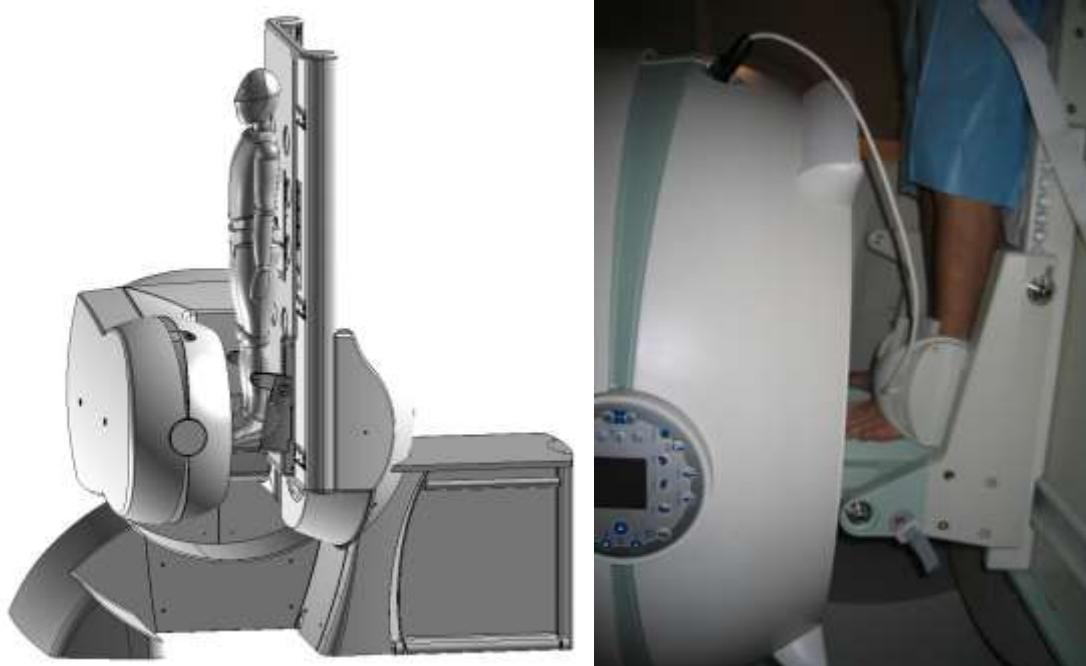


Fig.11 a, b: studio della caviglia del paziente in posizione eretta.

TIPI DI SEQUENZE RM CON SISTEMA G-SCAN

Il sistema RM G-scan è un tomografo a basso campo (0.25 T) e, pertanto, il rapporto Segnale/Rumore (S/N) derivato dal campo magnetico è inferiore a quello delle macchine a campo più elevato. L'ottimizzazione dell'elettronica, ed in particolare delle bobine di ricezione, ed una adeguata strategia di progettazione e di utilizzazione delle sequenze permettono di raggiungere una qualità di immagine paragonabile a quella ottenibile con macchine di campo medio.

Il sistema G-scan è dotato di sequenze 2D e sequenze 3D. I sistemi massimizzano il rapporto S/N di ciascuna sequenza attraverso la scelta della banda di acquisizione più appropriata in relazione ai parametri selezionati. I parametri pre-impostati di ciascuna sequenza sono stati studiati allo scopo di ottimizzare la qualità di immagine e minimizzare la durata dell'esame.

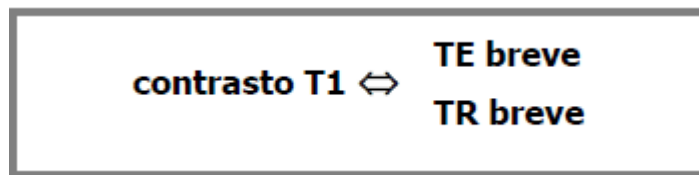
Sequenze per ottenere il contrasto T1

Le immagini pesate T1 sono caratterizzate da un contrasto che dipende principalmente dal tempo di rilassamento T1 dei tessuti. Ciascun tessuto fornisce un segnale che dipende dal T1: il segnale è tanto più intenso quanto più breve è il T1.

In questo tipo di immagini, il rapporto S/N è solitamente elevato e permette quindi di distinguere facilmente le strutture anatomiche principali.

Il contrasto T1 è ottenibile utilizzando:

- tempi di eco brevi (TE minori di 30 ms, tipicamente TE = 24 ms), che permettono di minimizzare gli effetti del rilassamento T2 e di conseguenza il peso T2 sull'immagine.
- tempi di ripetizione brevi rispetto ai T1 dei tessuti (TR circa 500 ms o minori).



Per aumentare il contrasto T1, si può agire sui parametri delle sequenze riducendo tempo di eco (TE) e tempo di ripetizione (TR).

Una riduzione del tempo di eco comporta:

- un incremento del segnale RM, dovuto al fatto che il segnale di eco viene ridotto in quantità minore dal rilassamento T2.
- una riduzione dei tempi di acquisizione, che si traduce in un aumento della banda acquisizione e conseguente aumento del rumore. Il rapporto S/N dell'immagine, pertanto, sarà il risultato di un compromesso fra questi due fenomeni.

Nell'utilizzare TE brevi per lo studio di strutture legamentose, è possibile incorrere nel fenomeno del "Magic Angle", particolarmente insidioso quando si valuta una struttura orientata a 45° rispetto al campo magnetico principale, ad esempio il LCA.

Nelle sequenze Spin Echo, l'impulso di eccitazione RF a 90° è seguito da un impulso RF di rifocalizzazione a 180° , necessario ad eliminare le disomogeneità del campo magnetico statico e a produrre immagini pesate T1 e pesate T2. La "Spin Echo T1" è una sequenza Spin Echo a TE breve, variabile da 18 a 34 ms; la banda di acquisizione viene automaticamente ridotta alla minima possibile per il TE selezionato, al fine di ottenere un miglior rapporto S/N.

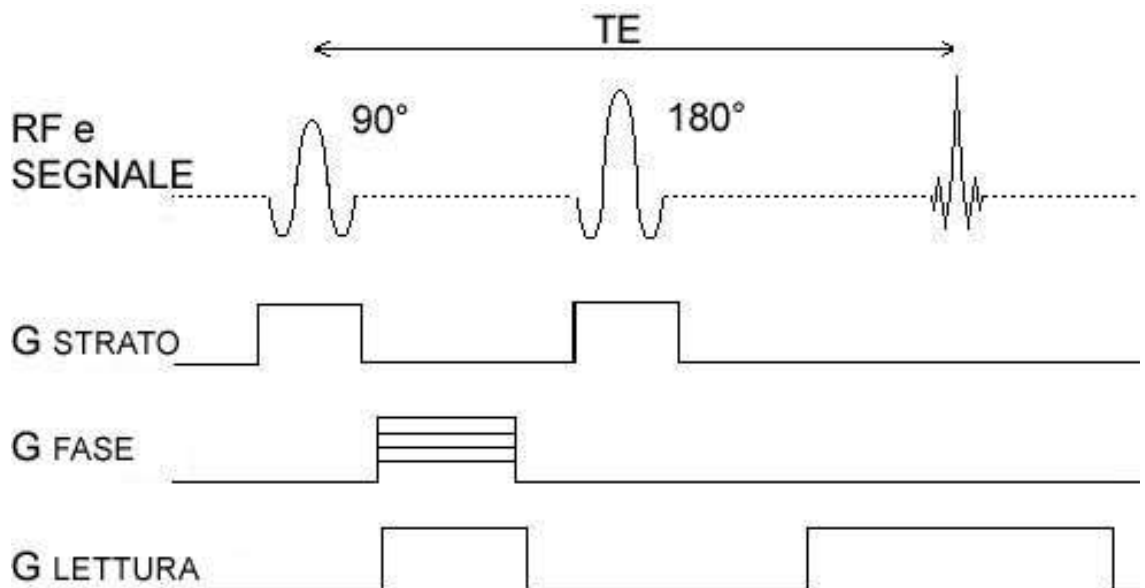


Fig.12. - Evoluzione temporale di RF e gradienti per sequenze Spin Echo. "G strato" è il gradiente di selezione dello strato. "G fase" è il gradiente della codifica di fase. "G lettura" è il gradiente di codifica della frequenza.

Le sequenze SE-T1 sono molto veloci (durata circa 2-3 minuti) e danno un'ottima definizione morfologica delle strutture articolari del ginocchio e della caviglia, tuttavia non forniscono sufficiente contrasto tra le strutture cartilaginee ed ossee né tra liquido articolare e cartilagine, motivo per cui

vanno sempre affiancate a sequenze ad elevato contrasto intrinseco, come le FSE-T2.

Sequenze per ottenere il contrasto T2

Le immagini pesate T2 sono caratterizzate da un contrasto che dipende principalmente dal tempo di rilassamento T2 dei tessuti. Ciascun tessuto fornisce un segnale che dipende dal T2: il segnale è tanto più intenso quanto più elevato è il T2.

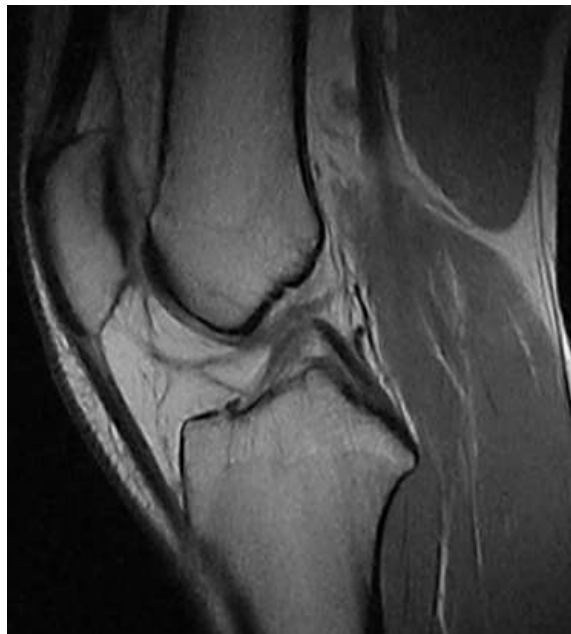
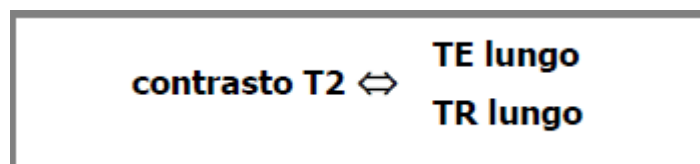


Fig.13. sequenza sagittale SE-T1.



Fig.14. Sequenza sagittale FSE-T2

Il contrasto T2 è ottenibile mediante tempi di eco lunghi rispetto ai T2 dei tessuti e tempi di ripetizione lunghi rispetto ai T1, per ridurre gli effetti dello stesso sul contrasto delle immagini.



Aumentando il tempo di eco (TE), il segnale R.M. diminuisce a causa degli effetti di rilassamento T2. Il rapporto S/N di questo tipo di immagini è minore rispetto a quello delle immagini pesate T1, nonostante vi sia una diminuzione del rumore dovuta al fatto che il sistema utilizza, nelle sequenze con TR lunghi, bande di acquisizione di larghezza ridotta. Inoltre, necessitando tale acquisizione di tempi di ripetizione (TR) molto lunghi (da 2500 a 3000 ms), i tempi di acquisizione risultano elevati.

Le immagini T2 pesate sono particolarmente sensibili a molte lesioni patologiche che in alcuni casi non sono visibili utilizzando sequenze T1 pesate ed alla presenza di liquido sinoviale, edemi e tessuto infiammatorio. Inoltre, Utilizzando tempi di eco TE lunghi, non si incorre nel fenomeno del “Magic Angle” motivo per cui vanno affiancate, per quanto riguarda il ginocchio in particolare, sempre alle sequenze SE-T1 sul piano sagittale per valutare correttamente una eventuale lesione del LCA.

La sequenza Fast Spin Echo (FSE) è una sequenza di tipo Spin Echo caratterizzata dalla presenza di più echi generati da un treno di impulsi di rifocalizzazione (180°).

Ogni eco viene codificato in modo diverso, per cui il tempo di acquisizione di una immagine viene ridotto di un fattore pari al numero di echi utilizzati (Turbo Factor).

La distanza tra un eco ed il successivo è denominata ESP (Eco Spacing).

La selezione del TE determina quale eco viene messo al centro dello spazio k , definendo così il contrasto T2 dell'immagine. Le immagini FSE possono soffrire di sfocamento (blurring) che dipende dal T2 del tessuto e dalla durata del treno di echi.

E' possibile selezionare il valore di ESP (Echo spacing) e, dipendentemente dall'ESP, selezionato il numero di echi. La frequenza di campionamento è ottimizzata per ogni scelta del numero di campioni, in modo da massimizzare il S/N dell'immagine.

Inoltre è possibile abilitare/disabilitare la compensazione di flusso nella direzione della lettura o nella direzione della selezione del gradiente

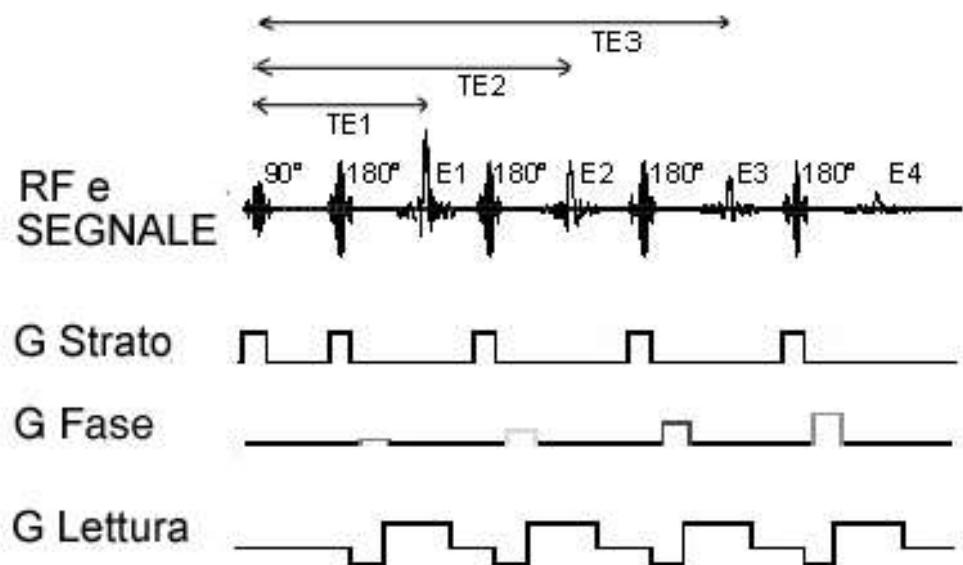


Fig.15. - Evoluzione temporale di RF e gradienti per sequenze Fast Spin Echo. “G strato” è il gradiente di selezione dello strato. “G fase” è il gradiente della codifica di fase. “G lettura” è il gradiente di codifica della frequenza.

Sequenze Gradient Echo

In questo tipo di sequenze, il segnale RM viene rifocalizzato mediante inversione di gradiente anziché utilizzare un impulso RF a 180° che, nelle sequenze Spin Echo, neutralizza le disomogeneità locali del campo magnetico statico. A causa di queste disomogeneità, i protoni saranno caratterizzati da maggiori differenze in intensità di campo magnetico e quindi andranno più velocemente fuori fase; di conseguenza il tempo di rilassamento della magnetizzazione trasversale sarà minore. Questo tempo di rilassamento breve viene chiamato T2* (interazioni spin campo magnetico locale).

La quantità di segnale ribaltata nel piano trasversale è determinata dal Flip Angle. Per un tempo di ripetizione fissato, un aumento del valore di Flip Angle comporta un aumento del contrasto T1, poiché non vi è abbastanza tempo per un completo rilassamento T1 del segnale nella direzione longitudinale. Una diminuzione del Flip Angle comporta una diminuzione del contrasto T1 poiché il rilassamento T1 del segnale nella direzione longitudinale risulta completo grazie alla esigua quantità di segnale da recuperare.

In queste sequenze il contrasto viene manipolato agendo sull'ampiezza dell'angolo di eccitazione (FA = Flip Angle) e sul tempo di eco (TE).

contrasto pseudo T1	↔	TE ≤ 14 ms FA ≥ 75°
contrasto pseudo T2	↔	TE ≥ 18 ms FA ≤ 45°

Le sequenze Gradient Echo sono solitamente caratterizzate da un elevato rapporto S/N per cui sono utilizzate anche per eseguire acquisizioni veloci, in particolare in 3D.

Le sequenze Gradient Echo sono sensibili alle disomogeneità locali di campo magnetico statico per cui è possibile rilevare sulle immagini degli artefatti legati a tale fenomeno.

Inoltre la diversa frequenza di risonanza dell'acqua e del grasso, nota come "Chemical Shift", provoca uno sfasamento del segnale tra queste due componenti con il conseguente annullamento del segnale dei voxel che contengono entrambe tali componenti tessutali: tale fenomeno si manifesta quindi come un bordo scuro nell'interfaccia tra acqua e grasso.

La sequenza X-Bone è una sequenza di tipo Gradient Echo, caratterizzata dalla presenza di due echi, i cui tempi di eco sono determinati automaticamente dal software in funzione della frequenza di risonanza e del *chemical shift* tra acqua e grasso in modo da generare due immagini in cui i segnali di acqua e grasso risultano rispettivamente in contro-fase ed in fase.

Il successivo processamento dei dati da parte del software risulta nella generazione di due immagini derivate contenenti rispettivamente solo il segnale del grasso e solo il segnale dell'acqua, ottenendo una separazione acqua/grasso.

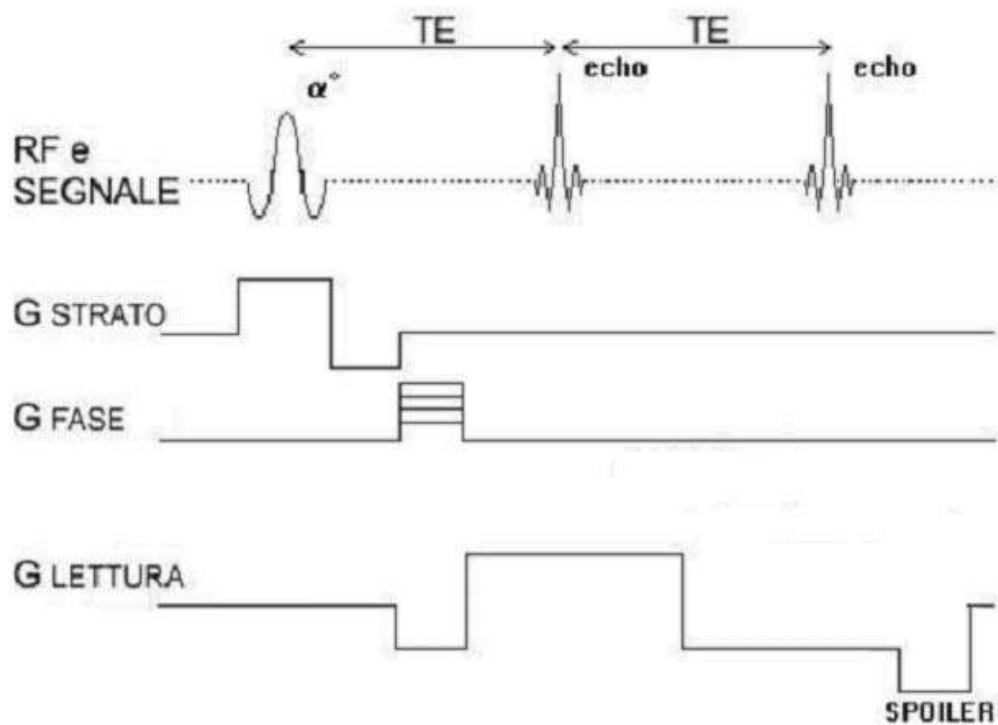


Fig.16. - Evoluzione temporale di RF e gradienti per sequenze X-Bone. “G strato” è il gradiente di selezione dello strato. “G fase” è il gradiente della codifica di fase. “G lettura” è il gradiente di codifica della frequenza.

Le sequenze X-Bone (durata media circa 5 minuti; con la recente tecnica “SpeedUp”: 4 minuti), grazie all’uso di particolari algoritmi che calcolano la disomogeneità del campo magnetico, con un ampio spettro di contrasti tra i vari tessuti, insieme ad una riduzione dei potenziali artefatti da

“chemical-shift”, separando i segnali selettivi dell’acqua e del grasso, risultano versatili per lo studio delle articolazioni di ginocchio e caviglia, specie sul piano coronale.

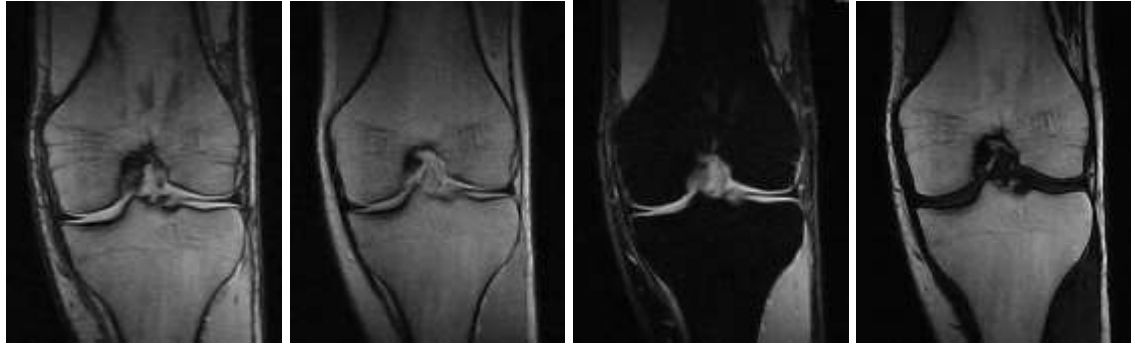


Fig.17. Sequenza X-Bone “out of phase”, “in phase”, “fat suppression” e “water suppression”.

Sequenze per la soppressione del segnale del grasso.

Nelle sequenze Inversion Recovery un impulso a 180° inverte la magnetizzazione longitudinale, che ritorna all’equilibrio secondo un tempo di rilassamento T1.

Durante questo recupero, la magnetizzazione attraversa necessariamente un punto di zero, dopo $T1 \cdot \log 2$ ms dall’applicazione dell’impulso a 180° . Applicando esattamente in questo istante - ovvero $TI = T1 \cdot \log 2$ ms - un impulso di eccitazione, il segnale relativo a quel particolare T1 risulterà soppresso (annullato) sull’immagine.

Tipicamente il T1 prescelto è quello del grasso, che costituisce anche la maggior componente del tessuto osseo, che sarà - quindi - tipicamente molto scuro sull’immagine.

Questa tecnica, per sua stessa natura, fornisce immagini contraddistinte da un basso rapporto S/N ma è di particolare interesse diagnostico in quanto permette di distinguere, all'interno di una struttura adiposa, strutture di altra natura.

soppressione del grasso ↔ TI ≅ 85 ms stir
TI ≅ 75 ms ge stir

La sequenza Fast Spin Echo STIR (Fast STIR) è una sequenza di tipo Fast Spin Echo dove, come succede nelle sequenze di tipo Inversion Recovery, viene utilizzato un impulso RF a 180° per invertire la magnetizzazione longitudinale prima dell'acquisizione.

Questa tecnica produce immagini che hanno un basso S/N ma permette di ottenere una buona differenziazione delle strutture rispetto al tessuto adiposo. L'utente ha la possibilità di selezionare l'Echo Spacing e, dipendentemente dall'ESP scelto, il numero di echi (Echo Train Length).

Inoltre è possibile abilitare/disabilitare la compensazione di flusso nella direzione della lettura o nella direzione della selezione del gradiente.

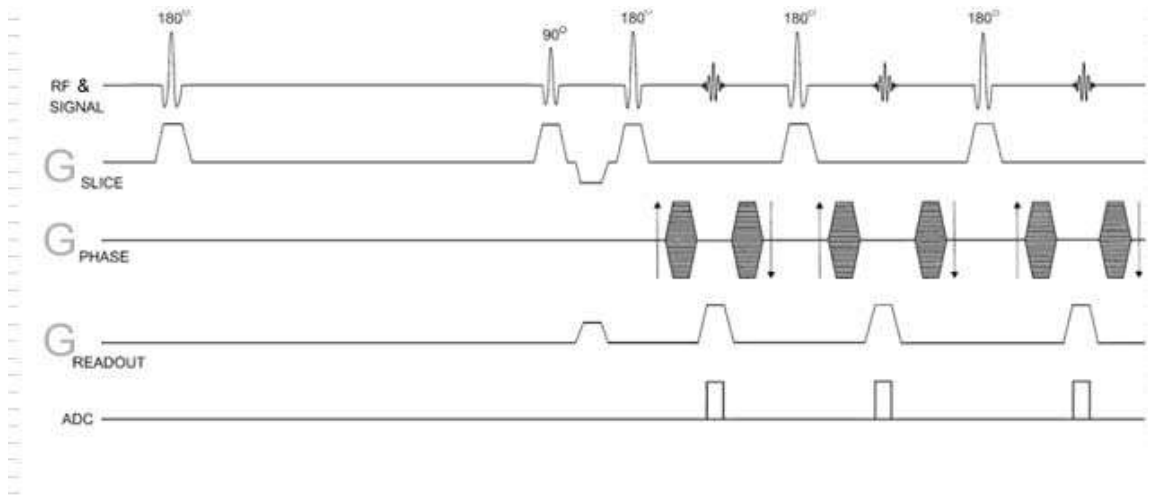


Fig.18. - Evoluzione temporale di RF e gradienti per sequenze Fast STIR. “G strato” è il gradiente di selezione dello strato. “G fase” è il gradiente della codifica di fase. “G lettura” è il gradiente di codifica della frequenza.

La sequenza Fast STIR rispetto alla sequenza X-Bone ha il vantaggio di una migliore omogeneità della soppressione del segnale del grasso, ma risulta essere meno “morfologica” della X-Bone, per cui nel nostro protocollo usiamo entrambi i tipi di sequenza al fine di compensare gli svantaggi di entrambe.



Fig.19. Sequenza sagittale fast-STIR a livello dei legamenti crociati del ginocchio.

NOSTRA ESPERIENZA

Scopo del lavoro

La RM è una tecnica di imaging multiplanare e multiparametrica che si basa sull'utilizzo di campi elettromagnetici. Grazie a tali caratteristiche consente di studiare le regioni anatomiche in esame su più piani, evidenziandone le diverse caratteristiche chimico-fisiche senza utilizzare radiazioni ionizzanti, risultando perciò una metodica non invasiva e sicura per la salute dei pazienti. Dato che essa consente di studiare con precisione i tessuti molli, si è da subito imposta in campo muscolo-scheletrico per la patologia articolare e non, ivi incluse le lesioni legamentose e meniscali del ginocchio e le lesioni legamentose della caviglia, nonché le tendiniti e le osteocondropatie, che si verificano frequentemente nei soggetti che praticano attività sportiva.

Queste condizioni patologiche risultano in continuo aumento, e necessitano di mezzi diagnostici efficaci. In questa ottica, la RM ha trovato terreno fertile per diventare, insieme ad un attento esame obiettivo, il fulcro della diagnostica della patologia osteocondrale e legamentosa. Infatti, diversi studi accreditano la RM di una sensibilità considerata circa 90-95% per il rilevamento delle patologie legamentose di ginocchio e caviglia (in particolare del LCA e del LPAA).

In questo contesto si inserisce la nostra ricerca, dal momento che la nuova frontiera dell'imaging muscolo-tendineo è considerare i distretti anatomici

nella situazione fisiologica nella quale operano. E' opinione condivisa, infatti, che lo studio anatomico di un segmento vada di pari passo con la sua biomeccanica e che, per raggiungere la più precisa valutazione diagnostica i due aspetti debbano essere integrati. Con questo intento, insieme al mio Tutor, Prof. M. Midiri, abbiamo preso la decisione di utilizzare una piattaforma RM dedicata, denominata G-scan, in dotazione all'istituto di Radiologia "P.Cignolini" della Facoltà di Medicina e Chirurgia dell'Università di Palermo, al fine di valutare le articolazioni di ginocchio e caviglia sotto carico fisiologico. Infatti, tale macchina RM, grazie al fatto che possiede uno stativo a magnete permanente "aperto e rotante", permette il posizionamento del paziente in entrambe le posizioni, supina ed ortostatica, e quindi risulta possibile valutare il distretto articolare anche in situazione di carico fisiologico, potendo così risaltare lesioni già note in clinostatismo o slatentizzare patologie misconosciute.

Tutto ciò offre il grande vantaggio di valutare in modo dettagliato le reali potenzialità biomeccaniche delle strutture che andiamo ad analizzare, mettendoci in condizioni di fornire al clinico informazioni essenziali per pianificare la strategia terapeutica più adeguata.

Materiale e metodi

Presso l'istituto di Radiologia "P.Cignolini" della Facoltà di Medicina e Chirurgia dell'Università di Palermo, nell'ambito di attività autorizzata e dopo ottenimento di consenso informato, sono stati esaminati, nell'arco del triennio del dottorato (da febbraio 2010 ad ottobre 2013) 120 pazienti, di cui 72 con RM del ginocchio (42 M e 30 F), e 48 con RM della caviglia (20 M e 28 F), tutti sia in ortostatismo che in clinostatismo.

I pazienti inclusi nella ricerca sono stati inviati dai colleghi ortopedici e fisiatri della nostra Facoltà, secondo precisi criteri clinici stabiliti all'inizio della ricerca.

In particolare, per la valutazione RM del ginocchio in ortostatismo sono stati ritenuti eligibili:

- pazienti con positività ai test clinici di instabilità del legamento crociato anteriore.
- pazienti con positività ai test clinici di instabilità femoro-rotulea.
- pazienti con positività ai test clinici indicativi di meniscopatia e/o condropatia mono-compartimentale.
- pazienti già operati per legamento crociato anteriore e/o menisco con positività ai test clinici indicativi di instabilità legamentosa e/o meniscale.

Per la valutazione RM della caviglia, invece, i criteri di elezione sono stati i seguenti:

- pazienti con positività ai test clinici di instabilità del legamento peroneo-astragalico anteriore e/o deltoideo.
- pazienti con sospetta fascite plantare.
- pazienti con sospetta lesione del complesso legamentoso “tibio-Spring”.
- pazienti con sospetta condropatia tibio-astragalica.

Tutti gli esami RM sono stati effettuati con una macchina RM da 0,25 Tesla (G-Scan, Esaote Spa, Genova, Italia) sia in posizione ortostatica che nella posizione convenzionale supina, utilizzando la bobina 2 Ginocchio.

Di seguito lo schema dei protocolli usati:

Ginocchio in posizione supina:

Sagittale: SE-T1 (TR: 720; TE: 26), FSE-T2 (TR: 3000; TE: 120) e Fast-STIR (TR: 2500; TE: 20)

Coronale: X-Bone T2 (TR: 2930; TE: 20; FA: 45°)

Assiale: FSE-T2 (TR: 3000; TE: 120)

Ginocchio in posizione ortostatica

Sagittale: FSE-T2 (TR: 3000; TE: 120)

Assiale: FSE-T2 (TR: 3000; TE: 120)

Coronale: X-Bone T2 (TR: 2930; TE: 20; FA: 45°)

Caviglia in posizione supina:

Sagittale: SE-T1 (TR: 720; TE: 26) e Fast-STIR (TR: 2500; TE: 20)

Coronale: X-Bone T2 (TR: 1160; TE: 20; FA: 45°)

Assiale: FSE-T2 (TR: 3000; TE: 120)

Caviglia in posizione ortostatica:

Sagittale: SE-T1 (TR: 720; TE: 26) e Fast-STIR (TR: 2500; TE: 20)

Assiale: FSE-T2 (TR: 3000; TE: 120)

Il campo di vista usato (FOV) era di 16-18 cm, la matrice di 256 x 256, lo spessore di strato di 4 mm con gap di 0,4 mm e sono stati usati n°2 eccitazioni (NEX). La durata totale dell'esame è risultata di circa 40 minuti per entrambe le articolazioni (25-30 in clinostatismo e 10-15 in ortostatismo).

Successivamente le immagini ottenute sono state inviate via LAN al sistema RIS/PACS del nostro Istituto (Sistema MedRIS Elefante\Impax, AGFA Healthcare System) per avere la possibilità di un confronto diretto tra le immagini ottenute in clinostatismo e quelle in ortostatismo su workstation con doppio monitor.

I segni di instabilità articolare e le alterazioni dell'intensità di segnale dei legamenti e dei tendini, quando presenti, sono stati valutati in consenso da tre radiologi esperti in radiologia muscolo-scheletrica.

Criteri di valutazione dell'instabilità femoro-patellare:

Per quanto riguarda la stabilità femoro-rotulea, abbiamo valutato gli angoli del solco (SA), del tilt patellare (PTA), e l'angolo di congruenza (CA), considerando lo strato assiale in cui si apprezza il maggior diametro

rotuleo, misurato in mm dal margine più mediale (m) a quello più laterale (l), e definito come linea di base, secondo il criterio di Staubli et al.

Per la misurazione dell'angolo SA abbiamo usato il piano assiale che si riferisce al terzo prossimale della curva trocleare usando il cursore tridimensionale sull'immagine sagittale. L'angolo SA è quello tra due linee a partenza dal punto più basso del solco trocleare, una verso il margine osseo laterale e l'altro verso il margine osseo mediale.

L'angolo CA è ottenuto bisecando l'angolo SA e poi disegnando una seconda linea dall'apice della troclea fino alla porzione più profonda della cresta mediana della rotula.

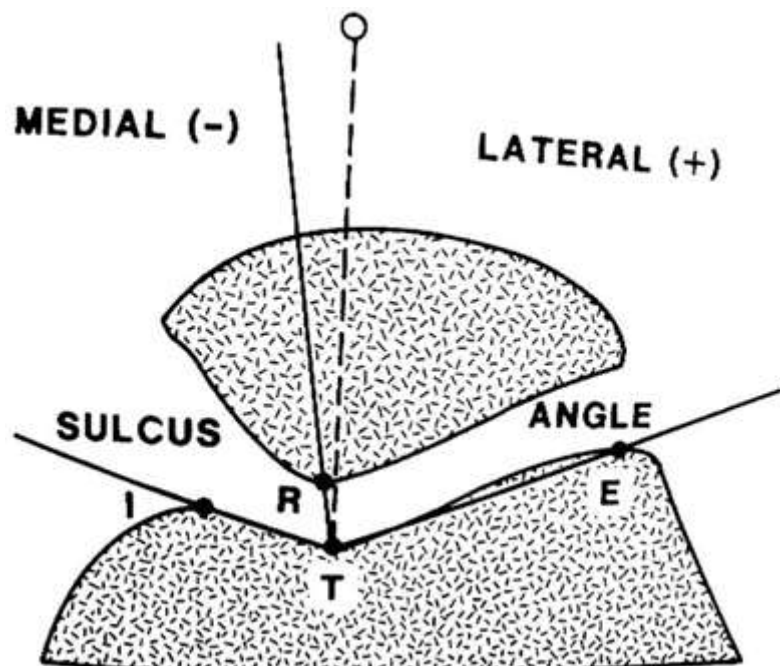


Fig.20. Schema che mostra l'angolo SA; l'angolo CA è misurato dalla differenza tra gli angoli formati dalla bisettrice dell'angolo SA (linea tratteggiata) ed una linea che dall'apice dell'angolo SA (T) va verso la cresta centrale (R); più laterale o positivo l'angolo e maggiore il mal-allineamento.

L'angolo PTA è quello tra la linea condiloidea posteriore e la linea tracciata attraverso il margine osseo laterale inferiore della rotula.

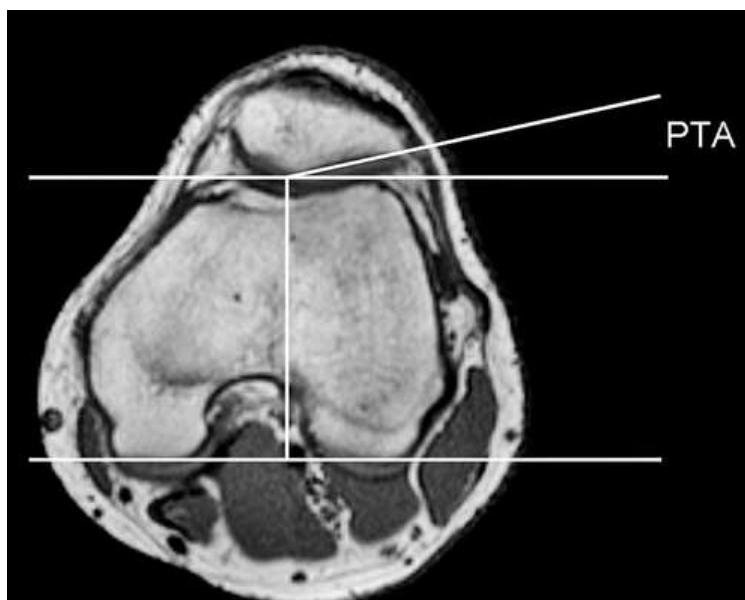


Fig.21. Schema che mostra l'angolo PTA.

Criteri di valutazione dell'instabilità meniscale mediale:

Per quanto riguarda la valutazione dell'instabilità meniscale mediale abbiamo studiato in particolare il menisco mediale dal punto di vista morfologico e dell'intensità di segnale secondo una scala usata in altri lavori simili (0: regolare; 1: lievemente irregolare; 2: irregolare; 3: fortemente irregolare; 4: frammenti meniscali), e poi dal punto di vista della protrusione visibile sul piano coronale (misurando la porzione di menisco al di fuori del piano che passa attraverso il margine esterno del condilo femorale mediale e del piatto tibiale mediale).

Criteri di valutazione dell'instabilità laterale di caviglia:

Abbiamo valutato il grado di instabilità articolare da lesione del legamento peroneo-astragalico anteriore, misurando:

- spessore del legamento (<1,5 mm=normale; >1,5 mm=lesione di I o II grado).
- intensità di segnale (omogeneamente ipointenso=normale; disomogeneamente ipointenso=lesione (I o II grado).
- eventuale presenza di soluzione di continuità del legamento (lesione di III grado)
- eventuale distacco del LPAA dall'inserzione peroneale o astragalica (lesione di III grado).

Infine, abbiamo valutato la presenza o no di alterazioni di spessore e/o dell'intensità di segnale della fascia plantare, utilizzando questi criteri:

- misurazione dello spessore, sul piano sagittale, della fascia plantare nel tratto peri-inserzionale, medio e distale (a circa 5, 20 e 40 mm dall'inserzione calcaneare rispettivamente), e della sua morfologia.
- valutazione dell'intensità di segnale della fascia e dei tessuti molli perifasciali.
- valutazione di eventuali interruzioni della continuità delle fibre fasciali.
- presenza o assenza di eventuali alterazioni associate (edema osseo calcaneare ad es.).

Risultati

Instabilità femoro-patellare; modificazioni indotte dal carico fisiologico – valutazione e risultati (Tab. 1).

Abbiamo escluso i pazienti con valori normali dell'angolo SA, in quanto diversi studi hanno dimostrato che se tale angolo risulta normale, le tecniche di studio in contrazione attiva e/o in posizione ortostatica non dimostrano in maniera evidente e statisticamente significativa una differenza dei valori degli angoli PTA e CA rispetto a quelli misurati in clinostatismo.

Pertanto, abbiamo valutato tali angoli (PTA e CA) nei pazienti con angolo del solco anormale (15/72), ed in questi la posizione ortostatica ha evidenziato, rispetto all'esame in clinostatismo, una differenza statisticamente rilevante dei valori degli angoli misurati in tutti i pazienti.

L'angolo SA in questi pazienti è risultato essere in media $149,8^\circ$ con un valore minimo di 143° ed un valore massimo di 157° .

L'angolo PTA è risultato essere in media $14,6^\circ$ in clinostatismo e $12,2^\circ$ in ortostatismo.

L'angolo CA è risultato essere in media $2,3^\circ$ in clinostatismo, e 4° in ortostatismo.

La differenza fra le medie osservate e misurate col test t di student è risultata statisticamente significativa per $p < 0,01$ sia per l'angolo CA (P: 0,0037) che per quello PTA (P: 0,0046).

	SA (°)	Clinostatismo		Ortostatismo	
		PTA(°)	CA (°)	PTA (°)	CA(°)
1	150	13	1	11	3
2	148	17	0	14	2
3	149	15	2	13	4
4	153	13	3	11	5
5	147	15	1	13	3
6	143	18	0	15	2
7	157	12	4	10	5
8	151	14	3	12	5
9	154	13	3	10	6
10	146	17	3	15	4
11	150	14	4	11	5
12	149	15	2	12	3
13	154	13	3	10	4
14	146	17	2	15	4
15	150	13	3	11	5
Media	149,8	14,6	2,3	12,2	4
DS	3,6	1,9	1,3	1,9	1,2

Tab. 1. Valori degli angoli SA, PTA e CA nei 15/72 pazienti con SA anormale.

Instabilità meniscale mediale; modificazioni indotte dal carico fisiologico – valutazione e risultati.

Sul totale dei 72 pazienti esaminati, in 25 non sono state trovate alterazioni della morfologia e dell'intensità di segnale (grado 0), in 20 è stato rilevato un grado di alterazione 1, in 8 un grado di alterazione 2, in 13 un grado di alterazione 3 ed in 6 un grado di alterazione 4.

Escludendo quindi i pazienti con grado 0 e grado 4 (totale: 31/72), si è provveduto a valutare il grado di protrusione nei restanti 41/72 pazienti.

Nei 20 pazienti con grado di alterazione 1, non si è osservata alcuna protrusione né in clinostatismo né in ortostatismo.

Tra gli 8 pazienti con grado di alterazione 2, in 3 era presente una protrusione visibile in clinostatismo con incremento medio di 1,2 mm della stessa in ortostatismo; negli altri 5 non si è osservata alcuna protrusione né in clinostatismo né in ortostatismo.

Tra i 13 pazienti con grado di alterazione 3, è stata osservata una protrusione visibile in clinostatismo in 9 pazienti che si è accentuata in ortostatismo in tutti i casi, con una media di 2,3 mm; negli altri 4 non si è osservata alcuna protrusione né in clinostatismo né in ortostatismo.

Instabilità laterale di caviglia: modificazioni indotte dal carico fisiologico – valutazione e risultati.

Sul totale dei 48 pazienti esaminati, in 25 non sono state trovate alterazioni del LPAA, che risultava di normale spessore ed intensità di segnale in

clinostatismo ed in ortostatismo. Nei restanti 23 pazienti, la RM in clinostatismo ha evidenziato un grado 1 di lesione in 15/23, un grado 2 in 7/23 ed un grado 3 in 1/23.

La RM in ortostatismo ha confermato la diagnosi di grado 1 solo in 6/15 pazienti valutati come grado 1 in clinostatismo, mentre gli altri 9 erano in realtà un grado 2 in 6 casi ed un grado 3 in 3 casi.

Per quanto riguarda le lesioni di grado 2 (7/23 in clinostatismo), la RM ha confermato la diagnosi in tutti e sette i casi, per un totale di 13 pazienti con grado 2 (7 già evidenziati in clinostatismo e 6 evidenziati come grado 1 in clinostatismo ma come grado 2 in ortostatismo).

Le lesioni di grado 3 (1/23 in clinostatismo) sono risultate essere 4 in totale.

Grado di lesione LPAA	Clinostatismo	Ortostatismo
0	25	25
1	15	6
2	7	13
3	1	4
Totale	48	48

Tab. 2. Grading di lesione del LPAA in clinostatismo ed ortostatismo.

Fascia plantare: modificazioni indotte dal carico fisiologico – valutazione e risultati.

Sul totale dei 48 pazienti esaminati, in 39 non sono state trovate alterazioni della fascia plantare, che risultava di normale spessore ed intensità di segnale sia in clinostatismo ed in ortostatismo. Nei restanti 9 pazienti, la RM in clinostatismo ha evidenziato uno spessore medio della fascia plantare di circa 7,8 mm nel tratto peri-inserzionale, di circa 2,3 mm nel tratto medio e di circa 1,3 mm nel tratto distale, con significative riduzioni dei valori, in ortostatismo, nei soli tratti peri-inserzionale e medio (spessore medio di circa 7,4 mm e 2,0 mm rispettivamente), mentre apparivano invariati nel tratto distale.

Inoltre, in 7/9 pazienti è stato riscontrato, sia in ortostatismo che in clinostatismo, un netto incremento del segnale interfibrillare, specie nelle sequenze STIR e T2-pesate. Tra questi 7 pazienti con aumento focale di spessore della fascia plantare e con alterazione del segnale interfibrillare, è stato riscontrato in 3 pazienti, solo in posizione ortostatica, una rottura parziale visibile come area di netta iperintensità in T2 nel contesto delle fibre fasciali che non era chiaramente dimostrabile nella posizione convenzionale supina; tale area di lesione è risultata visibile sul piano sagittale, con ampiezza compresa tra 2-3 mm su uno spessore complessivo di circa 7-8 mm, ed in tutti i 3 casi non interessava il contorno della fascia plantare risultando interamente compresa nello spessore della fascia.

Discussione

La RM è una metodica di diagnostica per immagini in grado di dimostrare in maniera molto dettagliata l'anatomia del ginocchio e della caviglia, ed è stata accreditata di una notevole sensibilità e specificità nella diagnosi di patologie articolari, tuttavia, ancora oggi la clinica gioca un ruolo fondamentale nella conferma della presenza o meno di una instabilità, dal momento che la RM viene effettuata a paziente supino.

Grazie alla capacità di nuove macchine RM di studiare le articolazioni del ginocchio e della caviglia in ortostatismo, è stato quindi possibile condurre delle ricerche sul ruolo che esse potrebbero avere nella valutazione dell'instabilità femoro-patellare, nell'instabilità meniscale mediale e nell'instabilità laterale di caviglia.

Instabilità femoro-patellare

La scelta di studiare con la RM G-scan l'articolazione femoro-patellare è dovuta al fatto che essa è molto semplice da esaminare e che l'instabilità rotulea risulta essere di frequente riscontro clinicamente, per cui è stato possibile selezionare nell'arco del triennio del dottorato diversi pazienti con un angolo SA anormale e da sottoporre a valutazione degli angoli CA e PTA in ortostatismo. I risultati hanno dimostrato che in questi pazienti in media l'angolo CA aumenta in ortostatismo mentre quello PTA si riduce, confermando quindi il sospetto clinico di instabilità.

Precedenti studi hanno dimostrato la variabilità di questi angoli tra clinostatismo ed ortostatismo ma sono stati condotti in realtà con il muscolo contratto e con un certo grado di flessione del ginocchio (circa 40° o 60°) per cui non era chiaro il comportamento della rotula a paziente con arto completamente esteso e sotto carico.

Instabilità meniscale mediale

La scelta di valutare la posizione del menisco mediale in relazione al bordo tibiale e femorale in ortostatismo nasce in seguito alla discussione con diversi colleghi radiologi e ortopedici per cui era stata formulata l'ipotesi che in ortostatismo un menisco realmente instabile e quindi passibile di riparazione chirurgica non differibile potesse sporgere anche di pochi mm rispetto al bordo tibiale.

Pertanto, in accordo coi colleghi ortopedici del nostro istituto abbiamo potuto selezionare quei pazienti con indicatori clinici di instabilità meniscale e li abbiamo sottoposti ad RM in ortostatismo.

Considerato che i pazienti con menisco di grado 0 erano sicuramente con menisco stabile, mentre quelli con grado 4 erano sicuramente con menisco instabile, abbiamo proceduto a valutare le differenze tra clinostatismo ed ortostatismo per quei pazienti con menisco di grado 1, 2 e 3, ed i risultati hanno mostrato che nel grado 1 non vi erano protrusioni sia in clinostatismo che in ortostatismo, per cui è da presupporre che un menisco di grado 1 sia da considerarsi sempre stabile.

Le cose cambiano invece per i pazienti con grado 2 e 3, in quanto si è osservata una differenza significativa nel grado di protrusione tra clinostatismo ed ortostatismo per quelli che già la mostrano in clinostatismo, indicando una instabilità meritevole di correzione tramite intervento chirurgico.

Nei pazienti con grado 2 e 3 senza protrusione visibile in clinostatismo, lo studio in ortostatismo ha confermato l'assenza di protrusione, pertanto la RM di base è da ritenersi affidabile nel riscontrare un minimo grado di protrusione nei pazienti con menisco instabile, anche se questo risulta più facilmente apprezzabile nelle immagini ottenute in ortostatismo.

Anche lo studio effettuato da Barile et al. conferma questo nostro pensiero, e raccomanda per il futuro l'impiego di un trial multicentrico per capire meglio il ruolo dello studio in ortostatismo del menisco instabile.

Instabilità laterale di caviglia

La RM è una metodica di diagnostica per immagini in grado di dimostrare i legamenti laterali della caviglia per l'intero loro decorso. Le lesioni parziali e quelle complete sono ben identificate, visualizzando sia direttamente l'interruzione dei legamenti, che la presenza di segni secondari. Questa tecnica non invasiva fornisce inoltre un'ottima valutazione del coinvolgimento del compartimento sotto-astragalico nelle distorsioni della caviglia.

Diversi studi hanno comparato l'utilità della RM e della radiografia dinamica sotto carico (AD stress Test; TT stress Test) nella valutazione del grading delle lesioni dei legamenti laterali della caviglia in seguito a traumi acuti in inversione.

Questi lavori hanno messo in luce la scarsa concordanza tra l'evidenza indiretta del trauma legamentoso mediante la radiografia sotto-carico e la diretta visualizzazione delle lesioni in RM, ed hanno concluso che la radiografia dinamica sotto-carico non è una metodica valida nella valutazione clinica sia nel caso dell'instabilità acuta che cronica di caviglia. Infatti i segni clinici dell'instabilità laterale di caviglia si correlano meglio con i segni RM che con quelli della radiografia dinamica sotto stress. Le informazioni aggiunte dalla RM migliorano sensibilmente l'approccio al trattamento del paziente. Inoltre con la RM è possibile vedere lesioni altrimenti misconosciute quali la rottura del legamento cervicale del seno del tarso, i danni cartilaginei o le lesioni tendinee.

Il nostro studio ha sottolineato l'efficacia della RM in ortostatismo mettendo a confronto la validità di questa metodica con quella della RM in posizione convenzionale supina nella valutazione del legamento peroneo-astragalico anteriore. In particolare dal nostro studio, confrontando le due metodiche, è emerso che la RM in ortostatismo ha una maggiore sensibilità nel dimostrare le lesioni complete del LPAA che, nelle immagini ottenute

nella posizione convenzionale supina, erano risultate dubbie o definite come "lesioni parziali".

Fascite plantare

La fascite plantare è una causa frequente di dolore del retro piede, e consiste in un processo infiammatorio di basso grado che coinvolge l'aponeurosi plantare senza o con associato coinvolgimento delle strutture perifasciali. Tale processo può risultare da un certo numero di cause, che, in generale, vengono riassunte in tre grandi categorie: meccaniche, degenerative, e sistemiche.

In fase diagnostica, la RM presenta l'indubbio vantaggio di permettere la valutazione morfologica e strutturale globale delle strutture esaminate con possibilità di valutare il decorso, lo spessore, i margini, e l'intensità di segnale della fascia plantare, nonché di distinguere i differenti tipi di alterazioni. Infatti, il caratteristico basso segnale rende facilmente identificabile la fascia plantare in tutti i piani di scansione utilizzati.

In particolare, anche nella nostra esperienza, l'approccio sagittale sia in ortostatismo che in clinostatismo si è dimostrato il più idoneo a dimostrare in maniera ottimale la fascia plantare lungo tutto il suo decorso e nel 100% dei casi è stata visualizzata per intero in una sola immagine la sua porzione prossimale ed intermedia, mentre il piano coronale ha consentito di riconoscere l'origine della porzione centrale dell'aponeurosi plantare.

Secondo la semeiotica classica in RM le alterazioni della fascia plantare includono l'ispessimento fasciale e le alterazioni di segnale intrafasciale ed in sede peri-fasciale.

Sulla base dei criteri morfostrutturali e semeiologici RM considerati, nel nostro studio è stato possibile fare diagnosi di fascite plantare in 7/48 casi (15%), grazie alla presenza di un aumento focale dello spessore fasciale e di un'alterazione del segnale intra-fasciale e/o perifasciale.

Inoltre, lo studio in ortostatismo ha evidenziato in tutti i casi con fascite plantare (7/7) ed in altri due con fascia plantare ispessita ma di normale intensità di segnale, una riduzione dello spessore medio della fascia plantare nei tratti peri-inserzionale e medio, probabilmente per una maggiore tensione delle fibre fasciali in ortostatismo che ha determinato un loro allungamento e di conseguenza la riduzione apparente di spessore in questi tratti, restando invariato lo spessore nel tratto distale.

In particolare, l'aumento dello spessore, l'irregolarità dei margini fasciali e la presenza di alterazioni del segnale risultano un parametro altamente sensibile in quanto indice di patologia, ma nella nostra esperienza aspecifico, poiché presente sia in corso di flogosi che di lesione parziale, come confermato dal fatto che in 3 casi sui 7 con diagnosi RM di fascite plantare è stata dimostrata, nelle sole immagini ottenute in ortostatismo, una rottura incompleta della fascia plantare, non visibile nelle immagini ottenute in clinostatismo, probabilmente a causa della tensione delle fibrille

fasciali sotto carico, che amplia in tal modo eventuali microlesioni latenti in clinostatismo.

Pertanto l'applicazione costante dell'ortostatismo consentirebbe l'esatta differenziazione tra patologia flogistica - degenerativa e lesione parziale e ciò rappresenta, a nostro parere, un significato molto importante, in termini di approccio terapeutico, che andrebbe approfondito con ulteriori studi scientifici.

Tra le limitazioni della nostra ricerca, riconosciamo l'assenza di un reference standard, quale può essere quella costituita dalla RM ad alto campo che, in virtù della sua maggiore risoluzione spaziale, potrebbe avere permesso il riconoscimento delle microlesioni fasciali evidenziati in ortostatismo con la RM dedicata a basso campo. D'altronde, va ricordato che esistono problemi organizzativi e di tempistica per permettere di studiare la caviglia di uno stesso paziente con due macchine RM diverse in un breve lasso di tempo.

Conclusioni

In conclusione, le informazioni aggiunte dallo studio in ortostatismo migliorano sensibilmente l'accuratezza diagnostica della RM nella valutazione del grado delle instabilità articolari di ginocchio e caviglia e, in particolare, del mal-tracking rotuleo, dell'instabilità meniscale, delle lesioni del legamento peroneo-astragalico anteriore e della fascia plantare, e di conseguenza possono determinare un cambiamento dell'approccio al trattamento del paziente.

I risultati del nostro lavoro suggeriscono che, ove sia disponibile una macchina RM che permetta lo studio in ortostatismo, le sequenze di studio in ortostatismo dovrebbero diventare parte integrante del protocollo di studio RM del ginocchio e della caviglia, in quanto forniscono una valutazione più accurata del grado di instabilità articolare e delle lesioni.

Di contro nell'iter diagnostico delle distorsioni di ginocchio e di caviglia l'alta sensibilità e specificità della RM in ortostatismo e della RM in generale è controbilanciata da un alto costo e da lunghi tempi di esecuzione che la rendono inopportuna nell'utilizzo routinario in urgenza, ma certamente può essere giustificato il ricorso a tali metodiche a distanza di diversi giorni dal trauma qualora persista la sintomatologia e dopo visita clinico-ortopedica.

Iconografia

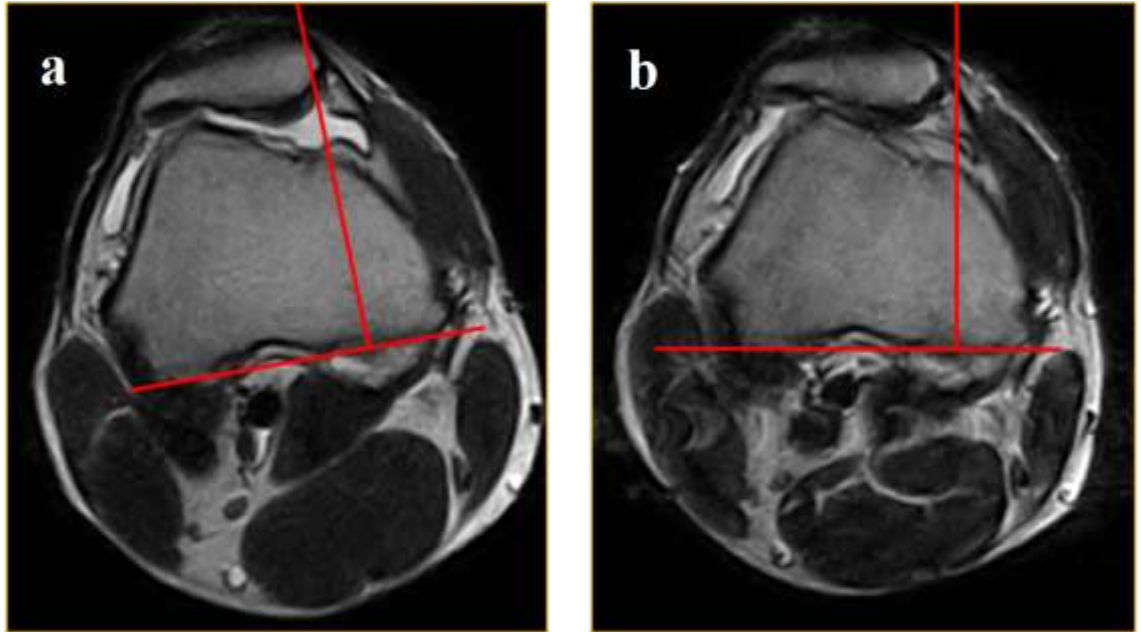


Fig. 22. Instabilità femoro-rotulea (a: posizione supina; b: posizione ortostatica): scansioni assiali FSE-T2 che dimostrano bene la posizione della rotula rispetto alla linea passante tra la tangente bicondiloidea ed il margine mediale della troclea femorale.

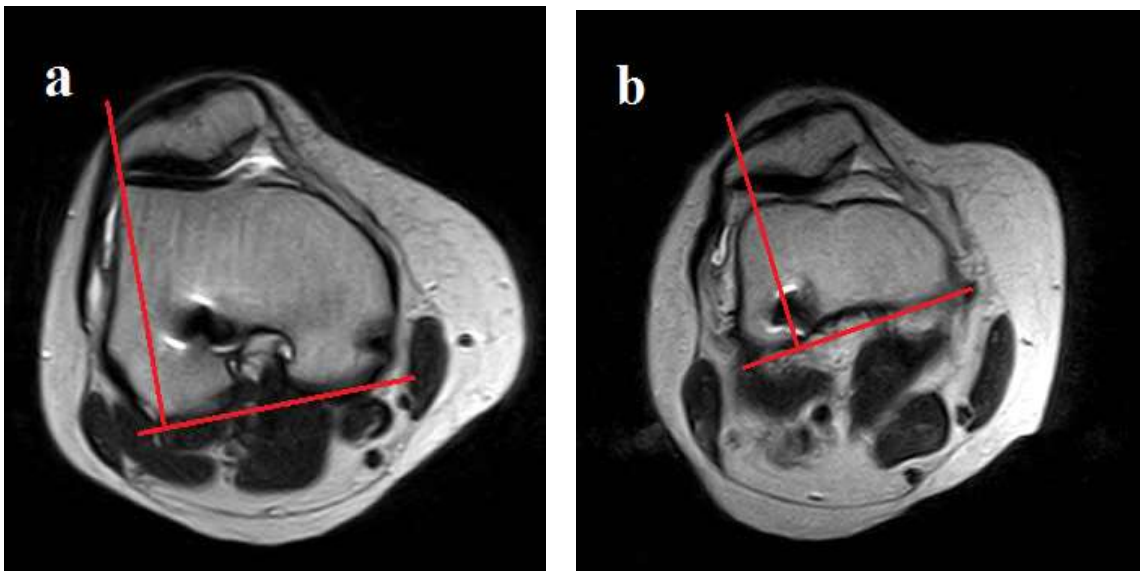


Fig. 23. Instabilità femoro-rotulea (a: posizione supina; b: posizione ortostatica): scansioni assiali FSE-T2 che dimostrano in posizione ortostatica (b) lo spostamento della rotula rispetto al solco trocleare.

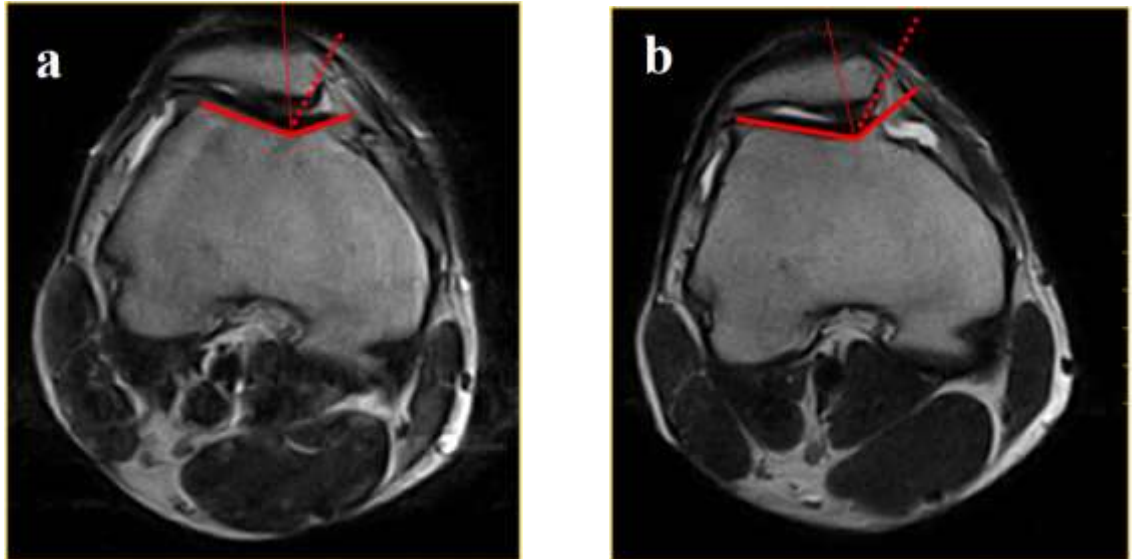


Fig. 24. Instabilità femoro-rotulea (a: posizione supina; b: posizione ortostatica): scansioni assiali FSE-T2 che dimostrano in posizione ortostatica una riduzione dell'angolo CA.

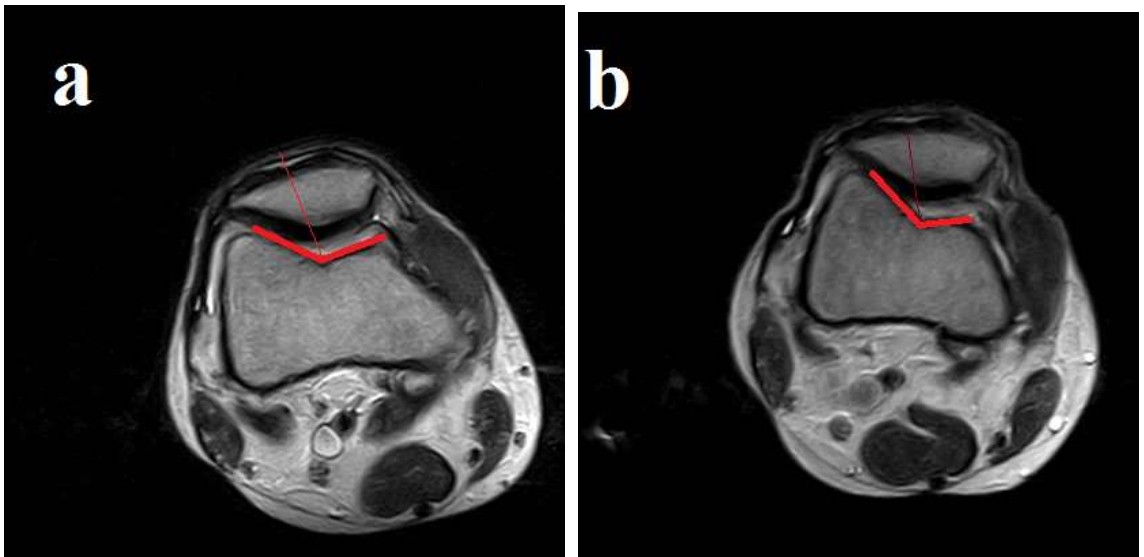


Fig. 25. Instabilità femoro-rotulea (a: posizione supina; b: posizione ortostatica): scansioni assiali FSE-T2 che dimostrano in posizione ortostatica una riduzione dell'angolo CA.

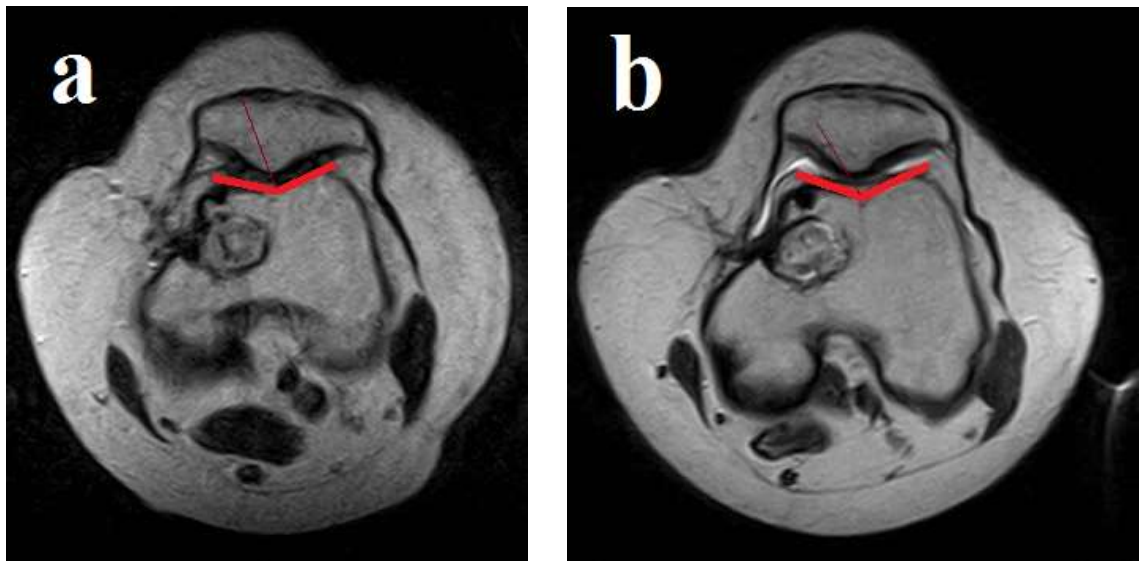


Fig. 26. Instabilità femoro-rotulea (a: posizione supina; b: posizione ortostatica): scansioni assiali FSE-T2 che dimostrano in posizione ortostatica una riduzione dell'angolo CA.

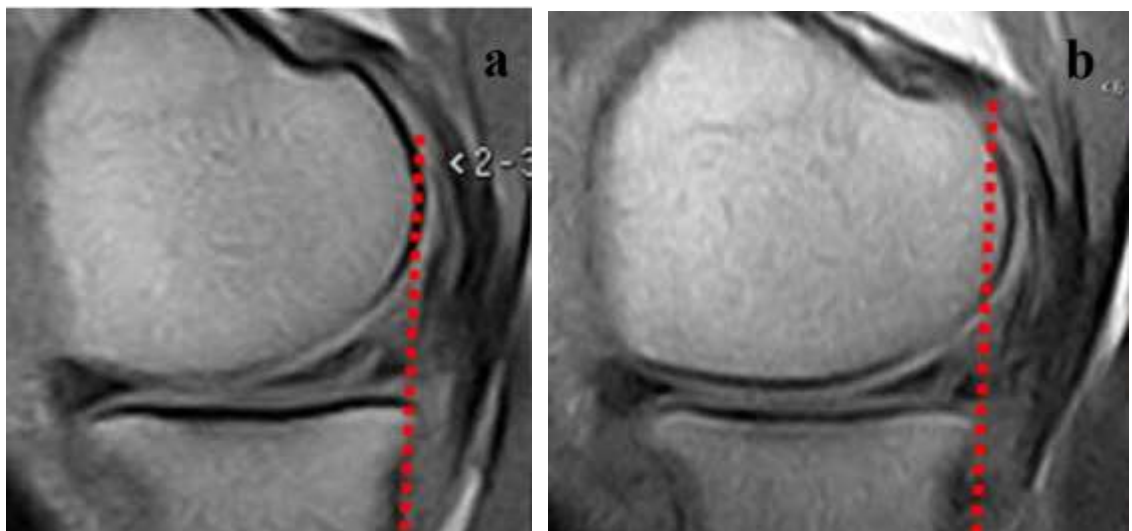


Fig. 27. Instabilità meniscale (a: posizione supina; b: posizione ortostatica): scansioni sagittali SE-T1 che dimostrano una lesione degenerativa del corno posteriore del menisco mediale; in posizione ortostatica in posizione ortostatica dimostra uno shift posteriore del corno posteriore suggerendo una lesione instabile, poi confermata per via artroscopica.

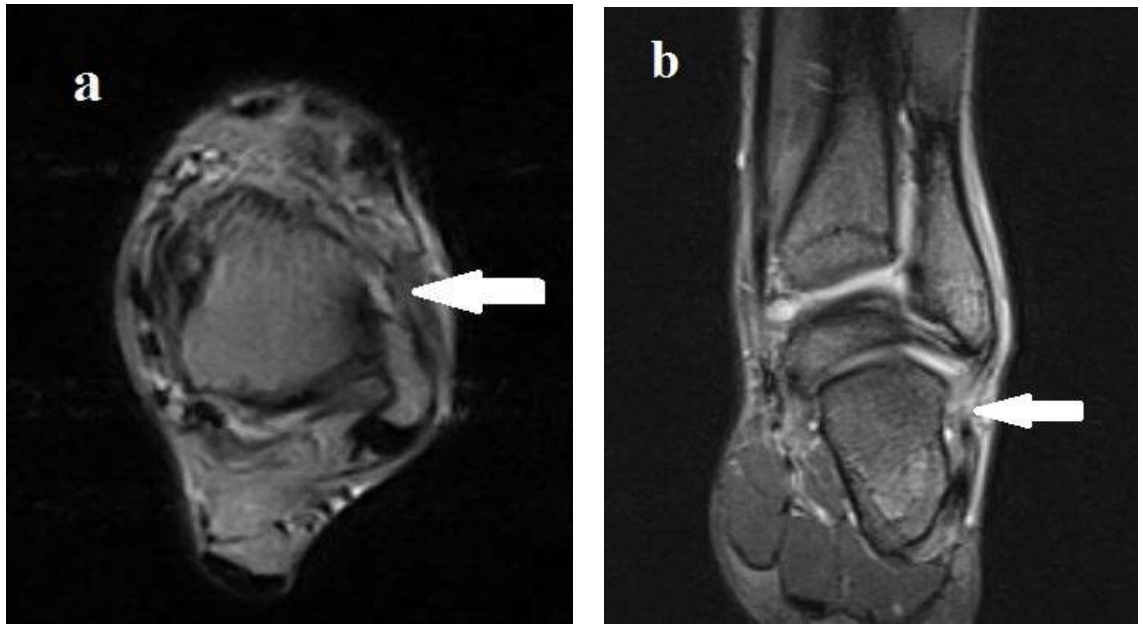


Fig.28. Instabilità laterale di caviglia. Scansione assiale FSE-T2 (a) e coronale X-Bone (b) che dimostrano (freccie) una lesione completa del LPAA e una lesione parziale del LPC rispettivamente.

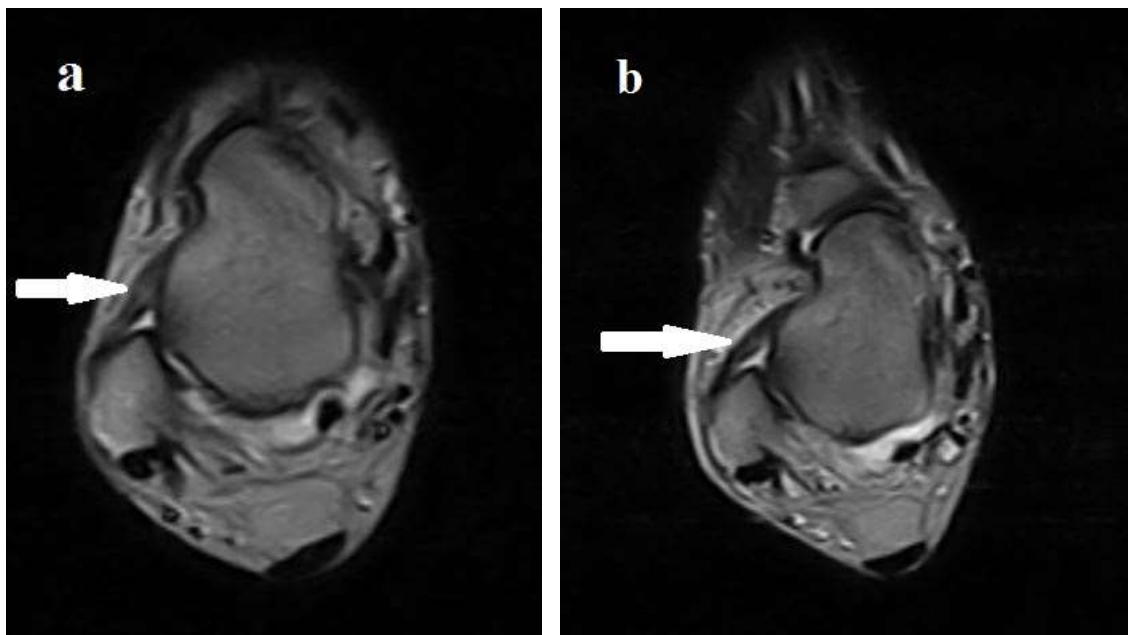


Fig. 29. Instabilità laterale di caviglia (a: posizione supina; b: posizione ortostatica): scansioni assiali FSE-T2 che dimostrano una lesione parziale del LPAA che appare ben teso in (b).

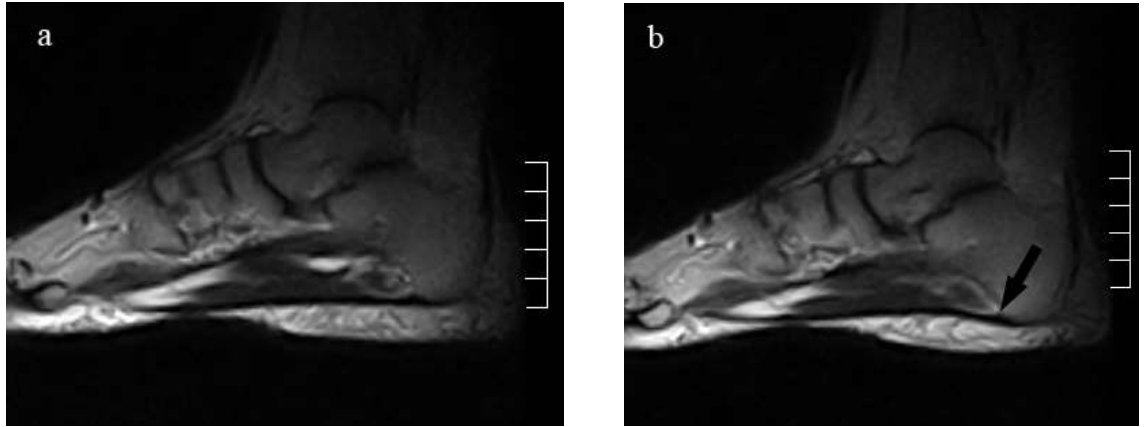


Fig.30. Fascia plantare normale (a: posizione supina; b: posizione ortostatica): scansioni sagittali FSE-T2 che evidenziano la fascia plantare di uno stesso soggetto (gruppo B) con normale intensità di segnale ed evidente aumento di tensione della fascia plantare sotto carico fisiologico (freccia).

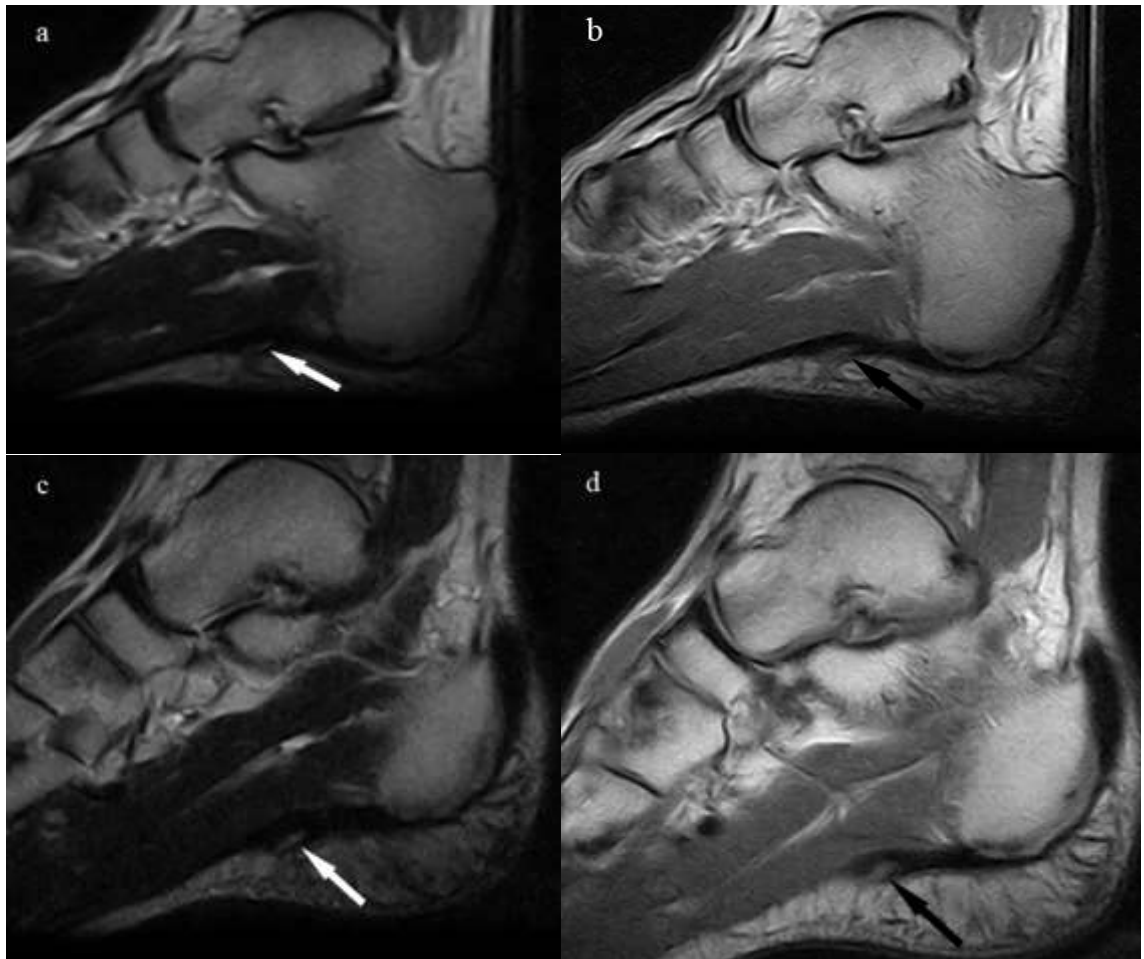


Fig.31. Fascite plantare (a,b: posizione supina; c,d: posizione ortostatica): scansioni sagittali FSE-T2 (a,c) e SE-T1 (b,d) di uno stesso soggetto con fascite plantare (gruppo A). In ortostatismo (c,d) appare meglio definita l'area focale di netto incremento di segnale del versante superficiale della fascia plantare (freccie).

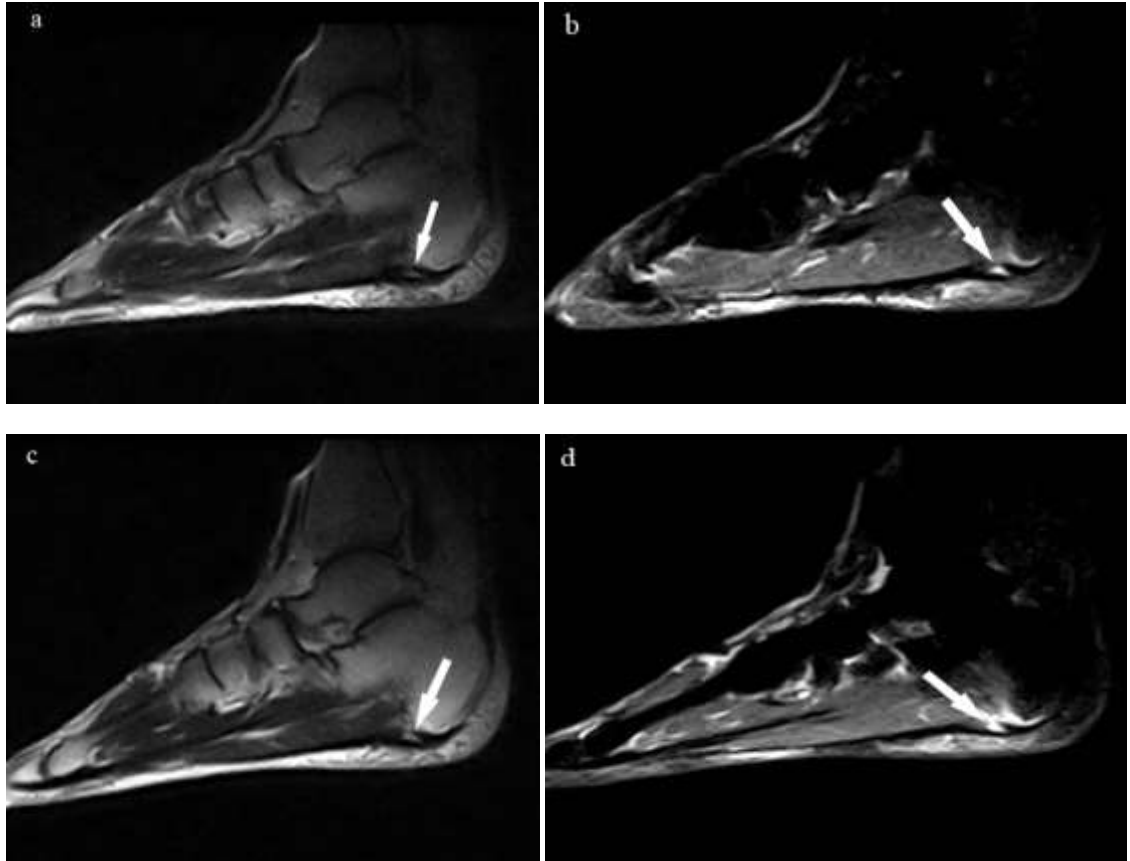


Fig.32. Rottura della fascia plantare (a,b: posizione supina; c,d: posizione ortostatica): scansioni sagittali FSE-T2 (a,c) e STIR (b,d) di uno stesso soggetto con fascite plantare (gruppo A). In ortostatismo è maggiormente evidente la rottura fasciale sul versante profondo (freccie), probabilmente per la maggiore tensione esercitata sulle fibre fasciali, e l'edema osseo calcaneare.



Fig.33. Rottura della fascia plantare (a,b: posizione supina; c,d: posizione ortostatica): scansioni sagittali SE-T1 (a,c) e FSE-T2 (b,d) di uno stesso soggetto con fascite plantare (gruppo A), con maggiore definizione, in ortostatismo (c,d), di una focale rottura parziale della fascia plantare (freccie).

BIBLIOGRAFIA

1. Wildermuth S, Zanetti M, Diewell S, et al. Lumbar spine: quantitative and qualitative assessment of positional (upright flexion and extension) MR imaging and myelography. *Radiology* 1998;207:391-398
2. Weishaupt D, Zanetti M, Hodler J, et al. MR imaging of the lumbar spine: disk extrusion and sequestration, nerve root compression, endplate abnormalities and osteoarthritis of the facet joints are rare in asymptomatic volunteers. *Radiology* 1998;209:661-666
3. Jinkins JR, Dworkin JS, Damadian RV. Upright, weightbearing, dynamic-kinetic MRI of the spine: initial results. *Eur Radiol* 2005;15:1815-1825
4. Jinkins JR, Dworkin JS, Green CA, et al. Upright, weightbearing, dynamic-kinetic magnetic resonance imaging of the spine: review of the first clinical results. *J Hong Kong Coll Radiol* 2003;6:55-74
5. Alyas F, Connell D, Saifuddin A. Upright positional MRI of the lumbar spine. *Clinical Radiology* 2008;63:1035-1048
6. Ferreiro Perez A, Garcia Isidro M, Ayerbe E, Castedo, J, Jinkins JR. Evaluation of intervertebral disc herniation and hypermobile intersegmental instability in symptomatic adult patients undergoing recumbent and upright MRI of the cervical or lumbosacral spines. *European Journal of Radiology* 2007;62:444-448
7. Tarantino U, Fanucci E, Iundusi R, Celi M, Altobelli S, Gasbarra E, Simonetti G, Manenti G. Lumbar spine MRI in upright position for diagnosing acute and chronic low back pain: statistical analysis of morphological changes. *J Orthopaed Traumatol* 2013;14:15-22
8. Francavilla G, Sutera R, Iovane A, Candela F, Matranga D, Sanfilippo A, Francavilla VC, D'Arienzo M, Midiri M. Valutazione RM delle patologie del rachide in posizione

- supina e sotto-carico fisiologico in atleti con macchina RM dedicata. *Medicina dello Sport* 2013;66(2);241-252
9. Johal P, Williams A, Wragg P, Hunt D, Gedroyc W. Tibio-femoral movement in the living knee. A study of weight bearing and non-weight bearing knee kinematics using 'interventional' MRI. *Journal of Biomechanics* 2005;38:269-276
 10. Barile A, Conti L, Lanni G, Calvisi V, Masciocchi C. Evaluation of medial meniscus tears and meniscal stability: Weight-bearing MRI vs arthroscopy. *European Journal of Radiology* 2013;82:633-639
 11. Teng HL, Chen YJ, Powers CM. Predictors of patellar alignment during weight bearing: An examination of patellar height and trochlear geometry. *Knee* 2013 article in press, <http://dx.doi.org/10.1016/j.knee.2013.08.011>
 12. Pal S, Besier TF, Beaupre GS, Fredericson M, Delp SL, Gold GE. Patellar Maltracking Is Prevalent Among Patellofemoral Pain Subjects with Patella Alta: An Upright, Weightbearing MRI Study. *J Orthop Res* 2013;31:448-457
 13. Zamani AA, Moriarty T, Hsu L, et al. Functional MRI of the lumbar spine in erect position in a superconducting open configuration MR system: preliminary results. *J Magn Reson Imaging* 1998;8:1329-1333
 14. Lee SU, Hargens AR, Fredericson M, et al. Lumbar spine disc heights and curvature: upright posture vs. supine compression harness. *Aviat Space Environ Med* 2003;74:512-516
 15. Breitsenseher MJ, Trattnig S, Kukla C et al. MRI Versus Lateral Stress Radiography in Acute Lateral Ankle Ligament Injuries. *Musculoskeletal Imaging* 1997;21(2):280-285
 16. Sutura R, Candela F, Sorrentino F, Polizzi G, Cimino PG, Iovane A, Midiri M. Evaluation of lateral ankle instability with weight-bearing MRI. Preliminary experience. *Skeletal Radiology* 2009;38:611-612

17. Sutera R, Iovane A, Sorrentino F, Candela F, Mularo V, La Tona G, Midiri M. Plantar fascia evaluation with a dedicated magnetic resonance scanner in weight-bearing position: our experience in patients with plantar fasciitis and in healthy volunteers. *Radiol Med.* 2010;115(2):246-60
18. Karadimas EJ, Siddiqui M, Smith FW, et al. Positional MRI changes in supine versus sitting postures in patients with degenerative lumbar spine. *J Spinal Disord Tech* 2006;19:495-500
19. Staubli HU, Durrenmatt U, Porcellini B, Rauschnig W. Anatomy and surface geometry of the patellofemoral joint in the axial plane. *J Bone Joint Surg Br* 1999;81:452-458
20. Davies AP, Costa ML, Shepstone L, Glasgow MM, Donnell S: The sulcus angle and malalignment of the extensor mechanism of the knee. *J Bone Joint Surg Br* 2000, 82:1162-1166.
21. Powers CM, Shellock FG, Pfaff M: Quantification of patellar tracking using kinematic MRI. *J Magn Reson Imaging* 1998;8:724-732
22. Brossmann J, Muhle C, Schroder C, Melchert UH, Bull CC, Spielmann RP, Heller M: Patellar tracking patterns during active and passive knee extension: evaluation with motion-triggered cine MR imaging. *Radiology* 1993;187:205-212
23. Merchant AC, Mercer RL, Jacobsen RH, Cool CR. Roentgenographic analysis of patellofemoral congruence. *J Bone Joint Surg Am.* 1974;56:1391-1396
24. Witonski D, Góraj B. Patellar motion analyzed by kinematic and dynamic axial magnetic resonance imaging in patients with anterior knee pain syndrome. *Arch Orthop Trauma Surg* 1999;119:46-49

ELENCO DELLE ATTIVITA' SCIENTIFICHE SVOLTE NEL CORSO DEL DOTTORATO

PUBBLICAZIONI

1. **Sutera R**, Sanfilippo A, Ferruzza M, Parlato A, Candela F, Iovane A, D'Arienzo M. Femoro-acetabular impingement. Classification, diagnosis and treatment. J Orthopaed Traumatol (2010) 11 (Suppl 1):S53-S62
2. Francavilla G, **Sutera R**, Iovane A, Candela F, Sanfilippo A, Francavilla V.C, D'Arienzo M. Role of MR arthrography in shoulder micro-instability: personal experience. Medicina dello Sport (2010) December;63(4):547-56.
3. Migliore A, Granata M, Tormenta S, Laganà B, Piscitelli P, Bizzi E, Massafra U, Alimonti A, Maggi C, De Chiara R, Iannessi F, Sanfilippo A, **Sutera R**, Scapato P, Carducci S, Persod P, Denaro S, Camminiti M, Pagano MG, Bagnato G, Iolascon G. Hip viscosupplementation under ultra-sound guidance reduces NSAID consumption in symptomatic hip osteoarthritis patients in a long follow-up. Data from Italian registry. Eur Rev Med Pharmacol Sci. (2011) Jan;15(1):25-34
4. De Marchi A, Pozza S, **Sutera R**, Brach Del Prever EM, Petraz M, Sena C, Linari A, Faletti C. Study of neurinomas with ultrasound contrast media: review of a case series to identify characteristic imaging patterns. Radiol Med. (2011) Jun;116(4):634-643. Epub 2011 Mar 7
5. Iovane A, Peritore G, Cimino PG, **Sutera R**. Imaging nelle patologie da sovraccarico. Atti del 10° Congresso Mediterraneo di Medicina dello Sport – Medicina nello Sport vs Medicina dello Sport. Maggio 2011.
6. **Sutera R**, Candela F, Iovane A, Peritore G. Diagnostica per immagini nell'impingement femoro-acetabolare nello sportivo. Atti del 10° Congresso

- Mediterraneo di Medicina dello Sport – Medicina nello Sport vs Medicina dello Sport.
Maggio 2011.
7. Francavilla VC, Triolo V, **Sutera R**, Quattrocchi A, Iovane A, Francavilla G. Innesti ossei in traumatologia sportiva. *Medicina dello Sport* (2011) September;64(3):309-15.
 8. Sanfilippo A, Letizia Mauro G, Geraci A, **Sutera R**, D'Arienzo A, D'Arienzo M. Polinucleotides versus ialuronic acid in ecoguided hip infiltration: preliminary results. (2011) *Journal of Orthopaedics and Traumatology*, 12(1):S149-S149.
 9. Iovane A, **Sutera R**, Candela F, Cimino PG. Il ruolo della radiologia in medicina subacquea. *Atti del 5° Workshop Superiore di Medicina dello Sport "Vincenzo Baiamonte"*. Ottobre 2011.
 10. Sanfilippo A, Letizia Mauro G, Geraci A, **Sutera R**, D'Arienzo A, D'Arienzo M. Polinucleotidi versus acido ialuronico nelle infiltrazioni eco guidate dell'anca artrosica. Risultati preliminari. (2012) *Archivio di Ortopedia e Reumatologia*, 123 (1):S18-S19.
 11. **Sutera R**, Iovane A, Candela F, Sorrentino F, La Tona G, Midiri M. MRI evaluation of spine abnormalities at rest and under physiological load in athletes with a dedicated MR scanner. *Medical Biotechnologies and Forensic Medicine Review*.2012
 12. Francavilla G, **Sutera R**, Iovane A, Candela F, La Tona G, Peritore G, Sanfilippo A, Francavilla VC, D'Arienzo M, Midiri M. Valutazione delle lesioni focali del tendine del sovraspinato con elastosonografia: confronto con ecografia B-mode e risonanza magnetica: esperienza personale. *Medicina dello Sport* (2012) December;65(4):513-25.
 13. Francavilla G, **Sutera R**, Iovane A, Gagliardo C, Candela F, Sanfilippo A, Francavilla VC, Lo Casto A, Midiri M. Interventistica eco-guidata per l'articolazione d'anca. *Medicina dello Sport* (2013) March;65(1):91-100.
 14. **Sutera R**, Peritore G, Iovane A. Ecografia Muscolo-tendinea. *Atti dell'11° Congresso Mediterraneo di Medicina dello Sport – Dalla Medicina dello Sport allo Sport per la salute*. Maggio 2013.

15. **Sutera R**, Contiguglia A, Iovane A, Midiri M. A rare case of Enchondromatosis of the knees and hands with involvement of Hoffa's fat pad and peri-articular soft-tissues. Radiology Case.2013 Jun;7(6):22-30 DOI: 10.3941/jrcr.v7i6.1307
16. Francavilla G, **Sutera R**, Iovane A, Candela F, Matranga D, Sanfilippo A, Francavilla VC, D'Arienzo M, Midiri M. MRI evaluation of spine abnormalities in the supine position and under physiological load in athletes with a dedicated MR scanner. Medicina dello Sport (2013) June;66(2);241-252.

COMUNICAZIONI ORALI E/O POSTERS SCIENTIFICI

1. **Sutera R**, Iovane A, Candela F, Cimino P, Fiamma ME, Peritore G, Midiri M. Edema della porzione supero-laterale del corpo adiposo di Hoffa: associazione con malallineamento o conflitto femoro-rotuleo. Congresso Nazionale della Sezione di Radiologia Muscolo-Scheletrica della SIRM, 19-21 Maggio 2011, Varese, Italia.
2. Fiamma ME, **Sutera R**, Iovane A, Candela F, Cimino P, Martinoli C, Silvestri E. Lesioni funzionali della cuffia dei rotatori; ruolo del "rotator cable" e del "rotator crescent". Congresso Nazionale della Sezione di Radiologia Muscolo-Scheletrica della SIRM, 19-21 Maggio 2011, Varese, Italia.
3. Peritore G, **Sutera R**, Vaccari A, Parisi G, Messana D. Utilizzo delle sequenze IDEAL (Iterative DEcomposition of water and fat with echo asymmetry And Least-squares estimation) in pazienti con protesi ed ausili metallici. Congresso Nazionale della Sezione di Radiologia Muscolo-Scheletrica della SIRM, 19-21 Maggio 2011, Varese, Italia.
4. Peritore G, **Sutera R**, Vaccari A, Parisi G, Messana D. Scwannomi delle estremità: review della letteratura. Congresso Nazionale della Sezione di Radiologia Muscolo-Scheletrica della SIRM, 19-21 Maggio 2011, Varese, Italia.

5. Sanfilippo A, Letizia Mauro G, Geraci A, **Sutera R**, D'Arienzo A, D'Arienzo M. Polinucleotidi vs acido ialuronico nelle infiltrazioni ecoguidate dell'anca artrosica. Risultati preliminari. 96° Congresso Nazionale della Società Italiana di Ortopedia e Traumatologia. 5 Ottobre 2011, Rimini, Italia.
6. Peritore G, **Sutera R**, Vaccari A, Parisi G, Messina D. Diagnosi differenziale tra encondroma e condrosarcoma di basso grado. 37° raduno gruppo regionale SIRM Sicilia. 8 Ottobre 2011, Palermo, Italia.
7. Peritore G, **Sutera R**, Vaccari A, Parisi G, Lenzo M, Messina D. Utilizzo delle sequenze Ideal (Iterative Decomposition of Water and Fat with Echo Asymmetry and Least-Squares Estimation) in pazienti con protesi e ausili metallici. Congresso Nazionale della Sezione di Risonanza Magnetica della SIRM. 27-29 Ottobre 2011, Ancona, Italia.
8. Peritore G, **Sutera R**, Vaccari A, Parisi G, Messina D. Diagnosi differenziale tra encondroma e condrosarcoma di basso grado. 45° Congresso Nazionale SIRM. 1-5 Giugno 2012, Torino, Italia.
9. **Sutera R**, Iovane A, Candela F, Russo G, Cimino PG, Peritore G. Trattamento con pappa piastrinica delle lesioni parziali isolate del legamento crociato posteriore: nostra esperienza e risultati preliminari. 45° Congresso Nazionale SIRM. 1-5 Giugno 2012, Torino, Italia.
10. **Sutera R**, Peritore G, Candela F, Russo G, Cimino PG, Iovane A. Supero-lateral Hoffa's fat pad edema: associazione con malallineamento o conflitto femoro-rotuleo. 45° Congresso Nazionale SIRM. 1-5 Giugno 2012, Torino, Italia.
11. Francavilla G, **Sutera R**, Iovane A, Candela F, Di Gesù M, Francavilla VC, Sanfilippo A, D'Arienzo M. Treatment of hip osteoarthritis with ultrasound-guided injection of a new hyaluronic acid (Hymovis-Hyadd4): our experience and preliminary results. XXXII World Congress of Sports Medicine. 27-30 Settembre 2012, Roma, Italia.

12. Maniaci G, **Sutera R**, Insalaco A, Vitrano A, Candela F, Iovane A, Midiri M. Imaging RM dei lipomi intraossei. XIII Congresso Nazionale della Sezione di Radiologia Muscolo-Scheletrica della SIRM. 23-25 Maggio 2013. Roma, Italia.
13. Maniaci G, **Sutera R**, Insalaco A, Vitrano A, Candela F, Iovane A, Midiri M. Imaging RM dell'osteoporosi transitoria dell'anca. XIII Congresso Nazionale della Sezione di Radiologia Muscolo-Scheletrica della SIRM. 23-25 Maggio 2013. Roma, Italia.

RELAZIONI A CONGRESSO

1. **Sutera R**. "Diagnostica per immagini nell'impingement femoro-acetabolare nello sportivo". 10° Congresso mediterraneo di Medicina dello Sport "Medicina nello sport VS Medicina dello sport", 24 Maggio 2011, Favignana (TP), Italia.
2. **Sutera R**. "MR Applications: Joints". Sicilian High Resolution Imaging Meeting Porthole. 22 Ottobre 2011.
3. **Sutera R**. "Ecografia muscolo-scheletrica". Corso di addestramento in ecografia internistica. 9 Febbraio 2012. Palermo
4. **Sutera R**. "Imaging nelle immersioni con autorespiratore ed in apnea – Idoneità all'immersione". 24 Febbraio 2012. Trapani.
5. **Sutera R**. "Ecografia muscolo-tendinea". 11° Congresso mediterraneo di Medicina dello Sport "Dalla medicina per lo sport allo sport per la salute", 26 Maggio 2012, Favignana (TP), Italia.
6. **Sutera R**. "Ruolo dell'artro-RM nella valutazione della spalla instabile". 06 Ottobre 2012, Palermo, Italia.
7. **Sutera R**. "Le distorsioni della caviglia nello sport - Ecografia". 13 Ottobre 2012, Catania, Italia.
8. **Sutera R**. "Nozioni elementari di ecografia muscolo-scheletrica". 26 Ottobre 2012, Erice, Italia

9. **Sutera R.** "Principali applicazioni di RM nelle articolazioni". Corso di formazione teorico pratico in Tomografia Computerizzata (TC) e Risonanza Magnetica (RM) su piattaforma SETT, componente Teleradiologia. 14 Dicembre 2012, CEFPAS - Caltanissetta, Italia.
10. **Sutera R.** "Imaging nelle immersioni con autorespiratore ed in apnea – Idoneità all'immersione". Master Underwater Hyperbaric Medicine. 17 Febbraio 2013. Trapani.
11. **Sutera R.** "Incidenti in immersione - Imaging". Master Underwater Hyperbaric Medicine. 28 Aprile 2013. Trapani.
12. **Sutera R.** "Sfida: 4 casi quiz presentati dai volti nuovi in MSK". XIII Congresso Nazionale della Sezione SIRM di Radiologia Muscolo-Scheletrica. 24 Maggio 2013. Roma.
13. **Sutera R.** "Applicazioni di RM nelle articolazioni". Corso di formazione teorico pratico in Risonanza Magnetica (RM) su piattaforma SETT, componente Teleradiologia. 27 Giugno 2013, CEFPAS - Caltanissetta, Italia.
14. **Sutera R.** "Applicazioni di RM nelle articolazioni". Corso di formazione teorico pratico in Risonanza Magnetica (RM) su piattaforma SETT, componente Teleradiologia - III Edizione. 05 Settembre 2013, CEFPAS - Caltanissetta, Italia.