

# Indice

<b>1. Introduzione</b> .....	pag.3
<b>2. La colonna vertebrale</b> .....	pag.4
<b>2.1. Anatomia</b> .....	pag.4
<b>2.2. Citologia ed istologia</b> .....	pag.8
<b>2.2.1. Tessuto osseo</b> .....	pag.8
<b>2.2.2. Matrice extracellulare</b> .....	pag.9
<b>2.2.3. Componente cellulare</b> .....	pag.11
2.2.3.1. Osteoblasto.....	pag.11
2.2.3.2. Osteocita.....	pag.12
2.2.3.3. Cellule del rivestimento.....	pag.12
2.2.3.4. Osteoclasto.....	pag.13
<b>3. Patologie ossee che interessano la colonna vertebrale</b> .....	
.....	pag.14
<b>3.1. Spondiliti</b> .....	pag.14
<b>3.1.1. Spondilite anchilosante</b> .....	pag.14
<b>3.1.2. Spondilite psoriasica</b> .....	pag.15
<b>3.1.3. Spondiloartriti reattive</b> .....	pag.15
<b>3.1.4. Sindrome di Reiter</b> .....	pag.15
<b>3.1.5. Spondilite tubercolare</b> .....	pag.16
<b>3.2. Spondilodisciti</b> .....	pag.16
<b>3.3. Tumori primitivi</b> .....	pag.17
<b>3.4. Metastasi</b> .....	pag.17
<b>3.5. Fratture vertebrali</b> .....	pag.18
<b>4. La Sequenza di diffusione</b> .....	pag.19
<b>4.1. Principi fisici delle sequenze in diffusione</b> .....	pag.19
<b>4.2. Tecniche di diffusione</b> .....	pag.23

<b>5. Risonanza della colonna vertebrale.....</b>	<b>pag.27</b>
<b>5.1. Sequenze DWI nello studio della colonna vertebrale.....</b>	<b>pag.27</b>
<b>5.1.1. Sequenza di diffusione TSE.....</b>	<b>pag.28</b>
<b>5.1.2. Sequenza di diffusione SSTSE.....</b>	<b>pag.29</b>
<b>5.2. Artefatti.....</b>	<b>pag.30</b>
<b>5.2.1. Artefatti da movimento.....</b>	<b>pag.30</b>
<b>5.2.2. Artefatti da suscettività magnetica.....</b>	<b>pag.31</b>
<b>5.2.3. Artefatti da Chemical shift.....</b>	<b>pag.32</b>
<b>5.2.4. Artefatti da Ribaltamento.....</b>	<b>pag.33</b>
<b>5.2.5. Artefatti da Shine-Through.....</b>	<b>pag.33</b>
<b>5.3. Aspetto delle lesioni vertebrali.....</b>	<b>pag.33</b>
<b>6. Materiali e metodi.....</b>	<b>pag.36</b>
<b>7. Risultati.....</b>	<b>pag.38</b>
<b>7.1. Discussione.....</b>	<b>pag.50</b>
<b>7.2. Conclusione.....</b>	<b>pag.52</b>
<b>8. Bibliografia.....</b>	<b>pag.53</b>
<b>9. Sitografia.....</b>	<b>pag.53</b>
<b>10. Allegati.....</b>	<b>pag.54</b>
<b>10.1. Ringraziamenti.....</b>	<b>pag.54</b>

# 1. Introduzione

La sequenza di diffusione (DWI) affonda le sue radici nel 1855 quando, A.E. Fick pubblicò le sue teorie e le basi matematiche per descrivere il processo della diffusione, ma bisognerà aspettare almeno il 1986 per avere la sua prima applicazione in campo medico con lo studio in diffusione dell'encefalo. Solo nel 1990 si avrà il coronamento di questa sequenza con il primo riscontro della sua utilità nell'ambito clinico per la diagnosi dello stroke ischemico. In seguito, vari studiosi hanno immaginato di poter applicare la diffusione per lo studio di organi differenti dall'encefalo, applicando i gradienti di diffusione di differente intensità sulle più svariate sequenze, cercando di ovviare ai vari artefatti e imprevisti dovuti allo studio di qualcosa di innovativo ed inesplorato. Per quanto riguarda il rachide, i primi a concepire un possibile utilizzo della DWI furono Baur Et Al con la pubblicazione di un primo articolo nel 1998, nel quale illustravano i risultati dell'applicazione di gradienti di diffusione con un b-value basso ( $165\text{mm}^2/\text{s}$ ) su una sequenza "steady state free precession" (SSFP) per lo studio di fratture del rachide riuscendo a diagnosticare correttamente se la natura di tali fratture fosse di origine benigna o maligna. Tale studio lasciò perplessi molti ricercatori che non riuscirono a intuire le potenzialità di questa sequenza applicata a tale distretto anatomico, mentre altri ne capirono l'importanza e ne approfondirono lo studio, sperimentando e ricavando risultati che portarono alla conferma del possibile utilizzo della DWI in questo distretto anatomico.

Va comunque ricordato che lo studio del rachide può presentare vari problemi dovuti all'adiacenza del liquor e la vicinanza di vari organi che possono comportare artefatti da flusso e movimento per cui, al fine di ovviare a queste difficoltà, sono stati fatti diversi tentativi a riguardo dei parametri da utilizzare e applicando differenti accorgimenti quali l'utilizzo di un FOV ridotto e l'uso di bande di saturazione, riuscendo ad ottenere delle immagini efficaci a livello diagnostico.

Mediante l'utilizzo di tali accorgimenti, si è riusciti a far sì che tali sequenze entrassero a pieno titolo nei protocolli del rachide diventando una risorsa in più per il neuroradiologo nella diagnosi di lesioni ossee a livello vertebrale.

L'argomento dello studio oggetto della mia tesi si prefigge di trovare la sequenza migliore in termini di risoluzione spaziale e temporale utilizzando le macchine in dotazione nell'U.O. di radiologia degli ospedali riuniti di Ancona.

A tal fine, abbiamo iniziato a testare varie sequenze con l'applicazione di diversi b-value.

Presa visione delle prime immagini testate, abbiamo iniziato ad escludere le prime sequenze, arrivando alla conclusione, in seguito a uno studio approfondito, che le uniche due sequenze che potessero fornire i migliori risultati fossero una sequenza turbo spin echo (TSE) ed una single turbo spin echo (SSTSE) a cui sono stati applicati dei gradienti di diffusione con valore di b di  $400\text{mm}^2/\text{s}$ .

Lo scopo di questo studio, dopo aver utilizzato tali sequenze su diverse lesioni ossee, è quello di evidenziare quali tra queste si rivelerà la migliore in termini di risoluzione spazio-temporale che potrà essere così inglobata nei protocolli di studio del rachide in modo tale da rendere più agevole il lavoro del neuro-radiologo.

## **2. La colonna vertebrale**

### **2.1. Anatomia**

La colonna vertebrale fa parte dello scheletro assile, ed è costituita da 33-34 vertebre, con la funzione di sostegno e distribuzione del peso sullo scheletro appendicolare degli arti inferiori. I metameri vertebrali hanno inoltre, una funzione protettiva del midollo spinale, fornendo anche una via di passaggio per i nervi che originano o terminano a livello spinale. Il rachide è suddiviso in diverse regioni, ovvero cervicale (C), dorsale (D), lombare (L), sacrale (S) e coccigea.

Grazie a tale differenziazione possiamo nominare una vertebra con la lettera corrispondente alla regione anatomica a cui appartiene ed il numero che corrisponde alla sua posizione (esempio la settima vertebra cervicale potrà essere indicata come C7). I metameri di ogni regione svolgono funzioni differenti, e di conseguenza, presentano una morfologia che rende possibile tale differenziazione funzionale. Inoltre, le vertebre localizzate nelle zone di passaggio tra due differenti regioni possono avere caratteristiche miste.



Figura 1

Figura 2

Figura 3

Il tratto cervicale è formato da sette differenti metameri. Le vertebre di questo tratto sono le più ridotte in termini di dimensioni. La prima, la seconda e la settima vertebra cervicale possiedono caratteristiche uniche e per questo sono considerate atipiche, mentre le altre presentano caratteristiche simili e sono considerate vertebre cervicali tipiche. Il corpo è relativamente piccolo se paragonato alle dimensioni del foro vertebrale triangolare. A questo livello il midollo ha dimensioni maggiori. Inoltre, a questo livello le vertebre sostengono solo il peso della testa; quindi, non hanno bisogno di dimensioni elevate.

La prima vertebra cervicale prende il nome di atlante e si articola con i condili dell'osso occipitale e il dente di C2 che prende il nome di epistrofeo. Ciò permette la torsione del capo. La settima si articola con la prima dorsale.

Il tratto dorsale è composto da 12 metameri e si articolano con uno o più paia di coste. I metameri del tratto dorsale presentano un corpo con una forma caratteristica a “cuore” e risulta essere più massiccio rispetto alle vertebre cervicali. Il foro vertebrale è rotondo e relativamente più piccolo, il lungo e sottile processo spinoso si proietta postero-inferiormente risultando di dimensioni maggiori al livello di D10, D11 e D12 con una morfologia più simile ai processi della regione lombare. I processi trasversi da D1 a D10 sono relativamente spessi, e le loro superfici anterolaterali presentano le faccette costali traverse per l’articolazione ai tubercoli costali. La dodicesima vertebra dorsale si articola con la prima lombare.

Il tratto lombare è formato da 5 metameri. A tale livello le vertebre sono più grandi, il corpo è più massiccio di quello delle vertebre toraciche e le superfici superiori e inferiori sono ovaloidi, non sono presenti faccette articolari sui lati del corpo o sui processi trasversi. Il forame vertebrale presenta una forma triangolare. I processi trasversi, più sottili si proiettano dorso-lateralmente; il processo spinoso, tozzo, si proietta dorsalmente. Le vertebre lombari sostengono il peso maggiore. La quinta vertebra lombare si articola con il sacro.

La regione sacrale è costituita dalla fusione di 5 vertebre questa struttura offre protezione agli organi della regione pelvica e fornisce un’ampia superficie di intersezione per i muscoli della coscia. I processi articolari formano articolazioni sinoviali con l’ultima vertebra lombare. Il canale sacrale inizia tra questi processi e si estende per tutta la lunghezza del sacro. I processi spinosi delle 5 vertebre sacrali fuse tra loro formano una serie di rilievi che formano la cresta sacrale mediana. Le lamine della quinta vertebra sacrale non si uniscono sulla linea mediana e danno vita alle corna sacrali. Questi rilievi formano i margini dello iato sacrale. Ai lati della cresta sacrale mediana, i fori sacrali rappresentano i fori intervertebrali, ora compresi nelle ossa sacrali fuse fra loro. Lateralmente la superficie auricolare costituisce la superficie articolare per le ossa del cingolo pelvico formando così l’articolazione sacroiliaca. Il sacro si articola con il coccige. Infine, il coccige è formato da 4-5 vertebre coccigee. Fornisce una superficie di inserzione per numerosi legamenti e per il muscolo sfintere dell’ano. Le prime due vertebre coccigee hanno processi trasversi e archi vertebrali non fusi. Le lamine della prima vertebra coccigea sono ben

sviluppate e formano le cosiddette corna del coccige che si uniscono alle corna del sacro.

Le vertebre non formano una struttura rigida e rettilinea, ma presenta delle curvature (quattro nell'adulto) due lordosi (cervicale e lombare) e due cifosi (dorsale e sacrale). La struttura di base, e uguale per quasi tutte le vertebre, se andiamo a trascurare le modifiche specifiche dovute alla regione di appartenenza. Sono formate da un corpo vertebrale anteriormente, che ha la funzione di trasferire il peso lungo l'asse della colonna, e da un arco vertebrale posteriormente. Tale arco, delimita i margini laterali e posteriore del foro vertebrale, il quale circonda il midollo. L'arco ha un pavimento (la superficie posteriore del corpo), due pareti (i peduncoli) ed un tetto (le lamine). I peduncoli originano dai margini postero laterali del corpo. Le lamine si estendono dorso-medialmente a completare il tetto. Dalla fusione di quest'ultime originano i processi spinosi mentre dorso-lateralmente su entrambi i lati del metamero si presentano i processi trasversi, che originano nel punto in cui le lamine si uniscono ai peduncoli. I processi trasversi sono il sito di attacco dei muscoli, e nel tratto dorsale possono anche articolarsi con le coste. In fine abbiamo i processi articolari che originano a livello delle giunzioni tra peduncoli e lamine. È presente un processo articolare superiore (che si proietta cranialmente) ed un processo articolare inferiore (che si proietta caudalmente) su ciascun lato della vertebra.

Ciascuna vertebra si articola con le vertebre vicine, i corpi sono uniti da legamenti e separate da dischi intervertebrali. I dischi intervertebrali separano ed ammortizzano le vertebre dall'epistrofeo al sacro. Sono cuscinetti fibrocartilaginei, non presenti nel sacro e nel coccige (dove i metameri si fondono) e tra la prima e la seconda vertebra cervicale. Tali dischi svolgono due funzioni; separano le singole vertebre e trasmettono il peso da una vertebra all'altra. Ciascun disco è formato da un anello fibroso, rappresentato da un resistente strato esterno di cartilagine fibrosa e da un nucleo polposo, rappresentato da un corpo centrale soffice elastico e gelatinoso formato per il 75% da acqua.

I movimenti della colonna vertebrale comprimono il nucleo polposo e lo spostano in direzione opposta. Questo spostamento consente alle vertebre di scivolare e mantenendo sempre l'allineamento della colonna.

## **2.2. Citologia ed Istologia**

### **2.2.1. Tessuto osseo**

La colonna vertebrale è costituita da tessuto osseo, una varietà di tessuto connettivo denominato “connettivo di sostegno”. Come tutti i connettivi, il tessuto osseo è formato da più componenti; una cellulare e una intercellulare. Quest'ultima però, al contrario di quella presente nei connettivi propriamente detti, è caratterizzata da una notevole durezza per il forte grado di mineralizzazione. Ciò conferisce all'osso un'elevata resistenza alla pressione ed alla trazione. Come tutti i connettivi il tessuto osseo deriva dal mesenchima e presenta una notevole diversità strutturale in base alla zona anatomica in cui è situato.

Tale tessuto è estremamente dinamico, dato che la sua architettura varia in base alle condizioni anatomiche e per meglio rispondere all'insieme di forze che vengono a gravare su di esso. L'insieme dei processi che portano a modificare costantemente l'osso prende il nome di “rimodellamento osseo”. Ogni pezzo scheletrico osseo è circondato esternamente dal periostio che è un connettivo fibrillare denso a fasci intrecciati. Nel caso delle ossa lunghe, la diafisi presenta al suo interno un canale (canale midollare) che è rivestito da un connettivo a fibre più lasse denominato endostio. Il tessuto osseo è formato da cellule, distanziate fra loro e immerse in un'abbondante sostanza extracellulare (matrice ossea). In quest'ultima si distingue una parte organica ed una minerale. Nella componente organica della matrice ossea si riscontrano fibre collagene e una componente amorfa, data da glicosamminoglicani, simili a quelli riscontrati nel connettivo e nella cartilagine e da alcune glicoproteine di cui alcune esclusive del tessuto osseo.

Le fibre collagene costituiscono la maggior parte della sostanza organica e, in base alla loro disposizione spaziale, si osservano diversi tipi di tessuto osseo.

La componente minerale è prevalentemente costituita da fosfati di calcio, sotto forma di cristalli di idrossiapatite, ed in minor quantità da carbonato di calcio ed altri Sali. I cristalli di idrossiapatite si presentano di aspetto aghiforme di norma sono in rapporto con le fibre collagene.

La componente cellulare è costituita da diversi tipi di cellule denominate osteoblasti, osteociti, cellule di rivestimento e osteoclasti. I primi tre derivano dalle cellule mesenchimali staminali che hanno dato origine al tessuto osseo. Gli osteoclasti, invece, sono cellule immigrate nel tessuto osseo, che derivano dalle cellule progenitrici dei macrofagi e la loro funzione è quella di intervenire nei processi di demolizione di parti di tessuto. La matrice extracellulare è molto mineralizzata, per cui diventa molto dura e le cellule del tessuto osseo, con il procedere della deposizione dei Sali minerali, restano contenute all'interno di cavità scavate nella matrice, dette lacune ossee, nelle quali si trova il corpo cellulare delle cellule ossee (osteociti). Le lacune non sono funzionalmente separate fra loro, infatti da ogni lacuna dipartono alcuni canalicoli che le interconnettono tra loro. Dal corpo cellulare di ogni osteocito dipartono prolungamenti citoplasmatici che, decorrendo all'interno dei canalicoli, entrano in rapporto con i prolungamenti di un osteocito vicino formando complessi di giunzioni comunicanti. Ciò consente scambio di informazioni e di nutrimenti tra i diversi osteociti perché, essendo la matrice molto mineralizzata, le sostanze nutritive non possono diffondere tramite essa.

### **2.2.2. Matrice Extracellulare**

Il tessuto osseo può essere classificato in base al tempo di formazione o in base all'organizzazione della matrice ossea e delle fibre collagene al suo interno. Secondo al primo criterio, si distingue l'osso primario, cioè quello che si forma per primo, dall'osso secondario, che lo sostituisce nel corso della vita.

In base al secondo criterio, sul piano morfologico si distinguono due forme di tessuto osseo: il tessuto osseo non lamellare, ontogenicamente e filogeneticamente più antico, in cui la matrice ossea è disposta a formare una massa compatta, ed il tessuto osseo lamellare, la cui matrice si presenta suddivisa in strutture lamellari.

Il tessuto osseo non lamellare può presentarsi a fasci intrecciati (va a costituire l'osso corto primario dai mammiferi sostituito dopo la nascita in tessuto lamellare) o a fasci paralleli (presente solo temporaneamente nella formazione ossa lunghe).

L'osso lamellare si presenta della vita postnatale. Le sue prestazioni meccaniche dipendono non solo dall'architettura generale, ma anche dalla tendenza della matrice a disporsi, secondo determinati ordini, in lamelle. La disposizione e l'orientamento delle lamelle sono tali da garantire la massima resistenza alle forze gravanti sul pezzo scheletrico (pressione, trazione ecc.). per lamella ossea si intende una sorta di "tavoletta", con un certo spessore all'interno della quale sono scavate le lacune ossee contenenti gli osteociti e dove le fibre collagene sono tutte disposte in maniera rigorosamente parallela tra loro. Secondo il tipo di pezzo scheletrico o le diverse parti di esso, le lamelle possono disporsi una strettamente sovrapposta all'altra, formando talvolta sistemi concentrici denominati osteoni, oppure lamine di lamelle parallele sovrapposte. In entrambi questi casi si parla di tessuto lamellare compatto. In altri casi le lamelle formano una sorta di trabecolato che fa assumere alla parte ossea un aspetto spugnoso presentante numerose cavità che prende il nome di tessuto osseo lamellare spugnoso. I metameri della colonna vertebrale, sono classificate come ossa brevi e sono composte internamente da tessuto osseo lamellare spugnoso rivestito da uno strato di tessuto osseo lamellare compatto.

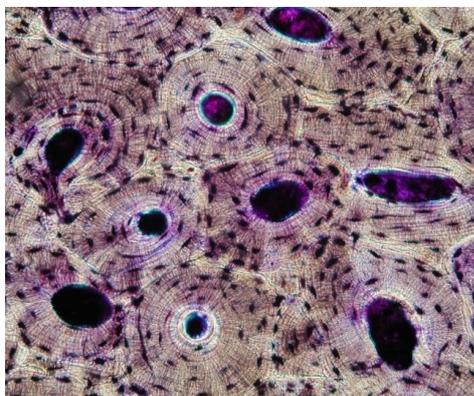


Figura 4

Durante il processo di osteogenesi si verifica dapprima la deposizione della componente organica e, successivamente, quella dei Sali minerali. Quest'ultimo processo è noto come mineralizzazione.

### 2.2.3. Componente cellulare

La componente cellulare presenta caratteri citologici e ultrastrutturali peculiari.

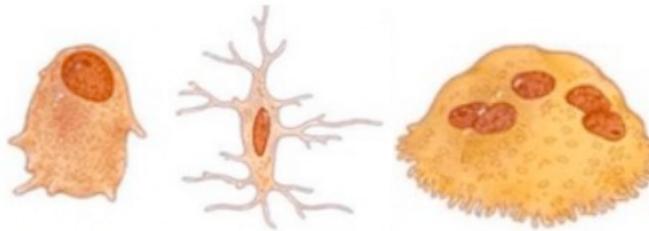


Figura 5

Figura 6

Figura 7

#### 2.2.3.1. Osteoblasto

Gli osteoblasti (figura 5) sono cellule con aspetto globoso e molto voluminose; inizialmente sono allineate sulla matrice in corso di deposizione; quindi, vengono inglobate man mano che la deposizione procede. Presentano un grosso nucleo, un evidente nucleolo ed un citoplasma basofilo. Sulla parte apicale, vicino al fronte di deposizione, si osservano diversi granuli proteici. Si può notare inoltre un evidente apparato di Golgi e un abbondante reticolo endoplasmatico rugoso (RER). A livello del fronte di deposizione di osservano fenomeni di esocitosi di vescicole (matrix vesicle). Queste vescicole assumono grande importanza nei processi di mineralizzazione. Man mano che gli osteoblasti sono racchiusi nelle lacune, i loro caratteri ultrastrutturali si riducono e si trasformano in osteociti. Gli osteoblasti producono sia la matrice amorfa sia le fibre collagene.

Essi, inoltre regolano e controllano i processi di deposizione dei Sali minerali (mineralizzazione). Derivano dalla cellula staminale mesenchimale. Dopo essere stati depositi e racchiusi all'interno delle lacune, si trasformano in osteociti

#### 2.2.3.2. Osteocita

Gli osteociti (figura 6) hanno la forma di un ellissoide appiattito e allungato, con l'asse maggiore disposto parallelamente alla direzione delle fibre. Da queste dipartono numerosi prolungamenti, che decorrono all'interno dei canalicoli. Le parti terminali dei prolungamenti di due osteociti contigui entrano in rapporto tramite giunzioni comunicanti (gap junction) e ciò contribuisce ai reciproci scambi metabolici.

Il nucleo è tendenzialmente eterocromatico, il nucleolo è di piccole dimensioni e la basofilia citoplasmatica appena rilevabile. Il RER e l'apparato di Golgi sono ridotti; si tratta quindi di cellule cui è conferita una limitata attività biosintetica. Tra gli osteociti non si verificano mitosi, per cui l'accrescimento di un pezzo scheletrico dipende da fenomeni di apposizione di materiale e non da mitosi interstiziali. La vita di un osteocito è intorno a venticinque anni. La funzione degli osteociti non è ancora ben chiara, anche se molto probabilmente sono implicati nella conservazione dell'osso, poiché dopo la loro morte si ha il riassorbimento della matrice da parte degli osteoclasti.

#### 2.2.3.3. Cellule del Rivestimento

Le cellule del rivestimento sono di piccole dimensioni e di aspetto fusiforme, disposte sulle superfici di un tessuto osseo. Esse medierebbero gli scambi nutrizionali tra il sangue e i liquidi interstiziali circolanti nelle lacune e nei canalicoli. Queste cellule derivano probabilmente da osteoblasti inattivati.

#### 2.2.3.4. Osteoclasto

Gli osteoclasti (figura 7) prendono il loro nome dal fatto che hanno la funzione di degradare la matrice ossea. Sono cellule di notevoli dimensioni e spesso polinucleate. La loro localizzazione è su tutte le superfici ossee su cui sono in corso fenomeni di riassorbimento in seguito ai quali si possono formare cavità di erosione. L'aspetto morfologico varia secondo il grado di attività. Quando sono ancora liberi presentano una forma indefinita e una notevole mobilità; la loro superficie presenta i classici lamellipodi.

Quando in seguito a stimoli locali o di natura ormonale, si attivano e aderiscono alla matrice ossea da riassorbire, modificano la loro forma, ritirando i lamellipodi ed emettono numerose evaginazioni digitiformi, lunghe e ramificate. Sulla faccia di adesione si formano protrusioni specializzate (podosomi) all'interno delle quali si riscontrano fasci di filamenti actinici e il cui apice aderisce alla matrice ossea in riassorbimento. Nel citoplasma della cellula, la parte verso la matrice (zona apicale) presenta svariati lisosomi, mentre i numerosi nuclei, il RER e i mitocondri sono polarizzati dalla parte opposta.

L'attività di riassorbimento si effettua con due diversi processi. In un primo momento si verifica l'eliminazione dei sali minerali di idrossiapatite (demineralizzazione) a opera del rilascio di ioni idrogeno sull'apice dei podosomi, ioni derivanti dall'attività dell'enzima anidraasi carbonica.

Nella seconda fase avviene l'eliminazione della sostanza organica proteica della matrice ossea a opera dei lisosomi. Gli osteoclasti derivano dalla cellula progenitrice del monocito macrofago, cellula mononucleata che, per fusione con altre darebbero origine agli elementi polinucleati osteoclastici. Tale fusione avverrebbe sotto stimolazione di due diverse sostanze prodotte a loro volta dagli osteociti. Il processo di fusione e il differenziamento degli osteoclasti è inibito, invece, dall'osteoprotegerina, che pertanto arresta i fenomeni di riassorbimento.

### **3. Patologie ossee che interessano la colonna vertebrale**

Le patologie che possono interessare il rachide sono molteplici per differenti cause in quanto possono interessare sia la parte ossea che la parte articolare e nervosa. Possiamo suddividerle in degenerative, infiammatorie, malformative, traumatiche, infettive, oncologiche e vascolari. Le più comuni sono quelle degenerative fra cui ernie, fratture (che possono generare da traumi o essere spontanee nel caso di osteoporosi o metastasi), spondiliti o spondilodisciti e tubercolosi.

#### **3.1. Spondiliti**

Le spondiliti sono un insieme di patologie infiammatorie. Possiamo riconoscerne differenti tipi appartenenti alla stessa famiglia, ovvero che hanno origine e sintomi in comune. Le più frequenti sono la spondilite anchilosante, la spondiloartrite psoriasica, l'enterospondiloartrite, spondiloartriti reattive, sindrome di Reiter e spondiloartriti indifferenziate, spondilite tubercolare.

Si distinguono dall'artrite reumatoide per l'assenza del fattore reumatoide e di noduli nel tessuto sottocutaneo.

##### **3.1.1. Spondilite anchilosante**

È un'artrite infiammatoria cronica che colpisce lo scheletro assiale. Si manifesta con dolore lombosacrale, progressiva rigidità e cifosi della colonna. Colpisce generalmente maschi giovani adulti di età compresa fra i 20 e i 30 anni. La patogenesi è ignota anche se è stata riscontrata una stretta correlazione con l'antigene leucocitario HLA-B27.

La patologia evolve con processi di ossificazione dei legamenti paravertebrali e formazione di sindesmofiti (sottili prolungamenti verticali del margine antero-laterale dei corpi vertebrali), limitanti la motilità del rachide, e con impegno cardiaco e nefrologico nelle fasi avanzate. La diagnosi viene posta sulla base di un quadro clinico tipico supportata da radiografie del rachide. La spondilite anchilosante ha lenta progressione e buona prognosi.

### **3.1.2. Spondilite psoriasica**

Si manifesta tra il 4 e il 30% dei pazienti affetti da psoriasi. Colpisce uomini e donne in egual misura. L'eziopatogenesi non risulta del tutto chiara anche se un ruolo fondamentale sembra essere svolto dalla predisposizione genetica.

### **3.1.3. Spondiloartriti reattive**

Sono spesso causate da un'infezione intestinale o genitourinaria.

### **3.1.4. Sindrome di Reiter**

Appartiene alle spondilite reattive; è caratterizzata dalla comparsa di una triade costituita da artrite, uretrite e congiuntivite, a circa 1-3 settimane da un'infezione genitourinaria o enterica. È una patologia a bassa incidenza con stretta correlazione all'antigene HLA-B27. Tipicamente coinvolge giovani adulti. L'ipotesi patogenetica attualmente prevalente è quella di un'anomala risposta immunitaria a un'infezione causata da batteri in soggetti geneticamente predisposti

### **3.1.5. Spondilite tubercolare (morbo di Pott)**

Rappresenta la più frequente localizzazione osteo-articolare (40-60% dei casi) ed è particolarmente temibile per le gravi complicanze che ne possono derivare. Interessa soprattutto i metameri lombari e dorsali, provocando una progressiva distruzione del corpo vertebrale. Il collasso di quest'ultimo determina la comparsa di una marcata cifosi del rachide, con prominenza posteriore delle spinose. L'infezione se lasciata a sé stessa può propagarsi ai metameri vertebrali adiacenti. In tale patologia è spesso frequente la formazione di ascessi ossifluenti che nella loro evoluzione migrano lungo il decorso del muscolo psoas, fistolizzandosi in regione inguinale.

### **3.2. Spondilodisciti**

La spondilodiscite è la contemporanea infezione di uno o più dischi intervertebrali e di una o più vertebre. La principale causa è l'osteomielite vertebrale anche se può tuttavia conseguire a interventi chirurgici o manovre invasive. In ordine di frequenza sono interessati il tratto dorso-lombare e più raramente quello cervicale. Per l'osteomielite vertebrale l'agente eziologico più comune è lo staphylococcus aureus, seguito da streptococchi e alcuni batteri gram positivi. Le forme post-chirurgiche sono quasi sempre causate da stafilococchi. Un'elevata incidenza di osteomielite vertebrale si riscontra nei soggetti immunodepressi, in soggetti tossicodipendenti e pazienti con cateteri venosi centrali. La malattia può manifestarsi con sintomatologia subacuta e cronica, anche se possono presentarsi di forme acute. All'esordio l'esame radiologico può risultare negativo e sono necessarie almeno due settimane prima che si evidenzino le prime alterazioni scheletriche, per cui è necessario un approfondimento diagnostico a breve termine con l'ausilio di TC e risonanza magnetica, a fronte di una sintomatologia persistente. Inoltre, può essere effettuata anche una scintigrafia con leucociti non marcati, efficace solo nelle forme non ancora trattate con antibiotici.

### **3.3. Tumori primitivi**

Lo scheletro può essere interessato da neoplasie e lesioni pseudotumorali di diverso tipo, che alterano la struttura dell'osso con possibili ripercussioni sulla sua resistenza meccanica. Queste lesioni possono presentare uno specchio di gravità ampio, andando da lesioni del tutto benigne a quadri di prognosi infausta.

La classificazione dei tumori segue un criterio istogenetico, distinguendo le neoplasie in base alla verosimile origine delle cellule che le compongono e in base alle caratteristiche della sostanza intercellulare prodotta. In base a tale classificazione possiamo distinguere l'osteosarcoma, il condrosarcoma, il fibrosarcoma ecc.

### **3.4. Metastasi ossee**

I tumori secondari dell'osso sono solitamente rappresentati da metastasi derivanti da carcinomi, mentre quelli da sarcomi sono estremamente rare. Le metastasi carcinomatose rappresentano la neoplasia maligna più frequente dello scheletro; Si ritiene che una percentuale variabile dal 15 al 30% di tutti i carcinomi dia metastasi ossee, anche se non sempre clinicamente manifeste. In ordine di frequenza le sedi dei primitivi di origine della metastasi sono la mammella, la prostata, il polmone e il rene. La distribuzione per sesso e per età è ovviamente quella del tumore primitivo. Le lesioni metastatiche prediligono in modo netto lo scheletro del tronco e le radici degli arti, in primo luogo, il rachide nel suo tratto dorso lombare seguito da bacino, cranio, eccetera. Le metastasi possono causare riassorbimento o neoformazione ossea. Vi sono inoltre forme miste. Nelle forme osteolitiche la sintomatologia dolorosa è precoce, mentre negli altri casi il dolore è tardivo o addirittura assente.

La frattura spontanea o per trauma banale del corpo vertebrale può essere causato da una localizzazione metastatica. Accanto al dolore, si può osservare impotenza funzionale e tumefazioni, soprattutto se in presenza di fratture patologiche. Nel rachide può inoltre insorgere una sintomatologia da compressione mielo-radicolare. Le metastasi, quando estese e caratterizzate da una prevalente attività osteolitica, possono essere accompagnate da un aumento anche marcato della calcemia e della calciuria. Nelle metastasi osteoaddensanti può aumentare la fosfatasi alcalina.

### **3.5. Fratture vertebrali**

Le lesioni che rachide che insorgono in seguito a eventi traumatici possono essere le più varie, in ragione delle differenti sedi interessate e dei diversi meccanismi lesivi. Sebbene i tratti della colonna vertebrale dotate di maggiore mobilità siano quelli più esposti alle lesioni traumatiche, dal punto di vista epidemiologico le fratture vertebrali più frequenti si verificano a livello della zona di passaggio dorso-lombare.

Fratture, lussazioni o fratture-lussazioni del rachide hanno subito un aumento di incidenza correlato ai traumatismi ad alta energia in corso di incidenti stradali. Parallelamente, l'aumento della vita media e delle comorbidità espone a un maggior rischio di fratture vertebrali da osteoporosi o patologiche in corso di neoplasia. La gravità di una frattura vertebrale è influenzata dagli stretti rapporti che ha il rachide, in quanto entra in contatto con il midollo spinale e le radici nervose. Tutti pazienti con lesioni vertebrali devono essere considerati come portatori di lesioni mielo-radicolari. La determinazione della stabilità del segmento spinale affetto da una frattura è importante in quanto la presenza di instabilità condiziona fortemente il trattamento definitivo del paziente. Inoltre, è necessario valutare la presenza di deficit neurologici e le caratteristiche radiologiche della lesione.

## **4. La sequenza di Diffusione**

Le sequenze diffusion weighted (DWI), come dice il nome stesso sono delle sequenze di impulsi elettromagnetici, che sfruttano il moto delle molecole d'acqua per ricavarne un'immagine, questo perché in particolari casi patologici la diffusione può essere alterata. Quello che cambia da una qualsiasi sequenza classica, è l'applicazione di due gradienti (ovvero una variazione per unità di lunghezza che una grandezza subisce lungo una data direzione) con stessa intensità, direzione ma verso opposto. Questi due gradienti denominati di defasamento e rifasamento fanno sì che in un liquido stazionario le molecole di acqua ritornino in fase, mentre in un liquido in movimento abbiano un defasamento proporzionale al movimento delle molecole.

### **4.1. Principi fisici della sequenza di diffusione**

L'imaging di diffusione si basa sulla accentuata sensibilità della risonanza magnetica al movimento. Infatti, questa tecnica sfrutta il naturale movimento browniano (casuale) dei protoni delle molecole d'acqua nell'organismo.

Il moto browniano comunque non è sempre uguale poiché viene influenzato da diversi fattori quali temperatura, viscosità del mezzo e dalla struttura dei tessuti. Gli spostamenti compiuti sono in genere microscopici, ma devono comunque essere rapportati ai metodi di imaging attualmente disponibili che hanno una risoluzione nell'ordine del millimetro. Questo divario di scala può essere ovviato tramite l'applicazione di un modello fisico statico.

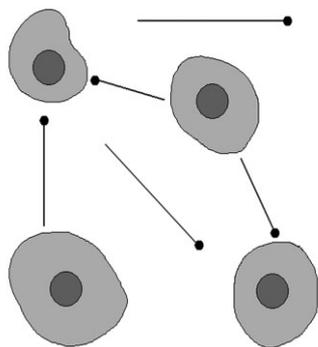


Figura 8

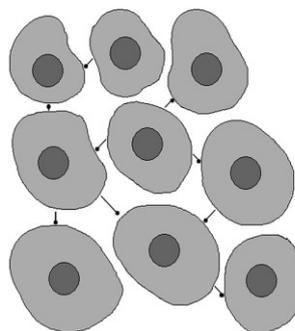


Figura 9

Visto l'ordine di grandezza dei movimenti dei protoni dell'acqua, possono essere rapportati con le dimensioni delle cellule, per cui la misura della diffusione protonica può consentire di valutare l'integrità e la funzionalità cellulare.

Questi trasferimenti di molecole possono essere visti con lo studio di diffusione in RM ottenendo un contrasto tissutale unico, poiché l'intensità di segnale risultante di un voxel di tessuto contenente protoni in movimento è uguale all'intensità che si avrebbe in un'immagine T2-pesata, diminuita di una quantità dipendente dalla velocità di diffusione delle molecole, definibile tramite la formula:

$$I = I_0 \times \exp(-bxD)$$

Dove  $I$  è l'intensità di segnale ricevuto,  $I_0$  è l'intensità di segnale assunta di base (di un'immagine T2 pesata)  $b$  rappresenta un fattore di sensibilità alla diffusione dipendente dalle caratteristiche dei due gradienti e  $D$  rappresenta il coefficiente di diffusività. Da ciò possiamo dedurre che le immagini di diffusione produrranno un'intensità di segnale tanto minore quanto maggiore è il fenomeno della diffusione.

Grazie a questo tipo di contrasto possiamo ricavare informazioni sullo scambio di molecole d'acqua tra lo spazio intra ed extracellulare ed arrivando dunque a capire le condizioni di normalità o patologiche.

La diffusione delle molecole d'acqua è definibile come il movimento passivo di molecole o particelle lungo un gradiente di concentrazione. Questo è legato anche alle caratteristiche strutturali dei tessuti, per cui potremmo riconoscere due tipi di movimenti; movimenti “coerenti” (segue una direzione precisa lungo il lume di un vaso o organo) e movimenti “incoerenti” (senza una precisa direzione).

In una condizione ideale le molecole d'acqua si diffonderebbero in tutte le direzioni senza una preferenza definendo una diffusione isotropa. Nella realtà invece ogni particella muovendosi, urta con quelle vicine e si sposta compiendo percorsi tortuosi. In tal caso le molecole d'acqua incontrano degli ostacoli e la diffusione diviene anisotropa ovvero non è uguale in tutte le direzioni.

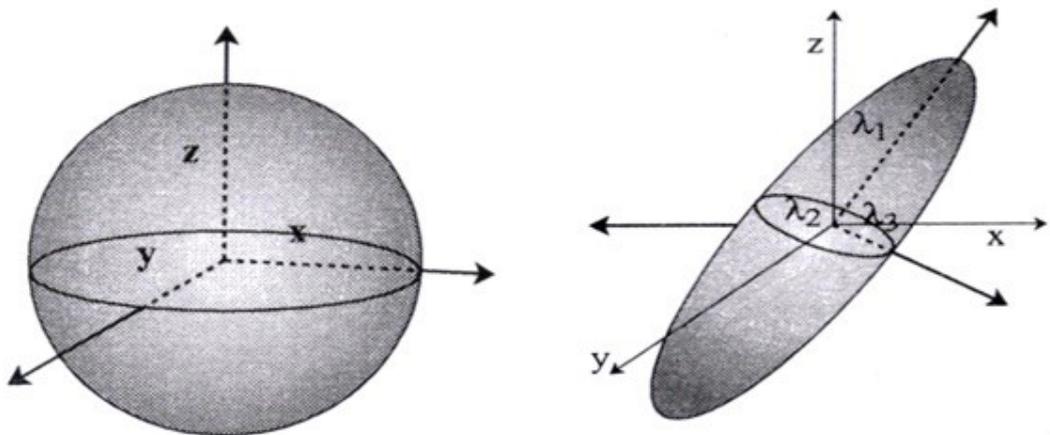


Figura 10

Per definire l'andamento temporale medio della diffusione quindi si può definire un coefficiente di diffusione  $D$ . Nel caso della diffusione isotropa il fenomeno è definibile tramite un unico numero che andrà a definire una forma sferica, mentre nel caso della diffusione anisotropa tale fenomeno dovrà essere definito tramite una serie di numeri. Un modello semplice per poter rappresentare la diffusione anisotropa è quello del tensore simmetrico di diffusione, il quale utilizza sei numeri per ogni punto dello spazio ed è definito con la formula:

$$D_{ij}(i = x, j, z; j = x, y, z)$$

Matematicamente, il tensore descrive in forma di matrice 3x3 una diffusione anisotropa con diffusione costante, ma solitamente diversa, lungo i tre assi ortogonali (ellissoide) che possono essere orientati in una qualsiasi direzione dello spazio; l'ellissoide può poi degenerare in altre forme, in casi particolari.

Il coefficiente di diffusione viene definito con l'unità di misura "lunghezza<sup>2</sup>/tempo" (solitamente espressa in mm<sup>2</sup>/sec), pertanto una particella dotata di ampia diffusione percorrerà una distanza media ampia, mentre una particella con bassa diffusione ne percorrerà una minima.

I tessuti biologici differiscono in modo sostanziale da un mezzo infinito ed omogeneo; infatti, presentano una struttura eterogenea e sono suddivisi in molteplici compartimenti da barriere che possono essere soggette ad una data permeabilità e possibili processi di scambio e trasporto.

Definito ciò possiamo quindi definire una diffusione "ristretta" o "ridotta" se il mezzo possiede barriere che sono parzialmente o totalmente non attraversabili dalle molecole, o una diffusione "libera" nel caso le molecole non interagiscono con tali barriere. Queste condizioni influiranno sul coefficiente di diffusione che risulterà più o meno grande a seconda dei casi.

Infine, possiamo definire anche la diffusione "ostacolata", la quale si osserva in presenza di fibre, macromolecole ed organuli che si comportano da ostacoli per la diffusione. le molecole non potranno diffondersi in linea retta, ma dovranno aggirare le strutture ed esse impermeabili per cui percorreranno una distanza maggiore rispetto all'effettivo spostamento misurato.

## 4.2. Tecniche di diffusione

Il principio di base della sequenza di diffusione (Diffusion Weighted Imaging) è l'effetto IVIM (Intravoxel Incoherent Motion): questo principio definisce che se il flusso molecolare macroscopico in un mezzo diffusivo è nullo, a livello microscopico le singole molecole sono soggette ad un moto incoerente e casuale. Questo è il motivo per cui tale sequenza richiede l'immobilità assoluta del paziente, poiché movimenti volontari o involontari porterebbero mascherare o aumentare le variazioni di diffusività dei vari tessuti.

Per ovviare alla possibile produzione di artefatti, nei tempi più recenti si sono iniziate ad utilizzare sequenze veloci quali SSFSE (Single Shot Fast Spin Echo), EPI (Echo-Planar Imaging) o TSE (Turbo Spin Echo), anche se quest'ultima viene utilizzata solo in particolari casi vista la ridotta velocità rispetto le prime due. In RM sono presenti specifiche sequenze sensibili al moto delle molecole: quando si esegue una sequenza spin-echo (SE), l'eco è generalmente prodotto dagli spin statici, mentre dagli spin in movimento si ottiene solo un segnale debole dovuto alla variazione di fase. Solitamente quest'ultimo effetto è troppo debole per essere rilevato, tuttavia può essere incrementato tramite l'applicazione di una coppia di gradienti simmetricamente a  $180^\circ$ , seguita dall'applicazione di un impulso RF di rifasamento per rilevare lo spostamento molecolare; bisogna comunque non confondere i due gradienti di diffusione con quelli utilizzati per l'imaging.

Questa perdita di segnale (Free Induction Decay) è alla base della sequenza di Stejskal-Tanner:

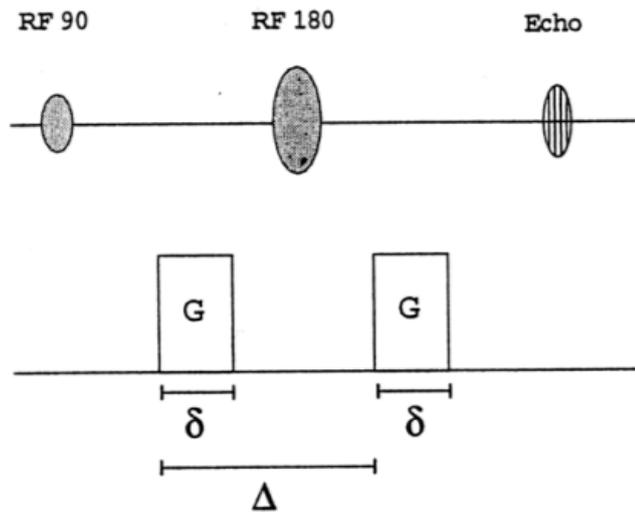


Figura 11

Ogni gradiente viene applicato per un tempo  $\delta$  con una distanza di tempo fra i due di  $\Delta$ , ed ha lo scopo di marcare magneticamente gli spin.

I gradienti di diffusione vengono applicati sequenzialmente nelle tre direzioni ortogonali per generare 3 gruppi di immagini pesate in diffusione (DWI):  $S_x$ ,  $S_y$ ,  $S_z$  in aggiunta ad un'immagine di riferimento  $S_0$ , ottenuta senza gradiente di diffusione.

L'applicazione del primo gradiente induce uno sfasamento  $\Phi_1$  della magnetizzazione trasversale, che dipende dalla posizione di ogni spin.

L'applicazione del primo gradiente lungo l'asse Z risulterà dalla formula:

$$\Phi_1 = \int_0^{\delta} G z_1 dt = \gamma G \delta z_1$$

Dove  $Z_1$  è la posizione dello spin, supposta costante durante l'intervallo  $\delta$ , e  $\gamma$  è la costante giromagnetica.

L'applicazione del secondo gradiente lungo l'asse Z produrrà uno sfasamento, rappresentato da:

$$\Phi_2 = \int_{\Delta}^{\Delta+\delta} Gz_2 dt = \gamma G \delta z_2$$

Dove  $Z_2$  è la posizione del precedente spin ma nel momento dell'applicazione del secondo gradiente.

Poiché il secondo gradiente viene applicato in seguito all'impulso a  $180^\circ$  che inverte la magnetizzazione trasversale, si avrà uno sfasamento di:

$$\delta(\Phi) = \Phi_1 - \Phi_2 = \gamma G \delta (z_1 - z_2)$$

Per spin statici, dunque, si avrà uno sfasamento nullo; al contrario, per gli spin in movimento si avrà uno sfasamento diverso da 0, che sarà condizionato dal moto molecolare nell'intervallo  $\Delta$ . Quindi, applicando un gradiente di campo magnetico costante G per un tempo pari a  $\varphi$ , gli spin accumuleranno una fase:

$$\theta = \gamma G \varphi$$

I primi che applicarono questi gradienti prima e dopo l'impulso di rifocalizzazione furono Stejskal e Tanner; essi vennero applicati con uguale durata  $\varphi$ , segno opposto e separati da un intervallo di tempo  $\Delta$ .

La fase, quindi, dipende dal movimento degli spin delle molecole che avviene tra l'applicazione del primo e del secondo gradiente: se gli spin saranno stazionari la fase sarà nulla, mentre se gli spin saranno in movimento casuale acquisiranno diverse variazioni di fase, con risultante perdita della coerenza e del segnale.

Ciò può essere definito tramite la formula:

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

Dove S ed  $S_0$  rappresentano l'intensità di segnale con e senza l'applicazione dell'impulso di diffusione; D rappresenta il coefficiente di diffusione; b rappresenta il grado di sensibilità della sequenza alla diffusione, che dipenderà dalla distanza  $\Delta$ , l'intensità G e dalla durata dei due gradienti  $\varphi$ , secondo la formula:

$$b = \gamma^2 G^2 \varphi^2 (\Delta - \varphi / 3)$$

Modificando b, aumenterà l'attenuazione del segnale di diffusione e di conseguenza diminuirà il rapporto segnale/rumore (SNR).

Si possono utilizzare differenti b-value, applicandone almeno due per scansione e tenendo conto che con un valore di b pari a 0 si avrà un'immagine pesata in T2. A parità di b-value, modificando la potenza dei gradienti, si avrà una sostanziale modifica del tempo.

La sequenza di Stejskal-Tanner è utilizzabile nel caso di mezzi diffusivi con tempo di rilassamento trasversale non troppo ridotto; in caso contrario si potranno utilizzare differenti sequenze presentanti Tempi di Eco (TE) molto ridotti.

## **5. Risonanza della colonna vertebrale**

La risonanza magnetica del rachide è un esame diagnostico non invasivo che fornisce immagini dettagliate sia dei tessuti molli che del tessuto osseo. Può essere effettuato su macchinari che presentano un'intensità variabile di campo magnetico, che può andare da 0.4 tesla (per un RM open con magneti permanenti) a 3 tesla (come per un RM chiuso con magneti superconduttivi). La bobina più consona per questo studio è una bobina Spine. Questo tipo di bobina, definita Phased Array, è costituita da più elementi riceventi di superficie e permette di studiare la parte anatomica con un ampio FOV (field of view), senza andare ad inficiare sul rapporto segnale rumore. Il protocollo per lo studio del rachide può variare in base al tipo di patologia sospettata anche se, di base si eseguono sequenze sul piano sagittale e assiale con pesatura T1 e T2 e STIR (short tau inversion recovery), quest'ultime in particolare, vengono utilizzate per lo studio delle strutture ossee. Infine, se necessario può essere eseguita qualche scansione pesata in T1 in seguito a somministrazione di mezzo di contrasto.

### **5.1. Sequenze DWI nello studio della colonna vertebrale**

La sequenza DWI nello studio del rachide è sempre stata convenzionalmente utilizzata nella ricerca di lesioni midollari, soprattutto ischemie. Per questo utilizzo si è sempre fatto affidamento da prima su sequenze Spin echo (SE) e più recentemente su sequenze Echo planar imaging (EPI). Solo in tempi più recenti si è pensato di utilizzare tale sequenza anche nello studio delle lesioni ossee. Lo studio di questa tesi vuole andare a valutare l'affidabilità della DWI applicata al tessuto osseo del rachide, effettuando le sequenze sul piano sagittale in modo da ottenere delle immagini più iconografiche e meno soggette ad artefatti da volume parziale. Inoltre, verrà utilizzato un valore di b di  $400\text{mm}^2/\text{s}$  in modo da far sì che eventuali patologie ossee risaltino sul tessuto circostante.

### 5.1.1. Sequenza di diffusione TSE

La Turbo spin echo (TSE) o Fast spin echo (FSE) rappresenta uno dei più importanti progressi nello sviluppo di sequenze veloci. Sono sequenze a eco di spin che riducono sensibilmente i tempi necessari alla realizzazione delle immagini RM. La loro caratteristica fondamentale è che la codifica di fase è unica per una serie di impulsi di eco all'interno di un TR, invece che per un singolo eco come avviene nelle SE convenzionale. Gli impulsi di eco successivi e i segnali di eco prodotti sono utilizzati per riempire più linee del k spazio, sfruttando un singolo impulso di eccitazione. Il gradiente di codifica di fase assume il valore appropriato, associato cioè alla linea dello spazio k da riempire prima della lettura del segnale di eco.

In seguito, appena terminata la fase di lettura, è applicato un gradiente di codifica di fase di uguale ampiezza e verso opposto, con l'obiettivo di annullare l'effetto del precedente gradiente. In questo modo gli echi generati dagli impulsi di rifocalizzazione successivi saranno tutti codificati in modo equivalente, senza effetti di memoria degli sfasamenti provocati dai gradienti precedenti che potrebbero generare la presenza di artefatti sotto forma di segnali ghost o bande di intensità.

Per poter utilizzare un maggior numero di impulsi RF di rifocalizzazione, in particolare nel caso di acquisizioni multislice, l'angolo di deflessione può essere ridotto a un valore inferiore a  $180^\circ$ . Il numero di echi generate all'interno di un singolo TR è denominato Echo Train Length (ETL) o Turbo Factor (TF) ed il tempo fra un impulso ed il seguente è chiamato echo spacing. A primo impatto può sembrare che il tempo di acquisizione della sequenza TSE sia ridotta di un fattore  $1/ETL$  rispetto ad una sequenza SE convenzionale; in realtà a causa della durata del treno di echi, il TR richiesto per una sequenza TSE è maggiore di quello utilizzato nelle sequenze convenzionali. Il risparmio di tempo è comunque rilevante grazie al rapido riempimento del K spazio. I contrasti ottenibili sono T1, T2, DP e DWI.

La DWI TSE è ottenibile applicando i due gradienti di diffusione rispettivamente prima e dopo l'impulso RF di rifocalizzazione a  $180^\circ$ . Presenta come vantaggi la possibilità di avere immagini ad alta risoluzione spaziale con una bassa sensibilità agli artefatti da distorsione di campo. Sarà comunque necessario per effettuare la sequenza un tempo relativamente lungo rispetto ad altri tipi di sequenze, e presenterà un'elevata sensibilità ai movimenti irregolari del corpo, ridotti tramite l'utilizzo di alcuni meccanismi di correzione dell'immagine.

### **5.1.2. Sequenza di diffusione SSTSE**

La single shot turbo spin echo (SSTSE) è una sequenza pensata per acquisire un'intera immagine a seguito di un unico impulso di eccitazione. Il problema principale era legato ai tempi di echo spacing non inferiori a 20ms, per cui la durata del treno di echi risultava pari a diversi secondi per dimensioni della matrice di acquisizione tipiche. Per questo motivo le prime applicazioni di tale sequenza furono limitate a tessuti presentanti un T2 molto lungo. L'evoluzione della tecnologia ha permesso il raggiungimento di un echo spacing inferiore a 5ms con conseguente durata del treno di echi al di sotto del secondo. Un ulteriore passo in avanti è avvenuto con l'applicazione di una nuova modalità di acquisizione del k spazio denominata Half Fourier in cui si campiona il 53% del k spazio lungo la direzione della codifica di fase e ricostruendo il restante 47% tramite la proprietà coniugate symmetry. La combinazione di questi due progressi tecnologici ha dato vita alla tecnica HASTE (half-fourier Acquisition Turbo Spin Echo). Il diagramma temporale di una sequenza SSTSE è essenzialmente quello di una sequenza TSE, con un numero di echi sufficiente ad acquisire un'intera immagine. Poiché sono sequenze a colpo singolo il TR è concettualmente infinito andando ad escludere la pesatura T1 e producendo solitamente immagini con pesatura T2. Questa sequenza è in grado di produrre immagini con alta qualità e alto SNR in tempi di acquisizione di poche centinaia di millisecondi.

## **5.2. Artefatti**

Come qualsiasi sequenza anche le DWI possono essere soggette ad artefatti che possono andare ad alterare un'immagine sovrastimando o sottostimando la diffusione delle molecole d'acqua e di conseguenza andando ad influire sulla diagnosi.

Con il termine artefatto intendiamo un effetto di distorsione o alterazione dell'immagine, che provoca una rappresentazione dell'immagine che non corrisponde al reale. Alcuni di essi sono evitabili mentre altri solo riducibili.

Il presentarsi di un artefatto non è un avvenimento raro, ed è necessario saperli riconoscere, capirne le cause e trovare i possibili rimedi.

In questa sezione si andranno a descrivere gli artefatti che possiamo ritrovare nelle sequenze DWI che ne sono solo alcuni dei molteplici esistenti.

### **5.2.1. Artefatti da movimento**

Tra gli artefatti più comuni e diffusi, troviamo gli artefatti da movimento. Questo tipo di artefatto è dovuto a molteplici cause ascrivibili tutte a movimenti quali la peristalsi degli organi addominali, i movimenti involontari del paziente ed i flussi ematici all'interno dei vasi. Questi movimenti vanno ad alterare la geometria della regione anatomica che si sta esaminando durante l'acquisizione dei dati.

Tipico è il caso degli artefatti di tipo ghost, per i quali la non correlazione tra i protoni eccitati dall'impulso e la localizzazione spaziale della loro risposta provoca nell'immagine delle strie di iperintensità che "ricalcano" i bordi della sezione esaminata lungo l'asse di codifica di fase. In conseguenza del loro movimento, i protoni acquisiscono una fase che non è quella che permetterebbe di localizzarli spazialmente in modo corretto, ma una fase che corrisponde a un'altra posizione, provocando nell'immagine uno shift delle strutture lungo l'asse della codifica di fase.

La natura regolare (respiro, per esempio) del fenomeno che li provoca, li rende spesso evidenti nell'immagine a intervalli regolari. Si noti che a produrre l'artefatto contribuisce uno shift di tutto lo strato, ma a produrre l'artefatto ghost visibile è di solito il grasso sottocutaneo per la sua iperintensità. Causa di artefatti può essere anche la perpendicolarità di un vaso afferente o efferente con lo strato in esame: nonostante l'elevato contenuto in acqua dei vasi sanguigni, il loro segnale in questo caso è nullo per la mancata eccitazione dei protoni quando viene raccolto il segnale, protoni che al momento dell'eccitazione si trovavano al di fuori dello strato in esame e vi sono entrati solo progredendo all'interno del vaso sanguigno. Nelle tecniche di acquisizione multislice, lo stesso fattore che causa ipointensità di segnale favorisce invece la formazione di artefatti di iperintensità a livello dei vasi, perché per gli stessi motivi appena visti il segnale dopo l'eccitazione può trasferirsi ad altre sezioni. Nelle sequenze DWI questo movimento può far sì che venga sovrastimato, sottostimato o addirittura annullato il movimento delle molecole d'acqua andando a creare zone di iper o ipointensità nell'immagine, che possono portare ad una diagnosi errata.

### **5.2.2. Artefatti da suscettività magnetica**

Si manifestano perché nei tessuti varia la permeabilità magnetica; dunque, anche se di poco, varia il campo magnetico sperimentato dai singoli protoni.

I defasamenti a cui i protoni verranno sottoposti sono pertanto diversi, a causa di questa disomogeneità, e quindi i segnali varieranno in maniera discontinua generando aree chiaro-scure con distorsione dell'anatomia circostante (tale effetto è enfatizzato in presenza di materiali metallici, ad esempio clip chirurgiche, o in prossimità di depositi di prodotti di degradazione del sangue come l'emosiderina).

Avviene, in particolare, anche a livello delle interfacce aria-osso e aria-tessuti molli, dove la suscettività magnetica cambia molto: in questi casi, è fonte di difficoltà in alcuni esami particolari, come la risonanza magnetica funzionale e per gli studi delle regioni in prossimità del basicranio, ove si verificano importanti cadute di segnale a causa dell'interfaccia tra tessuti a diversa suscettività.

### 5.2.3. Artefatti da Chemical shift

Fenomeni di tipo prevalentemente chimico fanno sì che, a parità di campo magnetico esterno, i protoni di alcuni tipi di tessuto abbiano frequenze di precessione (risonanza) lievemente diverse rispetto a quelle dei protoni di altri tessuti. L'artefatto da Chemical shift è determinato dall'interfacciarsi di due strutture con queste diverse caratteristiche molecolari. Ad esempio, il Chemical shift dei tessuti lipidici, responsabile di un artefatto tipico in molte immagini per uso diagnostico, vale circa 3,5 parti per milione (ppm). Poiché a 1,5 T la frequenza di Larmor vale circa 63,9 MHz si ha:

$$63,9 \text{ MHz} \times 3,5 \text{ ppm} = 223,65 \text{ Hz}$$

A 1,5 Tesla, quindi, la frequenza di risonanza dei lipidi è minore di circa 220 Hz circa rispetto a quella dei protoni dell'acqua. Tale differenza si accentua aumentando il campo magnetico principale, giacché la frequenza di risonanza è direttamente proporzionale al campo applicato (relazione di Larmor). Gli artefatti avvengono, dunque, a livello delle interfacce tra i tessuti lipidici ed altri tipi di tessuti, perché l'apparecchiatura commette un errore nell'attribuire la posizione ai voxel dei lipidi, che saranno collocati leggermente spostati rispetto alla loro posizione reale lungo l'asse di frequenza. Essi lasceranno un vuoto di segnale laddove avrebbero dovuto essere correttamente posizionati, e una zona di iperintensità ove i pixel mal localizzati sono andati a sovrapporsi a quelli degli altri tessuti, correttamente localizzati. Nell'immagine, vicino ai "confini" tra un tessuto e l'altro, si vedranno dunque zone di ipointensità di segnale, come bordo scuro e zone di iperintensità di segnale, come bordi più chiari. A 1,5 Tesla, e con una larghezza di banda RF di 16 kHz, tale effetto coinvolge quasi 4 pixel.

#### **5.2.4. Artefatti da Ribaltamento**

Si manifestano quando la parte anatomica della quale si acquisiscono i dati eccede il FOV. Si verificano sia lungo l'asse di codifica di fase, sia lungo l'asse di codifica di frequenza, anche se in tempi più recenti è sempre più raro vederli lungo l'asse delle frequenze per l'implementazione di tecniche specifiche (sovracampionamento, filtri digitali). Avvengono quando regioni di spazio diverse sono state codificate con la stessa fase o frequenza. Questo fa sì che nell'immagine finale la regione esterna al FOV che ha la stessa codifica sia comunque rappresentata all'interno del FOV ma ribaltata dalla parte opposta.

#### **5.2.5. Artefatti da Shine-Through**

L'imaging pesato in diffusione si basa sull'utilizzo di sequenze con pesatura T2. I tempi molto lunghi di decadimento della magnetizzazione trasversale associati ad alcuni tessuti danno un'elevata intensità di segnale anche per elevati valori di b.

Le aree corrispondenti a questi tessuti appariranno iperintense e, di conseguenza, lo saranno anche nelle immagini pesate in diffusione. Ciò fa sì che aree contenenti fluidi possano mimare aree con diffusione ristretta. Per evitare errori di diagnosi, le immagini pesate in diffusione dovrebbero essere comparate con immagini pesate in T2 o con mappe ADC (mappature che tengono conto del coefficiente di diffusione apparente). Quest'ultime non sono influenzate dall'artefatto di Shine-Through.

### **5.3. Aspetto delle lesioni vertebrali**

Le lesioni vertebrali in RM sono contraddistinte da caratteristiche specifiche che le rendono distinguibili da altre patologie. La molteplicità di sequenze disponibili per l'esecuzione dell'esame fa sì che si possano distinguere anche patologie molto simili fra di loro.

Inoltre, nel caso di patologie infettive quali spondiliti e spondilodisciti, l'RM è in grado di evidenziare tutte le componenti del danno: la lesione del metamero in T1 viene visualizzata ipointensa rispetto alla porzione sana dell'osso; in T2, al contrario, la lesione viene visualizzata come un'area lievemente iperintensa rispetto alla parte sana del metamero.

Tuttavia, le sopracitate sequenze risultano poco specifiche per questo tipo di lesione, evidenziando pochi elementi e non permettendo perciò un'accurata diagnosi.

Un'ulteriore sequenza utilizzata è la STIR, in cui l'aspetto della lesione appare iperintenso rispetto alla porzione sana e dimostrando un'espansione della lesione a livello osseo più realistica rispetto alle due sequenze nominate in precedenza. Infine, nella diffusione la sede di infezione si mostra come un'area di forte iperintensità rispetto ai tessuti circostanti (ciò è dovuto all'alterata diffusività delle molecole d'acqua), andando a definire in maniera specifica la vera entità del danno sia a livello osseo che a livello dei tessuti circostanti. Nei casi di spondilodiscite più gravi, la DWI mostra il cosiddetto "segno dell'artiglio" o "claw sign", peculiarità di tale infezione che indica l'interessamento sia dei metameri vertebrali, sia dei dischi intervertebrali. Il segno dell'artiglio viene rappresentato come una banda di ipersegnale visibile a livello dei piatti vertebrali, generalmente obliqua verso il basso e all'indietro.

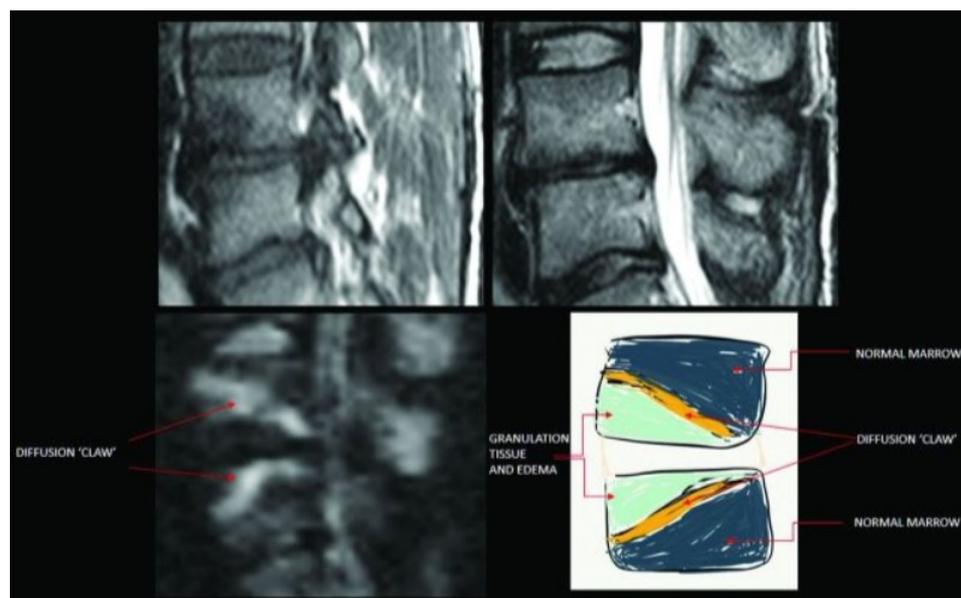


Figura 12

Nonostante la patologia neoplastica ossea sia rappresentata principalmente dalle metastasi, esistono anche rare neoplasie vertebrali primitive classificabili in benigne o maligne. La risonanza è in grado di fornire una valutazione panoramica di tali lesioni; nel caso di localizzazione vertebrale, la sostituzione del midollo adiposo con il tessuto neoformato consente un'agevole identificazione della lesione. Questa, infatti, apparirà come un'area focale di ipointensità nelle immagini T1, associata o meno a modificazioni morfologiche della vertebra stessa. Tale aspetto peraltro è diverso da quello di un angioma vertebrale, che rappresenta un frequente reperto occasionale in esami RM, caratterizzato da un'elevata intensità di segnale nelle immagini T1 in rapporto al suo elevato contenuto di tessuto adiposo. Inoltre, utilizzando immagini T2 è possibile distinguere lesioni litiche che appariranno iperintense e lesioni blastiche che appariranno ipointense. In diffusione si riscontra un'area di iperintensità che spicca sulla restante parte del metamero osseo, con buona definizione dei bordi.

In caso di fratture vertebrali, la visualizzazione della lesione viene particolarmente accentuata con la sequenza STIR che evidenzia l'edema osseo come una zona di iperintensità rispetto all'osso circostante. Tale iperintensità segue il decorso della rima di frattura. In DWI si ha un'accentuata iperintensità dovuta all'alterata diffusività della zona interessata da frattura, con ulteriore visualizzazione del processo flogistico a carico dei tessuti circostanti.

## 6. Materiali e metodi

Per questa tesi sono state utilizzate due macchine Philips Achieva da 1.5 Tesla.

<b>Tabella 1.</b>		
	<b>Achieva 1.5 T</b>	<b>Achieva XR 1.5 T</b>
<b>On the Z-Axis</b>	2.5 T/m 250 G/cm	2.5 T/m 250 G/cm
<b>Tube on 20 cm diameter</b>	2.6 T/m 260 G/cm	2.6 T/m 260 G/cm
<b>Tube on 30 cm diameter</b>	2.8 T/m 280 G/cm	2.8 T/m 280 G/cm
<b>Tube on 40 cm diameter</b>	3.2 T/m 320 G/cm	3.2 T/m 320 G/cm

<b>Tabella 2.</b>			
<b>Gradient System</b>	<b>Amplitude</b>	<b>Maximum Slew rate</b>	<b>Minimum imaging Rise time</b>
<b>Pulsar</b>	33 mT/m	80 mT/m/ms	0.41 ms
<b>Pulsar HP+</b>	33 mT/m	120 mT/m/ms	0.27 ms
<b>Nova dual HP</b> mode 1 mode 2	33 mT/m 66 mT/m	180 mT/m/ms 90 mT/m/ms	0.18 ms 0.73 ms

Tali macchine presentano, come riportato in Tabella 1. dei gradienti con una potenza di 2.5 T/m, con parametri riportati nella Tabella 2.

Per lo studio della sezione in esame sono state utilizzate delle bobine Phased array Spine con selezione dei canali corrispondenti alla sezione anatomica da esaminare. Sono stati presi in esame 12 pazienti affetti da patologie ossee della colonna vertebrale che nel periodo compreso tra dicembre 2020 e ottobre 2021 hanno effettuato una RM della colonna presso A.O.U. Ospedali Riuniti di Ancona.

<b>Pazienti</b>	<b>Esame RM</b>	<b>Tipologia di lesione</b>	<b>Data studio</b>
1	Rm colonna in toto	Cisti leptomeningea	16/08/2021
2	Rm colonna lombo-sacrale	Negativo	22/07/2021
3	Rm colonna lombo-sacrale	Spondilodiscite	20/07/2021
4	Rm colonna lombo-sacrale	Processo infettivo post-operatorio	10/07/2021
5	Rm colonna cervicale	Negativo	30/06/2021
6	Rm colonna lombo-sacrale	Spondilodiscite in via di risoluzione	21/06/2021
7	Rm colonna cervicale	Spondilite infettiva di natura tubercolare	15/12/2020
8	Rm colonna cervicale	Spondiloartrite	22/05/2021
9	Rm colonna cervicale	Metastasi	22/05/2021
10	Rm colonna cervicale	Spondilite	16/07/2021
11	Rm colonna lombo-sacrale	Processo infettivo post-operatorio	04/10/2021
12	Rm colonna Dorso-lombare	Frattura da stress del peduncolo	16/10/2021

In aggiunta alle sequenze di routine per lo studio della colonna, sono state effettuate una o entrambe sequenze DWI in base al grado di compliance del paziente.

<b>Parametri</b>	<b>SSTSE</b>	<b>TSE</b>
<b>FOV</b>	Variabile	Variabile
<b>Matrice</b>	268x203	268x203
<b>Slice thickness</b>	3 mm	3 mm
<b>Gap</b>	0.3 mm	0.3mm
<b>TE</b>	Shortest	64 ms
<b>TR</b>	Range 2000 – 3000 ms	Range 2500 – 3500 ms
<b>B-value</b>	0 – 400 s/mm <sup>2</sup>	0 - 400 s/mm <sup>2</sup>

Nella tabella 4 vengono riportati i principali parametri delle sequenze utilizzate.

In seguito, le immagini sono state sottoposte all'esame di un medico neuro-radiologo che, non aveva visionato i casi in precedenza. Dopo averle esaminate in rapporto ai casi, le ha valutate tramite una scala numerica a tre punti in base alla qualità, alla definizione e all'utilità diagnostica. Inoltre, nel caso in cui lo stesso paziente fosse stato sottoposto ad entrambe le sequenze durante la medesima seduta, le immagini risultanti sono state confrontate fra loro e sono state scelte le migliori ai fini diagnostici.

## 7. Risultati

Tabella 1. *Qualità e Definizione*

Pazienti	SSFSE	TSE
1	3	-
2	2	-
3	1	2
4	3	-
5	2	-
6	1	2
7	-	3
8	3	-
9	2	-
10	1	3
11	1	1
12	-	3

Nella tabella 2. viene rappresentata la qualità e la definizione dell'immagine risultante dalla sequenza DWI tramite una scala numerica che va da 1 a 3 in cui;

- 1 rappresenta una scarsa qualità e definizione
- 2 rappresenta una discreta qualità e definizione
- 3 rappresenta una buona qualità e definizione

Tabella 2. *Utilità diagnostica*

<b>Pazienti</b>	<b>SSFSE</b>	<b>TSE</b>
<b>1</b>	<b>3</b>	<b>-</b>
<b>2</b>	<b>2</b>	<b>-</b>
<b>3</b>	<b>1</b>	<b>2</b>
<b>4</b>	<b>3</b>	<b>-</b>
<b>5</b>	<b>2</b>	<b>-</b>
<b>6</b>	<b>1</b>	<b>2</b>
<b>7</b>	<b>-</b>	<b>3</b>
<b>8</b>	<b>3</b>	<b>-</b>
<b>9</b>	<b>2</b>	<b>-</b>
<b>10</b>	<b>1</b>	<b>3</b>
<b>11</b>	<b>1</b>	<b>1</b>
<b>12</b>	<b>-</b>	<b>3</b>

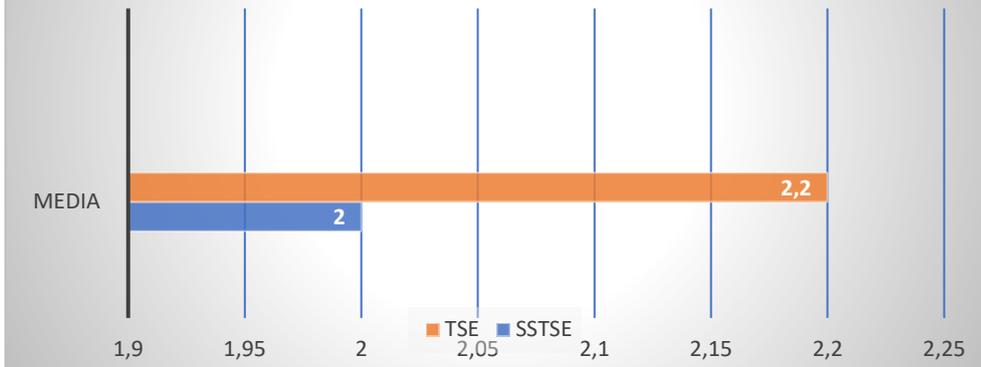
Nella tabella 1. viene rappresentata l'utilità diagnostica delle sequenze DWI con valori che vanno dall'1 al 3 in cui

1 rappresenta un'utilità nulla o bassa

2 rappresenta un'utilità discreta buona conferma reperti visibili con altre sequenze

3 rappresenta un'utilità molto alta aggiunge informazioni utili o indispensabili alla diagnosi

### Media Qualità e Definizione



### Media Utilità diagnostica

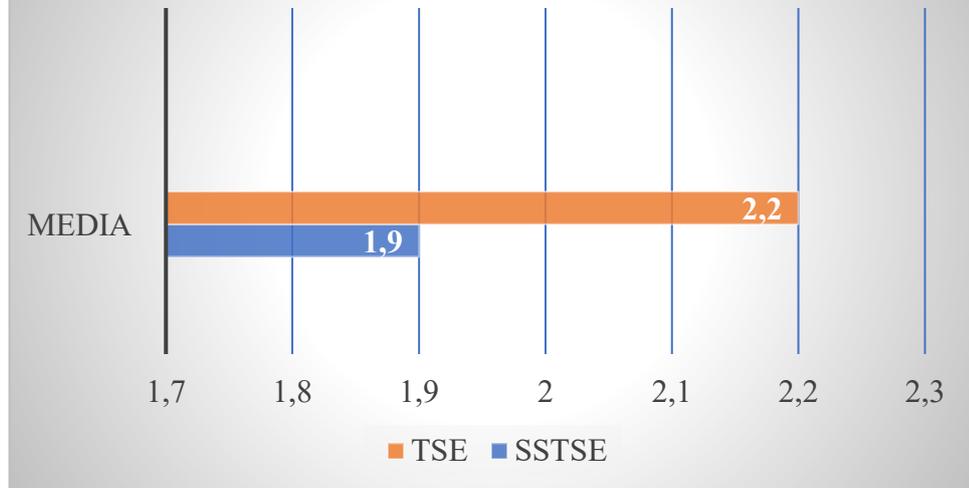


Tabella 3. *Confronto Sequenze*

Pazienti	Confronto sequenze	Note
3	3	La TSE ci permette di visualizzare la natura infiammatoria delle lesioni, andando a confermare ciò che le precedenti sequenze avevano già fatto intuire. La SSTSE al contrario per la presenza di differenti artefatti, non permette una visualizzazione diagnostica della lesione In questo caso la TSE si rivela superiore alla SSTSE
6	3	La TSE non mostra nulla in più rispetto alle sequenze convenzionali, ma va comunque a confermare l'assenza di processi infettivi acuti in un paziente precedentemente affetto da spondilodiscite La SSTSE non risulta utile alla diagnosi per la presenza di artefatti In questo caso la TSE si rivela superiore alla SSTSE
10	3	La TSE risulta altamente diagnostica e superiore alla SSTSE e alle sequenze convenzionali, mostrando e definendo la natura infettiva della lesione La SSTSE non fornisce molte informazioni riguardo la lesione, ma fornisce un'ottima visione del midollo In questo caso la TSE si rivela superiore alla SSTSE
11	1	La TSE risulta inutilizzabile vista l'entità dell'artefatto presente La SSTSE risulta poco utile e deformata da alcuni artefatti, mostrando solo in parte la lesione In questo caso la SSTSE si rivela superiore alla TSE

Nella tabella 3. viene effettuato un confronto delle due sequenze DWI nei pazienti in cui è stato possibile effettuarle entrambe. Tale confronto si basa su un indice numerico che va da 1 a 3 in cui;

1 Indica che la SSFSE risulta migliore della TSE

2 Indica che la SSFSE risulta uguale alla TSE

3 Indica che la SSFSE risulta peggiore rispetto alla TSE

Inoltre, sono state inserite delle note riguardo il confronto delle due sequenze.

Esaminando i singoli casi si evince quanto segue:

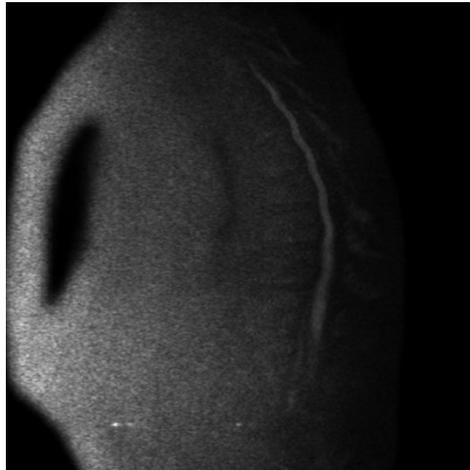
*Paziente 1*



*Figura 13 sequenza SSDWI*

Paziente affetto da cisti leptomeningea a cui viene effettuata una sequenza SSTSE (Figura 13). Si può notare la buona visualizzazione dei metameri indenni e dei dischi intervertebrali. Tale sequenza può risultare utile anche per patologie esterne al tessuto osseo; infatti, in questo caso tale sequenza è stata utile per discriminare la patologia del paziente da altri tipi di cisti. Come si può notare il segnale della cisti leptomeningea risulta isointenso al liquor, segno peculiare di tale patologia.

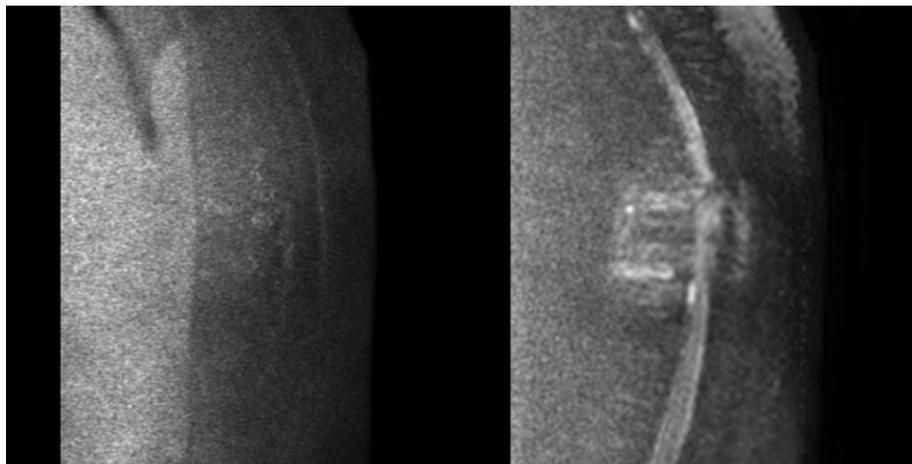
*Paziente 2*



*Figura 14 sequenza SSDWI*

Paziente risultato poi negativo a cui è stata effettuata sequenza SSTSE (Figura 14). Si possono visualizzare i metameri vertebrali con ottima visualizzazione del midollo che risulta ondulato a causa di artefatti da flusso.

*Paziente 3*



*Figura 15 sequenza SSDWI*

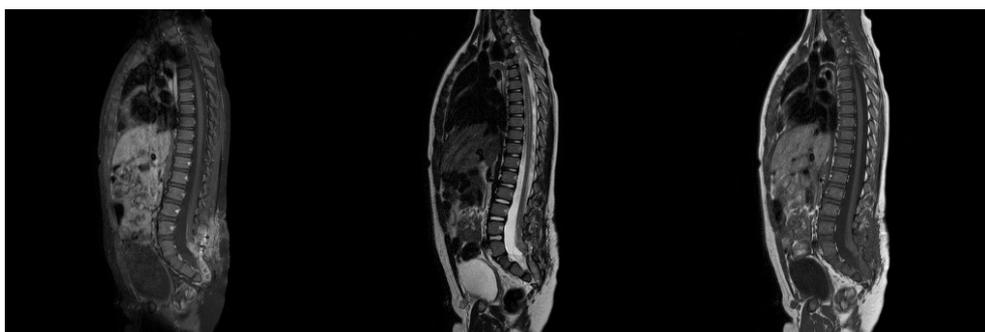
*Figura 16 sequenza TSE-DWI*

Paziente affetta da spondilodiscite su cui sono state eseguite sia la SSTSE (figura 15) sia la TSE (figura 16). Come si può notare dalle immagini la SSTSE risulta non utilizzabile per la diagnosi vista la presenza di artefatti da ribaltamento risolvibile andando ad impostare la direzione di fase in RL,

mentre la TSE evidenzia la natura infiammatoria della lesione. Si può infatti notare una zona di iperintensità a livello di D6, D7, D8 e D9.

A quest'ultima sequenza è stato attribuito un livello di utilità diagnostica di due poiché le sequenze convenzionali avevano già dimostrato tale lesione.

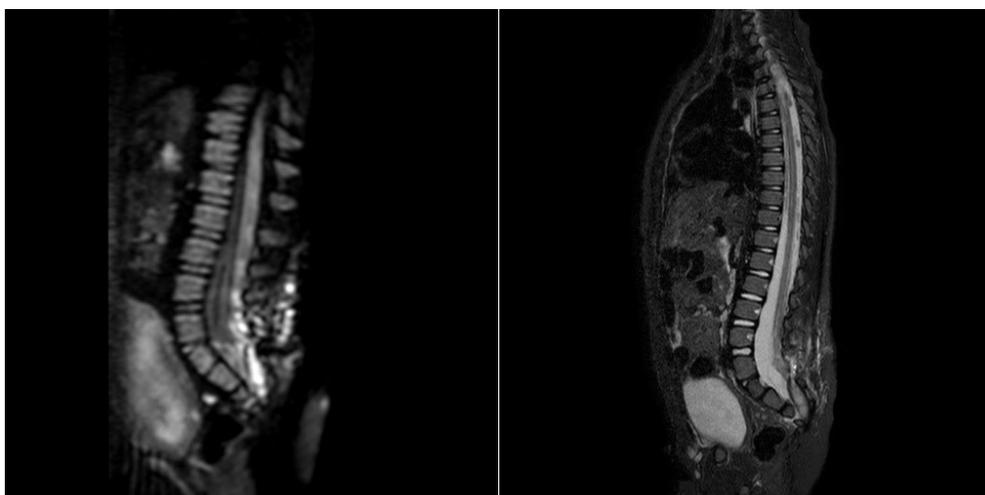
#### *Paziente 4*



*Figura 17 sequenza T1FS dopo MDC*

*Figura 18 sequenza T2*

*Figura 19 sequenza T1*

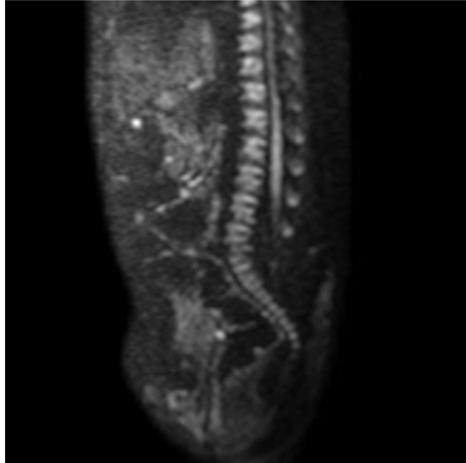


*Figura 20 sequenza SSDWI*

*Figura 21 sequenza STIR*

Paziente pediatrico che presenta un processo infettivo post-operatorio. In questo caso viene eseguita una sequenza SSTSE (figura 20) che risulta fondamentale per la conferma di una raccolta settica che nella sequenza DWI risulta iperintensa, mentre nelle sequenze convenzionali (figure 18, 19, 21) non viene ben definita. La conferma a tale tesi arriva con la riesecuzione di sequenze T1 pesate in seguito a somministrazione di mezzo di contrasto paramagnetico (figura 17)

*Paziente 5*



*Figura 22 sequenza SSDWI*

Paziente pediatrico affetto da malformazioni. Viene eseguita una SSTSE (figura 22) che fornisce una buona visualizzazione del midollo e dei metameri. Inoltre, esclude possibili processi infettivi a carico del rachide.

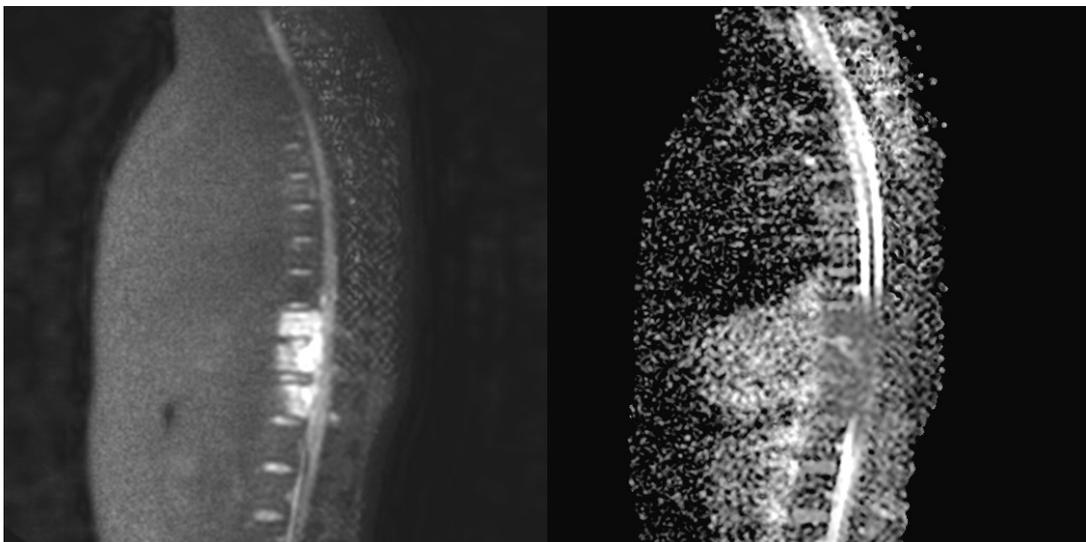
*Paziente 7*



*Figura 23 sequenza T2*

*Figura 24 sequenza STIR*

*Figura 25 sequenza T1*



*Figura 26 sequenza TSE-DWI*

*Figura 27 Mappa ADC*

Paziente affetta da spondilodiscite tubercolare. Viene effettuata in aggiunta al protocollo standard del rachide una sequenza DWI TSE (figura26). Quest'ultima sequenza mette in evidenza tutte le lesioni infettive in corso di spondilodiscite, andando a confermare ed aggiungere informazioni alle sequenze più comunemente utilizzate.

*Paziente 8*



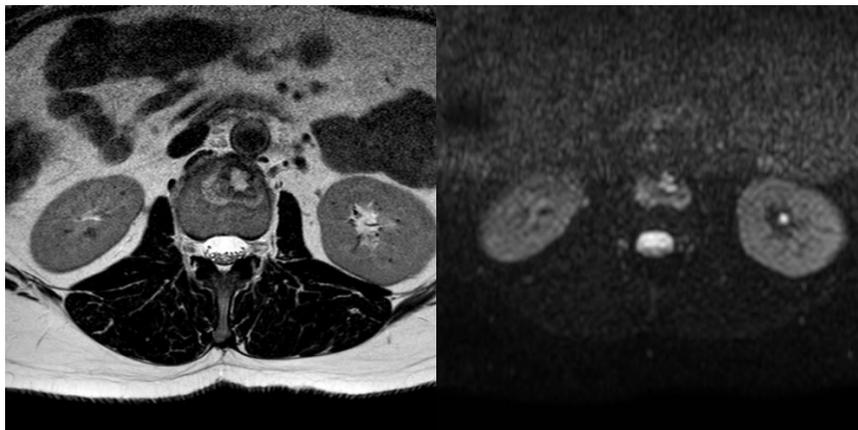
*Figura 28 sequenza T1*

*Figura 29 sequenza SSDWI*

*Figura 30 sequenza T2*

Paziente affetta da spondiloartrite, a cui viene effettuata una sequenza SSTSE (figura 29) in aggiunta al protocollo standard. In questo caso la SSTSE dimostra di poter permettere, oltre ad una valutazione della parte ossea del rachide, una valutazione delle ischemie a livello midollare, vista l'ottima visualizzazione di quest'ultimo organo.

*Paziente 9*



*Figura 31 sequenza T2*

*Figura 32 sequenza SSDWI*

Paziente con sospetto di recidiva per neof ormazione secondaria a livello vertebrale. Viene eseguita una SSTSE sul piano assiale (figura 32), in aggiunta al protocollo standard. La lesione viene visualizzata iperintensa.

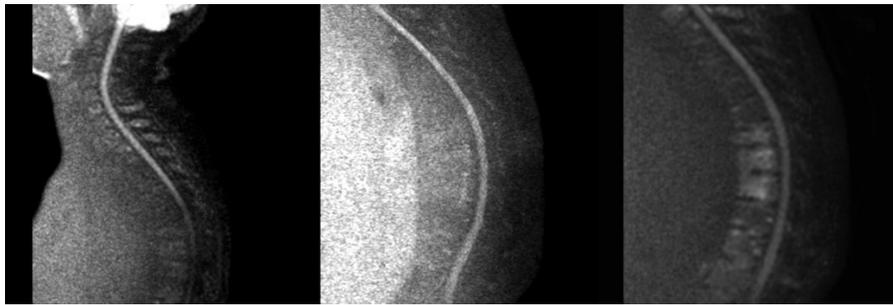
*Paziente 10*



*Figura 33 sequenza T2*

*Figura 34 sequenza T1*

*Figura 35 sequenza STIR*



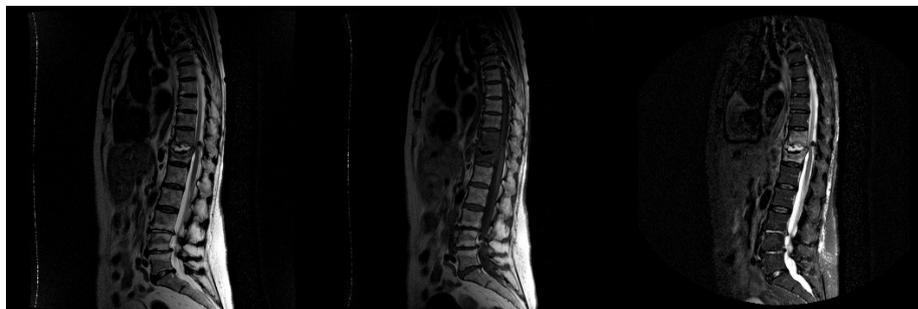
*Figura 36 TSE-DWI*

*Figura 37 sequenza SSDWI*

*Figura 38 sequenza TSE-DWI*

Paziente affetto da spondilite a cui vengono effettuate entrambe le sequenze in esame in aggiunta al protocollo standard del rachide. Ad eccezion fatta della T1(Figura 34) che risulta lievemente sensibile alla lesione, le sequenze standard non permettono la sua visualizzazione. Al contrario la TSE (figura 38) risulta fortemente sensibile alla lesione evidenziandola come un area iperintensa. La SSTSE (Figura 37) risulta meno sensibile alla lesione fornendo però una buona definizione del midollo

*Paziente 11*



*Figura 39 sequenza T2*

*Figura 40 sequenza T1*

*Figura 41 sequenza STIR*

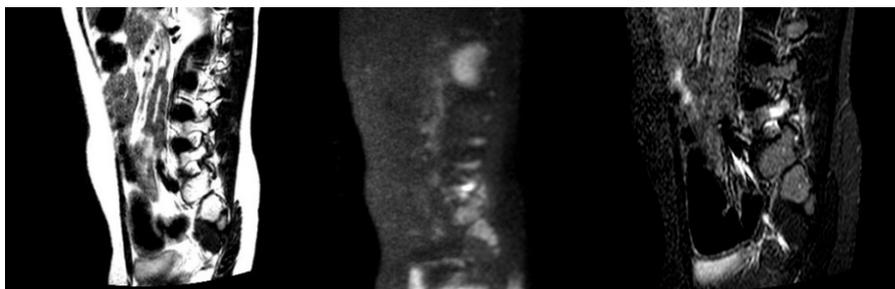


*Figura 42 sequenza T1FS dopo MDC*

*Figura 43 sequenza SSDWI*

Paziente affetta da processo infettivo post-operatorio. Vengono eseguite entrambe le sequenze in esame. La TSE non risulta diagnostica per via dei molteplici artefatti riscontrati, mentre la SSTSE (Figura 43) mostra in parte la lesione che viene visualizzata iperintensa rispetto alla parte sana del metamero. Quest'ultima comunque non risulta utile alla diagnosi data la distorsione geometrica dell'immagine.

## *Paziente 12*



*Figura 44 sequenza T2*

*Figura 45 sequenza TSE-DWI*

*Figura 46 sequenza STIR*

Paziente affetto da microfrattura da stress con edema della spongiosa ossea del peduncolo vertebrale di L5. Eseguita sequenza TSE (Figura 45) in aggiunta al protocollo standard. In questo specifico caso la diffusione conferma il reperto identificato dalla STIR (Figura 46), evidenziando sia l'alterata diffusione a livello della spongiosa ossea del peduncolo che risulta come un'area iperintensa rispetto all'osso circostante, sia il processo infiammatorio a carico dei tessuti molli circostanti che risultano anch'essi iperintensi.

## **7.1. Discussione**

L'obiettivo di questa tesi è di riuscire a trovare la sequenza DWI migliore per lo studio delle patologie ossee a carico del rachide. A tal fine, è stata effettuata una valutazione sia da un punto di vista tecnico, che medico. Tecnicamente abbiamo esaminato la definizione e la qualità dell'immagine; il punteggio di tale osservazione, va comunque a influire sulla valutazione di tipo medico poiché un'immagine con punteggio basso, risulta non chiara e di conseguenza non utile a livello diagnostico. In rapporto ai pazienti su cui sono state eseguite le sequenze si evince una votazione media superiore nella TSE con 2,2 punti rispetto alla SSTSE con 2,0 punti. Questo come detto in precedenza influisce sul secondo parametro di valutazione che conferma una votazione media superiore delle TSE con 2,2 punti in confronto alla SSTSE la quale presenta una media di 1,9 punti. Bisogna comunque far presente che la SSTSE

in alcuni casi specifici è risultata fondamentale ai fini diagnostici. Entrambe hanno inoltre dimostrato di poter essere ampiamente utilizzate in quanto rendono possibile una buona valutazione del midollo spinale oltre alle strutture ossee.

Bisogna, comunque, tener conto del tempo e del tipo di macchina; la SSTSE viene eseguita con un tempo massimo di 2:00 minuti, mentre per la TSE può essere necessario un tempo anche molto superiore. Questo è da considerare in quanto una componente fondamentale per la riuscita di tale sequenza è il paziente che deve essere collaborante nell'evitare vari movimenti, al fine di escludere falsi positivi o falsi negativi. È necessario, altresì, considerare che per poter effettuare una TSE diagnostica e priva di artefatti, è fondamentale utilizzare una macchina con gradienti prestanti. Infatti, è risultato che la maggior parte delle TSE effettuate con la macchina Philips Achieva più datata e con gradienti meno performanti non sono state significativamente valutabili. A dimostrazione di quanto sopra esposto, in letteratura esistono studi analoghi che confrontano due sequenze per lo studio DWI del rachide. Uno di questi è stato effettuato da alcuni radiologi del Dipartimento di Radiologia, Gazi University School of Medicine, Besevler-Ankara, Turchia (A.Y. Oner, T. Tali, F. Celikyay, A. Celik and P. Le Roux: "Diffusion-Weighted Imaging of the Spine with a Non-Carr-Purcell-Meiboom-Gill Single-Shot Fast Spin-Echo Sequence: Initial Experience" American Journal of Neuroradiology, March 2007) che hanno valutato in modo prospettico il miglioramento del rapporto segnale-rumore (SNR) nell'imaging pesato in diffusione (DWI) della colonna vertebrale, con l'uso di un nuovo tipo di sequenza denominata non-Carr-Purcell-Meiboom-Gill (non-CPMG) single shot fast spin echo (SSFSE) ed il suo effetto sulle misurazioni del coefficiente di diffusione apparente, in confronto ad una sequenza EPI-DWI. È stato preso un campione di 24 pazienti a cui sono state effettuate entrambe le sequenze. Sono state in seguito effettuate misurazioni sia sul corpo vertebrale sano, sia sulle lesioni se presenti. I valori medi di SNR erano 5,83 +/- 2,2 e 11,68 +/- 2,87 per EPI e SS-FSE DWI non CPMG, rispettivamente. I valori SNR misurati in DWI utilizzando l'imaging parallelo sono risultati significativamente più alti. Gli ADC medi della colonna vertebrale erano 0,53 +/- 0,15 e 0,35 +/- 0,15 x 10<sup>-3</sup> mm<sup>2</sup>/s rispettivamente per EPI e SS-FSE DWI non CPMG. I punteggi di qualità sono risultati più alti per la tecnica DWI SS-FSE non CPMG (P <.05). Il CNR della lesione complessiva è risultato essere più alto nel DWI con SS-

FSE non CPMG. In conclusione, è risultato che la tecnica SS-FSE non CPMG fornisce un miglioramento significativo all'attuale DWI della colonna vertebrale basata su EPI, anche se è ritenuto necessario uno studio che includa un numero maggiore di pazienti per determinare se l'uso di questa sequenza DWI come strumento supplementare all'imaging RM convenzionale possa aumentare la fiducia diagnostica nelle condizioni patologiche spinali. Questo articolo avvalora ulteriormente la tesi che sia possibile confrontare due sequenze andandone a valutare diversi parametri e definire quale fra le due sia la migliore ai fini diagnostici.

## **7.2. Conclusione**

La sequenza TSE-DWI è risultata migliore ai fini diagnostici in quanto riesce a fornire immagini più sensibili e qualitativamente migliori. È comunque necessario considerare il tempo impiegato per l'esecuzione di tale sequenza che risulta piuttosto lungo e variabile. Inoltre, è fondamentale il tipo di scanner utilizzato.

Concludendo, la tecnica SSTSE-DWI è risultata peggiore al fine di diagnosi delle lesioni ossee vertebrali, ma risulta comunque utilizzabile per la valutazione delle lesioni a carico del midollo. Punto a favore di tale sequenza il tempo inferiore necessario per la sua esecuzione.

Rimane comunque un margine di miglioramento per entrambe le sequenze.

## 8. Bibliografia

- Martini, Timmons, Tallitsch “Anatomia Umana” EdiSES editore VI Edizione 2016
- Roberto Colombo, Ettore Olmo “Biologia dei Tessuti” Edi-Ermes 2007
- Federico A. Grassi, Ugo E. Pazzaglia, Giorgio Pilato, Giovanni Zatti “Manuale di ortopedia e traumatologia” Elsevier editore II edizione 2012
- Mario Coriasco, Osvaldo Rampado, Gianni Boris Bradac “Elementi di risonanza magnetica” Springer editore 2014
- Alessandro Stecco, Alfonso Ragozzino “L’Essenziale... nell’Imaging RM di Diffusione” 2012
- V. Cavallo, G. Simonetti, F. Campodonico “Diagnostica per immagini” Piccin Editore

## 9. Sitografia

- Oner AY, Tali T, Celikyay F, Celik A, Le Roux P. Diffusion-weighted imaging of the spine with a non-carr-purcell-meiboom-gill single-shot fast spin-echo sequence: initial experience. AJNR Am J Neuroradiol. 2007 Mar;28(3):575-80. PMID: 17353340; PMCID: PMC7977846.
- Castillo M. Diffusion-weighted imaging of the spine: is it reliable? AJNR Am J Neuroradiol. 2003 Jun-Jul;24(6):1251-3. PMID: 12812965; PMCID: PMC8149008.
- [Philips Healthcare: Innovazioni di valore per la Sanità](#)
- <https://link.springer.com/content/pdf/10.1007/s10261-011-0017-3.pdf>
- Patel KB, Poplawski MM, Pawha PS, Naidich TP, Tanenbaum LN. Diffusion-weighted MRI "claw sign" improves differentiation of infectious from degenerative modic type 1 signal changes of the spine. AJNR Am J Neuroradiol. 2014 Aug;35(8):1647-52. doi: 10.3174/ajnr.A3948. Epub 2014 Apr 17. PMID: 24742801; PMCID: PMC7964436.
- <https://www.rheumalab.it/site/spondilodisciti-infiammatorie-non-infettive-ed-infettive-diagnostica-differenziale-e-ruolo-della-risonanza-magnetica/>

- 1. Briganti F, Manto A, Spadetta F, et al. Aspetti RM delle spondilodisciti. Rivista di Neuroradiologia. 1992;5(2):177-184. doi:10.1177/197140099200500205

## **10. Allegati**

### **10.2. Ringraziamenti**

Ringrazio chi mi è sempre stato accanto, nei momenti di gioia e di sconforto.

Un ringraziamento speciale va a mia Madre che mi ha sempre incoraggiato spingendomi a dare il meglio, a mia Zia e mio Zio sempre presenti seppur lontani, alla mia ragazza ed ai miei amici più cari che mi hanno sopportato nei momenti più complicati di questo mio percorso di studio.

Un ulteriore ringraziamento va al mio relatore Prof. Dott. Gabriele Polonara per la sua disponibilità, al mio correlatore Jeffrey Dubbini per avermi sempre aiutato sia durante il tirocinio che nella stesura di questa tesi. Infine, ringrazio tutti i tecnici dell'U.O. di Radiologia degli ospedali riuniti di Ancona, in particolar modo quelli della risonanza magnetica che sono sempre stati disponibili durante tutto questo percorso.