



# **UNIVERSITA' DEGLI STUDI DI PADOVA**

**DIPARTIMENTO di MEDICINA - DIMED**

**CORSO DI LAUREA TRIENNALE IN "TECNICHE DI RADIOLOGIA  
MEDICA,  
PER IMMAGINI E RADIOTERAPIA"**

**Sede di Padova**

**Presidente: Prof. Roberto Stramare**

**Tesi di Laurea:**

**VALUTAZIONE DELLA SOPPRESSIONE DEL SEGNALE  
DEL GRASSO NELLA SEQUENZA 3D GRADIENT ECHO  
VIBE**

**Relatore: Dott. Marco Pizzi**

**Laureando: Cherubin Alessandro**

**Anno Accademico 2022-2023**



## **Indice:**

<b>1. Abstract</b>	pag.01
<b>2. Introduzione</b>	pag.02
<b>3. Risonanza Magnetica</b>	pag.03
<b>4. Sequenza VIBE</b>	pag.07
<b>5. Metodiche di saturazione del grasso</b>	pag.08
<b>5.1. Tecniche con saturazione spettrale</b>	pag.08
<b>5.2. Water excitation (WE)</b>	pag.08
<b>5.3. Dixon</b>	pag.09
<b>6. Visualizzazione del segnale RM</b>	pag.09
<b>7. K Spazio</b>	pag.10
<b>8. Immaging parallelo (PAT)</b>	pag.11
<b>8.1. GRAPPA</b>	pag.12
<b>8.2. CAIPIRINHA</b>	pag.13
<b>9. Shimming</b>	pag.13
<b>10. Materiali e metodi</b>	pag.15
<b>10.1. Tomografo</b>	pag.15
<b>10.2. Fantoccio</b>	pag.16
<b>10.3. Software</b>	pag.17
<b>10.4. Acquisizione delle immagini e sequenza base</b>	pag.17
<b>11. Conclusioni ed immagini</b>	pag.18
<b>12. Tabella riassuntiva dei dati ottenuti</b>	pag.56
<b>13. Discussioni</b>	pag.58

## **1. Abstract**

La risonanza magnetica è una delle metodiche diagnostiche di maggior impiego a livello radiologico. Essa si basa sulle proprietà elettromagnetiche degli atomi di idrogeno, sia che essi siano legati a molecole d'acqua, proteine, lipidi o grassi. Proprio in relazione a quest'ultimo, la tesi vuole valutare l'efficacia delle metodiche per la saturazione del segnale relativo al grasso. Per fare ciò si è reso necessario l'impiego di un fantoccio e di un tomografo RM 1,5 Tesla Siemens Avanto Fit.

La sequenza su cui si è basato lo studio è la sequenza VIBE (volumetric, Interpolated, breath hold) alla quale sono state applicate differenti tecniche di saturazione del grasso (Q fat sat, water excitation, Dixon, SPAIR) in concomitanza alla variazione di altri parametri quali shimming, imaging parallelo e posizionamento nel bore RM del fantoccio. Il tutto cercando di mantenere l'acquisizione e la sequenza impiegata il più fedele possibile rispetto a quella impiegata nella pratica clinica.

## 2. Introduzione

La risonanza magnetica (RM) è una delle metodiche diagnostiche di maggior impiego a livello radiologico. Essa si basa sull'acquisizione del segnale derivante dai protoni presenti nelle strutture del corpo umano, sia che essi siano legati a molecole d'acqua, proteine, lipidi e grassi. I protoni (spin) immersi in un campo magnetico eseguono un moto di precessione ad una frequenza proporzionale all'entità del campo (frequenza di Larmor) [1].

L'attività elettromagnetica dei gruppi di idrogeno è la base del funzionamento della risonanza magnetica, in quanto quest'ultimo possedendo numero di massa dispari detiene uno spin, un movimento di rotazione lungo il proprio asse. Tale movimento implica l'origine di un campo magnetico dell'idrogeno stesso, che prende il nome di momento magnetico. Quando i nuclei di idrogeno vengono inseriti in un campo magnetico esterno  $B_0$  l'interazione tra i due campi genera un momento di precessione attorno a  $B_0$ .

A livello quantistico gli spin si dividono in due stati energetici, quelli di orientamento parallelo al campo magnetico, e quelli di senso antiparallelo. Si tratta di un equilibrio dinamico quello che si raggiunge tra le due parti e proprio per la ricerca del miglior equilibrio, lo stato energetico inferiore è lievemente rappresentato in numero maggiore. Tali spin dello stato energetico inferiore, si sommano lungo il campo magnetico e sono rappresentabili come un vettore proporzionale alla concentrazione di protoni per unità di volume (densità protonica) [1]. Utilizzando una certa quantità di energia sottoforma di RF (radio

frequenze) alla frequenza di Larmor, i protoni entrano in risonanza con l'impulso RF ed assorbono energia provocando due fenomeni distinti ma contemporanei; l'annullamento del vettore longitudinale e lo sviluppo del vettore trasversale [2].

### **3. Risonanza Magnetica**

Alla base del funzionamento della RM ci sono gli atomi di idrogeno (H/protoni) in quanto caratterizzati da un nucleo atomico con numero dispari di protoni e neutroni. Altro dato fondamentale è relegato all'abbondanza in natura dell'atomo (acqua, proteine, acidi grassi. DNA. Etc.), che lo rende il più sfruttato rispetto ad altri con proprietà magnetiche simili come C, Na, F etc. [1].

Le particelle subatomiche sono dotate di massa, carica e spin, quest'ultimo è definito anche come momento angolare intrinseco e si verifica unicamente nei nuclei con spin diverso da 0 in grado di assorbire energia una volta introdotti in un campo magnetico.

Fondamentale è il comportamento del nucleo dell'idrogeno, che si comporta come un disco magnetico le cui cariche elettriche in movimento portano il protone a ruotare lungo il suo asse (spin). Qualora il nucleo venisse introdotto in un campo magnetico esterno  $B_0$ , l'attività dei due campi magnetici (quello indotto dallo spin e quello esterno) produrrebbero un movimento di precessione. La velocità di precessione è definita anche come Frequenza di Larmor e viene misurata in Hz [1].

All'interno del campo magnetico  $B_0$ , gli atomi di idrogeno possono trovarsi in due stati energetici differenti in un equilibrio dinamico tra loro; distinguibile tra orientamento parallelo al campo magnetico ed in senso antiparallelo (scelta che richiede maggior energia lungo la forza magnetica del campo). L'equazione di Larmor definisce la relazione tra la frequenza angolare di precessione ( $\omega_0$ ) e l'intensità del campo magnetico esterno ( $B_0$ ).

Ne consegue la formazione di un vettore di magnetizzazione (NMV) parallelo all'asse di  $B_0$  longitudinale (Z) [2].

La somma di tutti i momenti magnetici dei protoni (paralleli e antiparalleli rispettivamente spin up e spin down) è chiamato vettore netto di magnetizzazione.

Se a questa condizione viene applicato un ulteriore impulso RF (radiofrequenza), tale NMV varia secondo un certo angolo definito come flip angle (FA).

Perché ciò avvenga è necessario un'altra condizione ovvero, che la RF applicata abbia la stessa frequenza di precessione dei momenti magnetici dei nuclei di H (frequenza di Larmor), L'applicazione di RF genera di fatto un campo magnetico detto  $B_1$  [3]. In tal modo essa è in grado di cedere energia ai nuclei H, generando una magnetizzazione sul piano trasversale, mettendo in fase i momenti magnetici dell'H, ovvero ruotano tutti all'unisono, in modo sincronizzato. Con l'impiego di  $B_1$  i momenti magnetici assorbono energia, cambiando livello energetico, diventando antiparalleli; al termine dell'impulso di  $B_1$  i

protoni torneranno alla posizione originaria, determinando una liberazione di energia [4].

Questi fenomeni prendono corrispondentemente i nomi di stimolazione e rilassamento. La rilevazione del segnale avviene mediante l'impiego di un "antenna", ovvero attraverso le bobine, le quali devono essere poste più vicino possibile al soggetto analizzato, esse sono in grado di trasformare in corrente elettrica il segnale secondo la legge di Faraday. Al termine dell'impulso RF, il sistema tenderà a tornare ad una condizione di equilibrio. Questa fase, che prende il nome di tempo di rilassamento, comporta la scomparsa del vettore di magnetizzazione trasversale con gli spin che defaseranno in un tempo specifico in base alla tipologia di tessuto [2]. Tale fenomeno è definito come T2 o interazione spin/spin tra protoni. Contemporaneamente avviene la ricomparsa del vettore di magnetizzazione longitudinale, con gli spin antiparalleli che perdono energia, definita anche come rilassamento T1, spin lattice o termico [2]. Viene, invece, definito pseudorilassamento T2\* quando si verifica un rilassamento T2 molto più rapido nel quale oltre alle interazioni degli spin tra loro si considerano anche le disomogeneità di campo (defasamento precoce degli spin). Esistono due principali tipi di sequenze in RM, le spin echo (SE) e le gradient echo (GRE) [2].

In virtù dello studio eseguito, ci focalizzeremo maggiormente sulle GRE. L'echo viene generato dai gradienti (e non da impulsi di 90° o 180° come nel caso delle SE), si tratta di sequenze molto rapide, che solitamente impiegano flip angle (FA) di valore inferiore ai 90°.



Ricordando la condizione iniziale, all'interno del campo magnetico, prima dell'inizio di una sequenza tutti i protoni al suo interno (in una condizione ideale senza disomogeneità di campo) precessano alla medesima frequenza. Con l'impiego delle GRE avremo un primo gradiente, definito negativo, in grado di defasare la frequenza di precessione dei nuclei degli atomi di idrogeno. Questa tipologia di gradiente negativo prende anche il nome di "spoilers" [2]. Segue, solitamente, l'applicazione di un gradiente in grado di rifasare i protoni, quindi positivo. Ogni volta che i protoni ritorneranno in fase daranno luogo ad un eco, ovvero, il massimo segnale che può essere ricevuto dalle bobine di ricezione. Si tratta di una metodica molto sensibile alla disomogeneità di campo, che comporta una progressiva diminuzione dell'intensità del segnale anche in base alla differente localizzazione degli ioni idrogeno nel campo magnetico (differenti velocità di precessione dei nuclei immersi nel campo magnetico). Tale fenomeno, spesso svantaggioso per queste sequenze, trova un risvolto vantaggioso con le sequenze di perfusione dove riveste molta importanza la differente suscettività magnetica tra sangue arterioso e venoso. Tra le sequenze GRE troviamo la sequenza VIBE (volumetric interpolated breath-hold examination).

#### **4. VIBE (LAVA/THRIVE/TIGRE)**

È una sequenza 3D GRE spoiled, utilizzata in RM per ottenere imaging tridimensionali con pesatura T1 impiegando l'interpolazione e/o tecniche di acquisizione parziale di Fourier [5]. Permette di effettuare acquisizioni dinamiche ad alta risoluzione richiedendo un'apnea, inferiore ai 30 secondi circa, al paziente in esame. È una sequenza, rispetto alla sequenza FLASH [6], della quale ne è una evoluzione, in grado di garantire una qualità dell'imaging RM simile in termini di SNR e contrasto, con il vantaggio di avere una migliore risoluzione spaziale (molto utile nello studio dei tessuti molli, del distretto vascolare). Il grande vantaggio della sequenza è quello di poter immagazzinare un elevato numero di dati volumetrici durante una singola apnea del paziente [7].

Tale capacità riduce al minimo la possibilità di incorrere ad artefatti di blurring (sfocatura) legate al movimento durante l'apnea. VIBE lavora al meglio sfruttando le seguenti metodologie: breath hold, richiesto al paziente per l'intervallo necessario (in accordo con le possibilità di quest'ultimo), durante l'acquisizione dei dati in modo da limitare gli artefatti da movimento conferendo nitidezza all'immagine; interpolazione, ovvero il riempimento degli spazi tra le slice (sezioni) ottenute per avere un volume tridimensionale completo (miglior risoluzione spaziale); imaging volumetrico acquisito in un'unica scansione, tecnica utile per la visualizzazione di strutture complesse di superficie irregolare o strutture che si estendono su più piani [7].

## 5. Metodiche di saturazione del grasso

### 5.1. Tecniche con saturazione spettrale del grasso SPAIR, CHESS-FAT SAT

Sequenze che sfruttano uno specifico impulso, in grado di defasare in modo selettivo gli spin del grasso in modo da annullarne il segnale al momento dell'acquisizione. Le molecole contenenti protoni di acqua e grasso, hanno differenti frequenze di risonanza, otterremo perciò, due picchi ben distinti nello spettro, la distanza tra quest'ultimi sarà direttamente proporzionale al campo magnetico di cui è dotata l'apparecchiatura. Tra i più importanti vantaggi troviamo la possibilità di ottenere buoni risultati con entrambi le pesature, T1 e T2, garantendo imaging con alta risoluzione [4].

### 5.2. WE (water excitation)

Tecnica che si basa sul medesimo principio della saturazione spettrale del picco del grasso, ma di comportamento opposto, enfatizzando il picco delle strutture acquose [4]. L'impulso addizionale, che precede l'inizio della sequenza, risulta essere molto rapido, rispetto a quello previsto nelle tecniche della saturazione spettrale, trovando largo impiego nelle sequenze fast gradient echo (GRE). Tra i vantaggi più importanti troviamo la possibilità di rivestire applicazioni sia nelle pesature T1 e T2, oltre che una grande utilità nell'imaging 3D (non aumento significativo dei tempi di scansione). Lo svantaggio più importante è rappresentato dalla sensibilità rispetto alle disomogeneità di campo.

### 5.3. DIXON

Ottenimento di imaging in fase ed in opposizione di fase con “successiva somma “effettuata dal software, in grado di generare immagini con le sole componenti liquide e/o grasse. Nell’immagine dove viene rappresentata unicamente la componente liquida si evidenzia la tecnica fat-sat, i grassi risulteranno infatti soppressi [4]. Le sequenze Dixon sono possibili anche con apparecchiature a basso campo, richiedono molto tempo per un imaging ottimale.

## **6. Visualizzazione del segnale RM**

La gradazione dei livelli di grigio è determinata dall'intensità del segnale proveniente dai voxel corrispondenti. Ad un segnale alto corrisponde una tonalità di grigio tendente al bianco, viceversa, ad un valore di segnale basso corrisponde una colorazione tendente al nero (assenza di segnale). Ad influire a livello visivo, nell’ottenimento delle immagini vi è la pesatura; trasversale T2, longitudinale T1, oppure immagini in cui la qualità dei grigi è direttamente correlata alla quantità di protoni contenuta all’interno del tessuto analizzato DP (densità protonica).

Le pesature T2 sono caratterizzate da valori di TR (tempo di rilassamento) compresi tra i 2.000/6.000ms e TE (tempo di echo) che variano dagli 80/140ms, si osserva la perdita della magnetizzazione trasversale dovuta al fenomeno del defasamento (interazione tra gli spin). Le pesature T1 definite come recupero della magnetizzazione longitudinale sono rappresentate da valori di TR di 400/800ms e TE di 8/18ms.

## **7. K spazio**

Il k spazio è la rappresentazione dei dati grezzi sotto forma di una matrice di punti bidimensionale le cui coordinate sono definite dalla combinazione di valori di frequenza ( $k_x$ ) e di fase ( $k_y$ ). Il segnale viene campionato in modo discreto ed il k spazio viene riempito di dati, ciascun punto di quest'ultimo, rappresenta il contributo di una specifica frequenza spaziale. È bene definire che non c'è una reale correlazione tra i posizionamenti di un singolo punto del k spazio e le informazioni ad esso associate rispetto al medesimo punto dell'immagine RM; ma esso conterrà informazioni relative a tutti i pixel dell'immagine finale. È possibile distinguere due differenti aree del k spazio: la regione centrale contenente le basse frequenze, le quali forniscono contrasto all'immagine e l'area periferica costituita dalle alte frequenze che ne determinano la risoluzione spaziale [8].

Esistono diversi tipi di riempimenti di k spazio, lo standard è rappresentato dal riempimento cartesiano nel quale ogni echo porta al completamento di una riga del k spazio. Un esempio di altri metodi di riempimento è rappresentato dall'acquisizione del k spazio spirale, radiale, zig-zag, etc. [9].

## **8. Immaging parallelo o PAT (parallel acquisition technique)**

Serie di tecniche con lo scopo di velocizzare l'acquisizione delle sequenze in RM. Si sfruttano bobine phased-array (multiple bobine riceventi poste parallelamente) per ottenere informazioni aggiuntive legate alla localizzazione spaziale [6].

L'utilità del velocizzare trova numerosi vantaggi negli studi che prevedono sequenze a respiro trattenuto (breath-hold) comportando un minor sforzo al paziente e minori probabilità di incorrere in artefatti da movimento oppure, con l'obiettivo di migliorare la risoluzione spaziale mantenendo uguale il tempo di acquisizione. Il principale svantaggio è rappresentato dalla diminuzione del SNR (rapporto segnale rumore), che può essere risollevato con la modifica di altri parametri di acquisizione come, ad esempio, il valore delle medie (averages).

Le bobine riceventi phased-array acquisiscono dati in modo rapido ma del sottocampionamento, che spesso si ripropone come artefatti da aliasing nell'imaging ottenuto. Attraverso l'impiego di specifici algoritmi è stato possibile ricostruire le immagini non artefattate.

I metodi di ricostruzione dell'imaging parallelo hanno di fatto come obiettivo quello di sopperire alla mancanza delle codifiche spaziali necessarie. Tra tutte le varie tecniche di imaging parallelo rivolgeremo la nostra attenzione principalmente su GRAPPA e CAIPIRINHA [7].

### 8.1. GRAPPA

GeneRALized Autocalibrating Partially Parallel Aquisitions è una metodica in grado di acquisire parzialmente i dati del K spazio con un maggior oversampling nella porzione centrale, cui segue una stima delle linee del k spazio mancanti [10]. Vengono generate molteplici immagini poi ricostruite secondo uno specifico algoritmo di ricombinazione /ricostruzione. La diminuzione del tempo di acquisizione è correlata all'aumentare del fattore di accelerazione impostato nei parametri della sequenza(R). Quando tale valore corrisponde al valore di 2 (R=2) il tempo di acquisizione verrà dimezzato garantendo minor probabilità di sviluppare artefatti da suscettività e da movimento. Il risvolto negativo riguarda la correlazione tra l'aumento del fattore R rispetto al SNR; a R=2 il valore  $SNR = 1/\sqrt{2} (\approx 0.71)$  [6]. Per quanto riguarda l'imaging parallelo è importante ricordare come anche il fattore geometrico (g) legato al tipo di bobina riveste un ruolo fondamentale nel SNR finale dell'immagine:  $SNR_{parallel} = SNR / gVR$ .

## 8.2. CAIPIRINHA

Controlled Aliasing In Parallel Imaging Result IN Higher Acceleration è una tecnica di imaging parallelo che sfrutta l'impiego delle bobine phased-array con lo scopo di risultare utile nelle sequenze dove è previsto il breath-hold, negli studi dinamici in quanto riduce il tempo di acquisizione [11]. Rispetto alla PAT GRAPPA essa garantisce una qualità d'immagine superiore, con un numero di artefatti da imaging parallelo [11]. Il sotto campionamento avviene soprattutto con una diminuzione di dati provenienti dalla porzione periferica del k spazio garantendo un buon segnale/contrasto nell'immagine ottenuta.

## 9. SHIMMING

Si tratta del processo mediante il quale il campo magnetico  $B_0$  viene omogenizzato in modo da poter garantire la miglior risoluzione spettrale e ridurre possibili artefatti come ad esempio quelli da distorsione da segnale, perdita di densità, zebra artifact (Moiré), blurring e shading artifact. Tale processo può essere distinto tra shimming attivo e passivo. Nel primo caso la correzione del campo magnetico è affidata all'utilizzo di materiali ferro magnetici posizionati all'interno del bore RM già al momento dell'installazione; chiaramente il loro effetto viene meno all'arrivo del paziente in quanto genererà distorsione di campo per suscettività magnetica.



Nel caso dello shimming attivo si tratta di un processo dinamico, che impiega delle bobine dedicate (bobine di shimming) oltre le bobine di gradiente per correggere disomogeneità di campo [4].

Solitamente nella fase pre-scan prima dell'avvio della sequenza è compreso uno shimming di routine, ed è spesso selezionabile anche uno shimming specifico automatico in base all'utilizzo della sequenza. Questa tipologia di shimming addizionale si rende necessaria ogni qualvolta avviene un cambio delle modalità di lavoro dei gradienti o è dovuta alla variazione del campo legato agli spostamenti del lettino o al cambio della regione anatomica in analisi.

Un'ulteriore possibilità di adattamento dello shimming rispetto allo studio da effettuare proposto dalla modalità shim volume o adjust volume, la quale troverà impiego anche nelle prove pratiche successive. Essa permette di poter selezionare manualmente il volume che lo scanner utilizzerà per calibrare lo shimming.

## 10. Materiali e metodi

### 10.1 Tomografo Siemens Avanto Fit.

Intensità di campo 1,5 Tesla.

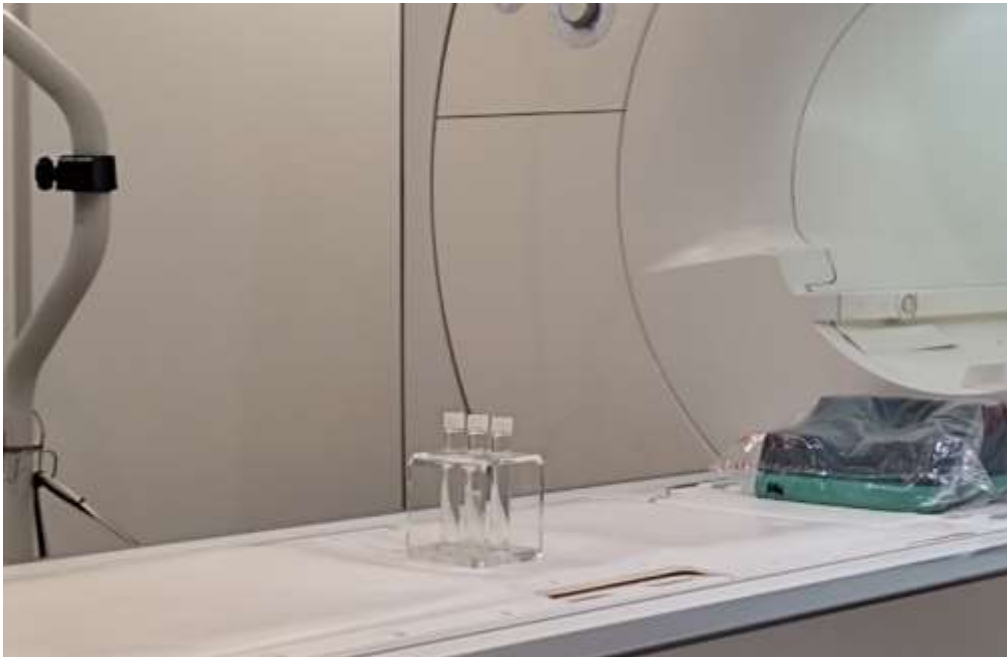
Dimensione del bore 60 cm open bore design. Lunghezza del sistema, 160 cm, lettino fino a 205 cm. Peso del sistema in funzione 5,9 tonnellate.

Intensità del gradiente SQ 45/200. mT/ ms.

Biomatrix technology: Biomatrix sensor (respiratory, beat); Biomatrix turners (slide adjust TSE and DWI); interfaces Select and Go ed eDrive.

Software: New Syngo XA software

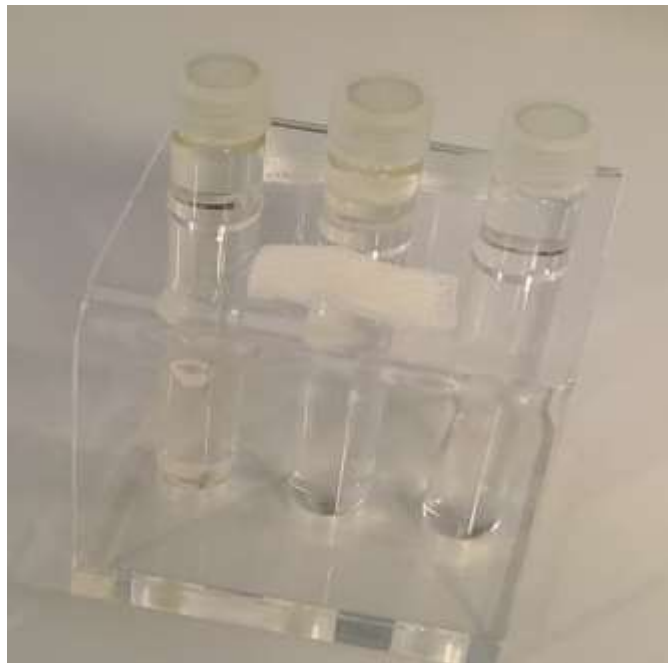
Consumo elio: Zero Helium boil-off technology [12].



*Tomografo Siemens Avanto Fit.*

## 10.2. Fantoccio

Fantoccio costituito da tre provette di vetro da 20 ml posto in un supporto di vetro ad una distanza di 1 cm l'uno dall'altra. Il loro riempimento è stato realizzato seguendo il seguente ordine, a partire da destra verso sinistra: olio di semi (componente grassa), misto olio di semi ed acqua in ugual misura, acqua. Nella realizzazione si è posta l'attenzione nel ricercare un materiale che non influisse o compromettesse la valutazione del segnale all'interno delle provette, garantendo al contempo solidità al fantoccio.



*Fantoccio utilizzato nello studio della sequenza VIBE.*

### 10.3. Software

Software per la valutazione delle immagini. Impiego del software DICOM Atena Essential, per ottenere delle ROI (region of interest) di forma rettangolare di circa 400 mm<sup>2</sup> l'una. Le ROI sono state poste all'interno delle provette cercando di mantenere lo stesso posizionamento per ottenere una valutazione riproducibile e confrontabile tra le varie sequenze acquisite.

### 10.4. Acquisizione delle immagini e definizione della sequenza base

L'acquisizione delle immagini è iniziata con l'esecuzione della sequenza base T1 VIBE. Tale sequenza presenta un Fov read di 370mm, un Fov phase 75%, slice thickness di 3,00mm, TR 4,46ms e TE 2,17ms; PAT mode CAIPIRINHA con fattore di accelerazione a 2, Bandwidth di 350Hz/Px.

Questa sequenza rappresenta il punto di partenza dello studio, apportando le modifiche relative all'aggiunta delle tecniche di saturazione del grasso, alla variazione dello shimming e PAT abbiamo ottenuto una serie di immagini mantenendo costante il SNR ed il tempo di acquisizione del volume del fantoccio.

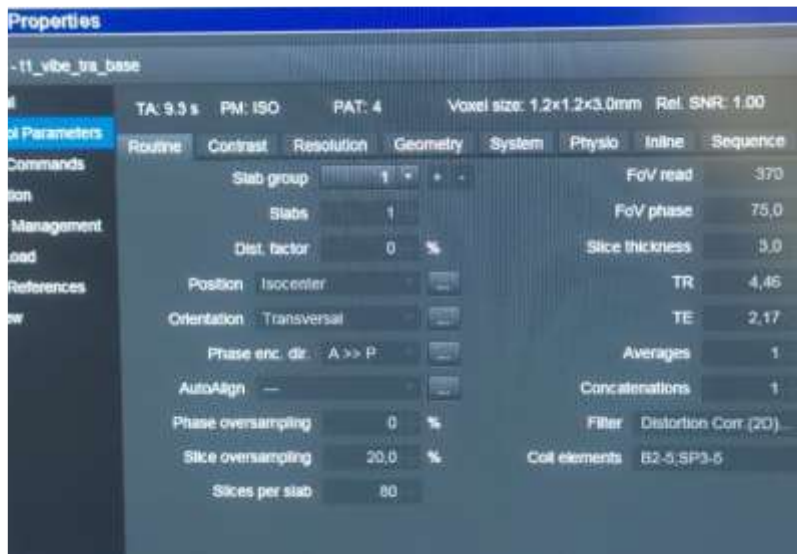
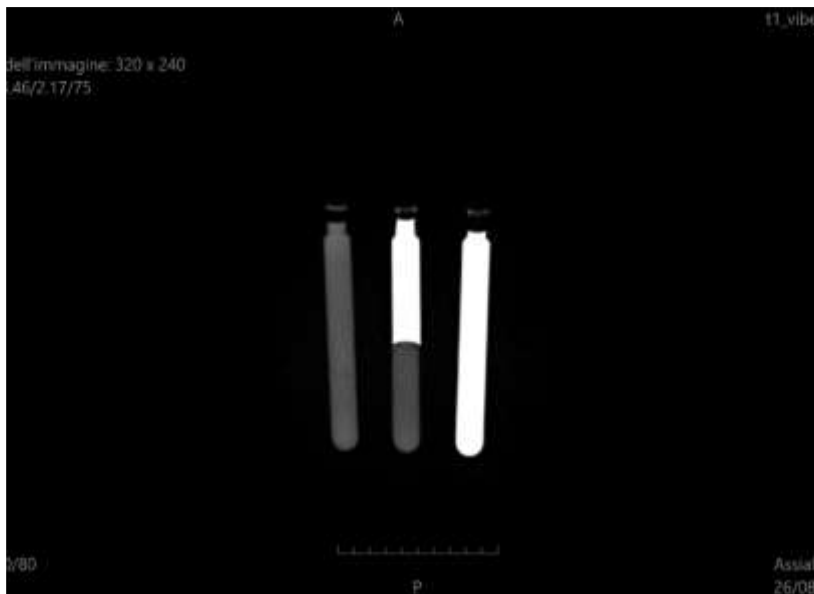


Immagine  
relativa ai  
principali dati  
della  
sequenza  
base T1 VIBE.

## 11. Conclusioni

Nelle prime acquisizioni eseguite, a partire dalla sequenza base, tutte le metodiche hanno dimostrato un miglioramento dell'imaging legato alla saturazione del grasso. In queste condizioni standard si è comunque evidenziata una difficoltà da parte della sequenza WE (69,48) rispetto alle altre impiegate. Secondo le ROI le sequenze hanno saturato in modo non ottimale nei casi di QFAT SAT (50,87) e soprattutto di SPAIR (19,30) e nel caso di DIXON W (19,59).

Per quanto riguarda la valutazione relativa alla provetta centrale (mista) si denota che il segnale del grasso rispecchia come comportamento quello della provetta costituita unicamente dal grasso. Risultando a livello di valore numerico (ROI) sempre superiore, ciò probabilmente dovuto alla presenza dell'acqua in grado di garantire un maggior apporto di segnale nelle provette miste, nelle sequenze che presentavano le tecniche di saturazione. Nella provetta con la tecnica base iniziale, invece, il valore della componente grassa tra la provetta mista e quella con la sostanza grassa è molto simile (254,28 e 261,04).



**Seq. T1  
VIBE  
Base**

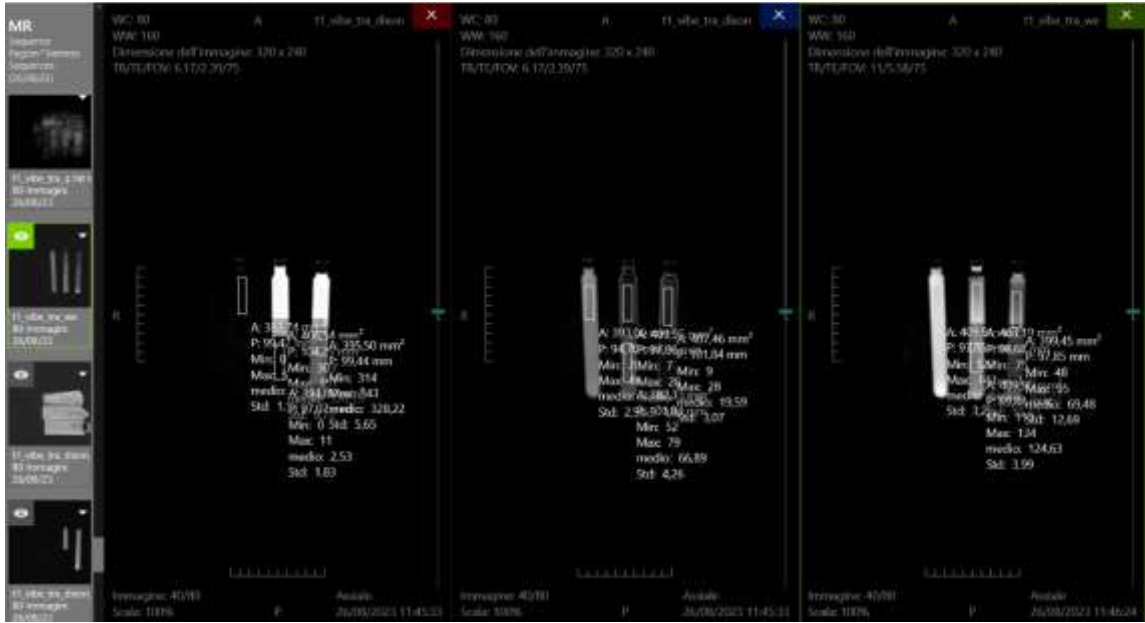
**Nell'ordine provetta con acqua, mista, provetta con grasso.**



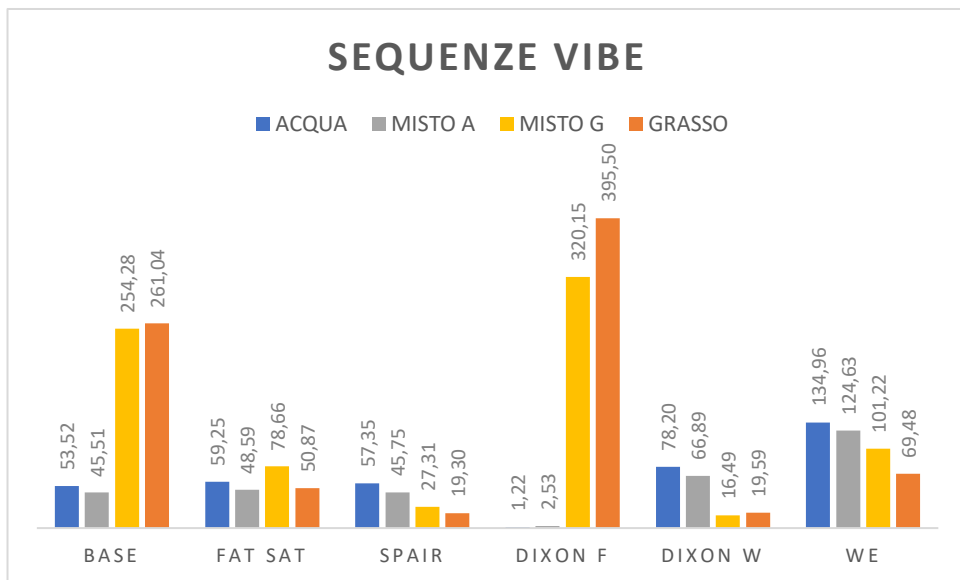
*Seq. T1 VIBE QFAT SAT.*



*Seq. T1 VIBE SPAIR.*



Seq. T1VIBE DIXON F, W, e Seq. WE.

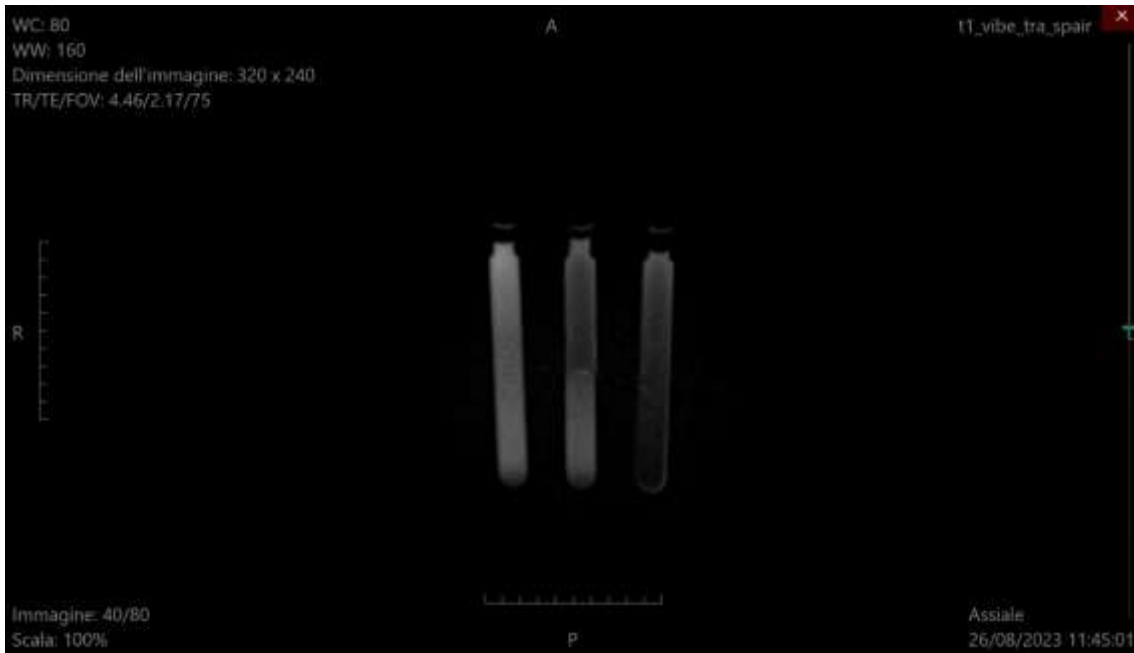




Con l'impiego della Adjust Volume (ADJ) si osserva immediatamente un grande miglioramento nella saturazione del grasso nella sequenza WE (27,39). Anche le altre sequenze beneficiano del cambiamento del parametro, ma non in modo così eclatante. Comportamento contro tendenza, rispetto all'acquisizione precedente, è quello relativo alle differenze di valori tra la provetta mista e la provetta con sostanza grassa. In quanto, tranne nel caso della SPAIR dove i valori quasi identici (9,48 e 9,46), nelle altre sequenze le provette miste, nella loro componente grassa (parte superiore della provetta mista, centrale), hanno dimostrato seppur non in modo netto una miglior saturazione.



Seq. T1 VIBE QFAT SAT ADJ.



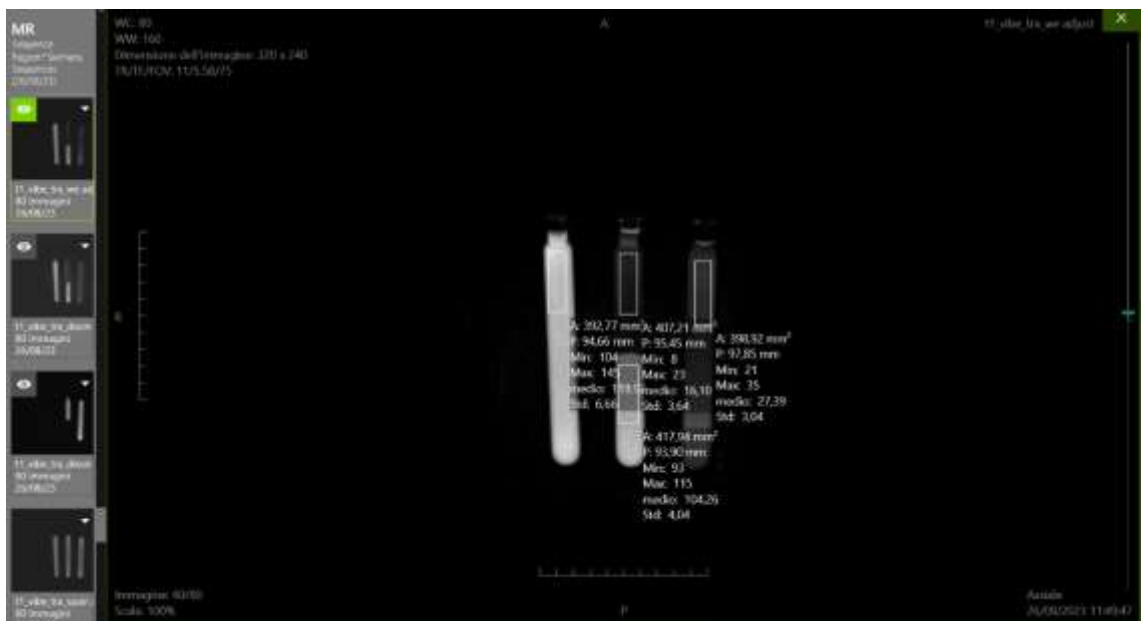
*Seq. T1 VIBE SPAIR ADJ.*



*Seq. T1 VIBE DIXON F ADJ.*

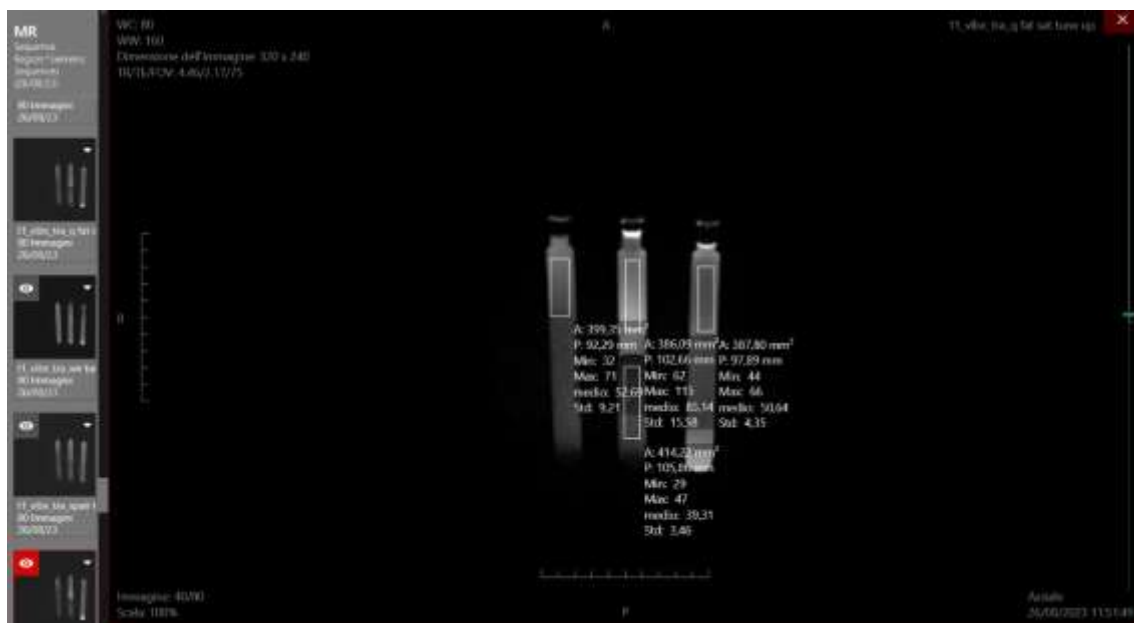


Seq. T1 VIBE DIXON W ADJ.

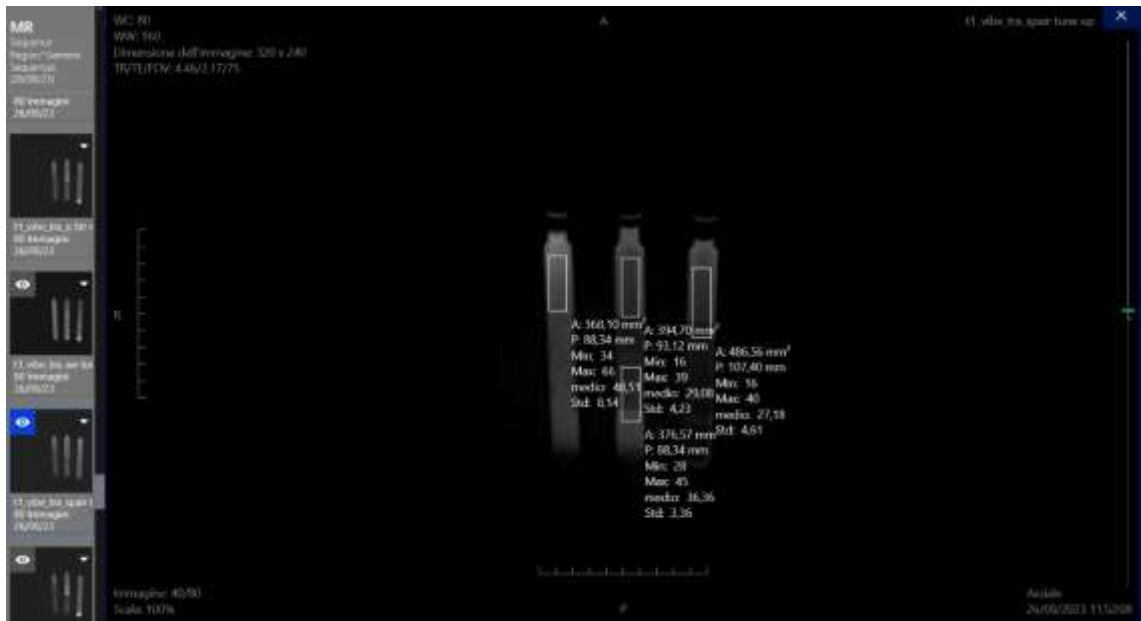


Seq. T1 VIBE WE ADJ.

Per quanto riguarda la variazione della modalità di shimming con Tune Up (TU) il confronto è stato possibile solo con le metodiche QFAT SAT, SPAIR e WE in quanto la sequenza DIXON non supporta tale modalità di shimming. Il TU in questo contesto non si è rivelato la metodica migliore per la soppressione del grasso se comparato all'impiego della Adjust Volume, dimostrando un risultato discreto solo con la sequenza SPAIR (27,18), ma non comunque a livello della SPAIR ADJ.



Seq. T1 VIBE QFAT SAT TU (TUNE UP).

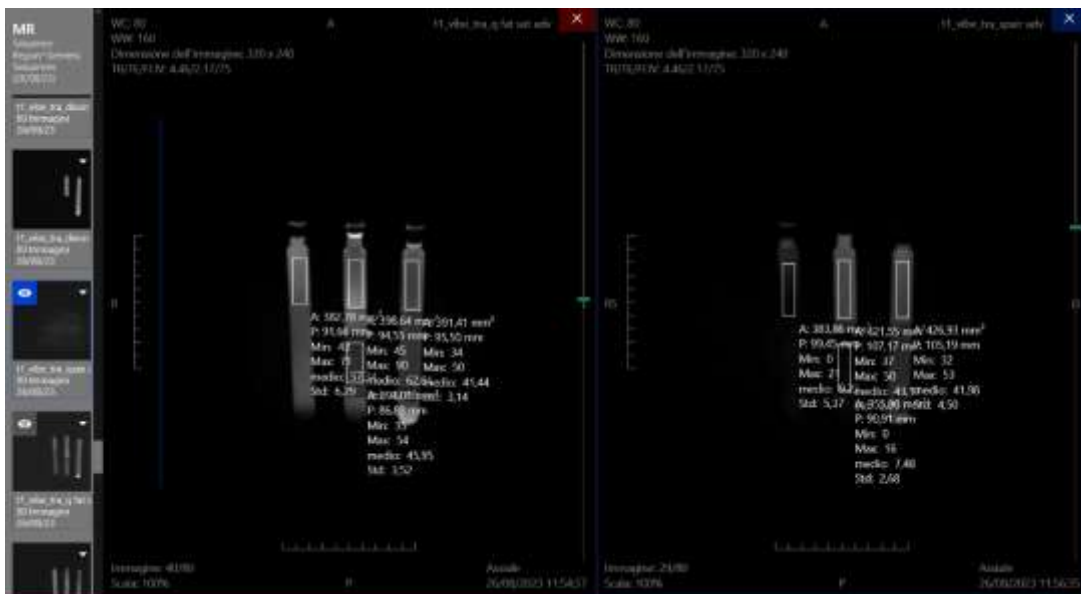


Seq. T1 VIBE SPAIR TU.



Seq. T1 VIBE WE TU.

Con l'utilizzo della modalità di shimming Advanced (ADV), solitamente impiegata in spettroscopia (modalità molto precisa e che richiede un lungo tempo di preparazione) i risultati ottenuti sono stati inferiori in termine di soppressione del segnale del grasso rispetto a quanto osservato con le sequenze con ADJ; quindi, anche rispetto alle TU ove questa era possibile. L'unica eccezione rappresentata dalla sequenza DIXON W nella quale i dati relativi alla saturazione del grasso rilevato sono simili (20,28).



Seq. T1 VIBE QFAT SAT e SPAIR ADVANCED SHIMMING (ADV)



*Seq. T1 VIBE DIXON F, W e WE ADV*

Proseguendo nello studio delle sequenze di saturazione del grasso sono state eseguite delle acquisizioni “ibride” (variando due fattori contemporaneamente) combinando le diverse modalità dello shimming con l’impiego della ADJ. Nel caso dello shimming ADV l’impiego ulteriore di ADJ, rispetto alle corrispettive acquisizioni ottenute variando singolarmente i due parametri, ha rilevato un lieve miglioramento nella sequenza QFAT SAT rispetto alla miglior saturazione misurata finora ottenuta con la metodica ADJ (22,20).

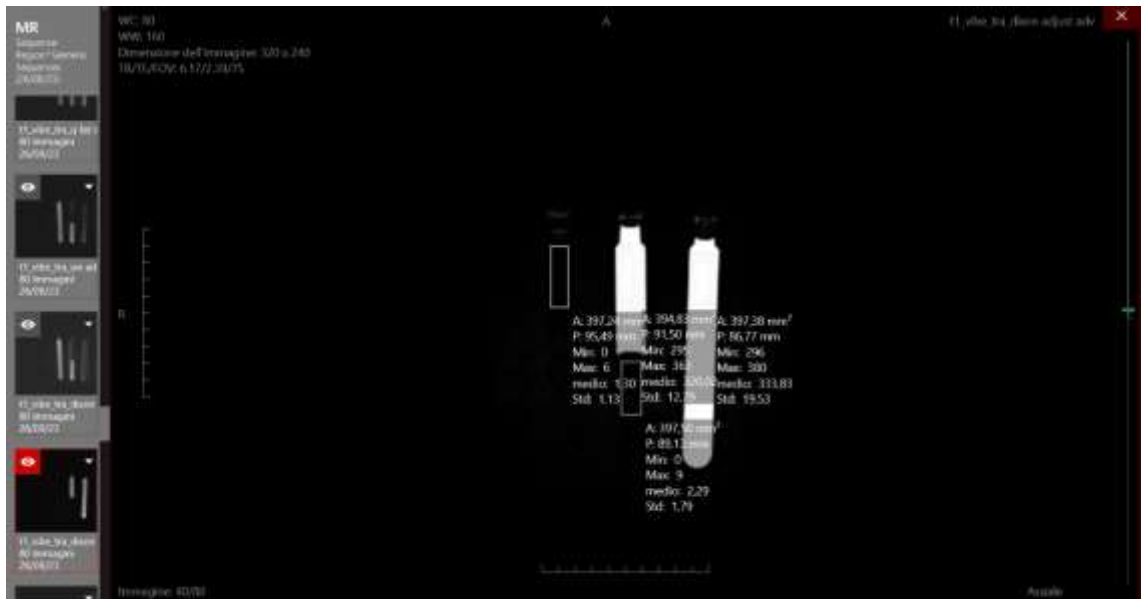
Per la tecnica SPAIR i valori registrati (9,63) sono simili rispetto a quelli acquisiti con unicamente ADJ e notevolmente migliori al solo shimming ADV.

Stesso risultato si ripresenta con la metodica DIXON W (18,57), che trova valori simili sia con l'utilizzo solamente della tecnica ADJ e sia con ADV. Infine, per quanto concerne la sequenza WE si designa un leggero miglioramento con l'applicazione di ambedue le metodiche (24,68), soprattutto nella provetta contenente la sola componente grassa (provetta mista con saturazione simile ad acquisizione ADJ), rispetto alle sequenze ADJ e notevolmente rispetto all'acquisizione della WE ADV.



*Seq. T1 VIBE QFAT SAT e SPAIR con ADJ+ADV.*

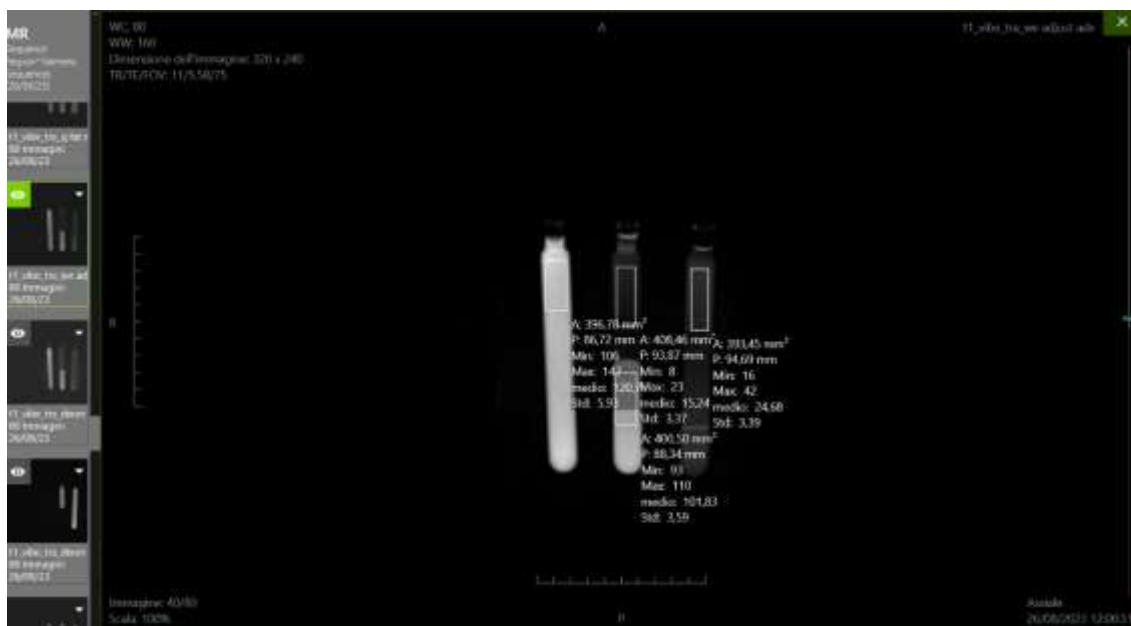




Seq. T1 VIBE DIXON F ADJ+ADV.

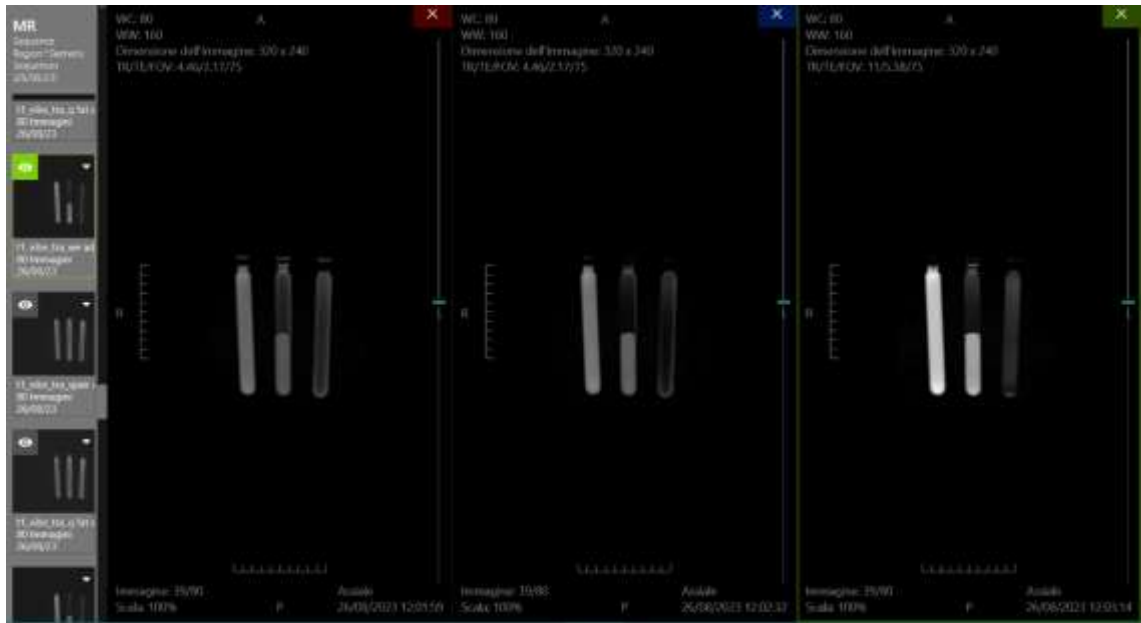


Seq. T1 VIBE DIXON W ADJ+ADV.



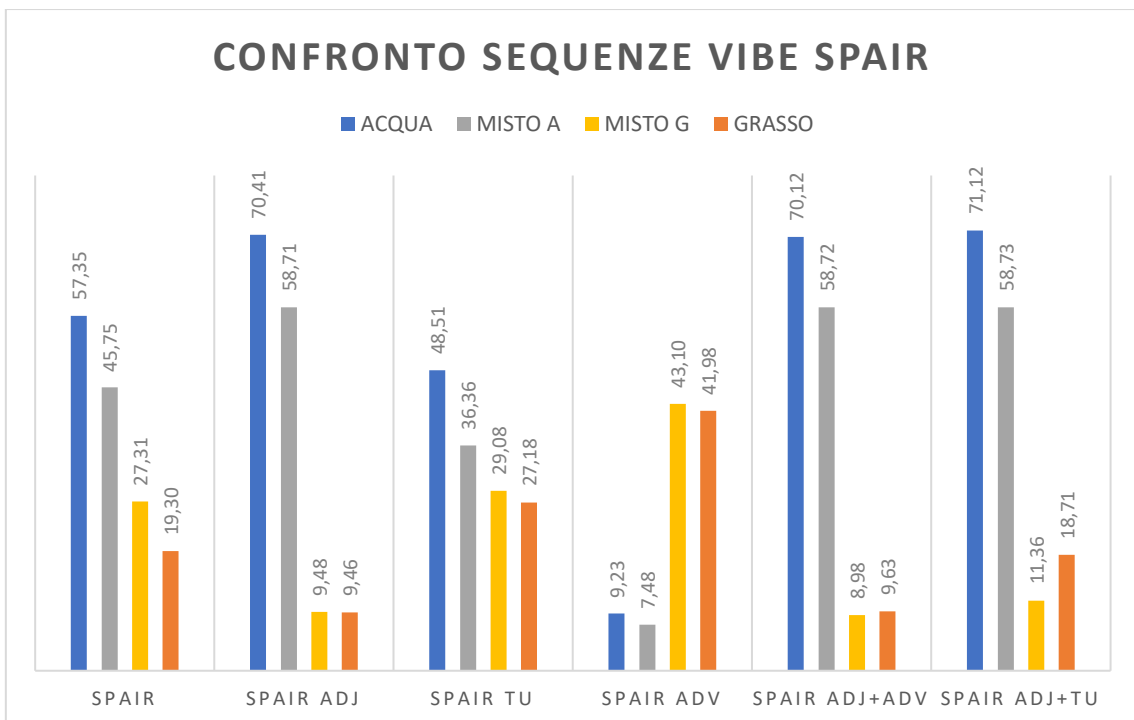
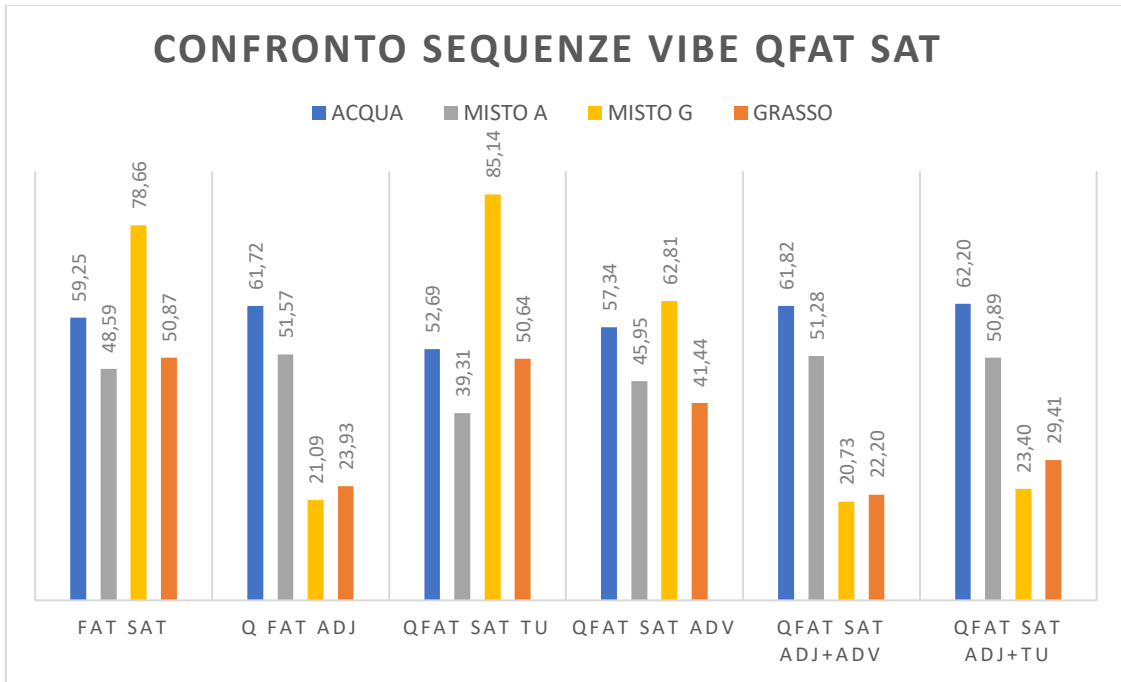
*Seq. T1 VIBE WE ADJ+ADV.*

Allo stesso modo sono state impiegate entrambe le metodiche ADJ e TU nelle tre sequenze prese in considerazione anche in precedenza (QFAT SAT, SPAIR, WE). Rispetto all'impiego del solo TU si è rilevato un notevolissimo miglioramento soprattutto nelle sequenze SPAIR e WE (entrambe con valori simili rispetto a quelli ottenuti unicamente con ADJ). Per quanto riguarda la sequenza QFAT SAT il valore ottenuto è lievemente peggiore in entrambe le provette rispetto a quello ottenuto con ADJ.

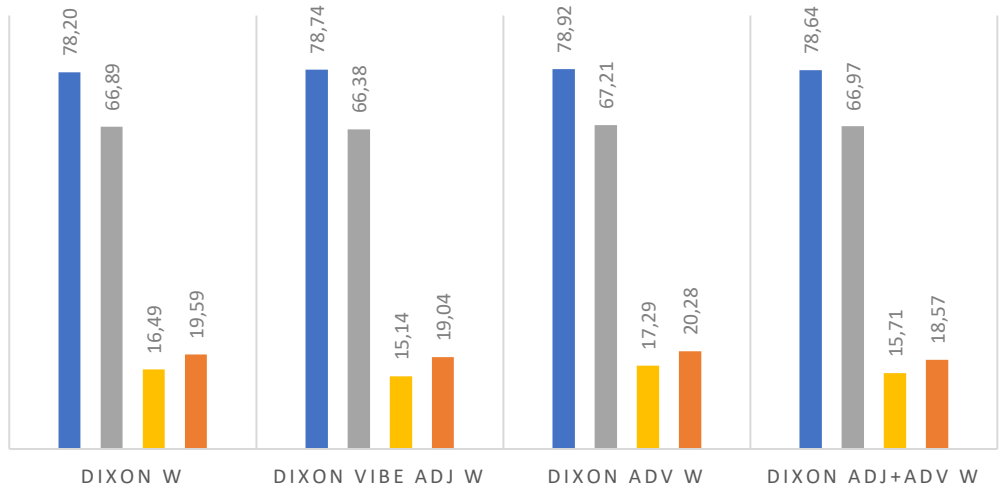


*Seq. T1 VIBE QFAT SAT, SPAIR, WE ADJ+TU.*

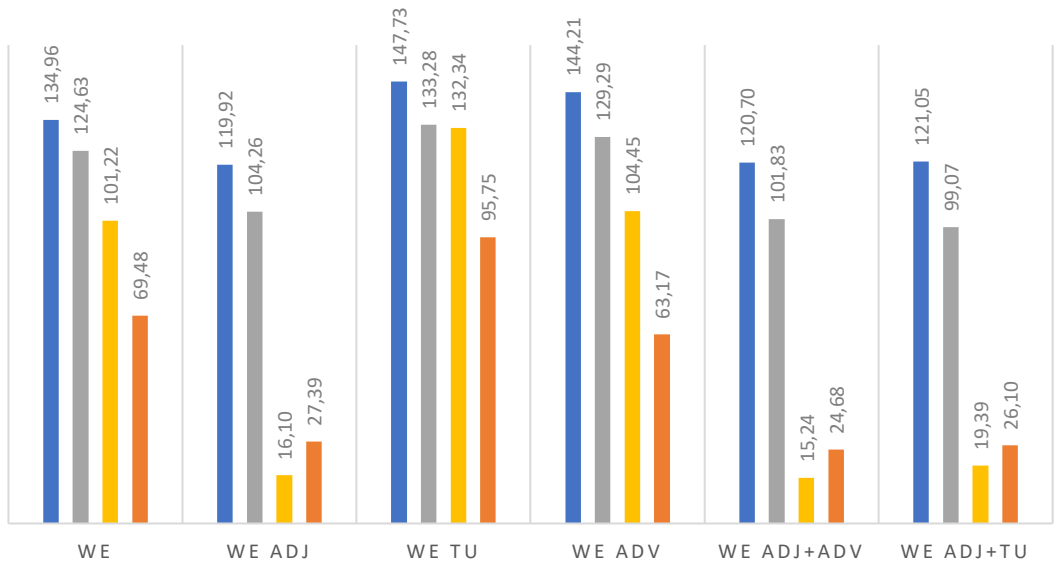
Seguono dei grafici riassuntivi con il confronto dei valori ottenuti nelle sequenze precedenti.



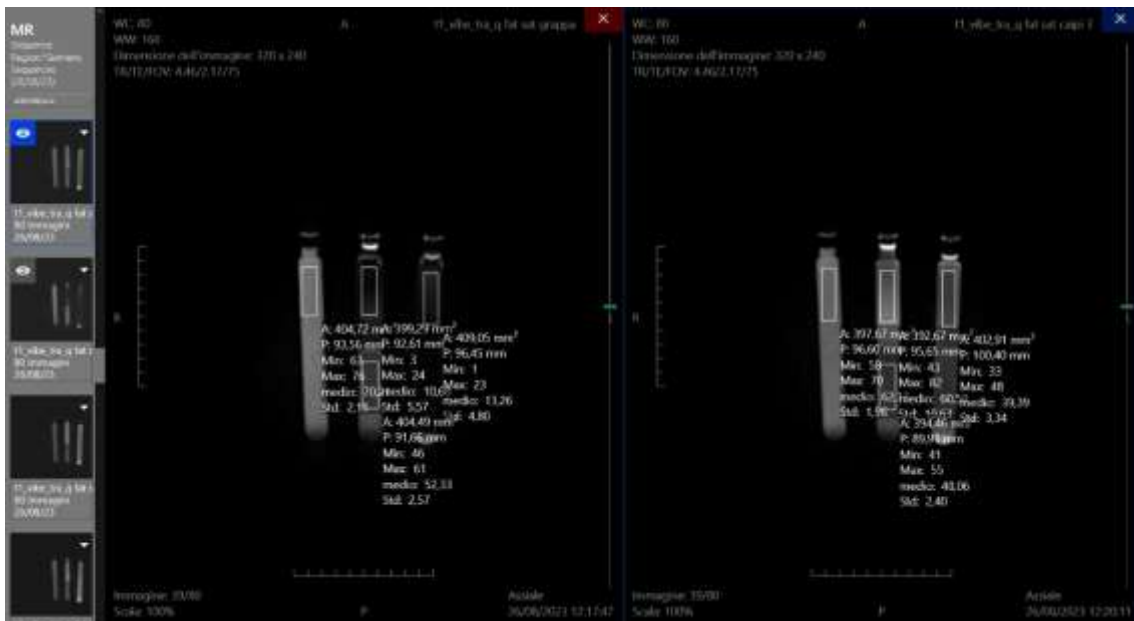
### SEQ. DIXON FATSATURATED (W)



### SEQ. WE



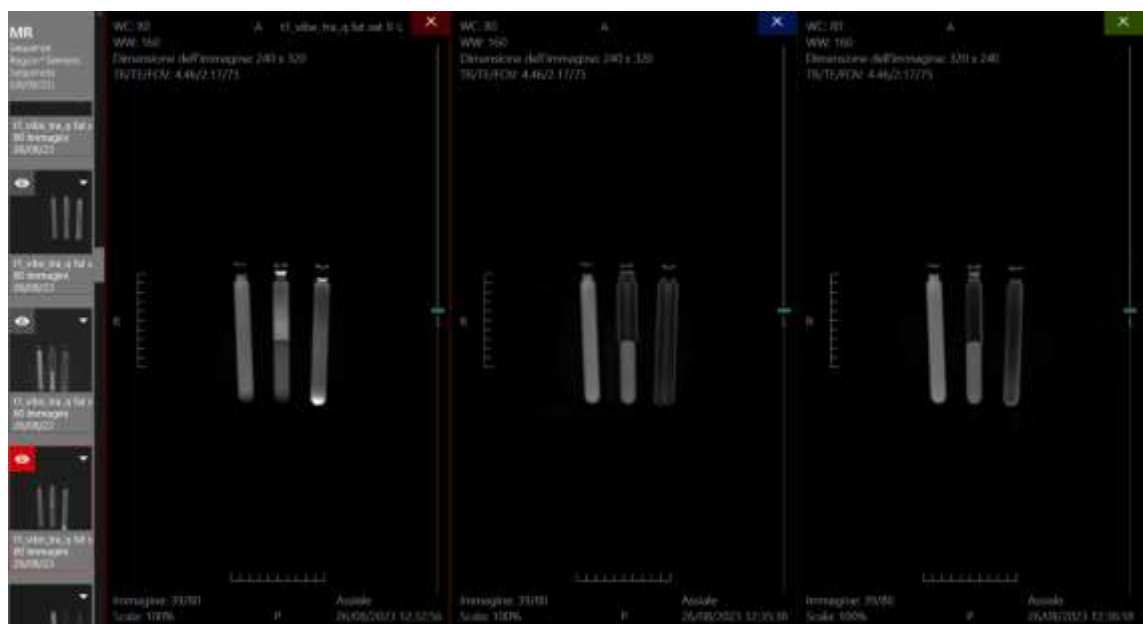
L'attenzione si è spostata sul PAT, è stata quindi cambiata la condizione standard rappresentata dall'impiego di CAIPIRINHA associata normalmente alla sequenza VIBE con un valore di accelerazione pari a 4. Variando la tecnica di imaging parallelo si è notato un notevole miglioramento sfruttando la metodica GRAPPA. È stato effettuato un primo paragone tra la sequenza VIBE QFAT SAT normale (CAIPIRINHA a 4), con una sequenza in cui il fattore di accelerazione viene abbassato a 3 ed infine, un secondo confronto sostituendo il PAT CAIPIRINHA con GRAPPA (vedi tabella).



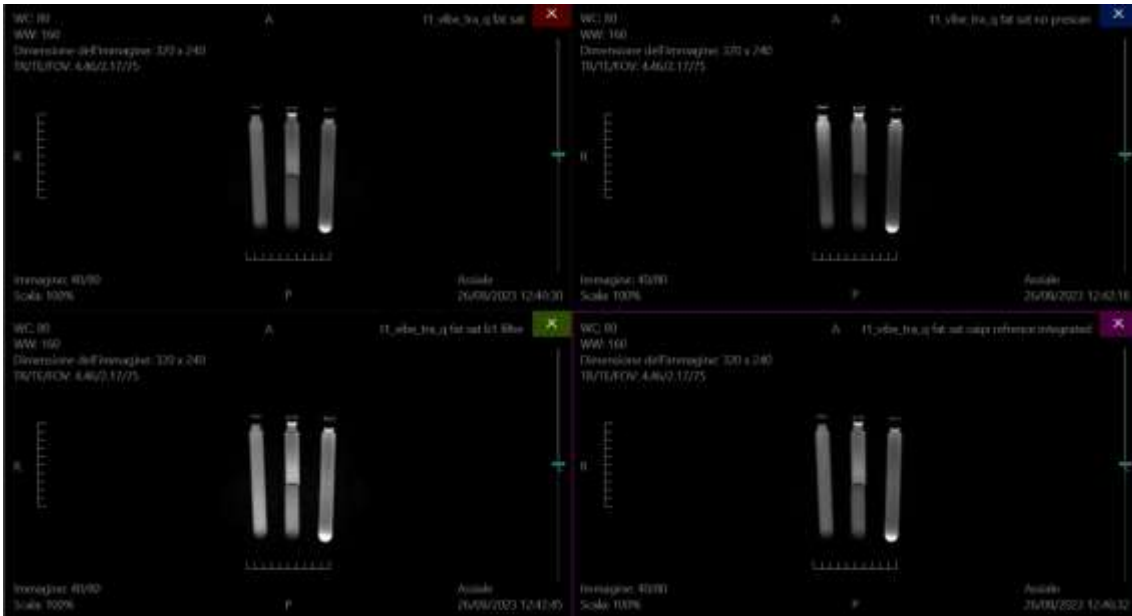
*Seq. T1 VIBE QFAT SAT GRAPPA e CAIPIRINHA (fattore di accelerazione 3).*

È seguita l'acquisizione della sequenza QFAT SAT GRAPPA cercando di rimuovere il rumore di fondo presente nelle acquisizioni precedenti attraverso la variazione della direzione della codifica di fase al contempo agendo sul fattore di accelerazione, portandone il valore di R da 2 a 1. L'immagine è risultata essere più nitida, con la successiva modifica del parametro ADJ e fattore R pari a 1 la saturazione del grasso si è dimostrata ancor più efficace (18,46).

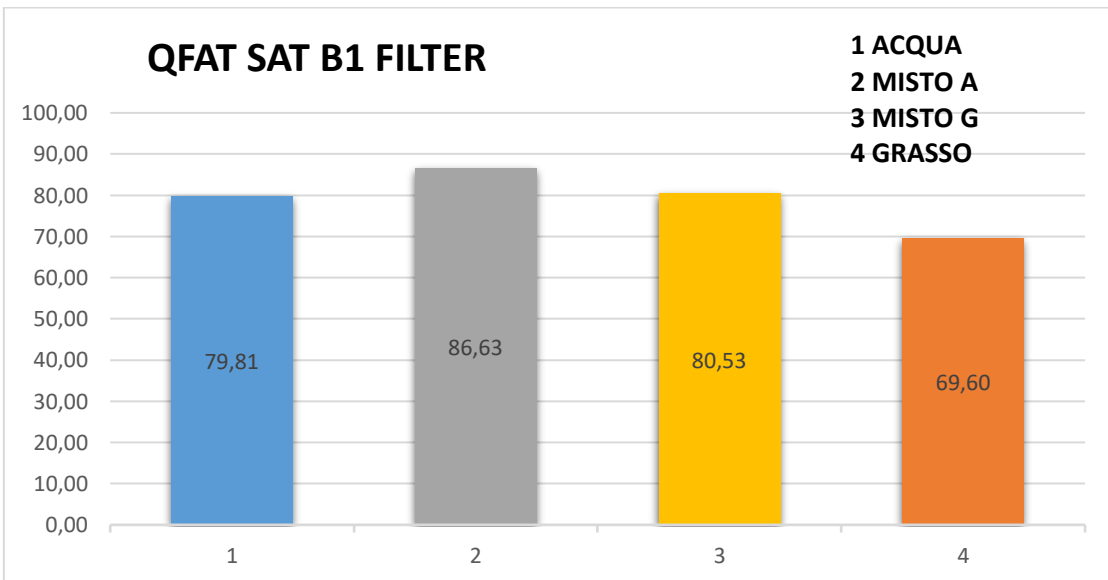
Un altro tentativo di migliorare l'imaging è stato effettuato paragonando le acquisizioni con la presenza o meno del pre-scan normalized. In questo caso non è stata registrata nessuna grande differenza tra le due sequenze ottenute, mentre con l'impiego del filtro "B1 FILTER" il risultato ottenuto è stato addirittura peggiore rispetto all'acquisizione standard.



Seq. T1 VIBE QFAT SAT GRAPPA: R-L, ADJ R-L, fattore di accelerazione R 3D a 1.

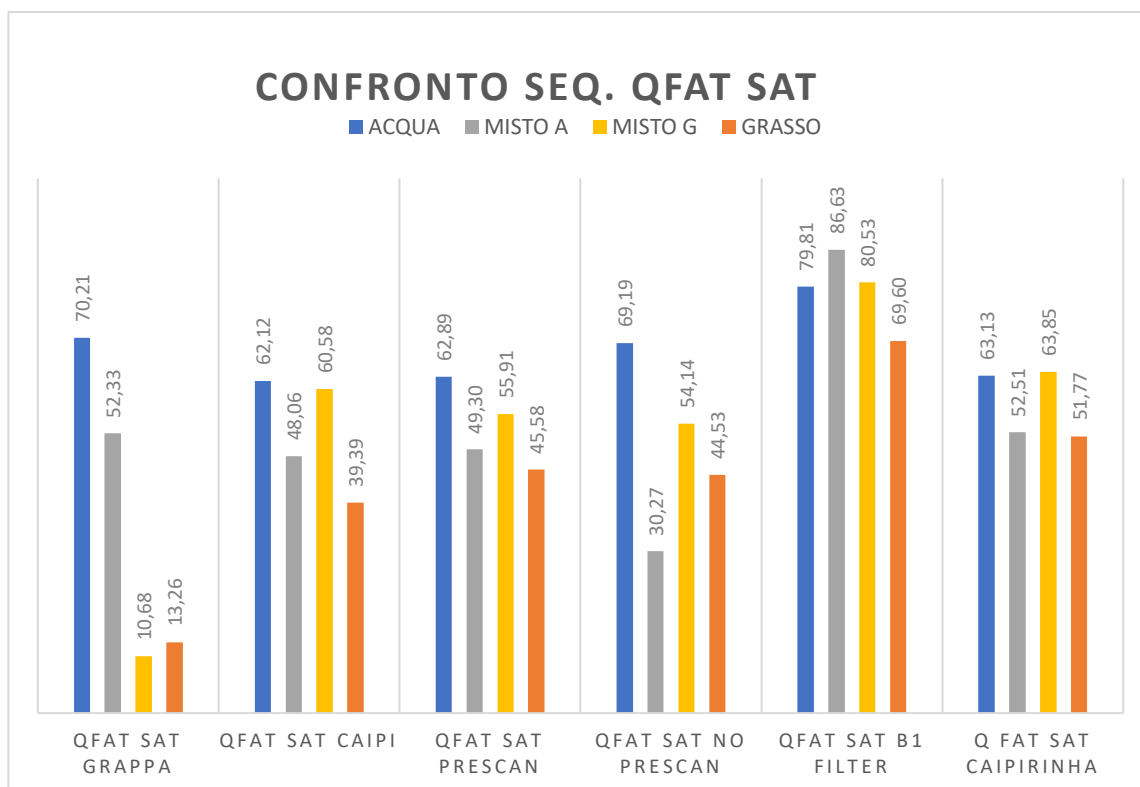


Seq.T1 VIBE QFAT SAT: pre-scan e senza pre-scan normalized, B1 Filter e Caipirinha.

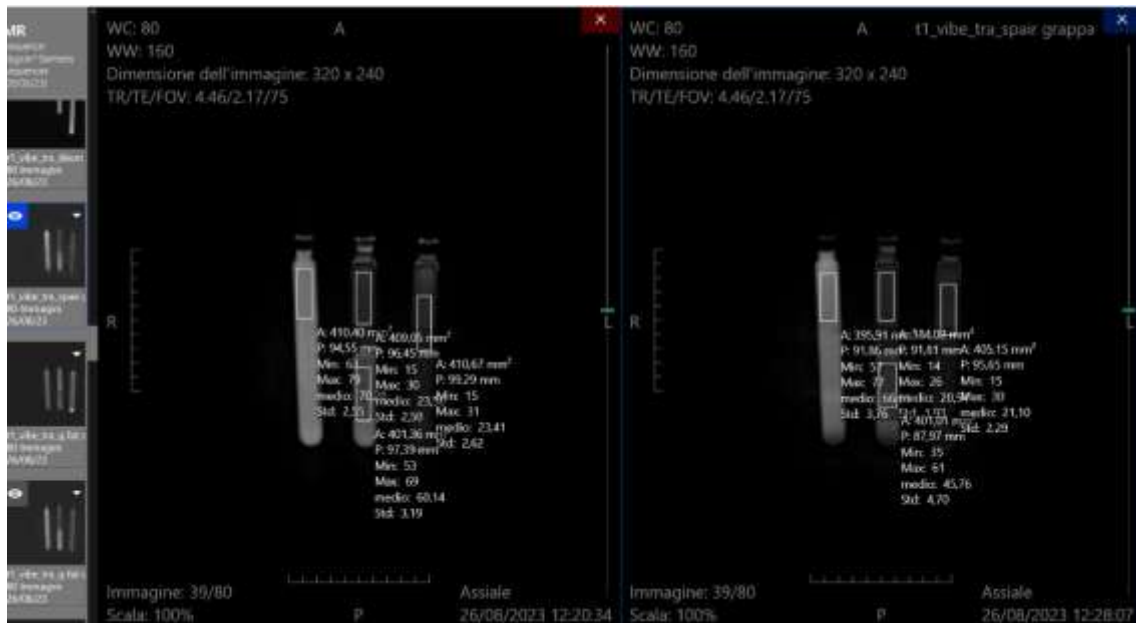




I risultati sottolineano che vi è una netta differenza nel primo caso ottenendo una buona risoluzione del segnale del grasso acquisito in entrambe le provette, ma ancor migliore è risultato l'impiego di GRAPPA associato alla frequenza QFAT SAT VIBE (mista 10,68; componente grassa 13,26).



Si è deciso, alla luce dei risultati ottenuti, di estendere l'applicazione del PAT GRAPPA anche sulle altre sequenze confrontando le diverse metodiche di saturazione del grasso. Le sequenze SPAIR, DIXON e WE con GRAPPA non si sono dimostrate migliori rispetto alle stesse ottenute in precedenza, a differenza di quanto avvenuto con QFAT SAT.



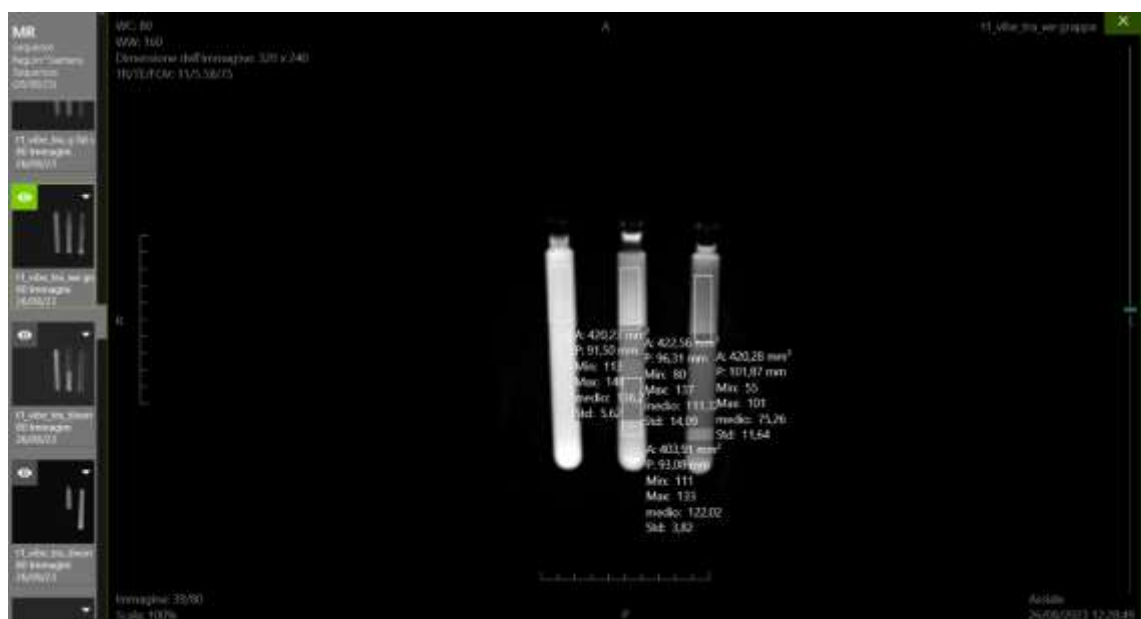
Seq. T1 VIBE QFAT SAT e SPAIR GRAPPA.



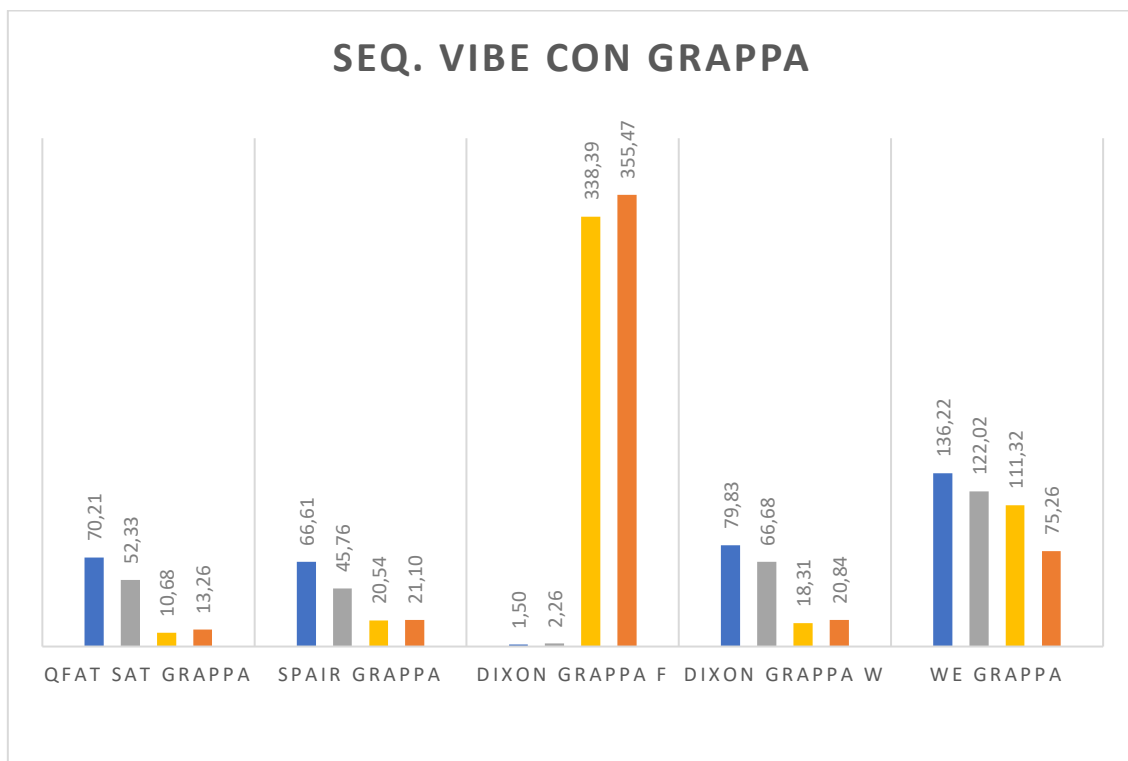
Seq. T1 VIBE DIXON F GRAPPA.



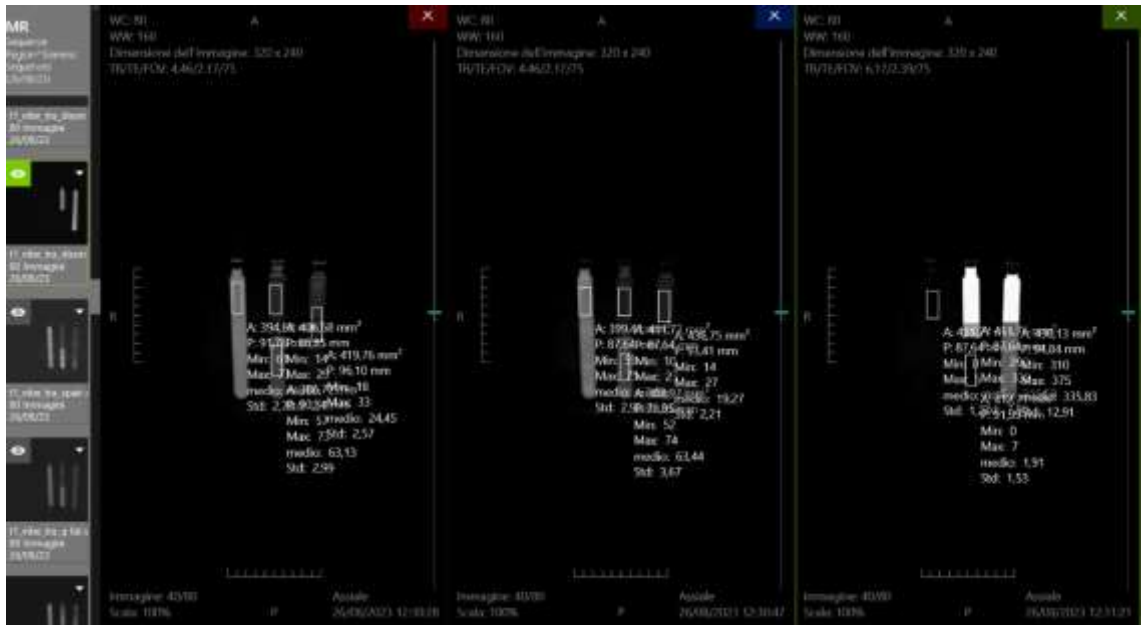
Seq. T1 VIBE DIXON W GRAPPA.



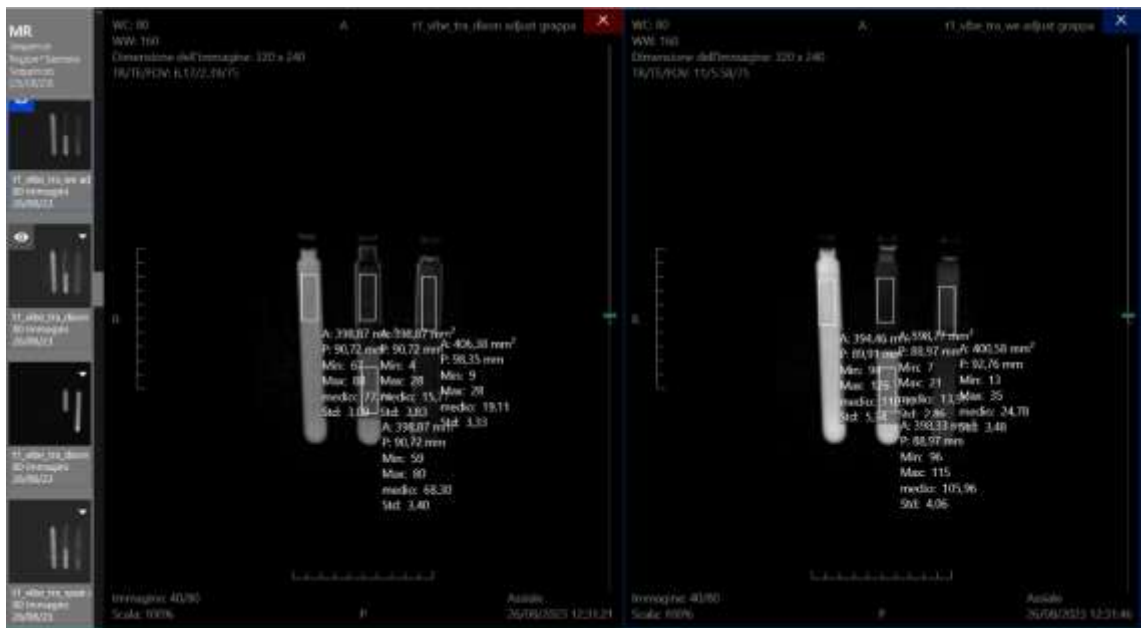
Seq. T1 VIBE WE GRAPPA.



Lo studio è proseguito associando l'utilizzo dell'Adjust Volume con la metodica GRAPPA garantendo dei vantaggi in termini di saturazione del grasso, soprattutto con le sequenze DIXON W e WE. Per quanto riguarda la sequenza SPAIR risultano essere migliori i valori di saturazione ottenuti con ADJ e CAIPIRINHA 4. La sequenza QFAT SAT con ADJ è risultata essere molto simile con entrambe le metodiche a differenza di quanto visto precedentemente senza l'impiego della Adjust Volume.

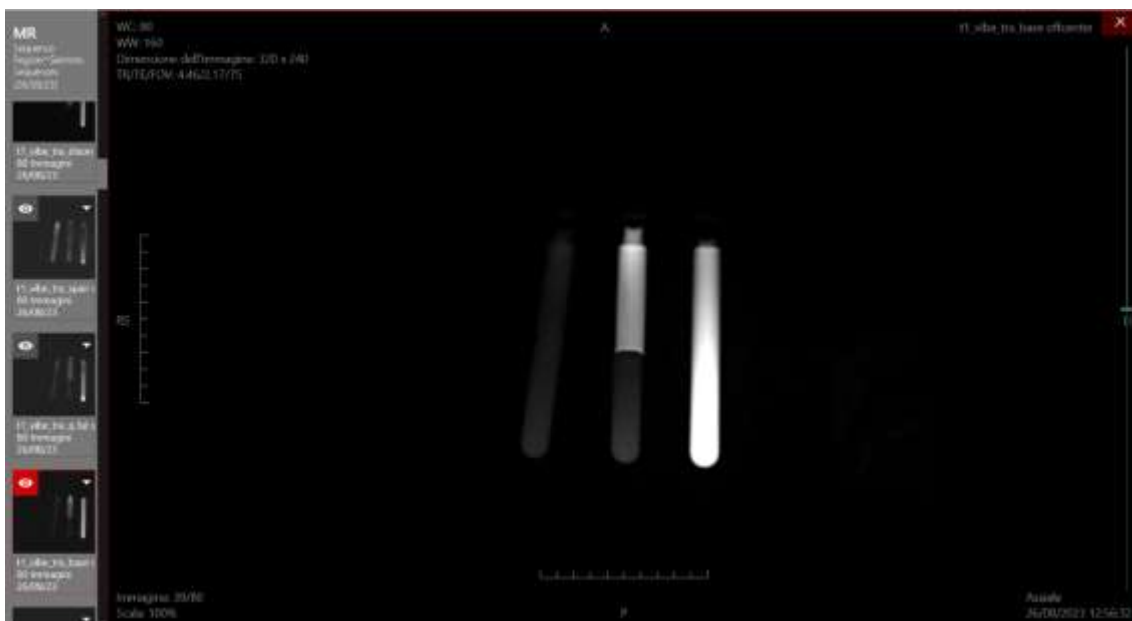


Seq. T1 VIBE QFAT SAT, SPAIR, DIXON F con GRAPPA e ADJ.



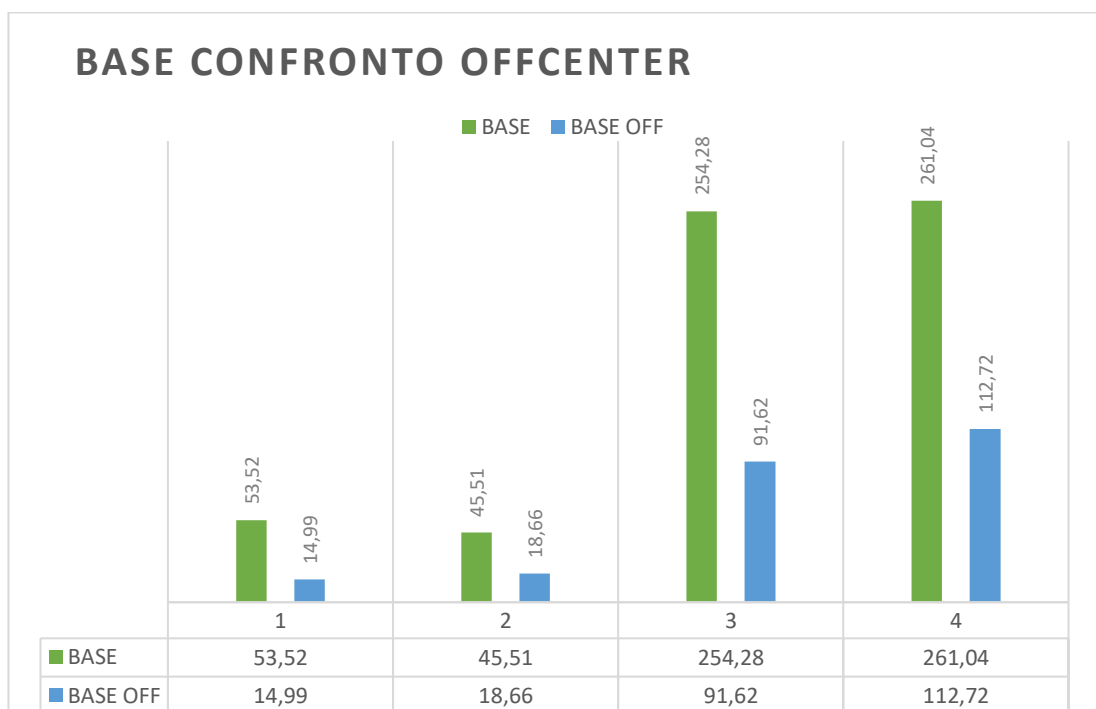
Seq. T1 VIBE DIXON W, WE con GRAPPA e ADJ.

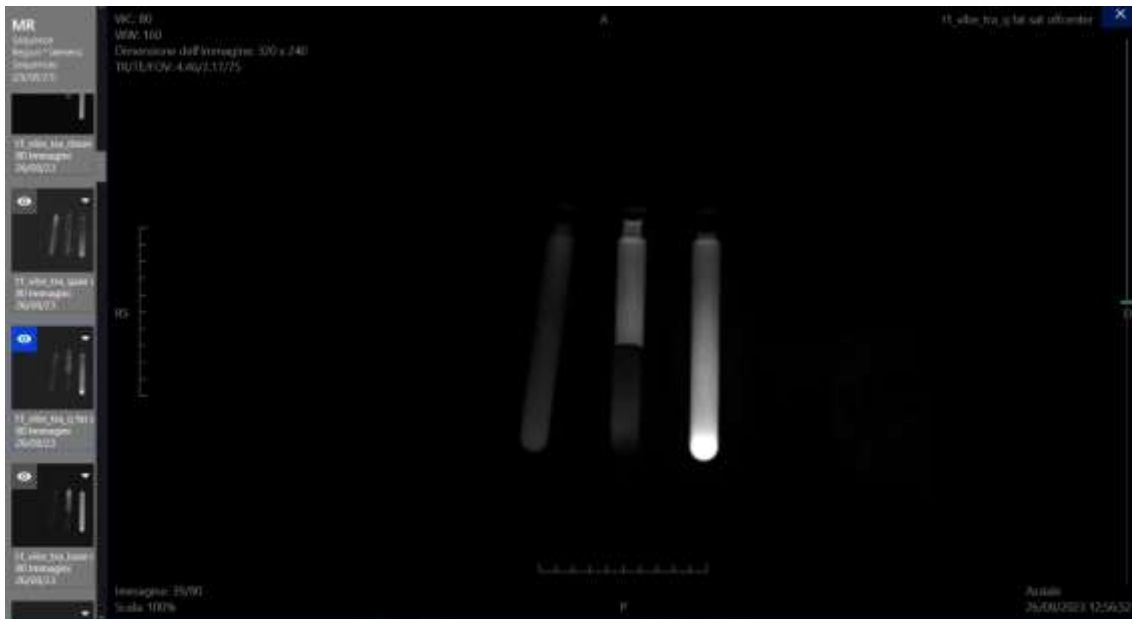
La seconda parte dello studio ha avuto come protagonista la variazione del posizionamento del fantoccio all'interno del bore della RM. Lo spostamento è stato effettuato portando lateralmente, verso destra, di 10 cm il fantoccio in modo da poterne osservare eventuali variazioni dei valori delle ROI ottenuti rispetto alle acquisizioni iniziali. È stata acquisita una nuova sequenza base che prende il nome di T1 VIBE BASE OFFCENTER.



*Seq. T1 VIBE BASE OFF CENTER.*

La sequenza T1 VIBE QFAT SAT OFF CENTER si è dimostrata simile come valore di intensità del segnale, della componente grassa, nella provetta più esterna (50,87 della sequenza standard rispetto a 50,54 della off center). La provetta mista, nella sua porzione superiore, risente del differente posizionamento diminuendo il suo valore di segnale in ambedue le componenti (anche in quella acquosa nella porzione inferiore).





*Seq. T1 VIBE QFAT SAT OFF.*

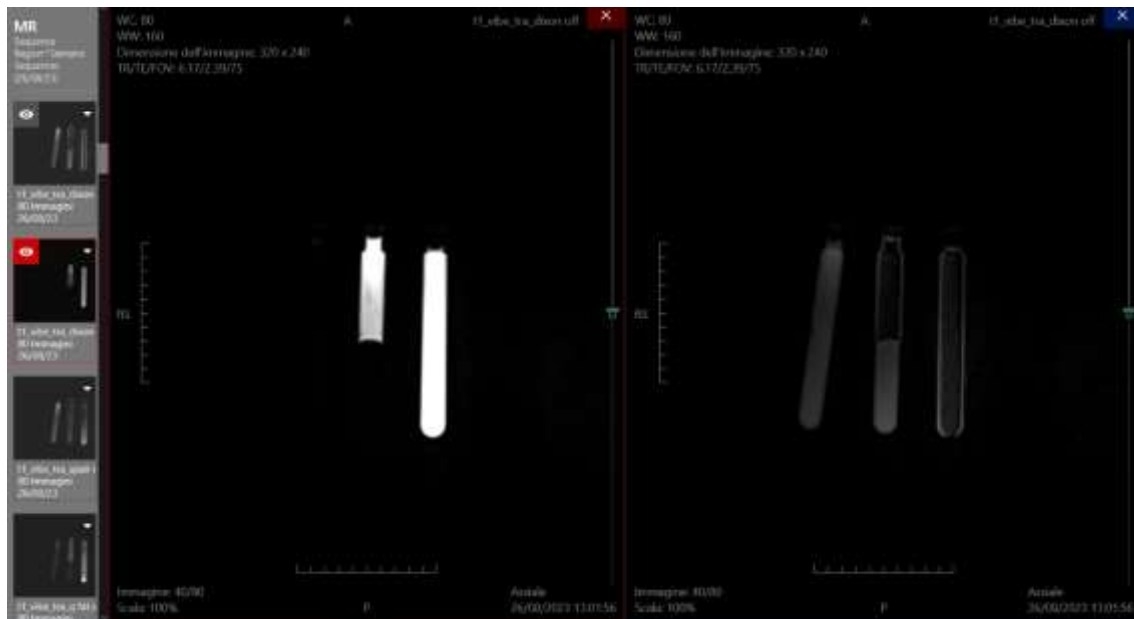
La sequenza SPAIR OFF CENTER presenta dei valori migliori per quanto riguarda la porzione esterna e peggiori per la provetta centrale, nonché mista. Anche in questo caso si registra una diminuzione del segnale generale nell'acquisizione.





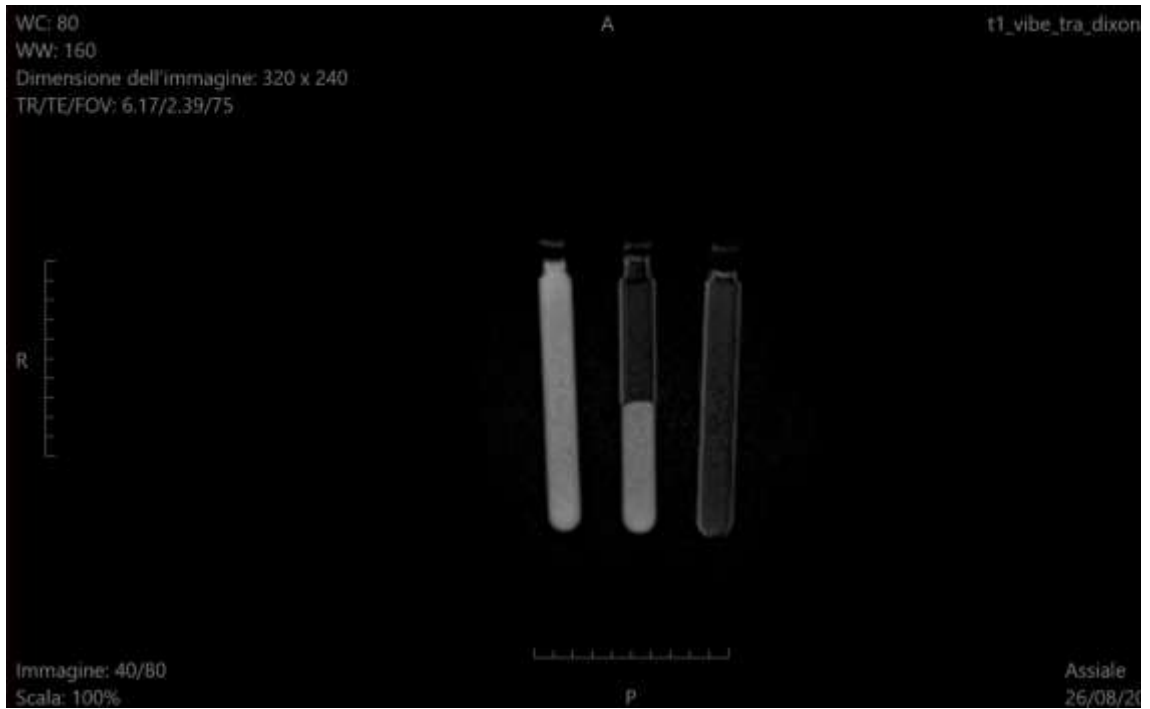
*Seq. T1 VIBE SPAIR OFF.*

Segue la sequenza DIXON W OFF CENTER che sembra risentire meno del diverso posizionamento del fantoccio, trovando dei buoni valori di saturazione del grasso (provetta mista 5,84; provetta composto grasso 9,95). Il tutto dimostrando sempre una globale perdita di segnale, esplicitata dall'importante abbassamento dei valori delle componenti acquose presenti nel fantoccio.

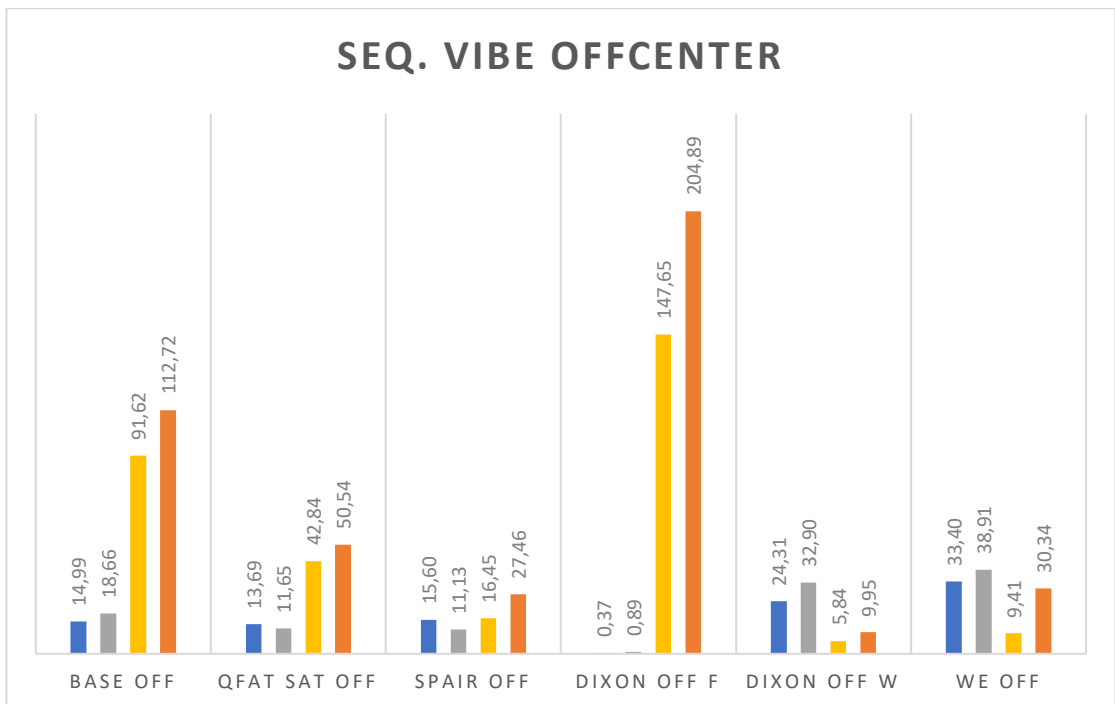


*Seq. T1 VIBE DIXON F, W OFF.*

Infine, la sequenza WE OFF CENTER segue il comportamento delle precedenti acquisizioni con una diminuzione del segnale generale, riportando una miglior risposta nella provetta mista rispetto a quella laterale composta solamente dalla sostanza grassa.



Seq. T1 VIBE WE OFF.

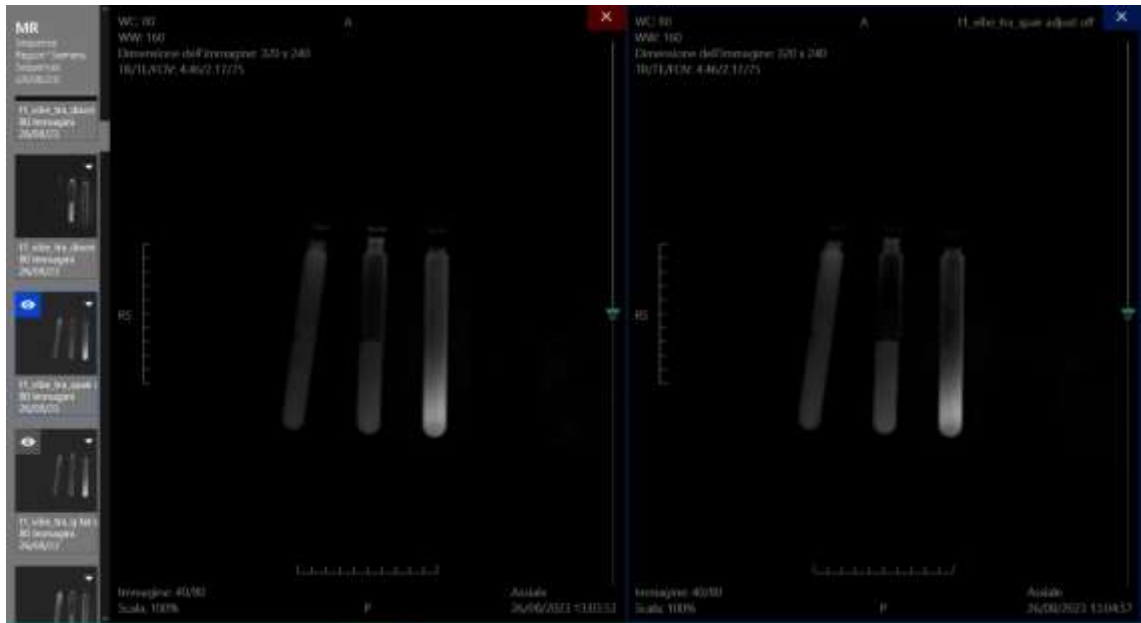


Successivamente sono state eseguite delle valutazioni delle medesime sequenze con l'impiego delle metodiche ADJ, ADV, TU. Per quanto concerne la sequenza QFAT SAT, in tutti i casi c'è stato un ottimo miglioramento in termini di soppressione del segnale del grasso. Tra le tre acquisizioni eseguite, l'esito migliore è attribuibile all'acquisizione con l'utilizzo di ADJ (9,12 e 22,98).

Tra le sequenze SPAIR il miglior risultato è stato ottenuto attraverso la combinazione delle metodiche ADJ ed ADV (con i valori delle provette: mista a 3,76; sostanza grassa a 10,22).

La metodica DIXON W OFF CENTER senza ulteriori variazioni si è dimostrata la migliore, seppur con valori molto simili ad ADJ ed ADV. Per ultima.

La sequenza WE OFF CENTER trova la miglior saturazione nella provetta di componente grassa con applicazione combinata delle tecniche ADJ ed ADV (10,22), mentre per quanto concerne la provetta mista la metodica migliore è rappresentata dall'acquisizione WE ADJ OFF CENTER (9,12).



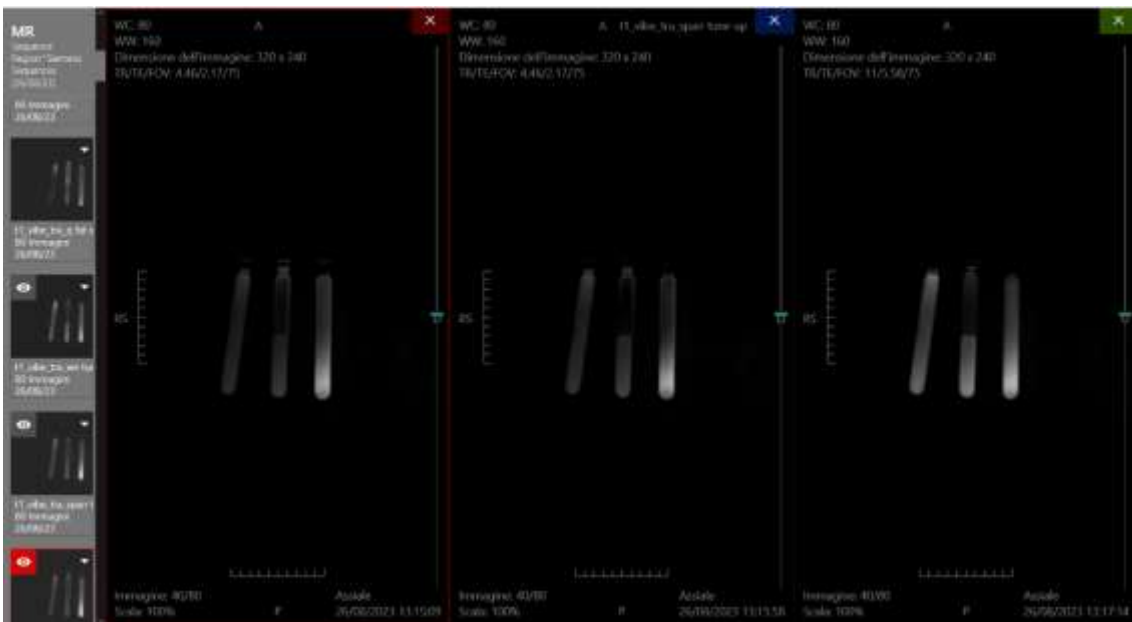
*Seq. T1 VIBE QFAT SAT e SPAIR ADJ OFF.*



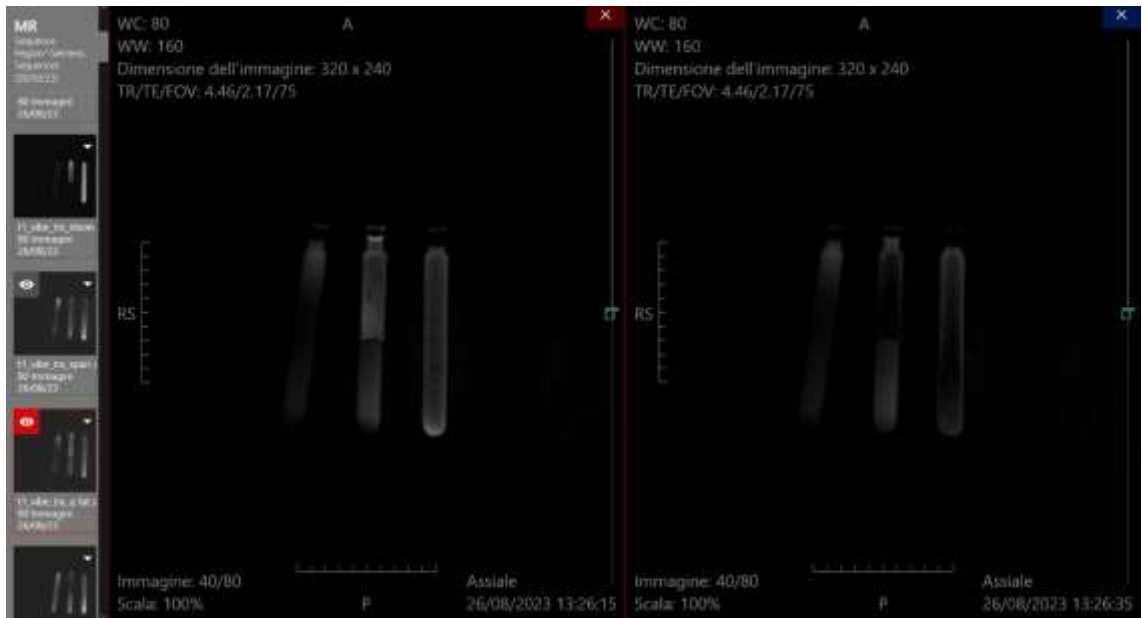
*Seq. T1 VIBE DIXON F, W ADJ OFF.*



*Seq. T1 VIBE WE ADJ OFF.*



*Seq. T1 VIBE QFAT SAT, SPAIR, WE TU OFF.*



*Seq. T1 VIBE QFAT SAT, SPAIR ADJ+ADV OFF.*



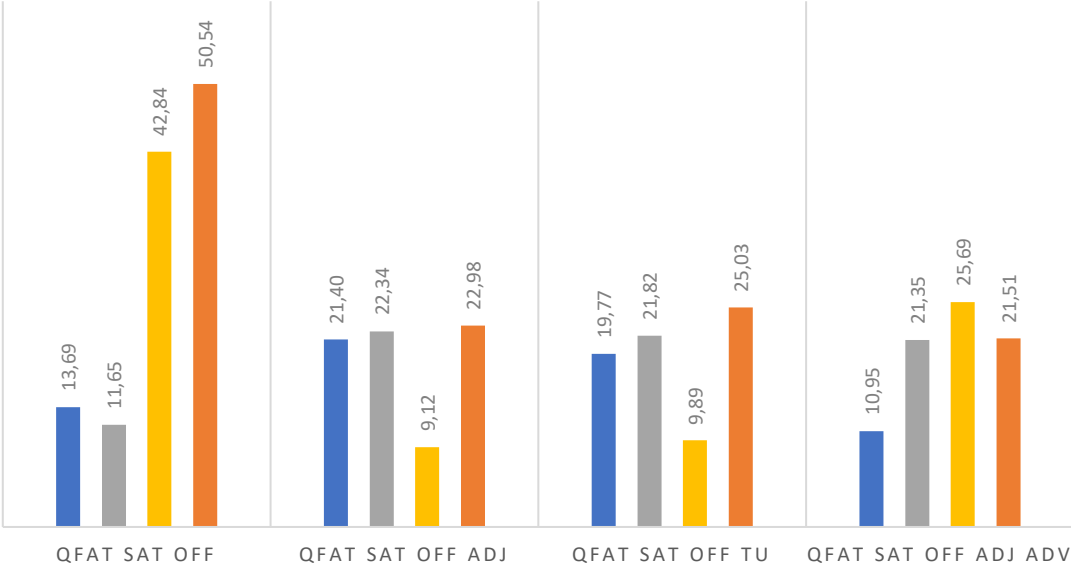
*Seq. T1 VIBE DIXON F, W ADJ+ADV OFF*



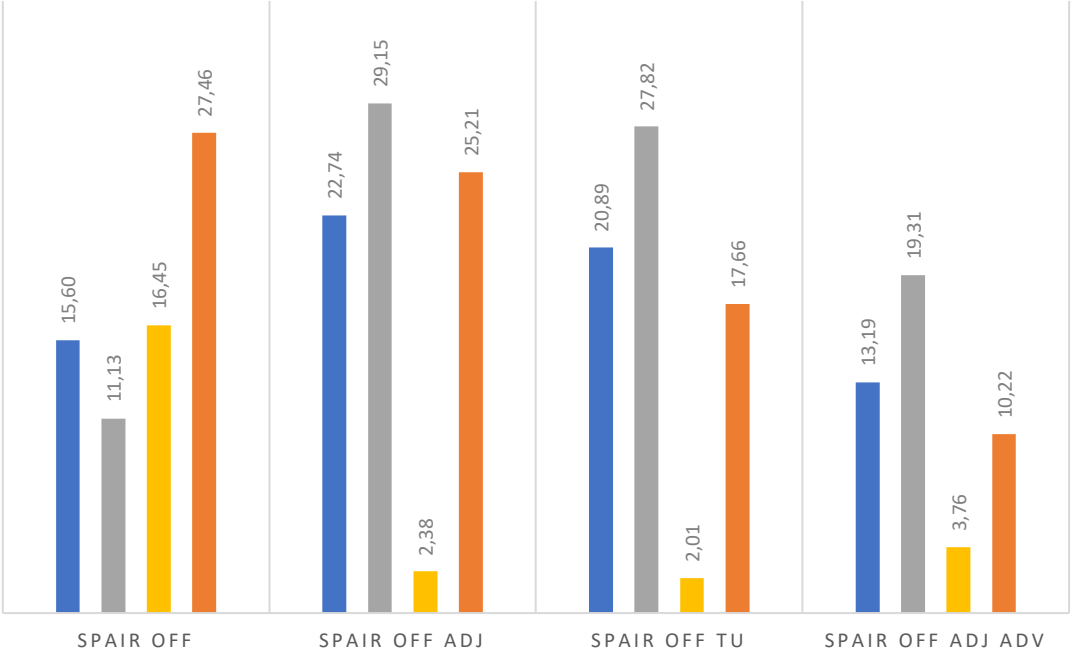
*Seq. T1 VIBE WE ADJ+ADV OFF.*



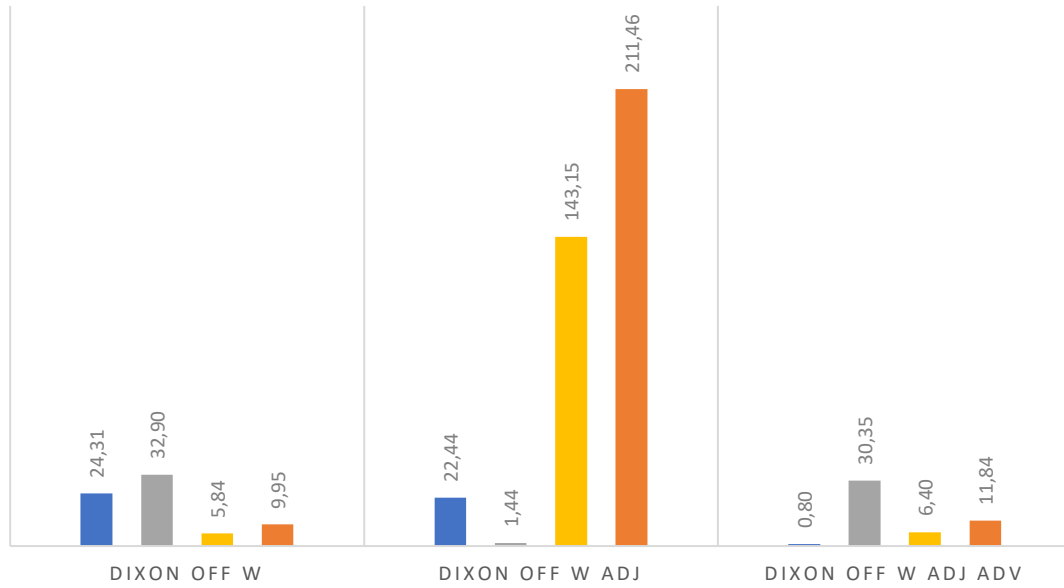
### SEQ. QFAT SAT OFFCENTER



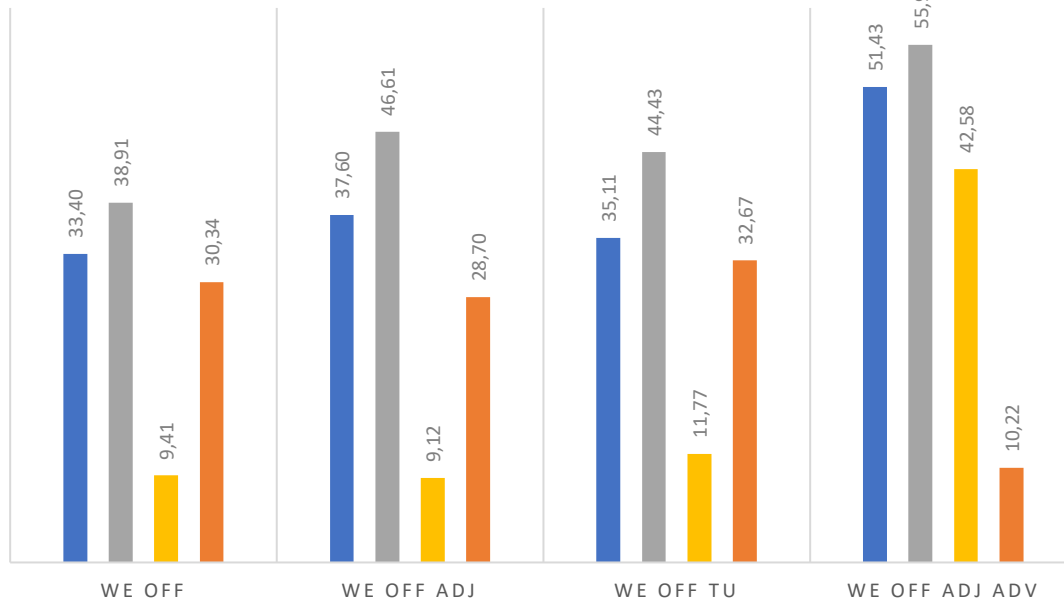
### SEQ. VIBE SPAIR OFFCENTER



### SEQ. DIXON W OFFCENTER



### SEQ. WE OFFCENTER



## 12. Tabelle riassuntive dei dati ottenuti

SEQUENZE T1 VIBE	ACQUA	ACQUA + GRASSO	GRASSO
BASE	53,52	45,51	254,28
FAT SAT	59,25	48,59	78,66
SPAIR	57,35	45,75	27,31
DIXON F	1,22	2,53	320,15
DIXON W	78,20	66,89	16,49
WE	134,96	124,63	101,22
Q FAT ADJ	61,72	51,57	21,09
SPAIR ADJ	70,41	58,71	9,48
DIXON VIBE ADJ F	1,20	2,37	319,39
DIXON VIBE ADJ W	78,74	66,38	15,14
WE ADJ	119,92	104,26	16,10
QFAT SAT TU	52,69	39,31	85,14
SPAIR TU	48,51	36,36	29,08
WE TU	147,73	133,28	132,34
QFAT SAT ADV	57,34	45,95	62,81
SPAIR ADV	9,23	7,48	43,10
DIXON ADV F	1,18	2,00	323,03
DIXON ADV W	78,92	67,21	17,29
WE ADV	144,21	129,29	104,45
QFAT SAT ADJ+ADV	61,82	51,28	20,73
SPAIR ADJ+ADV	70,12	58,72	8,98
DIXON ADJ+ADV F	1,30	2,29	320,02
DIXON ADJ+ADV W	78,64	66,97	15,71
WE ADJ+ADV	120,70	101,83	15,24
QFAT SAT ADJ+TU	62,20	50,89	23,40
SPAIR ADJ+TU	71,12	58,73	11,36
WE ADJ+TU	121,05	99,07	19,39

Tabella 1 Dati relativi alla prima parte dello studio rappresentati la sequenza base e le varie tecniche di saturazione utilizzate.

SEQUENZE T1 VIBE	ACQUA	ACQUA +	GRASSO	GRASSO
QFAT SAT GRAPPA	70,21	52,33	10,68	13,26
QFAT SAT CAIPI	62,12	48,06	60,58	39,39
QFAT SAT GRAPPA	70,21	52,33	10,68	13,26
SPAIR GRAPPA	66,61	45,76	20,54	21,10
DIXON GRAPPA F	1,50	2,26	338,39	355,47
DIXON GRAPPA W	79,83	66,68	18,31	20,84
WE GRAPPA	136,22	122,02	111,32	75,26
QFAT SAT GRAPPA ADJ	69,17	63,13	22,16	24,45
SPAIR GRAPPA ADJ	67,17	63,44	18,07	19,27
DIXON GRAPPA ADJ F	1,41	1,91	316,58	335,83
DIXON GRAPPA ADJ W	77,74	68,30	15,77	19,11
WE GRAPPA ADJ	116,40	105,96	13,98	24,78
QFAT SAT R-L	62,11	46,67	54,34	36,49
QFAT SAT R-L ADJ GRAPPA	66,06	55,28	20,25	21,30
QFAT SAT ADJ GRAPPA R3	66,89	55,72	14,53	18,46
QFAT SAT PRESCAN	62,89	49,30	55,91	45,58
QFAT SAT NO PRESCAN	69,19	30,27	54,14	44,53
QFAT SAT B1 FILTER	79,81	86,63	80,53	69,60
Q FAT SAT CAIPIRINHA	63,13	52,51	63,85	51,77

Tabella 2 Dati relativi alla prima parte dello studio, variazione e confronto del PAT GRAPPA.

SEQUENZE T1 VIBE	ACQUA	ACQUA +	GRASSO	GRASSO
BASE OFF	14,99	18,66	91,62	112,72
QFAT SAT OFF	13,69	11,65	42,84	50,54
SPAIR OFF	15,60	11,13	16,45	27,46
DIXON OFF F	0,37	0,89	147,65	204,89
DIXON OFF W	24,31	32,90	5,84	9,95
WE OFF	33,40	38,91	9,41	30,34
QFAT SAT OFF ADJ	21,40	22,34	9,12	22,98
SPAIR OFF ADJ	22,74	29,15	2,38	25,21
DIXON OFF F ADJ	0,56	33,36	3,86	3,46
DIXON OFF W ADJ	22,44	1,44	143,15	211,46
WE OFF ADJ	37,60	46,61	9,12	28,70
QFAT SAT OFF TU	19,77	21,82	9,89	25,03
SPAIR OFF TU	20,89	27,82	2,01	17,66
WE OFF TU	35,11	44,43	11,77	32,67
QFAT SAT OFF ADJ ADV	10,95	21,35	25,69	21,51
SPAIR OFF ADJ ADV	13,19	19,31	3,76	10,22
DIXON OFF F ADJ ADV	28,70	0,71	166,80	227,45
DIXON OFF W ADJ ADV	0,80	30,35	6,40	11,84
WE OFF ADJ ADV	51,43	55,99	42,58	10,22

Tabella 3 Dati dello studio della sequenza VIBE con fantoccio in posizione OFF CENTER.

### **13.Discussioni**

Prima di discutere i risultati ottenuti, è importante ricordare come la variazione delle sequenze per adattarle alle varie tecniche di saturazione o shimming impiegato sia avvenuta cercando di modificare il minor numero e valore possibile dei parametri di acquisizione, in modo da rendere le sequenze confrontabili. Particolare attenzione è stata posta sul tempo di acquisizione, che è stato mantenuto sotto i 20 secondi simulando un'applicazione clinica del Breath-hold. Anche il rapporto segnale-rumore è stato mantenuto costante mediante l'adattamento delle medie o attraverso accorciamenti di TR e TE, lasciando inalterato il tempo di acquisizione.

Nella prima parte dello studio, dai risultati ottenuti, è emerso che la miglior tecnica di saturazione utilizzata sul fantoccio impiegato riguarda la sequenza SPAIR, soprattutto quando a quest'ultima vengono affiancate le modifiche relative all'impiego dell'Adjust Volume e dello shimming Advanced. Considerando però il tempo necessario all'applicazione di quest'ultimo, a livello pratico risulta ottimale, a mio avviso, la tecnica rappresentata dall'acquisizione SPAIR associata unicamente all'utilizzo dell'Adjust Volume, rispetto anche all'impiego combinato dello shimming Advanced. Tale scelta viene proposta considerandone i valori simili in termini di saturazione del segnale del grasso ed in termini di segnale globale espresso anche nelle provette contenenti acqua (valori sequenza SPAIR ADJ: acqua=70,41; misto A=58,71; misto G=9,48; grasso=9,46), ai quali si aggiunge la necessità di minimizzare il tempo di acquisizione e quindi,

di velocizzare l'esecuzione dell'esame soprattutto nei casi in cui il paziente risulti poco collaborante o nel quale possa incidere negativamente il maggior tempo di preparazione richiesto dall'utilizzo anche della metodica Advanced.

Inoltre, altro punto a favore della sequenza SPAIR ADJ è rappresentato dall'omogeneità del segnale soppresso in ambedue le provette. I valori simili ottenuti tra la provetta mista e quella contenente la sostanza grassa indicano un ottimo valore di saturazione anche quando la componente grassa si trova in concomitanza di altre sostanze, come ad esempio in questo studio l'acqua; il cui segnale rimane elevato anche nella provetta mista (58,71). A definire l'importanza dell'impiego di ADJ associato alla sequenza SPAIR è anche il confronto tra i valori ottenuti nelle sequenze SPAIR TU (Tune Up) e SPAIR TU con ADJ. La presenza di quest'ultimo porta ad un netto miglioramento in termini di saturazione rispetto alla sequenza associata unicamente alla modalità di Shimming Tune Up, i cui valori ottenuti risultano essere addirittura peggiori rispetto alla sola applicazione della tecnica di soppressione SPAIR.

Un altro dato importante, ottenuto dallo studio, è quello riguardante la differenza tra le sequenze QFAT SAT Grappa e QFAT SAT standard generalmente associata alla metodica Caipirinha.

Variando la tecnica di accelerazione, solamente per questa sequenza è stato ottenuto un notevole vantaggio in termini di saturazione in entrambe le provette contenenti la componente grassa (da 78,66 a 10,68 e da 50,87 a 13,26), innalzando anche il segnale della porzione

acquosa nel caso della provetta contenente solamente acqua. Per questa valutazione è fondamentale tenere conto del volume dello studio ridotto del fantoccio impiegato, rispetto alle normali acquisizioni (il tutto eseguito mantenendo i valori SNR e tempo di Breath-hold costanti in tutte le sequenze eseguite come ribadito in precedenza).

Possiamo dedurre, pertanto, che la sequenza QFAT SAT Grappa risulti più efficiente nel saturare il grasso nei volumi ridotti, rendendola preferibile nel caso di impiego della sequenza VIBE in porzioni anatomiche poco estese, come ad esempio negli studi a livello del collo; rispetto a studi addominali dove è più efficace la sequenza con l'impiego di Caipirinha considerandone il volume più esteso di acquisizione.

Con le altre metodiche SPAIR, DIXON, WE si è riscontrato un maggior rumore e una minor nitidezza nell'imaging ottenuto rispetto a quanto registrato con l'utilizzo di Caipirinha. Per migliorare questa condizione e favorire l'impiego del PAT Grappa è probabilmente necessario agire sui parametri del valore R (fattore di accelerazione) compensandolo con un aumento delle medie.

Per quanto riguarda la seconda parte dello studio, già dalla prima acquisizione BASE della sequenza T1 VIBE rispetto a quella iniziale della prima fase dello studio, si è dimostrata nettamente migliore in termini

di valori di saturazione del grasso. Tale risultato, sorprendente per certi versi, è probabilmente legato al posizionamento maggiormente centralizzato della provetta contenente la componente grassa; questo tipo di acquisizioni apre ad un approfondimento che potrà essere eseguito in studi futuri nella valutazione della sequenza, nella quale si auspica un posizionamento alla sinistra del lettino estremizzando ancor più l'effetto delle disomogeneità di campo sulla componente grassa.

Il fatto che i valori ottenuti risultino inferiori potrebbe non essere attribuibile ad una miglior tecnica di saturazione, ma al minor segnale derivante da tutte le provette (riscontrabile anche nella porzione acquosa) dovuta ad un posizionamento decentrato rispetto alla massima intensità del campo.

Come si può evincere dai dati raccolti in questa seconda fase dello studio i migliori risultati sono stati ottenuti generalmente con l'impiego di ADJ (sia da sola che correlato ad ADV); tranne che per l'eccezione rappresentata dalla sequenza DIXON W, la quale si è dimostrata migliore nelle condizioni standard. Analizzando la provetta contenente il composto di origine grassa i valori ottenuti come saturazione risultano essere ottimi nelle sequenze: QFAT SAT ADJ con ADV (21,51); SPAIR ADJ con ADV (10,22); WE ADJ con ADV (10,22). Da tali risultati possiamo dedurre che l'applicazione di ambedue i parametri possa risultare ottimale in una acquisizione dove si necessita della saturazione del grasso soprattutto quando quest'ultimo è localizzato nelle regioni anatomicamente periferiche.



L'analisi della provetta mista trova valori più discordanti, nella sequenza QFAT SAT sono stati ottenuti due risultati simili rappresentati dalle applicazioni di ADJ (9,12 segnale del grasso e 22,34 segnale relativo all'acqua) e TU (25,68 parte grassa e 21,35 segnale della componente acquosa della provetta). Differente è il caso legato all'impiego di ADJ con ADV il quale ha dimostrato una minor efficacia a livello di soppressione del segnale relativo al grasso (25,69 e 21,35). La sequenza SPAIR, invece, risulta avere valori simili in tutte e tre le metodiche: ADJ (2,38 e 29,15), TU (2,01 e 27,82) ed ADJ con ADV (3,76 e 19,31). Considerando comunque anche l'obiettivo di acquisire un segnale generale ottimale, oltre alla miglior saturazione possibile, il più vantaggioso compromesso sembra essere offerto dall'impiego della metodica ADJ. La sequenza WE si presenta, sempre relativamente la provetta mista, con valori simili tra le acquisizioni ADJ (9,12 e 46,61) e TU (11,77 e 44,43); risulta essere meno performante la sequenza combinata tra ADJ e ADV (42,58 e 55,99).

Possibili sviluppi futuri riguardanti il proseguimento dello studio sono rilegati ad una estensione di quest'ultimo mediante l'utilizzo di altre sequenze. Un'altra possibilità riguarda l'acquisizione della stessa sequenza VIBE, attraverso l'impiego di differenti bobine. Ad esempio, utilizzando per l'acquisizione dei dati, relativi all'intensità di segnale, la bobina "neck" rispetto all'utilizzo della bobina "flex" di 32 canali impiegata nell'esperienza, in modo da ottenere una valutazione oggettiva ancor più dettagliata in merito alle migliori condizioni di utilizzo delle apparecchiature a disposizione durante la pratica clinica inerenti alle sequenze con soppressione del grasso.

Un ulteriore sviluppo interessante riguarda il proseguimento dello studio, spostando il fantoccio nel lato diametralmente opposto, rispetto a quanto eseguito nella seconda parte dell'esperienza, nel bore RM, considerando quindi una maggior estremizzazione a livello della componente grassa.

Per quanto concerne l'acquisizione dei dati, la scelta da utilizzare una ROI così ampia è dettata dalla volontà di ottenere un valore medio che tenesse conto della maggior parte del volume delle provette che costituiscono il fantoccio, mitigando eventuali differenti posizionamenti delle ROI, non sempre facilmente riproducibili nelle sequenze ottenute. Sono state riscontrate alcune difficoltà durante l'acquisizione dei dati sperimentali legate allo scarso segnale ottenuto dal solo fantoccio, risolte attraverso il posizionamento di gel amorfo posto anteriormente e posteriormente alle provette, garantendo l'acquisizione ottimale delle sequenze senza intaccare i valori ottenuti sulle componenti del fantoccio.

## Bibliografia

- [1] Physics of MRI: a primer. Donald B Plewes 1, Walter Kucharczyk. PMID: 22499279  
DOI:10.1002/jmri.23642.
- [2] Elementi di risonanza, dal protone alle sequenze per le principali applicazioni diagnostiche di Mario Coriasco · Osvaldo Rampado · Gianni Boris Bradac.
- [3] Simultaneous fat saturation and magnetization transfer contrast imaging with steady-state incoherent sequences. Feng Zhao, Jon-Fredrik Nielsen, Scott D Swanson, Jeffrey A Fessler, Douglas C Noll. PMID: 25252173 PMCID: PMC4369465 DOI: 10.1002/mrm.25475.
- [4] Fat and water magnetic resonance imaging. Thorsten A. Bley MD, Oliver Wieben PhD, Christopher J. François MD, Jean H. Brittain PhD, Scott B. Reeder. MD, PhD pag.4-14.
- [5] Comparison of CAIPIRINHA-VIBE, Radial-VIBE, and conventional VIBE sequences for dynamic contrast-enhanced (DCE) MRI: A validation study using a DCE-MRI phantom. Bohyun Kim, Chang Kyung Lee, Nieuw Seo, Seung Soo Lee, Jeong Kon Kim, Yoonseok Choi, Dong-Cheol Woo, In Seong Kim, Dominik Nickel, Kyung Won Kim.
- [6] SMASH, SENSE, PILS, GRAPPA: how to choose the optimal method. Martin Blaimer, Felix Breuer, Matthias Mueller, Robin M Heidemann, Mark A Griswold, Peter M Jakob. PMID: 15548953 DOI: 10.1097/01.rmr.0000136558.09801.dd pag.223-230.
- [7] Clinical application of controlled aliasing in parallel imaging results in a higher acceleration (CAIPIRINHA)-volumetric interpolated breathhold (VIBE) sequence for gadoteric acid-enhanced liver MR imaging. Mi Hye Yu, Jeong Min Lee, Jeong-Hee Yoon, Berthold Kiefer, Joon Koo Han, Byung-Ihn Choi. PMID: 23559147 DOI: 10.1002/jmri.24088.
- [8] The k-trajectory formulation of the NMR imaging process with applications in analysis and synthesis of imaging methods. PMID: 6646065 DOI: 10.1118/1.595331.
- [9] S. Y. Huang, R. T. Seethamraju, P. Patel, P. F. Hahn, J. E. Kirsch, and A. R. Guimaraes, "Body MR imaging: Artifacts, k-space, and solutions,". Radiographics, vol. 35, no. 5, 2015, doi: 10.1148/rg.2015140289.
- [10] Accelerating GRAPPA reconstruction using SoC design for real-time cardiac MRI. Abdul Basit, Omair Inam, Hammad Omer, PMID: 37159960 DOI: 10.1016/j.compbio.2023.107008.
- [11] Usefulness of controlled aliasing in parallel imaging results in higher acceleration in gadoteric acid-enhanced liver magnetic resonance imaging to clarify the hepatic arterial phase. Yang Shin Park, Chang Hee Lee, In Seong Kim, Berthold Kiefer, Seung Tae Woo, Kyeong Ah Kim, Cheol Min Park. PMID: 24276676 DOI: 10.1097/RLI.000000000000011.
- [12] Siemens-healthiness magnetic-resonance-imaging/options-and-upgrades/upgrades/magnetom-avanto-fit-a-biomatrix-system.