

Determinazione degli intervalli di valori dei
parametri TE e TR per immagini MRI di tuorlo e
albume

Daniele Dall'Olio Carlo Emilio Montanari

24 dicembre 2017

Sommario

Si vogliono determinare gli intervalli dei valori dei tempi TE e TR per ottenere immagini MRI di un uovo pesate in T_1 e pesate in T_2 . Per fare ciò si è proceduto a misurare i tempi caratteristici di albume e tuorlo separatamente tramite Inversion Recovery e CPMG. I dati sperimentali ottenuti sono stati processati e valutati tramite software UPENWin.

Introduzione

L'esperimento effettuato si è basato sui principi della risonanza magnetica nucleare ed è stato realizzato secondo specifici metodi di acquisizione.

Risonanza Magnetica e Rilassometria

La risonanza magnetica nucleare è un fenomeno fisico che comporta la transizione tra stati energetici del momento angolare nucleare dei nuclei atomici. Il fenomeno si verifica solo in presenza di nuclei atomici caratterizzati da momento angolare, che permette l'interazione con campi magnetici esterni. La combinazione delle interazioni dei vari nuclei con lo stesso campo magnetico induce la formazione di una magnetizzazione nucleare di equilibrio, da cui è possibile ricavare informazioni sul sistema studiato.

Infatti, le informazioni si rilevano studiando il ritorno della magnetizzazione allo stato di equilibrio. Ciò è realizzato cedendo al sistema energia in condizione di risonanza e lasciando che la magnetizzazione tenda a riportarsi allo stato d'ordine iniziale.

All'equilibrio, la magnetizzazione nucleare è allineata con il campo magnetico uniforme applicato, detto B_0 , e, una volta stimolato il sistema applicando un impulso la magnetizzazione è caratterizzata da un moto. L'impulso esercitato equivale ad un campo magnetico stimolante, detto B_1 , che è perpendicolare a B_0 ed oscillante con una frequenza pari alla frequenza di risonanza. L'applicazione di B_1 allontana la magnetizzazione dallo stato stazionario e innesca un moto per la magnetizzazione. Il moto innescato è una combinazione di rotazioni sia attorno a B_0 che alla direzione di B_1 . La rotazione per B_1 permette di modificare la direzione della magnetizzazione e quindi il tempo di applicazione dell'impulso incide sulla grandezza dell'angolo di rotazione, chiamato flip angle.

Al termine dell'impulso, se il sistema si trovasse in condizioni ideali, la magnetizzazione dovrebbe continuare solo a ruotare attorno a B_0 alla frequenza di risonanza. Ciò però non si verifica a causa delle diverse posizioni degli atomi nel sistema che comporta la percezione della non perfetta uniformità campo magnetico B_0 . In conseguenza gli atomi sono caratterizzati da diverse frequenze di rotazione dei singoli momenti angolari che comporta una dispersione del vettore magnetizzazione sul piano perpendicolare alla direzione di B_0 . In questo modo il vettore magnetizzazione ritorna alla posizione di equilibrio e questo effetto è denominato rilassamento.

Il rilassamento è studiato in due componenti, la componente lungo la direzione del campo magnetico B_0 (a cui associamo l'asse z) e la componente sul piano perpendicolare (piano xy). Entrambe le componenti sono perciò caratterizzate da un relativo tempo di rilassamento, che nel caso della componente z chiameremo T_1 e nel caso del piano xy chiameremo T_2 . A partire dallo studio di questi

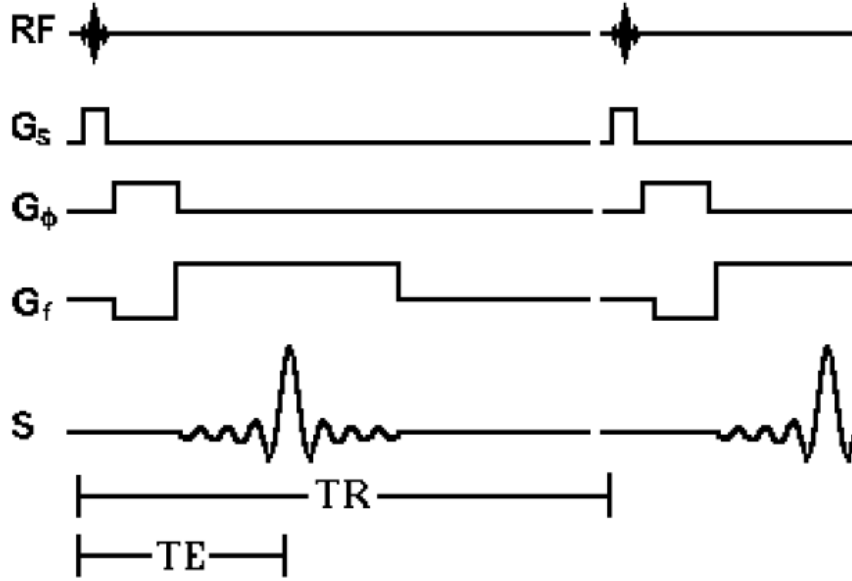


Figura 1: Schema rappresentante i segnali usati in una sequenza *Gradient-Echo*, un gradiente G_s , lungo z , insieme ad un impulso RF , seleziona la slice; un gradiente lungo y codifica la fase G_ϕ ; un gradiente lungo x codifica la frequenza G_f .

due tempi di rilassamento, sono state sviluppate tecniche per l'elaborazione di immagini MRI.

Nella sezione successiva si trattano i metodi e la strumentazione adoperati in questo esperimento per la misurazione di queste due grandezze.

Tomografia a Risonanza Magnetica Nucleare

Per riuscire ad ottenere un segnale NMR localizzato spazialmente si fa uso di campi magnetici B_0 non uniformi lungo la coordinata x e caratterizzati da un gradiente di campo magnetico lineare nella forma $B_z = B_0 + G_x x$, in questo modo si avrà come diretta conseguenza che le frequenze di Larmor dipenderanno linearmente in egual misura dalla coordinata x secondo l'equazione:

$$\nu(x) = \frac{\gamma}{2\pi} B_0 + \frac{\gamma}{2\pi} G_x x \quad (1)$$

Sfruttando quindi gradienti lineari lungo le 3 coordinate spaziali, si possono ottenere frequenze dipendenti linearmente dalla posizione dei nuclei lungo la coordinata x tramite trasformata di Fourier. Una delle sequenze di segnali più usata è la sequenza *Gradient-Echo*, rappresentata in Figura .

Tramite principio zeugmatografico è quindi possibile costruire una procedura di costruzione di immagini tramite risonanza magnetica, tuttavia, per riuscire a tener conto delle pesature in T_1 ed in T_2 dei vari materiali, nonché evitare costanti ricollocazioni dei gradienti, si preferisce operare tramite metodo spin-warp.

Densità protonica	$TE \ll T_2$	$TR > 5T_1$
Pesate in T_1	$TE \ll T_2$	$TR < T_1$
Pesate in T_2	$TE > T_2$	$TR > 5T_1$

Tabella 1: Impostazione dei valori TE e TR per diverse tipologie di pesatura.

Metodo spin-warp

Con questo metodo, per definire una immagine su di un piano (x, y) , si comincia con l'effettuare N_Φ misure, ciascuna caratterizzata da un suo gradiente G_Φ di durata τ_Φ . Queste misure sono intervallate da un tempo di ripetizione TR . Si acquisiscono N_f dati per ogni misura (per un totale di $N_\Phi N_f$).

Dalla teoria si ha che il segnale acquisito sarà proporzionale alla densità dei nuclei presenti secondo l'equazione:

$$S(G_\Phi, \tau_\Phi, G_f, t) \propto \int_{\text{slice}} \int_{\text{slice}} \rho(x, y) e^{-i\gamma G_\Phi y \tau_\Phi} e^{-i\gamma G_\Phi x \tau_\Phi} dx dy \quad (2)$$

Trattando quindi il tutto su di uno spazio K , sul quale si definiscono le variabili

$$K_x = \frac{\gamma}{2\pi} G_f t \quad (3)$$

$$K_y = \frac{\gamma}{2\pi} G_\Phi \tau_\Phi \quad (4)$$

si può ricavare da (2) la densità in funzione del segnale:

$$\rho(x, y) \propto \int_{-\infty}^{+\infty} \int_{-\infty}^{+\infty} S(K_x, K_y) e^{2i\pi(K_x x + K_y y)} dK_x dK_y \quad (5)$$

variando i gradienti si riesce quindi a campionare tutto lo spazio K .

Per avere un buon contrasto nell'immagine, si fa uso di una sequenza a eco di spin con metodo spin-warp, la cui magnetizzazione è caratterizzata dall'equazione:

$$M_{xy}(TE, TR) = M_0 [1 - e^{TR/T_1} (2e^{TE/2/T_1} - 1)] e^{-TE/T_2} \quad (6)$$

Dove i parametri fondamentali TE e TR possono essere manipolati al fine di ottenere diverse tipologie di contrasto pesato o sui tempi T_1 dei materiali o sui tempi T_2 o sulla densità protonica (si veda Tabella 1).

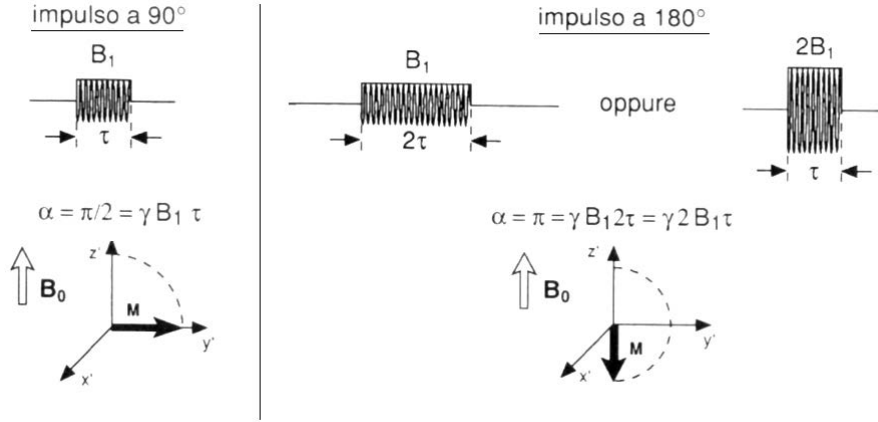


Figura 2: Confronto grafico tra impulso di inversione di 90° e due varianti di impulso di 180° .

Materiali e metodi

Si comincia col dare una panoramica generale dei metodi di misura e acquisizione dati tramite impulsi CPMG e IR. Si prosegue poi con la descrizione della strumentazione utilizzata e dei parametri di misura scelti per i campioni di tuorlo e albume.

Metodo CPMG e IR

Quando si misurano i tempi di rilassamento T_1 e T_2 si vanno ad acquisire curve sperimentali di rilassamento seguendo l'evoluzione nel tempo del vettore magnetizzazione dopo una perturbazione.

Quello che tuttavia è possibile misurare è solamente la componente del vettore magnetizzazione nel piano trasversale.

Questa componente viene misurata in unità arbitrarie $S(t)$ e, acquisendo coppie di valori $(S(t), t)$, si vanno a costruire le curve di rilassamento, sulle quali viene poi effettuata l'opportuna analisi dati.

Metodo IR. Il metodo *Inversion Recovery* serve per misurare il tempo T_1 di rilassamento longitudinale. Siccome ogni misura fatta riguarda solo le componenti trasversali del vettore di magnetizzazione, si esegue prima un impulso di inversione di 180° sul vettore magnetizzazione non perturbato, poi, dopo un tempo τ variato di volta in volta, si esegue un secondo impulso di inversione di 90° per traslare la componente $M_z(\tau)$ sul piano (x, y) e misurarne i valori. Per ottenere un impulso di inversione di 180° si può sia fare uso di un campo magnetico di intensità doppia rispetto a quello usato dall'impulso di 90° , oppure fare uso della stessa intensità, ma con una durata di applicazione doppia (Figura 2).

Variando il valore di τ e misurando il picco del segnale di FID che avviene dopo la seconda inversione, è possibile tracciare la curva del rilassamento

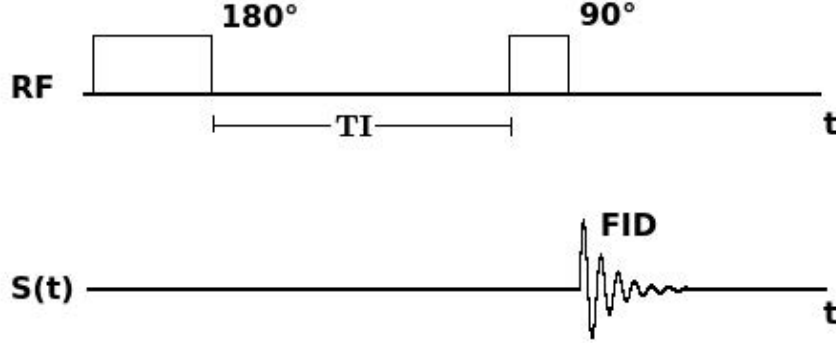


Figura 3: Segnale ottenuto tramite sequenza di impulsi IR.

longitudinale a partire dalla formula ideale:

$$M_z(\tau) = M_0 \left(1 - 2e^{-\frac{\tau}{T_1}} \right) \quad (7)$$

Per contemplare però anche le inevitabili disomogeneità sperimentali del campo B_1 , si considera un parametro di smorzamento η tale che:

$$M_z(\tau) = M_0 \left(1 - (1 + \eta)e^{-\frac{\tau}{T_1}} \right) \quad (8)$$

Per visualizzare meglio il processo, si rimanda il lettore alla Figura 3.

Metodo CPMG. Il metodo *Carr-Purcell-Meiboom-Gill* viene usato per ottenere una misura di T_2 priva dei bias causati dalla non uniformità del campo magnetico applicato B_0 e dagli effetti di diffusione molecolare interni al campione.

Queste imperfezioni, infatti, fanno sì che con una misura tramite FID venga sempre misurato un tempo di rilassamento T_2^* molto minore del T_2 "vero", causato solo dalle interazioni intrinseche del sistema. Inoltre, il metodo CPMG risulta più efficace rispetto al metodo Spin Echo (SE) in quanto riduce consistentemente gli effetti di diffusione molecolare, causati sempre dal gradiente del campo magnetico B_0 .

Il metodo CPMG può essere presentato come un ampliamento del metodo SE: ottenuto un segnale di NMR con un segnale di impulso di 90° , si vogliono rimuovere gli effetti di decadimento causati dalla inomogeneità di B_0 applicando segnali di inversione di 180° . Tuttavia, invece di applicare un solo segnale di inversione a diversi tempi τ_i per poi misurare le conseguenti ampiezze di segnale di eco di spin, si va ad applicare una sequenza di segnali di inversione $(\tau_0 - 180^\circ - \tau_0)_n$ dove τ_0 è il tempo più breve possibile ottenibile a livello strumentale.

Riassumendo, con un metodo di acquisizione tramite FID si misura un tempo di decadimento T_2^* , che in letteratura viene spesso assunto nella forma:

$$\frac{1}{T_2^*} = \frac{1}{T_2} + \frac{1}{T_2'} \quad (9)$$

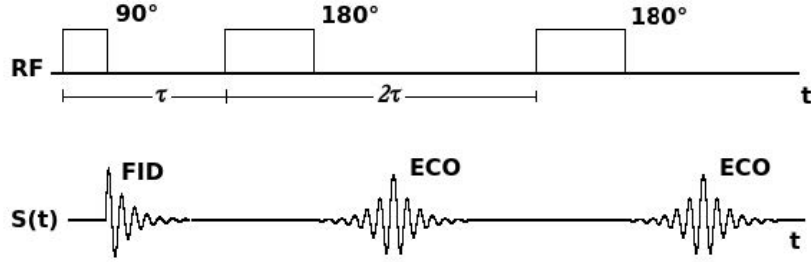


Figura 4: Segnale ottenuto tramite sequenza di impulsi CPMG.

dove T_2' è la componente di tempo causata dalle imperfezioni del campo B_0 .

Con il metodo SE, si riesce ad isolare meglio T_2 . Tuttavia, rimangono gli effetti di diffusione molecolare che inevitabilmente interferiscono ancora con la misura. Indicando con τ il tempo di attesa prima del segnale di inversione, con $A(2\tau)$ l'ampiezza dell'eco al tempo 2τ e con $A(0)$ il primo segnale NMR rilevato, si ha che:

$$A(2\tau) = A(0) \exp \left(- \left(\frac{2\tau}{T_2} \right) - \frac{2}{3} \gamma^2 g^2 D \tau^3 \right) \quad (10)$$

dove γ è ..., g è ... e D è ...

Con il metodo CPMG, invece, si riescono a confinare gli effetti di diffusione. essendo τ_0 costante ed avendo molteplici segnali di eco di spin, si ha che:

$$A(t) = A(0) \exp \left(- \left(\frac{t}{T_2} \right) - \frac{1}{3} \gamma^2 g^2 D \tau^2 \right) \quad (11)$$

Per visualizzare meglio il processo CPMG, si rimanda il lettore alla Figura 4.

Strumenti utilizzati e parametri sperimentali

Per acquisire le curve di rilassamento longitudinale e trasversale dei campioni di albume e tuorlo, si è fatto uso di un rilassometro costituito da un elettromagnete Jeol, pilotato da una console Stelar per la gestione degli esperimenti NMR e l'acquisizione dati.

Il campo magnetico al quale sono state compiute le misure è $B_0 = 0.473\text{T}$, corrispondente alla frequenza di Larmor $\nu = 20.15\text{MHz}$ per il nucleo di idrogeno.

I due campioni sono stati collocati in provette NMR di 8mm di diametro interno, per una altezza di circa 6mm.

Si riportano tutti i principali parametri di misura in Tabella 2.

Calibrazione

Per calibrare la sonda collegata al circuito L-C-R, si è eseguito un processo di *tuning* e *matching* della strumentazione tramite utilizzo di un generatore a frequenza variabile.

Nella fase di tuning, si è sintonizzata la frequenza di risonanza con la frequenza di Larmor scelta, modificando la capacità del condensatore in serie in

	Tuorlo	Albume
	CPMG	CPMG
Durata impulso 90°	$3.9\mu\text{s}$	$3.8\mu\text{s}$
TE	200ms	200ms
TR	5s	5s
numero echi	32768	32768
numero scansioni	4	4
	IR	IR
Durata impulso 90°	$3.9\mu\text{s}$	$3.8\mu\text{s}$
TR	10s	10s
TI iniziale	$100\mu\text{s}$	$1000\mu\text{s}$
TI finale	10s	10s
numero TI in scala LOG	64	64
numero di scansioni	1	1

Tabella 2: Parametri di misura per i campioni di tuorlo e albume.

modo da far coincidere il minimo della curva rappresentata dalla console Stelar con la frequenza di Larmor di interesse.

Nella fase di matching, si è fatta coincidere l'impedenza del circuito con la linea di trasmissione a 50Ω , agendo sul condensatore posto in parallelo alla bobina, in modo da minimizzare il valore del minimo della curva rappresentata dalla console.

Queste procedure sono necessarie per poter gestire gli effetti causati dai materiali diversi presenti all'interno del circuito e massimizzare il rapporto segnale/rumore.

Analisi dati tramite software UPENWin

Il segnale acquisito è una curva multi-esponenziale nella forma:

$$S(t) = \sum_{k=0}^M a_k \exp(-t/T_{1/2k}) \quad (12)$$

dove si indica con k una delle tante componenti del materiale non uniforme che presenta inevitabilmente tempi di rilassamento T_1 e T_2 differenti.

Tramite algoritmo UPEN (*Uniform PENality*), implementato nel software UPENWin, si reinterpreta il segnale come una distribuzione continua dei tempi di rilassamento in forma integrale:

$$S(t) = \int f(T_{1/2}) \exp(-t/T_{1/2}) dT_{1/2} \quad (13)$$

dove $f(T_{1/2})$ è una funzione di distribuzione dei tempi di rilassamento. Per invertire quindi il segnale acquisito ed ottenere una espressione valida della funzione di distribuzione, essendo possibili infinite soluzioni a causa degli errori sperimentali associati ad ogni dato acquisito, il software UPEN fornisce una stima di soluzione in base ad un principio di penalizzazione di soluzioni con eccessivi picchi distinti e non sufficientemente giustificati dai dati.

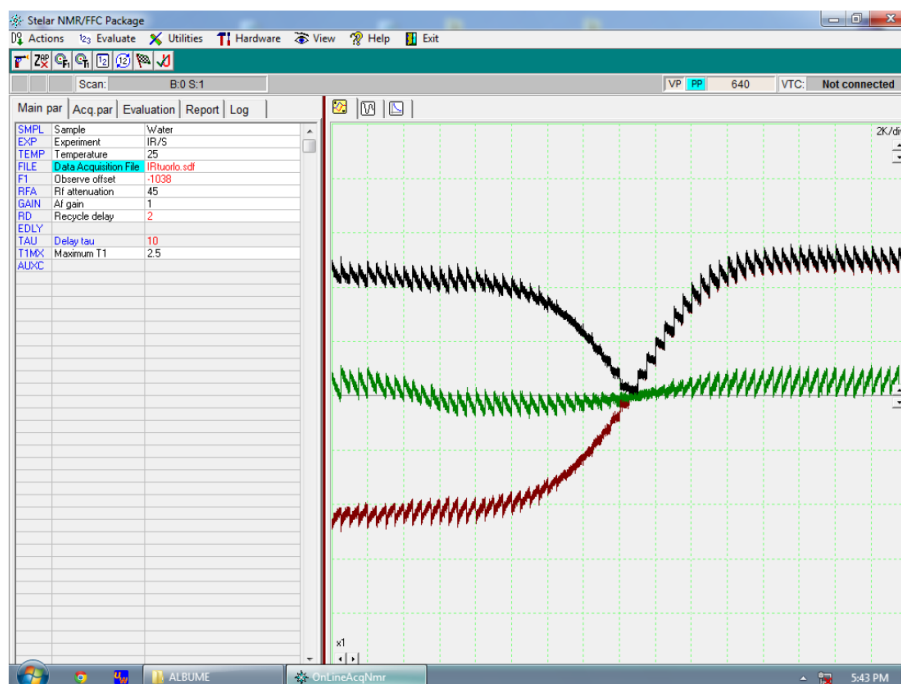


Figura 5: Segnale IR acquisito, in rosso si ha la parte reale del segnale, in verde la parte immaginaria, in nero il modulo.

Risultati

In questa sezione sono esposti in primo luogo i risultati delle analisi condotte sui singoli campioni e in seguito le considerazioni prodotte dal confronto tra quest'ultimi. I segnali grezzi ottenuti sono rappresentati in Figura 5 e in Figura 6.

L'analisi dei tempi di rilassamento per i due campioni ha previsto l'elaborazione dei dati attraverso il software UPENWin.

Per valutare con maggior consistenza i risultati il software è stato eseguito sugli stessi dati dei campioni secondo diverse configurazioni.

Le configurazioni impostate per Upen riguardo ai dati del tuorlo e dell'albume sono state, eccetto la configurazione di default, l'utilizzo del doppio e del triplo dei punti a disposizione per formulare la soluzione quasi-continua o, in alternativa, la variazione del parametro di smoothing. Le specifiche delle configurazioni sono citate in seguito.

Le prime due sezioni sono suddivise in due parti: la prima relativa all'analisi del tempo di rilassamento longitudinale T_1 , che ha coinvolto la tecnica di Inversion Recovery, e la seconda relativa al tempo di rilassamento trasversale T_2 , che ha coinvolto la tecnica di CPMG.

Albume

Riguardo all'albume, dall'analisi sul tempo di rilassamento longitudinale T_1 , i cui valori sono riportati nella prima colonna della tabella 3, sono rilevati due

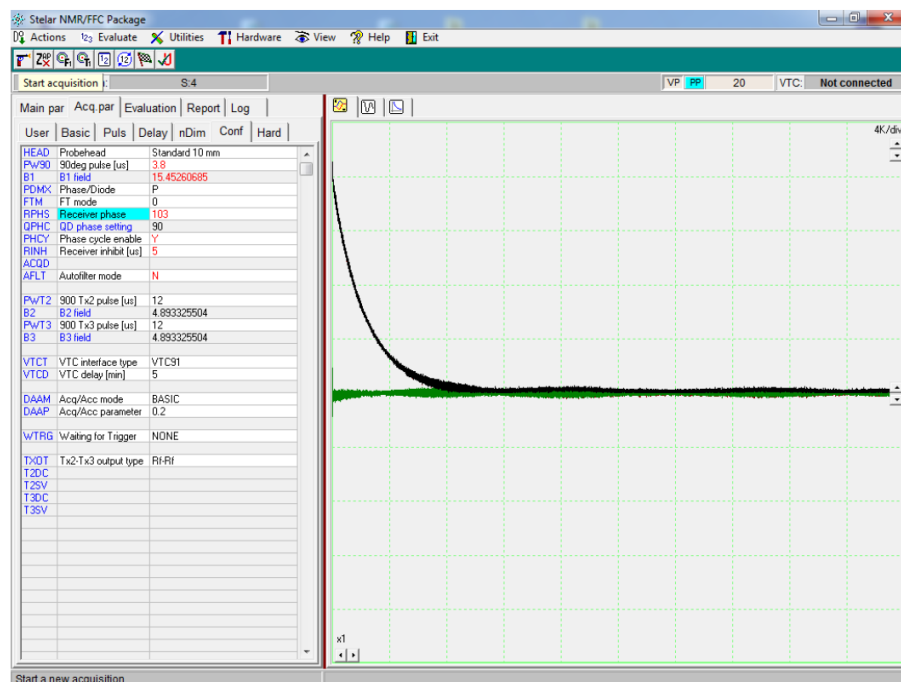


Figura 6: Segnale CPMG acquisito, in rosso si ha la parte reale del segnale, in verde la parte immaginaria, in nero il modulo.

intervalli di tempo i cui segnali non sono trascurabili.

Tali risultati sono confermati da un'analisi qualitativa dei grafici(7a), vista la presenza simultanea di un picco principale e un secondo picco con intensità di segnale inferiore di almeno due ordini di grandezza. In particolare il secondo piccolo è individuato ad un tempo di rilassamento più piccolo, indicando la presenza di un composto diverso dall'albumine.

Questo secondo picco è sottolineato nelle configurazioni di oversmoothing di Upen sia per valori del coefficiente di smoothing vicini a 1 che prossimi a 10 e ciò rafforza l'ipotesi della presenza di una piccola impurità all'interno dell'albumine.

Per quanto riguarda il tempo di rilassamento trasversale T_2 , il cui valore è stimato nella seconda colonna della tabella 3, sia l'analisi qualitativa dei grafici(7b) che l'analisi quantitativa riportano un comportamento molto simile con T_1 .

Anche in questo caso è possibile notare dai dati la presenza di un picco più intenso e di un secondo piccolo a tempi di rilassamento piccoli, che supporta l'ipotesi di impurità nel campione.

Sia per T_1 che per T_2 la larghezza dei picchi è stretta e ciò ad indicare come i composti siano nelle stesse condizioni.

Entrambe le curve nel grafico sono state delineate a partire dai dati generati da Upen nella configurazione contenente il triplo dei dati grezzi a disposizione. È stato scelto questo grafico tra tutti quelli ricavati poichè è stato considerato il più rappresentativo.

Le stime dei valori dei tempi di rilassamento sono state calcolate median-

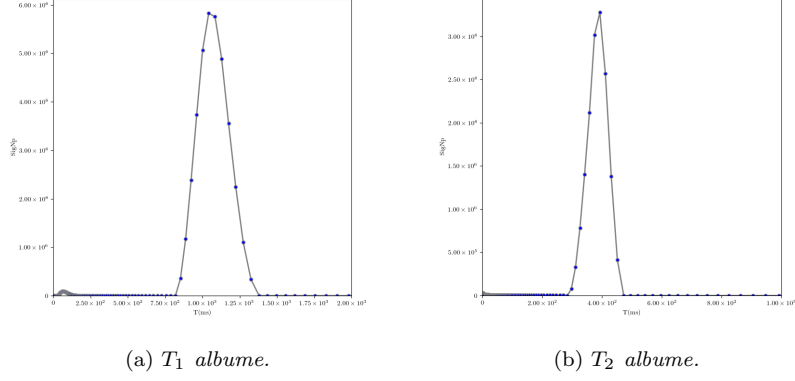


Figura 7

Album	
T_1 (ms)	T_2 (ms)
1000 ± 300	400 ± 160
65 ± 100	4 ± 12

Tabella 3: Stime dei tempi di rilassamento T_1 e T_2 dell'albume.

do i valori relativi al punto con maggiore intensità di segnale tra tutte le configurazioni considerate.

L'errore associato ai valori è stato invece calcolato come semidisersione della larghezza del picco nella configurazione con massima larghezza. Conseguentemente le stime dei tempi sono accompagnate da errori molto elevati, in alcuni casi anche maggiori del valore stesso, ma ciò è ammissibile vista l'assenza di un metodo generale adeguato per la stima del migliore errore da associare a tale misura.

Studiando la relazione tra i tempi di rilassamento dell'albumo, tramite una normalizzazione sui dati, è possibile evidenziare come il tempo di rilassamento T_2 sia molto minore rispetto a T_1 ; ciò a riprova del fatto che il fluido è più viscoso dell'acqua. Il grafico seguente 8 rappresenta tale evidenza.

Tuorlo

Le analisi condotte sul tuorlo hanno riportato un andamento differente da quello dell'albumo. I grafici descritti per il tempo di rilassamento T_1 contengono un picco pronunciato che per alcune configurazioni ha una coda allungata e per altre si separa da un altro picco meno intenso. Infatti, per le configurazioni di Upen di default e di oversmoothing risulta chiaro quest'ultimo effetto; mentre considerando il doppio e il triplo dei dati grezzi, oltre al caso di undersmoothing, il picco è dotato di una coda allungata verso tempi maggiori.

I dati relativi a T_1 si possono trovare nella prima colonna della tabella 4 mentre è possibile visualizzare una curva rappresentativa nel sottografico 9a.

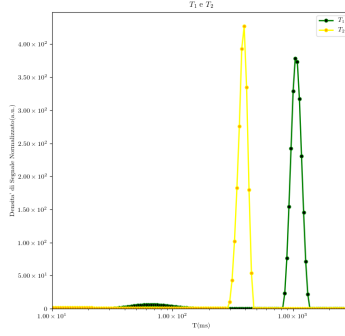


Figura 8: Relazione tra la densità di segnale normalizzato e i tempi di rilassamento per il campione di albume.

Lo studio sul tempo di rilassamento T_2 sul campione di tuorlo condivide invece alcuni dei risultati che sono stati ottenuti per l'albume. Come per quest'ultimo infatti, è presente un picco principale e un abbozzamento a tempi inferiori con intensità nettamente inferiore ma, come per il T_1 , per valori di tempi maggiori del picco principale la curva descrive un andamento più incerto. Infatti, come nel caso precedente per alcune configurazioni si manifesta un altro picco e per altre un allungamento della coda.

Un andamento di questo tipo evidenzia che, visto l'allargamento del picco, sono presenti altri composti. In tale caso l'effetto è più evidente e i dati consentono di ipotizzare con maggior affidabilità l'impurità del tuorlo.

I valori relativi a T_2 per i due picchi sono segnati nella seconda colonna della tabella 4; mentre il sottografico 9b delinea l'andamento più consistente.

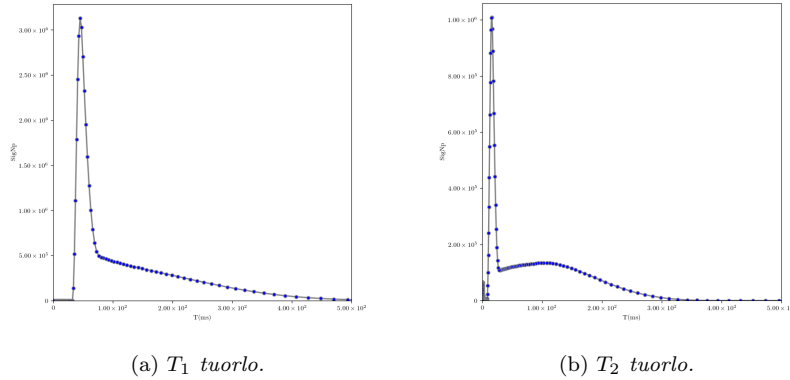


Figura 9

Come per il campione d'albume anche per il tuorlo i grafici considerati sono stati derivati dalla configurazione di Upen che elabora il triplo dei dati a disposizione.

Tuorlo	
$T_1 (ms)$	$T_2 (ms)$
50 ± 160	16 ± 13
100 ± 400	80 ± 190

Tabella 4: Stime dei tempi di rilassamento T_1 e T_2 del tuorlo.

Come già citato precendentemente le stime sono state calcolate come media tra le varie configurazione dei valori con maggior intensità e gli errori come semidispersione della larghezza del picco nel configurazione ove tale larghezza è massima.

La relazione tra i tempi di rilassamento nel tuorlo mostrano anche i questo caso che il tempo T_2 è molto minore del tempo T_1 . Tale risultato è meglio espresso dal grafico seguente 10.

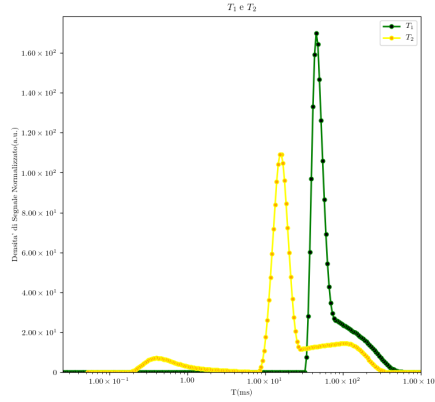
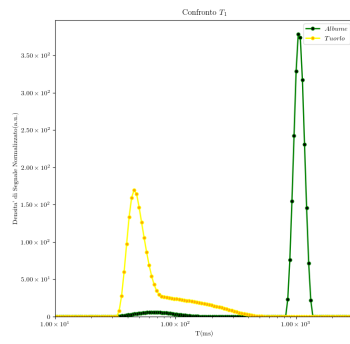


Figura 10: Relazione tra la densità di segnale normalizzato e i tempi di rilassamento per il campione di tuorlo.

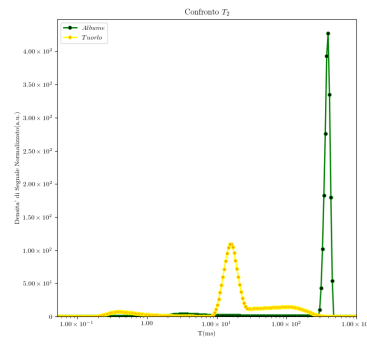
Confronto tra campioni

La relazione tra i due campioni rivela come è possibile discriminare i due composti principali dell'uovo e come tale discriminazione può essere evidente.

Considerando i tempi di rilassamento longitudinali dal grafico 11a è possibile osservare che il tempo associato all'albumine è molto maggiore rispetto a quello misurato per il tuorlo. Lo stesso risultato è ottenuto dal confronto tra i tempi di rilassamento trasversali, figura 11b.



(a) Confronto tra i tempi di rilassamento longitudinali.



(b) Confronto tra i tempi di rilassamento trasversali.

Figura 11

Conclusione

I risultati esposti in precedenza hanno evidenziato come sia per l'albume che per il tuorlo siano presenti impurità. Nel primo caso è plausibile che tale impurità sia presente solo in piccole dosi, vista la scarsa intensità del segnale; mentre nel secondo caso è supponibile che il tuorlo sia costituito da più composti.

Per dare un'ulteriore solidità a tale risultato si consideri il grafico 12. Da questo tipo di illustrazione è possibile valutare quanto i campioni siano descritti da un andamento monoesponenziale e quindi siano costituiti da un solo componente.

Le curve relative ai tempi di rilassamento dell'albume descrivono un andamento lineare finché il segnale non ha intensità pari a quella del rumore. Ciò implica che l'effetto più rilevante è dato dal singolo costituente dell'albume e l'effetto dato dall'impurità è trascurabile, confermando la leggera presenza ipotizzata precedentemente.

Riguardo al tuorlo invece è possibile notare che per entrambi i tempi di rilassamento si ha un andamento che approssima inizialmente una retta ma che rapidamente si inclina per formare una curva. Ciò rafforza l'idea che il tuorlo non sia costituito da un solo composto ma da diversi.

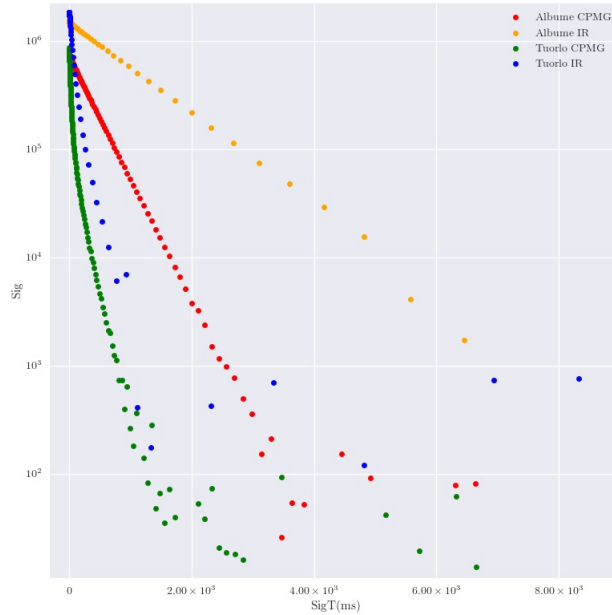


Figura 12: Rappresentazione semilogaritmica della relazione tra l'intensità del segnale acquisito e il tempo di acquisizione.

Oltre a valutare la composizione di albume e tuorlo, è possibile dedurre dai risultati della sezione precedente che il contrasto che si può ottenere tra immagini pesato in T_1 e T_2 è alto per entrambi i campioni. Infatti, per ognuno dei due si hanno tempi di rilassamento T_2 molto inferiori a T_1 .

Avendo ottenuto i valori di T_1 e T_2 per il tuorlo e per l'albume, è ora possibile sfruttare la formula seguente di MRI Spin-Echo con metodo spin warp per

calcolare gli intervalli di T_E e T_R per ricavare immagini pesate.

$$M_{y(T_R, T_E)} = M_0 [1 - e^{-\frac{T_R}{T_1}} (2e^{-\frac{T_E/2}{T_1}} - 1)] e^{-\frac{T_E}{T_2}}$$

È stato tracciato il grafico tridimensionale ?? del contrasto in funzione di T_E e T_R appartenenti al range $10 - 1000 \text{ ms}$, i cui valori indicano rispettivamente il limite strumentale e il valore massimo entro il quale è ragionevole ripetere la sequenza. Inoltre, sono stati tracciati i grafici ?? e ?? per ricavare gli intervalli di immagini pesate per T_1 e T_2 . Per pesare in T_1 è stato fissato il T_E al minimo strumentale ed è stato ricercato l'intervallo rispetto a T_R ; mentre per pesare in T_2 è stato fissato T_R pari al massimo valore di ripetibilità ed è stato ricercato l'intervallo su T_E .

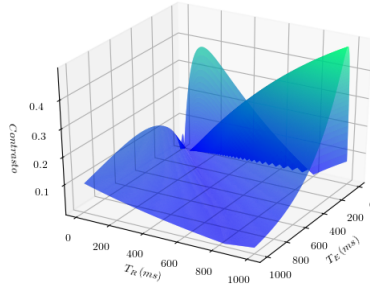
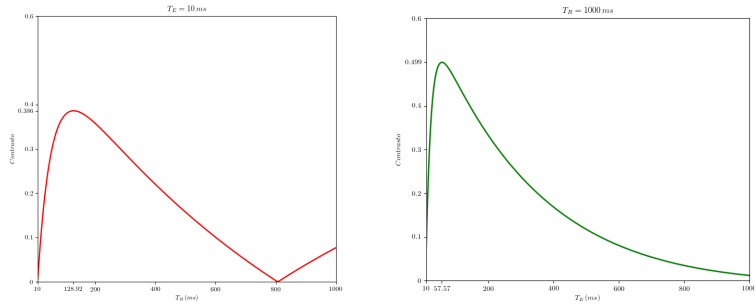


Figura 13: Rappresentazione 3D del contrasto tra albume e tuorlo.



(a) Andamento rispetto a T_R per pesare in T_1 . (b) Andamento rispetto a T_E per pesare in T_R .

Figura 14

La tabella seguente contiene gli intervalli derivati approssimati al valore dell'intero più vicino.

Pesate in T_1	Pesate in T_2
$T_E = 10\ ms$	$T_E = 60\ ms$
$T_R = 130\ ms$	$T_R = 1000\ ms$

Tabella 5: Stime degli intervalli per T_E e T_R per generare immagini MRI pesate.