



Sistema Digitale di Elaborazione Dati NMR

Sunto della proposta

La risonanza Magnetica Nucleare (RMN, Nuclear Magnetic Resonance) è una tecnica di indagine che si basa sulla misura della precessione dello spin dei nuclei atomici sottoposti a un campo magnetico. L'applicazione di tale tecnica in medicina riguarda la visualizzazione di immagini NMR (Magnetic Resonance Imaging, MRI), ed è utilizzata prevalentemente per scopi diagnostici. Viene considerata come facente parte della radiologia, poiché genera immagini legate alle strutture interne del paziente. La Risonanza Magnetica fornisce immagini di natura differente rispetto ad altri metodi di indagine radiologica perché permette di visualizzare i tessuti molli, e di discriminare tra differenti tipologie di tessuti.

La risonanza magnetica nucleare ha trovato impiego fin dai suoi albori nella chimica, come tecnica per la caratterizzazione sia della struttura sia della dinamica delle molecole. La risonanza magnetica viene considerata ai nostri giorni una delle tecniche d'indagine più diffusa ed in grande sviluppo in svariati settori a partire dalla chimica e dalla biochimica fino alla scienza dei materiali. A prova di quanto detto va ricordato che negli ultimi anni sono stati conferiti ben 4 premi Nobel per studi di risonanza magnetica. Il modello classico descrive il nucleo dotato di opportuno spin, essere dotato di un momento magnetico μ . Se il nucleo viene immerso in un campo magnetico uniforme B_0 , si avrà una rotazione (precessione) di μ attorno alla direzione di B_0 con una ben precisa frequenza angolare ω_0 , detta frequenza di Larmor, che è legata al campo magnetico dalla relazione $\omega_0 = \gamma B_0$, dove γ è una costante che dipende dal tipo di nucleo caratteristico dell'elemento chimico sotto esame. In NMR La risultante dei singoli momenti magnetici μ_j dei singoli nuclei viene detto vettore di magnetizzazione M . In stato di equilibrio la direzione del vettore di magnetizzazione M è parallela al campo magnetico statico B_0 nel quale la sostanza è immersa. Se deviato dalla sua direzione, il vettore di magnetizzazione M ritorna all'equilibrio. L'evoluzione di M nel tempo durante il ritorno all'equilibrio è caratteristico del composto indagato e costituisce l'oggetto di tutte le misure di risonanza magnetica. Il segnale viene rivelato come una tensione indotta su di un induttore dalle variazioni del vettore M .

Per poter rilevare il vettore M occorre perturbare il sistema dal suo stato di equilibrio: una delle possibili tecniche è quella di applicare un secondo campo magnetico di eccitazione B_1 , perpendicolare al campo di polarizzazione B_0 . La rotazione che il vettore M subisce rispetto al campo principale per effetto del campo B_1 dipende dall'energia assorbita dai nuclei e quindi anche dal tempo di applicazione del campo B_1 .

Terminata la perturbazione dovuta al campo B_1 si ristabilisce l'equilibrio di partenza tra spin degli atomi e campo B_0 con determinate modalità temporali. Il processo di rilassamento coinvolge sia la componente trasversale del vettore M che quella longitudinale. La costante di tempo T_1 governa il ritorno all'equilibrio della componente longitudinale, ed è definita tempo di rilassamento spin-reticolo, in quanto coinvolge i trasferimenti di energia che avvengono tra il sistema di spin ed il resto dell'ambiente. La costante di tempo T_2 tiene conto del ritorno all'equilibrio della componente trasversale, ed è definita tempo di rilassamento spin-spin in quanto coinvolge le interazioni tra i momenti magnetici dei singoli nuclei, cioè è legata alla dinamica temporale che porta gli spin

atomici a perdere di coerenza e quindi a sfasarsi. Il tempo di rilassamento T_2 è sempre minore o uguale a T_1 . Una volta terminata l'azione perturbante del campo B_1 , si segue quindi l'andamento del ritorno all'equilibrio della magnetizzazione macroscopica M che tende a riallinearsi al campo B_0 . Il segnale prodotto dalla variazione nel tempo del vettore M viene misurato sperimentalmente usando una bobina ad induzione elettromagnetica posta attorno al campione in direzione ortogonale al campo esterno, che si comporta come una antenna ricevente/trasmittente: le variazioni della componente trasversale di M si vanno a concatenare alla bobina, inducendo in essa una piccola forza elettromotrice (misurabile tramite un ricevitore a radiofrequenza). Il segnale NMR, detto FID (Free Induction Decay) oscilla alla frequenza di Larmor, attenuandosi in maniera esponenziale con il tempo in funzione della costante di rilassamento T_2 . Per la formazione di immagini, si utilizzano sequenze di eccitazione opportunamente progettate che consentono di enfatizzare la dipendenza del FID dai tre parametri: densità protonica, T_1 , T_2 . Un parametro caratteristico di tutte le sequenze è il tempo di ripetizione TR , ossia l'intervallo di tempo fra l'inizio di una sequenza di eccitazione e l'inizio della successiva. Conosciuto il materiale e il suo comportamento in funzione dei vari parametri del sistema, è possibile complicare il sistema con campo magnetico di polarizzazione B_0 variabile spazialmente (secondo un gradiente di campo ortogonale a B_0), in modo da ottenere le immagini spaziali MRI sulla sezione di campione.

Il progetto qui presentato riguarda lo studio di un sistema di ricezione del segnale NMR. Il sistema nel suo complesso invia un segnale a radiofrequenza di frequenza, ampiezza, durata e ripetizione che può essere scelta dall'utente, e riceve un segnale a radiofrequenza alla frequenza di Larmor per il materiale sotto esame. L'ampiezza del segnale a radiofrequenza ricevuto e la sua caratteristica di decadimento sono, oltre alla sua frequenza, le caratteristiche di interesse dell'esperimento.

Il sistema ipotizzato per la ricezione del segnale e oggetto di questa ricerca prevede la traslazione a bassa frequenza del contenuto informativo secondo uno schema a conversione diretta. Il segnale ricevuto viene perciò moltiplicato per un segnale a frequenza vicina a quella di Larmor. In particolare vengono generate le due componenti in fase (I) e in quadratura (Q) del segnale differenza tra la frequenza di Larmor (frequenza FIN del segnale di ingresso) e la frequenza generata in modo digitale da due generatori sinusoidali sfasati di 90° (FSIN). La moltiplicazione genera, oltre alla frequenza differenza $|FIN - FSIN|$ anche la frequenza somma $|FIN + FSIN|$, che deve essere filtrata. Tale sistema esiste già in forma completamente analogica, ma è poco programmabile per quanto riguarda FSIN, la durata dell'impulso a radiofrequenza, le caratteristiche del sistema filtrante nonché la banda possibile di misura. Il sistema esistente è decisamente ingombrante, costoso e complesso per quanto riguarda il suo utilizzo, in quanto richiede un certo numero di regolazioni manuali e una certa dimestichezza con l'elettronica da parte dell'utente finale. Il sistema può essere reso "reconfigurabile" nelle sue caratteristiche, meno ingombrante e meno costoso passando all'elaborazione digitale del segnale NMR. In linea di principio si può seguire lo stesso schema di conversione diretta, moltiplicando il segnale NMR, dopo che è stato digitalizzato mediante un convertitore A/D, per due segnali digitali sinusoidali sfasati di 90° in modo da ottenere le due componenti I e Q, che devono subire un filtraggio digitale. Si prevede inoltre di applicare al segnale un fattore di decimazione tale da permettere l'accumulo del segnale e la sua successiva elaborazione. La definizione della architettura del canale di ricezione, del numero di bit necessari nei vari punti per la corretta elaborazione del segnale, dell'ordine e della struttura dei filtri nella catena di ricezione, sono oggetto della ricerca. Verrà quindi realizzato un modello matematico del sistema, in modo da individuare i parametri sufficienti per ottenere la precisione desiderata. La struttura deve essere infatti implementabile su FPGA, approccio che garantisce la possibilità di successive modifiche al progetto, ma pone un vincolo alla massima complessità del sistema risultante. E' quindi estremamente importante la verifica puntuale e dettagliata del sistema. Le parti che risultino critiche dal punto di vista realizzativo verranno descritte mediante un linguaggio di descrizione dell'hardware (VHDL).

Nei sistemi NMR devono inoltre essere definiti alcuni parametri, quali la frequenza del segnale sinusoidale relativo al campo magnetico di eccitazione B1 (segnale che poi andrà ad effettuare la moltiplicazione con il segnale ricevuto), la durata dell'impulso di eccitazione, le caratteristiche temporali di ripetizione dell'esperimento, nonché la banda desiderata per l'analisi del segnale risultante e il numero di punti di visualizzazione. E' quindi necessario corredare il sistema di ricezione digitale di una macchina a stati in grado di definire i vari parametri del sistema e di pilotare correttamente la sequenza delle operazioni.

Tale macchina a stati deve essere dotata di una unità aritmetico logica in grado di compiere alcune semplici operazioni quali somme, addizioni, shift aritmetici e logici, di registri per la memorizzazione della sequenza delle operazioni da imporre al sistema e dei risultati delle stesse. Tale macchina deve essere governata da un microcodice, ridotto, per semplicità, all'essenziale necessario al funzionamento corretto dell'apparato.

Il progetto costituisce il raffinamento di un progetto attualmente in fase di sviluppo in una Piccola media Azienda lombarda (Stelar spa, con sede in Mede). Tale progetto prende l'avvio da una macchina esistente in cui il segnale viene trattato in modo completamente analogico. Un primo prototipo di macchina con elaborazione completamente digitale è già stato realizzato, ma presenta alcuni problemi di non corretta elaborazione lungo la catena digitale. Tale sistema deve essere quindi rivisto alla luce delle conoscenze relative alla elaborazione digitale dei segnali.

Il sistema è comunque allo stato attuale sprovvisto di un sistema automatico di programmazione efficiente e semplice da gestire da parte dell'utente.