

POLITECNICO DI MILANO

Facoltà di Ingegneria dei Sistemi

Laurea di secondo livello in Ingegneria Biomedica



Sviluppo e validazione di un sistema di acquisizione di
segnali ecografici RF per la misura dello spessore del
muscolo diaframmatico

Relatore: Prof. Andrea Aliverti

Correlatori: Ing. Dario Bovio

Tesi di Laurea di:

Daniele MANTOVANO Matr.734927

Lorenzo PRIVITERA Matr.735033

Anno Accademico 2009-2010

Un grazie
a tutti coloro che ci hanno aiutato
a raggiungere questo importante obiettivo,
a chi ha creduto in noi,
a mamma e papà,
a S. Faustina Kowalska compagna di interminabili ore di studio,
al prof. Aliverti che ci ha dato nuovamente fiducia
e all'insostituibile Dario.

Indice

Sommario	5
Abstract.....	10
Capitolo 1	
Ultrasonografia: stato dell'arte	14
1.1. Principi dell'ultrasonografia	15
1.1.1 Gli ultrasuoni nel corpo umano	15
1.1.2 Le tecniche ecografiche	18
1.1.3 Schema a blocchi di un ecotomografo A-Mode	21
1.1.4 I segnali ecografici: Eco, Inviluppo e Sync	23
1.2. Il diaframma.....	25
1.2.1 Rapporti del diaframma	26
1.2.2 Innervazione del diaframma.....	27
1.2.3 Azione del diaframma	27
1.2.4 Relazione tra strutture anatomiche e segnale ecografico	29
1.3. Ecografia del diaframma:misura dello spessore	32
1.3.1 Misura dello spessore del diaframma attraverso B-Mode.....	32
1.3.2 Misura dello spessore del diaframma attraverso M-Mode.....	34
1.3.3 Considerazioni sullo stato dell'arte	35
1.4. Scopo della tesi	36
Capitolo 2	
Materiali e Metodi: Progettazione scheda di acquisizione.....	37
2.1. Analisi dei segnali	39
2.1.1 Eco.....	40
2.1.2 Inviluppo.....	41
2.1.3 Synch	42
2.2. HErmes: Hardware.....	43
2.2.1 Front-End Analogico	44
2.2.2 Conversione Analogico Digitale	49
2.2.3 Invio su canale USB	53

2.3. HERmes: Software	57
2.3.1 Programmazione della EEPROM.....	58
2.3.2 Identificazione del dispositivo	59
2.3.3 Apertura del Port	59
2.3.4 Selezione modalità Synchronous FIFO	60
2.3.5 Lettura del buffer.....	60
Capitolo 3	
Materiali e metodi: Prove sperimentali.....	61
3.1. Testing della scheda di acquisizione HERmes	61
3.1.1 Front-End analogico	62
3.1.2 Porta logica	64
3.1.3 ADC e Mini Module.....	67
3.2 Test 1: misura dello spessore di un phantom	69
3.3 Test 2: misura dello spessore del diaframma	74
3.4 Test 3: misura automatica dello spessore del diaframma	81
Capitolo 4	
Risultati	89
4.1. Risultati del testing sulla scheda di acquisizione	89
4.1.1 Risultati Front-End analogico	90
4.1.2 Risultati Porta logica	92
4.1.3 Risultati ADC e Mini Module.....	94
4.2. Risultati delle prove sperimentali.....	96
4.2.1 Risultati Test 1: misura dello spessore di un phantom	96
4.2.2 Risultati Test 2 e Test 3: misura manuale ed automatica dello spessore del diaframma ...	102
Conclusioni.....	111
Appendice.....	114
Bibliografia.....	129

Sommaro

Il diaframma è un muscolo respiratorio. La sua contrazione, abbassando la cupola diaframmatica, causa, in sinergia con l'innalzamento del torace operata dai muscoli inspiratori, l'espansione della cavità toracica e dei polmoni in modo da richiamare aria nelle vie aeree durante l'inspirazione. E' quindi evidente come questo muscolo abbia un compito essenziale ed insostituibile durante l'atto respiratorio che è, per sua natura, meccanismo indispensabile alla vita dell'uomo. Conoscere e studiare il diaframma ed in particolare il suo spessore riveste notevole importanza sia in fisiologia che in fisiopatologia respiratoria (De Bruin et al, 1997; Enright et al, 2004; Enright et al, 2006; Gottesman et al, 1997; McCool et al, 1997; Pinete et al, 2003). A titolo di esempio, in ambito fisiologico è di estremo interesse valutare la relazione che intercorre tra lo spessore del diaframma (indice del suo livello di contrazione ed accorciamento) ed il volume polmonare. In ambito fisiopatologico invece, è di notevole interesse valutare tale relazione in diverse malattie polmonari (ad esempio BPCO, fibrosi polmonare, asma) e neuromuscolari (ad esempio distrofia muscolare, SLA). Esistono molte metodiche volte alla quantificazione dello spessore del diaframma che si basano su principi fisici altamente differenti: si ricorre a tecniche che fanno uso di radiazioni ionizzanti (radiografie, fluoroscopie, tomografia computerizzata), tecniche che ricorrono all'uso di campi magnetici (MRI) (Iwasawa et al, 2002), tecniche che utilizzano sensori quali palloncini gastro-esofagei e stimano, misurando la pressione che il muscolo diaframma sviluppa, la forza sviluppata ed infine tecniche elettromiografiche che quantificano ed associano la contrazione del muscolo ad un valore di spessore. L'ultrasonografia, sebbene presenti alcuni limiti, risulta essere una valida alternativa a queste metodiche che molto spesso risultano essere invasive ed espongono il soggetto a radiazioni ionizzanti. Per identificare il diaframma e determinarne lo spessore in ecografia si fa ricorso ad una particolare finestra acustica posizionata tra la nona e la decima costa sulla parte destra della gabbia toracica. Questa finestra permette di identificare il contorno pleurico e peritoneale che delimitano il diaframma e quindi di misurarne lo spessore mediante immagine ecografica. Anche nel contesto ecografico esistono tuttavia differenti approcci nel misurare lo spessore del diaframma. In particolare ci sono diversi gruppi di ricerca che sostengono l'uso del B-Mode ed altri che invece fanno

ricorso al M-Mode. In entrambi i casi si tratta di effettuare delle misure direttamente su immagine ecografica che, come dimostreremo in questo lavoro di tesi, è per sua natura imprecisa in quanto altamente dipendente dalla risoluzione dell'immagine ricostruita e dall'operatore che interpreta il risultato. Una valida alternativa all'uso dell'immagine è quella di utilizzare direttamente il segnale ecografico generato dal fascio ultrasonico che, attraversando l'organismo, incontra tessuti a differente impedenza acustica generando i cosiddetti eco ecografici (segnale Eco). Il segnale Eco è per sua natura più ricco di informazioni in quanto non ha ancora subito l'elaborazione distruttiva di involuppo, segnale necessario per la visualizzazione su schermo, e possiede al suo interno una serie di picchi rappresentativi delle varie strutture anatomiche, utilizzati successivamente per definire le distanze tra le varie strutture. In sostanza vogliamo distaccarci dall'uso diretto dell'immagine ecografica e far ricorso al segnale Eco monodimensionale, privo di elaborazioni, che l'ha generata. Sarà quindi necessario lo sviluppo di un sistema che sia in grado in prima istanza di acquisire il segnale Eco ed inviarlo al calcolatore e successivamente un software che riceva il segnale digitalizzato e lo elabori in maniera tale da estrapolarne un valore di misura dello spessore del diaframma. Il lavoro di tesi si basa inizialmente sullo sviluppo di un'architettura hardware e software in grado di fornirci i dati di cui abbiamo bisogno ed in seconda battuta ci permetta una loro accurata analisi per quantificarne i risultati. L'obiettivo da raggiungere che ci ha spinto in questa direzione riguarda quindi lo sviluppo di un sistema automatizzato e più preciso dell'immagine ecografica che sia in grado di acquisire il segnale Eco RF ed inviarlo ad un PC che, una volta ricevuto, provvederà attraverso uno specifico algoritmo al suo trattamento per quantificare lo spessore del diaframma. Quando si parla di segnale Eco si fa riferimento ad una particolare finestra ecografica in grado di fornirci un segnale in cui compaiano i picchi delle strutture anatomiche di nostro interesse ed in particolare il diaframma.

La prima fase del lavoro di tesi ha richiesto lo sviluppo di uno specifico acquisitore, chiamato HERmes, che fosse in grado di acquisire un segnale con frequenza sull'ordine dei 7.5 MHz: questo vincolo progettuale dettato dalla frequenza del segnale Eco impone una frequenza di campionamento di almeno 16 MHz. L'acquisitore realizzato, come si vedrà in seguito, è unico nelle sue caratteristiche e non esiste sul mercato un prodotto analogo in grado di svolgere il medesimo compito. Più in dettaglio il dispositivo è in grado di fornire dati in streaming al calcolatore, cioè in continuazione ed in tempo reale. L'acquisitore

espleta a pieno regime tutte le funzionalità che gli sono state deputate identificandolo quindi come uno dei nodi centrali di questo lavoro di tesi. Lo scopo dell'acquisitore è quello di ricevere il segnale Eco in ingresso, convertirlo in un segnale digitale ed inviarlo tramite il canale USB al PC. Le maggiori problematiche affrontate hanno riguardato la progettazione elettronica del dispositivo in termini di funzionalità ad elevata frequenza, in particolare, avendo a che fare con un segnale a radio frequenza è stato necessario utilizzare una serie di componenti elettronici ad altissime prestazioni che potessero garantirci un'efficiente Front-End analogico, una conversione analogico digitale appropriata ed un sistema di invio dati FIFO al PC tramite USB 2.0 in grado di gestire l'enorme quantità di dati; si noti infatti come dovendo campionare un segnale ad altissima frequenza i campioni da inviare siano numericamente significativi sull'ordine di MB al secondo.

La seconda parte del lavoro ha richiesto lo sviluppo di una serie di software in grado di ricevere e trattare il segnale Eco acquisito. Per quanto riguarda i software per la ricezione del segnale, sono stati sviluppati in ambiente LABView programmi in grado di acquisire e salvare i dati provenienti dall'acquisitore ad alta frequenza (HErmes) in modo da essere poi analizzati successivamente. Da notare che l'ecografo manda impulsi ultrasonici e riceve gli echi ad una frequenza di 1 kHz ma acquisendo un segnale in streaming continuo, è stato necessario implementare un ulteriore algoritmo che fosse in grado di finestrare il segnale in modo da suddividerlo nei singoli frame corrispondenti alla singola stimolazione dei piezoelettrici della sonda. Una volta in possesso della finestra corrispondente agli echi di una singola stimolazione, essa è stata analizzata attraverso un algoritmo di misura automatica dello spessore del diaframma. Questo algoritmo identifica gli echi corrispondenti al diaframma e ne calcola la distanza.

La terza parte consiste nell'effettuare una serie di prove sperimentali per accertare il corretto funzionamento del dispositivo HErmes e per validare la capacità di misura dello spessore del diaframma tramite segnale Eco. Il primo set di prove riguarda il testing della scheda di acquisizione, in particolare i blocchi funzionali di front-end analogico, conversione analogico-digitale ed invio dati al PC. Il secondo set di prove riguarda la misura dello spessore del diaframma a partire dal segnale Eco proveniente da HErmes. Inizialmente è stata effettuata una prima prova su un phantom (di geometria nota) in modo da testare l'effettiva correttezza e precisione della misura direttamente su segnale Eco.

Successivamente sono state svolte altre due prove su 5 soggetti a diversi volumi polmonari in cui si verificava rispettivamente la capacità di misura dello spessore del diaframma tramite selezione manuale dei picchi sul segnale RF e tramite algoritmo automatico di misura. Come verrà mostrato in seguito si è ricorso anche all'uso dell'immagine ecografica su cui sono state fatte delle misure a scopo comparativo con le altre due metodiche citate al fine di dimostrare come l'immagine dia il risultato in termini di misura più impreciso ed altamente dipendente dall'operatore.

La quarta parte di questa tesi riporta i risultati conseguiti durante le prove sperimentali ed una loro analisi qualitativa e statistica. I risultati per quanto riguarda il testing della scheda mostrano come HERMES lavori effettivamente secondo le modalità definite in fase di progetto. Per quanto riguarda invece i test relativi alla capacità di misura dello spessore del diaframma si sono conseguiti risultati interessanti: il primo test su phantom ha accertato come la misura presa direttamente su segnale Eco sia corretta e l'errore commesso ricada all'interno dell'intervallo di tolleranza costruttiva del phantom. Le altre due prove hanno mostrato come la misura di spessore del diaframma tramite selezione manuale dei picchi e tramite algoritmo di calcolo automatico siano assimilabili tra loro ed entrambe più corrette di quella ricavata dall'immagine ecografica che presenta sempre una sovrastima dello spessore del diaframma. Si nota inoltre come il valore misurato dipenda direttamente dal volume polmonare al quale ci si trova e che le misure effettuate non presentino alcun tipo di errore sistematico.

Il lavoro di tesi effettuato getta le basi per importanti sviluppi futuri quali la realizzazione di un sistema in grado di monitorare real-time le variazioni di spessore del diaframma. Infatti i limiti riscontrati hanno riguardato principalmente la generazione del segnale da parte dell'ecografo che è risultato poco ripetibile ed estremamente rumoroso. A tal proposito si suggerisce la realizzazione di una sonda di stimolazione ecografica ad hoc con un monocristallo di diametro maggiore rispetto a quelli utilizzati nelle normali sonde in modo da poter acquisire in una singola scansione gli echi provenienti da una superficie maggiore.

La tesi si articola su 4 capitoli:

Il primo capitolo di introduzione richiama le basi necessarie per la realizzazione del lavoro di tesi quali i principi dell'ultrasonografia, le tecniche ecografiche, la struttura interna di un ecotomografo A-Mode, l'anatomia del diaframma e le relazioni tra struttura anatomica e segnale Eco del diaframma. Inoltre viene esposto quale sia ad oggi lo stato dell'arte per quanto riguarda lo studio e la misura dello spessore del diaframma tramite ecografia. Il paragrafo relativo allo scopo della nostra tesi chiude il capitolo introduttivo.

Il secondo capitolo riguarda la progettazione e realizzazione della scheda di acquisizione ad alta frequenza HErmes. Si affronta il problema inizialmente attraverso l'analisi dei segnali di interesse coinvolti per poi passare alla descrizione della progettazione dell'hardware elettronico (Front-End analogico, conversione analogico digitale ed invio dati al PC) e del software necessario per il funzionamento della scheda di acquisizione.

Il terzo capitolo descrive le 4 prove di testing effettuate. La prima riguardante la scheda di acquisizione e le altre 3 riguardanti la capacità di misura dello spessore del diaframma tramite segnale ecografico. La descrizione di ognuna di esse mostra obiettivo, setup sperimentale, software implementati e protocollo.

Il quarto capitolo presenta i risultati attraverso analisi qualitative e statistiche. Servendosi di tabelle e grafici si mostreranno i dati principali conseguiti dallo svolgimento delle prove sperimentali.

Si presentano infine le conclusioni al lavoro di tesi svolto mostrandone i limiti incontrati e proponendo degli sviluppi futuri col fine di migliorare il sistema fin qui sviluppato.

Abstract

The diaphragm is a respiratory muscle. Its contraction, lowering the diaphragmatic dome, in synergy with raising the chest by the inspiratory muscles, causes the expansion of the thoracic cavity and the lungs drawing air within air ways during inspiration. It is evident how this muscle had an important and insistent work during the respiratory act, indispensable mechanism for human life. Know and study diaphragm, in particular its thickness is very important both in respiratory physiology and pathophysiology (De Bruin et al, 1997; Enright et al, 2004; Enright et al, 2006; Gottesman et al, 1997; McCool et al, 1997; Pinete et al, 2003). For example in physiology it is really interesting to evaluate the relationship between diaphragm thickness and lung volumes. In pathophysiology however, it is of considerable interest to assess this relationship in different lung diseases (for example BPCO, pulmonary fibrosis, asthma) and neuromuscular diseases (for example muscular dystrophy, SLA). There are many methods aimed at quantifying the thickness of the diaphragm which are based on very different physical principles: it uses techniques that use ionizing radiation (radiography, fluoroscopy, computed tomography), techniques involving the use of magnetic fields (MRI) (Iwasawa et al, 2002), techniques using sensors such as gastro-esophageal balloons and estimate, measuring the pressure that the diaphragm muscle develops, the force developed and finally electromyographic techniques that quantify and associate muscle contraction with a value of thickness. Ultrasonography, although it too has distinct limitations, provides an alternative; diaphragm thickness, configuration and displacement can be evaluated without the use of ionizing radiation, non invasively, continuously, and with a device that is relatively portable and can be applied to subjects in a variety of postures. To identify and determine the diaphragm thickness in echography it is used a special acoustic window positioned between the ninth and tenth rib on the right side of the chest. This window allows to identify pleural and peritoneal boundary demarcating diaphragm and then to measure the thickness by ultrasound image. There are also different approaches to measure diaphragm thickness using ultrasound image. In particular there are several research groups that advocate the use of B-mode and others that make use of the M-Mode. In both cases the measure of the thickness of the diaphragm is made directly on the echographic image that

is, how we demonstrate in this thesis, for its nature imprecise because of the dependence from the resolution of the image and from the operator ability. An alternative is to use directly the ultrasound signal generated by the ultrasound beam that crosses the encountered body tissues with different acoustic impedance by generating so-called echo ultrasound (Eco signal). The Eco signal is inherently richer in information because it hasn't had the destructive elaboration of envelope, signal required for screen viewing, and has within it a series of peaks representing the various anatomical structures subsequently used to define the distances between the various structures. Basically we want to detach from the direct ultrasound image and to appeal to Eco-monodimensional signal, without elaboration, that generated it. So it will be necessary the develop of a system that can first acquire the Echo signal and send it to a computer and subsequently a software that receive the digital signal and elaborate it to get the measure of diaphragm thickness. The thesis is based initially on developing hardware and software architecture that can provide the information that we need and secondarily their careful analysis allows us to quantify the results. The goal that pushed us in this direction thus concerns the development of an automated and more accurate of the ultrasound image that is able to acquire RF Eco signal and send it to a PC that, once received, through a specific algorithm, will quantify the thickness of the diaphragm. When we talk about signal Eco refers to a particular window ultrasound can provide a signal where the peaks relative of the anatomical structures of our interest appear and in particular the diaphragm.

The first phase of the dissertation has required the development of a specific acquisition system, called HERmes, which was able to acquire a signal with frequency on the order of 7.5 MHz: this design constraint, dictated by the frequency of the echo signal, requires a sampling frequency at least 16 MHz. The acquisition system made, as discussed below, is unique in its characteristics and there isn't a similar product on the market capable of performing the same task. More specifically the device is able to provide streaming data to the computer, that is continuously and in real time. The acquisition system performs at full capacity all the features that have been delegated then identifying it as one of the key issues of this thesis. The purpose of the acquisition system is to receive the Eco signal input, convert it into a digital signal and send it via USB channel to the PC. Major issues addressed included the design of electronic devices in terms of functionality with high frequency, in particular, having to do with a signal at radio frequency has been necessary

to use a range of high performance electronic components to ensure a efficient analog-front end, an appropriate analog to digital conversion and a sending data FIFO to the PC via USB 2.0 that can handle the enormous amount of data.

The second part of the work required the development of a set of software that can receive and process the echo signal acquired. As regards the software for receiving the signal, programs that can capture and save data from the high frequency acquisition system (Hermes) to be further analyzed later have been developed in LabVIEW. Note that the echograph sends ultrasonic pulses and receiving echoes at a frequency of 1 kHz but acquiring a continuous signal stream, it was necessary to implement an algorithm that could cut the signal in windows to divide in singles frames corresponding to the single stimulation of the probe's piezoelectric. Once in possession of the window corresponding to the echoes of a single stimulation it has been processing by an automatic algorithm for the measure of the thickness of the diaphragm. This algorithm identifies the echoes corresponding to the diaphragm and calculates the distance.

The third part of the thesis consist to perform a series of tests to verify the effective functioning of the HERmes device and to validate the ability to measure the thickness of the diaphragm by Eco signal. The first set of tests concern the testing of the acquisition board, in particular its functional blocks like analog front-end, analog to digital conversion and send data to PC. The second set of tests concern the measure of the thickness diaphragm starting by the use of Eco signal from Hermes. The first test of this second set of tests was made on a phantom (know geometry) to test the accuracy and precision of the measurement signal directly to Eco. Were subsequently conducted two more tests on five subjects at different lung volumes in which occurred respectively the ability to measure the thickness of the diaphragm through manual selection of the RF signal peaks and through automatic measurement algorithm. As will be shown below have been used also the ultrasound image on which the measures were taken for comparison with the other two methods mentioned to show how the image gives the result in terms of inaccurate and highly operator dependent.

The fourth part of this thesis reports the results achieved during the tests and their statistical and qualitative analysis. The results regarding the testing of the acquisition system shows how Hermes works in the manner defined in the project phase. About the

test for the ability to measure the thickness of the diaphragm we have achieved interesting results: the first test on phantom established that the measure taken directly from echoes is correct and the error committed falls within the range of manufacturing tolerances of the phantom. The other two tests showed that the measurement of thickness of the diaphragm through manual selection of the peaks and through automatic algorithm are comparable with each other and both more accurate than that obtained by ultrasound image that has always overestimate the thickness of the diaphragm. Again, the measured value depends directly from the lung volume at which you are and that the measurements show no systematic error.

The thesis is divided into four chapters:

The first introductory chapter recalls the basis for the realization of the dissertation such as the principles of ultrasonography, ultrasound techniques, the internal structure of an A-mode echograph, the anatomy of the diaphragm and the relationships between anatomical structure and echoes of the diaphragm. It is also exposed what is now the state of the art regarding the study and measure of the thickness of the diaphragm with ultrasound. The paragraph relating to the purpose of our thesis closes the introductory chapter.

The second chapter concerns the design and implementation of high-frequency acquisition system HERmes. It addresses the problem initially by analyzing the signals of interest involved and then going on to describe the electronic hardware design (front-end analog, analog to digital conversion and data transmission to PC) and software necessary for the operation of the acquisition card.

The third chapter describes the four tests. The first one related to the acquisition card and the other 3 on the ability to measure the thickness of the diaphragm using ultrasound signal. The description of each objective shows, experimental setup, software and protocol implemented.

The fourth chapter presents the results through qualitative analysis and statistics. Using charts and graphs will be showed the basic data obtained from the execution of the tests.

Finally, conclusions of our dissertation are presented showing the limits encountered and proposing future developments with the aim of improving the system so far developed.

Capitolo 1

Ultrasonografia: stato dell'arte

Il diaframma umano è relativamente inaccessibile allo studio diretto. Per comprenderne la sua funzione sarebbe necessario conoscere la pressione che sviluppa, la sua posizione ed il suo movimento (Bellemare et al, 1982; Braun et al, 1982; Loring et al, 1985; McCool et al, 1995; Wait et al, 1997). La pressione che sviluppa (pressione trans diaframmatica) può essere misurata in maniera relativamente non invasiva ma piuttosto complicata attraverso palloncini gastrici ed esofagei (Koulouris et al, 1989) oppure mediante tecniche elettromiografiche (Kassim et al, 2010). L'identificazione della sua posizione e del movimento generalmente richiedono sistemi di misura che espongono il soggetto a radiazioni ionizzanti (Heiberg et al, 1980; Nilsson et al, 1988; Simon et al, 1969). L'ultrasonografia, sebbene possieda alcune limitazioni, costituisce una valida alternativa: spessore del diaframma, configurazione e movimento possono essere valutati senza l'uso di radiazioni ionizzanti, in modo non invasivo, continuamente nel tempo e con dispositivi che per le loro caratteristiche risultano essere portatili ed utilizzabili su soggetti in posizioni e configurazioni differenti. Le tecniche ecografiche praticate tipicamente per questo genere di misura fanno riferimento al B-Mode e al M-Mode che, sebbene risultino essere le metodiche definite oggi giorno gold standard risultano essere imprecise ed altamente dipendenti dall'utente che esegue ed interpreta la misura (Aliverti et al, 2003; Boussuges et al, 2009). A partire da queste considerazioni pare evidente come la necessità di sviluppare un sistema automatico che si basi sull'analisi diretta del segnale ecografico risulti essere di notevole interesse. Lo scopo del lavoro è stato quello di costruire un oggetto in grado di acquisire direttamente il segnale ecografico (quindi non ricorrendo all'uso delle immagini ecografiche) più ricco per sua natura di informazioni ma altrettanto complesso da campionare. Contestualmente alla realizzazione del dispositivo di acquisizione, che prenderà il nome HERmes e di cui si parlerà approfonditamente nel capitolo 2, è stato sviluppato un controllo computerizzato automatico in grado, a seguito dell'analisi del segnale acquisito mediante HERmes, di generare in uscita un valore numerico rappresentativo dello spessore del diaframma ed a bassissima incertezza.

1.1. Principi dell'ultrasonografia

L'ecografia o ecotomografia è un sistema di indagine diagnostica medica che non utilizza radiazioni ionizzanti, ma ultrasuoni e si basa sul principio dell'emissione di eco e della trasmissione delle onde ultrasonore. Questa tecnica è utilizzata routinariamente in ambito internistico, chirurgico e radiologico.

1.1.1 Gli ultrasuoni nel corpo umano

Un trasmettitore ad ultrasuoni, opportunamente progettato, applicato sulla pelle emette un fascio ultrasonico ad alta frequenza. Quando un fascio ultrasonoro penetra nella materia, in particolare nel corpo umano, incontra diversi strati di tessuto, ciascuno caratterizzato da una propria massa specifica ρ e da una velocità di propagazione del suono c . Questa proprietà differisce abbastanza tra il tessuto muscolare, il grasso ed i fluidi come ad esempio il sangue. E' proprio all'interfaccia tra questi tipi di tessuti, con valori differenti di impedenza acustica, che le onde ultrasoniche vengono riflesse determinando quindi il contorno di un particolare distretto corporeo. In altri termini ciascun organo si comporta in modo diverso rispetto agli ultrasuoni perché diverso è il prodotto ρc , cioè l'impedenza acustica caratteristica. Su tale diversità è fondata la formazione dell'immagine ecografica. Come per qualsiasi perturbazione che si propaghi in un mezzo, anche per il fascio ultrasonoro si verifica una diminuzione dell'intensità lungo il suo percorso attraverso il corpo umano. In prima istanza, tale attenuazione dell'intensità del fascio ultrasonoro può essere attribuita a due categorie di cause: le condizioni al contorno geometriche, che provocano fenomeni di *riflessione*, *diffusione* e *rifrazione*, e i fenomeni di carattere dissipativo (*assorbimento*). I fenomeni di riflessione e rifrazione si verificano in corrispondenza delle discontinuità costituite dalle superfici di separazione tra due mezzi caratterizzati da diverse impedenze Z . Tali superfici rappresentano un ostacolo alla propagazione dell'onda ultrasonora nella direzione utile; pertanto determinano in questa direzione una perdita di energia che, non pervenendo nel luogo dove è primariamente indirizzata, non può contribuire alla formazione dell'immagine ecografica. Soprattutto nel caso di onde piane, i fenomeni a carattere dissipativo sono i principali responsabili dell'attenuazione e consistono nella conversione dell'energia acustica in calore.

Il ricevitore ultrasonico analizza gli echi generatisi alle varie interfacce estraendone informazioni sul ritardo di propagazione e sulla direzione di provenienza. Il ritardo e la direzione, rispettivamente indicano la profondità e la direzione dei contorni riflessi. Gli echi, generati in corrispondenza delle superfici di separazione tra i differenti organi incontrati lungo il tragitto dall'onda ultrasonora, "descrivono" le superfici che li hanno riflessi; poiché tali echi sono *modulati* dalla geometria e dall'impedenza degli organi che li hanno generati, la loro analisi consente di ricostruire la morfologia degli organi medesimi: in ciò consiste l'immagine ecografica. L'informazione è quindi mostrata come immagine bidimensionale la cui luminosità rappresenta l'intensità del segnale riflesso.

La profondità che l'immagine può rappresentare ed il grado di risoluzione dipendono dalla frequenza del segnale ecografico. Basse frequenze permettono di vedere in profondità ma, a causa della loro maggiore lunghezza d'onda, hanno minor risoluzione delle alte frequenze. Per l'imaging addominale segnali ecografici di 2.5 o 3 MHz sono solitamente utilizzati e permettono la visualizzazione di strutture nell'ordine degli 0.3 mm. Per le strutture superficiali, alte frequenze (5-10 MHz) sono necessarie in quanto consentono un aumento ed una migliore risoluzione dell'immagine (rispettivamente 0.1-0.05 mm).

La consistenza della struttura di molti organi (ad esempio i muscoli della gabbia toracica) provocano diffusione, in particolare alle alte frequenze, generando un effetto maculato sull'immagine. Al contrario, un fluido (ad esempio il fluido pleurico) omogeneo non ha interfacce al suo interno e quindi non presenta variazioni di impedenza acustica: di conseguenza risulta essere non ecogenico ed appare nero nell'immagine B-Mode. La variazione di impedenza acustica all'interfaccia di molti tessuti è piccola ed il suono è solo parzialmente riflesso (~ 0.1%), in questo modo il suono primario prosegue il suo cammino venendo parzialmente riflesso mano a mano che attraversa strutture con impedenza acustica differente. Questa proprietà è stata utilizzata per visualizzare il diaframma e le sue strutture adiacenti (Fig. 1.1). L'attenuazione che la perturbazione ultrasonora subisce nel suo cammino di andata (dalla sorgente verso l'ostacolo) e di ritorno (quando viene riflessa dall'ostacolo e ritorna verso la sorgente) è significativa ed è tanto maggiore quanto maggiore è la sua frequenza. L'ampiezza dell'eco dipende dalla profondità alla quale esso viene generato e può essere di 6÷8 ordini di grandezza inferiore a quella dell'onda inviata; pertanto, al fine di poter utilizzare l'eco per la formazione dell'immagine, tale ampiezza deve essere molto amplificata.

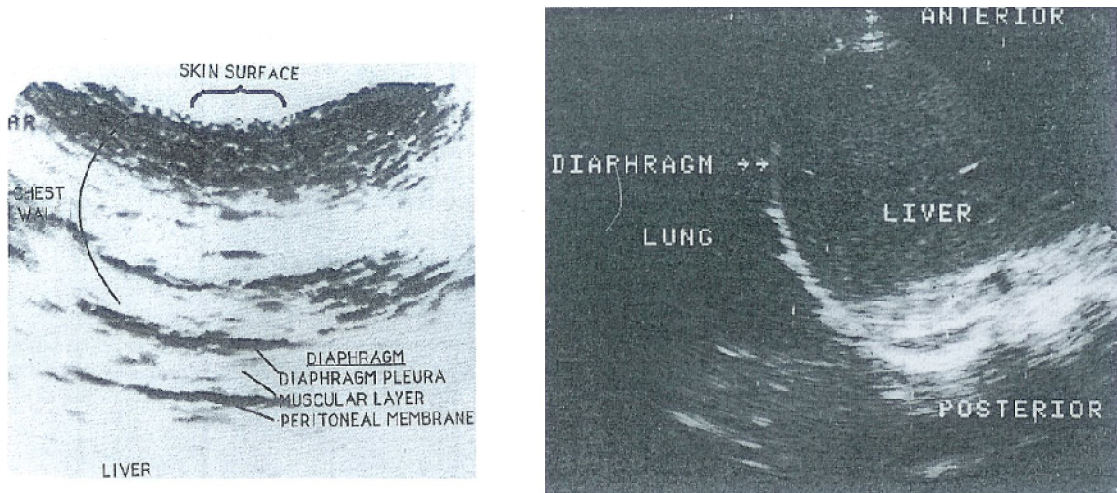


Figura 1.1. Viste ecografiche relative al diaframma (Barral. The Thorax, 1991).

Il polmone, ad esempio, contenendo aria, ha un valore di impedenza acustica altamente differente da altri tessuti quali la pleura, i muscoli intercostali ed il fegato. Questa elevata variazione di impedenza acustica si traduce in una totale riflessione del segnale ultrasonografico che provoca in ultima analisi l'impossibilità di analizzare tessuti situati a maggiore profondità, dato che, il segnale di stimolo non riesce ad attraversare il polmone a causa dell'aria in esso contenuta. Questa specifica caratteristica è stata utilizzata per identificare la posizione del bordo inferiore del polmone contenete aria. Sempre questa caratteristica ha consentito l'identificazione del contorno pleurico del diaframma. Sfortunatamente, come precedentemente detto, questa caratteristica impedisce la visualizzazione di strutture sottostanti il polmone che, risultano quindi essere oscurate. Esistono tuttavia una serie di differenti approcci nel posizionamento del trasduttore ecografico in grado di garantire la visione delle strutture sottostanti il polmone attraverso la visualizzazione di una finestra ecografica alternativa. Una di queste finestre è quella relativa al fegato che consente una visione ottimale delle strutture sottostanti il polmone ma, provoca una diminuzione della visibilità del diaframma che, risulta essere leggermente oscurato a causa del passaggio di un tratto gastrointestinale all'interno della finestra epatica. Da ultimo va ricordato che nello svolgere ecografie al diaframma e comunque in generale, ci si imbatte spesso nel problema delle immagini fantasma come ad esempio la ripetizione di alcune strutture anatomiche, causate da fenomeni di riflessioni interne multiple che provocano in ultima analisi la visualizzazione di immagini che non rappresentano correttamente la realtà.

1.1.2 Le tecniche ecografiche

In prima istanza, le immagini ecografiche possono suddividersi in due grandi categorie: quelle che forniscono l'aspetto anatomico del distretto indagato (sia statico, sia dinamico) che, seppure con caratteri molto diversi, possono essere considerate analoghe alle immagini di tipo radiografico, e quelle di carattere esclusivamente dinamico, derivanti dall'applicazione dell'effetto Doppler, nelle quali vengono rappresentati i flussi sanguigni con le loro caratteristiche cinematiche. In questo secondo gruppo di immagini, per una migliore rappresentazione dei flussi, è generalmente impiegato anche il colore. A partire da tale prima suddivisione si può tracciare lo schema della figura 1.2, che illustra un'ulteriore suddivisione delle immagini ecografiche secondo la modalità di rappresentazione.

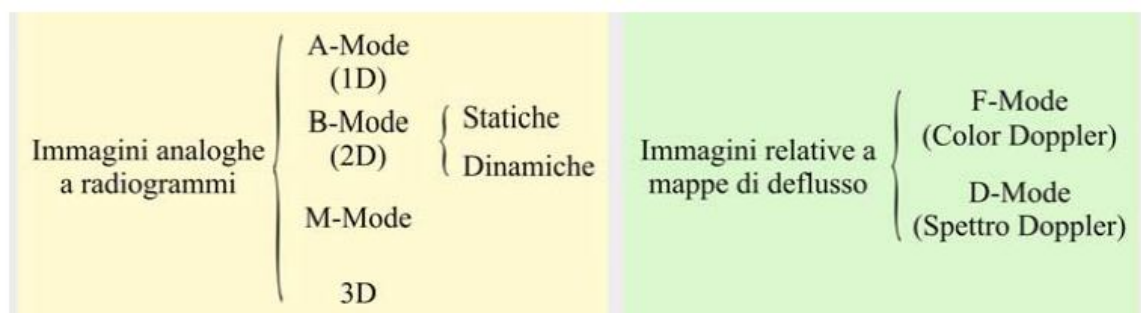


Figura 1.2. Classificazione delle rappresentazioni ecografiche (Branca. Fondamenti di Ing.Clinica, 2008).

Nel primo gruppo è stata inserita una modalità di rappresentazione dell'informazione, indicata con *A-Mode* (o *A-Scan*) e con la sigla 1D, che a rigore non è un'immagine; infatti, la lettera A sta per *amplitude* (ampiezza), mentre la sigla 1D indica che tale rappresentazione è relativa a una sola direzione; pertanto non le può essere attribuito il carattere di immagine, la cui peculiarità è quella di rappresentare l'andamento di una grandezza fisica nelle due direzioni del piano. Tuttavia, la rappresentazione A-Mode è quella su cui è fondata la costruzione della rappresentazione a carattere più propriamente di immagine (e con aspetto di tipo radiografico), indicata con la sigla *B-Mode* (o *B-Scan*), dove la lettera B rappresenta il termine inglese *brighthness*, cioè brillantezza. L'immagine in B-Mode è costruita mediante una serie di variazioni della brillantezza, cioè mediante una *scala di grigi*, lungo le direzioni di scansione che compongono l'immagine stessa. Le immagini B-Mode sono immagini tomografiche del distretto corporeo indagato e possono rappresentare sia organi o apparati pressoché fermi nel loro funzionamento fisiologico

(come il fegato e i reni), sia organi in movimento (come il cuore). In quest'ultimo caso, quando l'immagine ecografica rappresenta l'organo in movimento (in modo, per così dire, cinematografico), si dice che essa viene rappresentata in tempo reale e tale modalità è nota come *B-Mode Real-Time* o, più semplicemente, *Real-Time*. Dalle immagini dinamiche del B-Mode può essere estratta una particolare informazione, sotto forma non di immagine ma di tracciato, che pone in rilievo l'andamento temporale della posizione di un elemento in movimento. Per esempio, se ci si riferisce alle posizioni assunte nel tempo da uno o più lembi della valvola mitralica, la loro storia temporale può divenire un importante elemento nella diagnosi di patologie cardiache. Tale tipo di rappresentazione è nota come *M-Mode*, dove la lettera M sta per *motion*, ed è esemplificata nella figura 1.3. Il secondo gruppo di rappresentazioni ha carattere completamente diverso dal precedente. In esso si pone in rilievo il flusso del sangue all'interno di piccoli o grandi vasi, comprese le camere cardiache. Viene rappresentato per mezzo delle velocità dei globuli rossi, cui si associa un colore diverso a seconda che esse siano dirette verso il trasduttore o abbiano verso opposto. È inoltre possibile affidare al colore anche la rappresentazione del valore in modulo di tali velocità attraverso la *saturazione del colore*. La mappa delle velocità viene determinata a partire dall'effetto Doppler e, di norma, viene sovrapposta all'immagine della sezione anatomica ottenuta per mezzo della tecnica B-Mode; si ricava in tal modo l'allocazione nel distretto anatomico rappresentato in B-Mode dei vasi, entro i quali si può valutare il flusso del sangue.

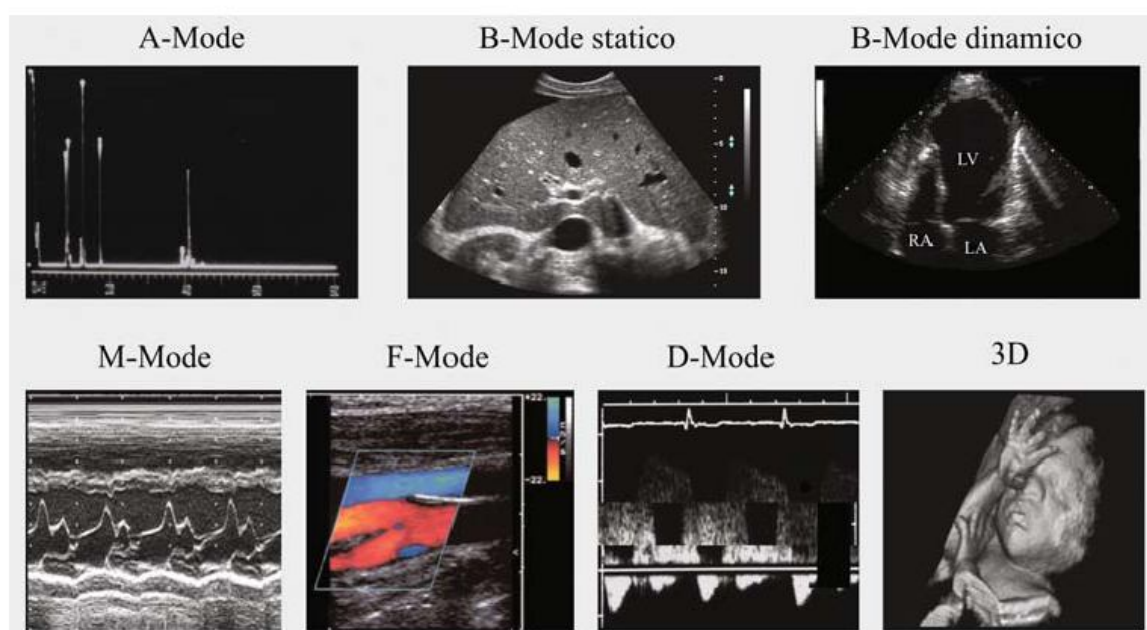


Figura 1.3. Esempi di rappresentazioni ecografiche (Branca. Fondamenti di Ing.Clinica, 2008).

Si distinguono due rappresentazioni a carattere fluidodinamico. La prima è chiamata *F-Mode*, ove la lettera F sta per *flow* (flusso, portata), mentre la seconda è indicata con la sigla *D-Mode*, ove D sta per *Doppler*, e riporta la distribuzione spettrale delle velocità, cioè l'andamento nel tempo di tutte le velocità dei globuli rossi nel periodo cardiaco. La rappresentazione dello spettro è un importante indicatore diagnostico, mediante il quale si può per esempio diagnosticare un'ostruzione (stenosi) nel letto circolatorio. Un'immagine di tipo D-Mode, nella quale viene illustrato lo spettro Doppler, è riportata nella figura 1.3.

Prima di concludere questa breve sintesi delle più importanti rappresentazioni ecografiche, è bene ricordare che tra queste ultime è comparsa recentemente (2000) la rappresentazione 3D, vale a dire una rappresentazione tridimensionale (impiegata in particolare per visualizzare il feto), che consente di osservare gli organi nelle tre dimensioni dello spazio e, dunque, da diversi punti di vista. Con alcune limitazioni, relative al tempo necessario per effettuare un'acquisizione, è possibile ottenere una mappatura 3D anche delle velocità del sangue all'interno di un volume sottoposto a scansione. Nella figura 1.3 sono riportate a titolo di esempio le immagini ecografiche corrispondenti a ciascuna delle modalità di rappresentazione descritte. Come si è anticipato, tra le diverse modalità elencate nella figura 1.2, fondamentale è quella per la quale il risultato delle elaborazioni non consiste in un'immagine nel senso che comunemente si attribuisce a tale parola; si tratta della rappresentazione A-Mode che consiste in un grafico, del tipo di quello riportato nella figura 1.3, dove compare un insieme di impulsi, di base e altezza (ampiezza) più o meno ampia, ordinati secondo l'asse dei tempi di un oscilloscopio. La rappresentazione A-Mode ha valore diagnostico relativamente limitato rispetto alle altre rappresentazioni, che costituiscono vere e proprie immagini, tuttavia è proprio su di essa che queste trovano fondamento; infatti, le immagini B-Mode e real-time, sono costruite proprio a partire dalla serie di impulsi dell'A-Mode.

1.1.3 Schema a blocchi di un ecotomografo A-Mode

E' utile, per comprendere appieno il meccanismo che sta alla base dell'ecografia, analizzare lo schema a blocchi rappresentativo di un dispositivo A-Mode per capire quali siano le fasi fondamentali nella gestione e progettazione fisico – elettronica di un dispositivo ecografico base. La logica alla base del funzionamento di un eco tomografo A-Mode è rappresentata nella figura 1.4. In essa i blocchi sono connessi tra loro da linee di colore diverso, che individuano tre funzioni; quelle di colore verde rappresentano il circuito di temporizzazione, quella di colore rosso rappresenta il percorso del segnale impulsivo destinato all'eccitazione del piezoelemento e quella di colore azzurro individua il percorso del segnale ricevuto dalla sonda e inviato al ricevitore. In linea di principio, il funzionamento di un sistema A-Mode è elementare.

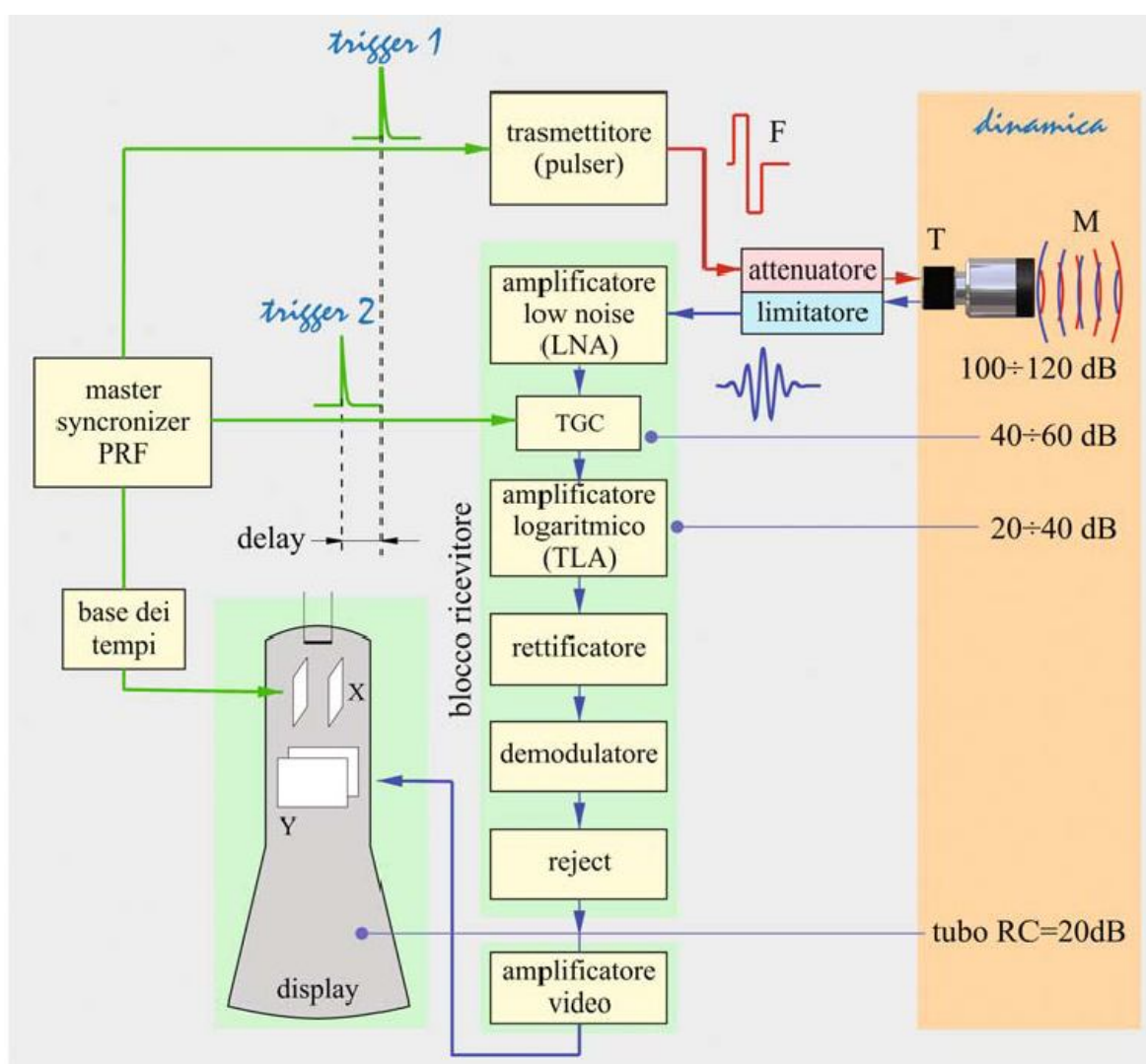


Figura 1.4. Schema a blocchi di un ecografo A-Mode (Branca. Fondamenti di Ing.Clinica, 2008).

Poiché si tratta di un sistema pulse-echo, si lancia un impulso e si attendono gli echi corrispondenti; il temporizzatore fornisce impulsi alla frequenza di ripetizione prestabilita al trasmettitore, che, a ogni impulso di avvio (*trigger*) produce in uscita una forma d'onda F del tipo rappresentato nella figura 1.4. L'onda generata dal trasmettitore deve trasportare tanta energia quanta ne occorre per porre in oscillazione uno o più piezoelementi all'interno della sonda T. Questa trasmette perciò un treno di pacchetti di onde ultrasonore (impulsi), distanziati tra loro come imposto dalla PRF (oscillatore), che penetrano nel mezzo oggetto dell'indagine M. Gli ostacoli ivi esistenti riflettono gli ultrasuoni verso la sonda, i cui piezoelementi sono posti in condizione di ricezione. Ciascuna onda riflessa, tradotta in segnale elettrico, viene elaborata nel ricevitore e presentata sul monitor. Il ricevitore deve essere abilitato alla ricezione dopo un determinato intervallo di tempo (ritardo o *delay*), che dipende dal tempo necessario per percorrere nel mezzo M il viaggio di andata dell'impulso e di ritorno dell'eco dall'ostacolo più lontano. Il temporizzatore perciò regola l'ampiezza e la collocazione della finestra temporale di ricezione, la cui origine (*trigger 2*) è ritardata rispetto all'istante di emissione del *trigger 1* di trasmissione. Quanto sopra esposto rappresenta, in linea di principio, il funzionamento di un ecotomografo A-Mode. In realtà le operazioni da compiere entro ciascun blocco sono più numerose, e ciascuna di esse ha origine nella necessità di modificare il segnale trasmesso (e ricevuto), al fine di renderlo idoneo alla rappresentazione migliore in rapporto alle necessità diagnostiche.

1.1.4 I segnali ecografici: Eco, Involuppo e Sync

Lo scopo fondamentale di un ecografo è raccogliere il segnale Eco, amplificarlo e presentarlo, ordinato secondo l'asse temporale, sul dispositivo di visualizzazione (display), dove l'operatore valuta gli elementi diagnostici. Il segnale elettrico da amplificare è costituito da pacchetti d'onda composti da qualche ciclo di oscillazione in radiofrequenza, cioè generalmente nella gamma 2÷15 MHz; il ricevitore deve pertanto provvedere ad amplificare il segnale e manipolarlo per renderlo idoneo a essere presentato sullo schermo di un oscilloscopio o monitor di tipo televisivo, agendo in tale intervallo di frequenze. Poiché i segnali in radiofrequenza richiedono per la loro manipolazione (peraltro difficoltosa) apparecchiature e circuiti particolari, per impedire che essi vengano irradiati, e poiché essi sono anche difficili da rappresentare, conviene operare su frequenze più basse, estraendo l'informazione non dai cicli di diversa ampiezza in alta frequenza, che compongono i pacchetti ricevuti, ma piuttosto dai loro involuppi, mediante operazioni di rettificazione e demodulazione. Il segnale involuppo rappresenta quindi un'elaborazione del segnale Eco al fine di poterlo visualizzare correttamente su uno schermo. Per tanto il ricevitore dell'ecografo si compone di due sezioni: una prima dove viene condotta l'amplificazione del segnale in alta frequenza e una seconda dove viene eseguita la demodulazione e la successiva amplificazione in bassa frequenza; all'uscita di quest'ultimo stadio si trova il segnale video, che viene presentato al dispositivo di visualizzazione. Nella sezione in alta frequenza del ricevitore occorre condurre sul segnale una serie di operazioni; in particolare, per mezzo di uno specifico apparato (LNA, *Low Noise Amplifier*), viene effettuata l'*amplificazione a basso rumore*, che comprende anche una fase di preamplificazione di tutti gli echi ricevuti da parte del blocco dedicato (*preamplificatore* o *preamplifier*), in modo da rendere maggiormente insensibile al rumore l'elaborazione dei corrispondenti segnali RF da parte degli stadi successivi. Tale operazione è di estrema delicatezza, soprattutto se si considera l'elevata dinamica dei segnali RF in ingresso al preamplificatore (fino a 160÷180 dB nei recenti ecotomografi⁴³). Altra operazione è la compensazione dell'attenuazione da parte del TGC. Infine viene effettuata la compressione della dinamica dei segnali amplificati, che deve essere ridotta a circa 30 dB, corrispondente a quella caratteristica del dispositivo di visualizzazione sul quale l'occhio umano osserva l'immagine. La generazione del fascio ultrasonoro è la ricezione del segnale Eco sono sincronizzate mediante l'uso del segnale Sync: un'onda

quadra positiva al termine della quale ci si pone in ascolto degli echi di ritorno. Qui di seguito in figura 1.5 sono riportate le manipolazioni del segnale A-Mode.

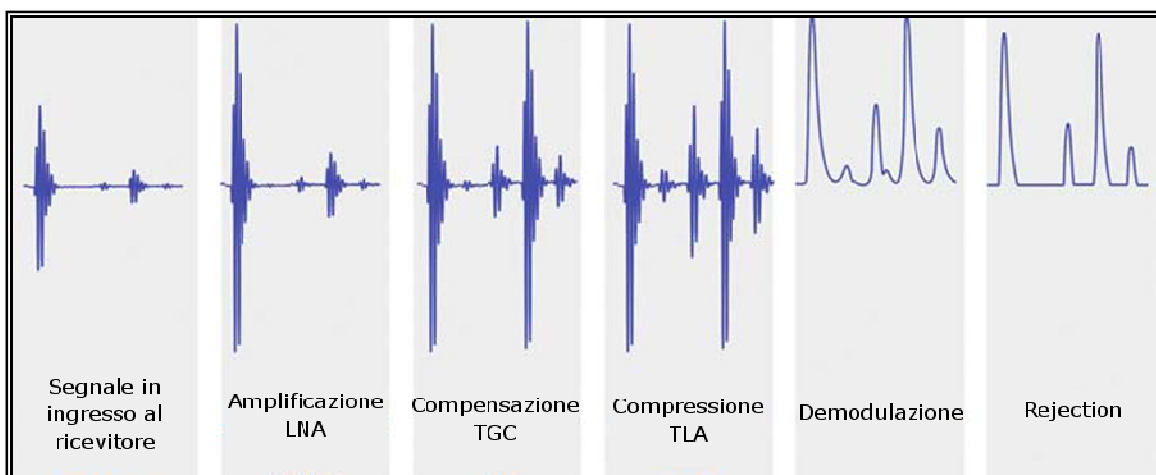


Figura 1.5. Sintesi delle successive manipolazioni subite dal segnale ecografico A-Mode in ingresso al ricevitore. (Branca. Fondamenti di Ing.Clinica, 2008).

1.2. Il diaframma

Il diaframma è una lamina muscolo fibrosa che separa la cavità toracica da quella addominale (Cattaneo, 2006). Ha la forma di una doppia cupola convessa superiormente. Nella parte centrale è infatti appiattita (plateau cardiaco) e si solleva ai lati per formare le due cupole destra e sinistra (figura 1.6).

Ogni cupola riproduce la forma della base del polmone e della pleura sovrastanti (pleura parietale diaframmatica) e quella dei visceri sottostanti. La parte centrale appiattita, denominata *centro frenico*, è una grossa aponeurosi a forma di trifoglio verso la quale convergono i fasci muscolari di origine del diaframma e su cui si poggia il pericardio. Le origini del diaframma corrispondono all'apertura inferiore del torace e si possono suddividere in tre porzioni:

- Porzione sternale, costituita da due fasci che originano dalla faccia posteriore del processo xifoideo e si dirigono indietro verso il centro frenico;
- Porzione costale, che origina dalla superficie interna delle cartilagini costali e dalla porzione adiacente delle ultime sei coste. Questi fasci costali si interdigitano con quelli del muscolo trasverso dell'addome;
- Porzione lombare, che origina da due arcate aponeurotiche in entrambi i lati (lombo costali mediali e laterale) e da alcune vertebre lombari tramite due grossi fasci detti *pileastri* (uno per ogni lato).

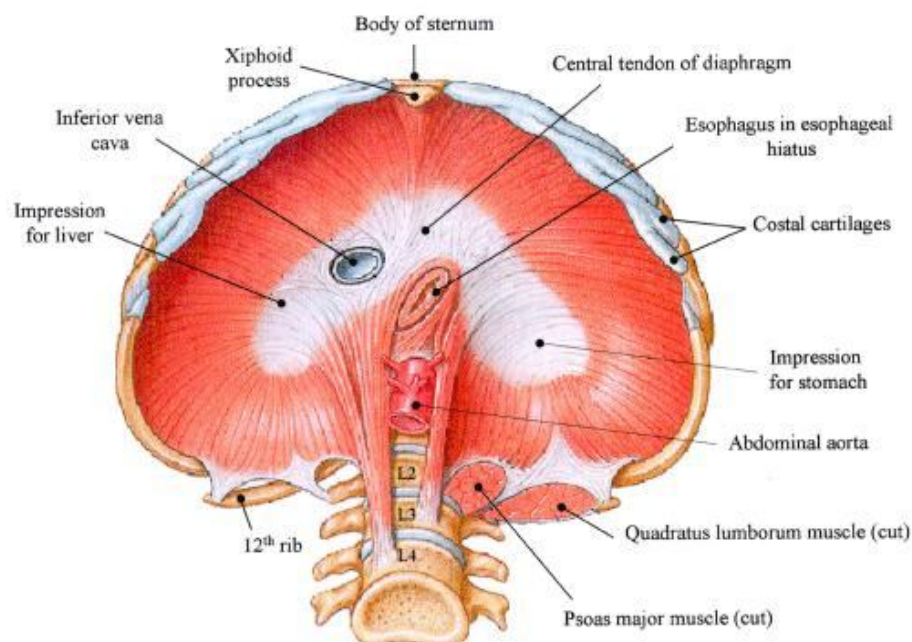


Figura 1.6. Faccia inferiore del muscolo diaframma.
(Netter. Atlante di anatomia umana, 2007).

L'arcata lombo costale laterale, detta anche arcata del muscolo quadrato dei lombi, corrisponde ad un ispessimento della fascia che riveste questo muscolo e forma un arco che si fissa lateralmente all'apice della 12^a costa e medialmente al processo costiforme della 1^a vertebra lombare. L'arcata lombocostale mediale, detta anche arcata del muscolo grande psoas, corrisponde ad un ispessimento della fascia che riveste questo muscolo e si fissa lateralmente al processo costiforme della prima vertebra lombare e medialmente al margine laterale del corpo della 1^a o 2^a vertebra lombare. I pileastri, di natura tendinea, originano dal legamento longitudinale anteriore dei corpi delle vertebre lombari e dai dischi interposti, a destra dai primi tre, a sinistra dai primi due. I margini mediali dei due pileastri si incontrano sul piano mediano formando un legamento arcuato (legamento arcuato mediale) che incrocia l'aorta anteriormente, a livello della 12^a vertebra toracica. I fasci che originano dai pileastri divergono e si portano in alto verso il centro frenico, assumendo progressivamente aspetto muscolare.

1.2.1 Rapporti del diaframma

La superficie superiore del diaframma, come da figura 1.7, è in rapporto con tre sierose: al centro con il pericardio e da ambo i lati con la pleura diaframmatica.

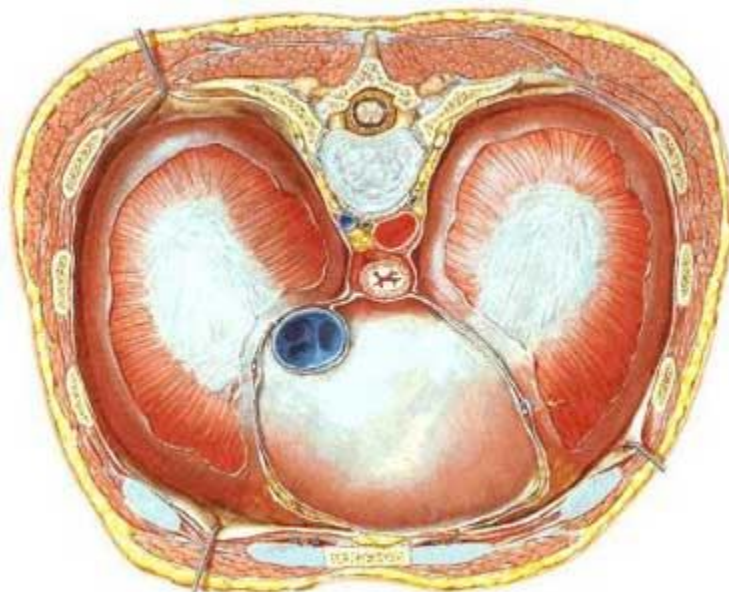


Figura 1.7. Visione del diaframma dalla superficie toracica.
(Netter. Atlante di anatomia umana, 2007).

La maggior parte della superficie inferiore è rivestita da peritoneo ed entra in rapporto a destra con il lobo epatico di destra, con il rene destro e con la ghiandola surrenale destra, e a sinistra con il lobo epatico di sinistra, il fondo dello stomaco, la milza, il rene e la ghiandola surrenale di sinistra.

1.2.2 Innervazione del diaframma

Il diaframma è innervato dai nervi frenici, rami terminali del plesso cervicale (figura). Le fibre motrici per questo muscolo decorrono tutte nel nervo frenico. Quelle sensitive fanno capo anche agli ultimi nervi intercostali, che inviano fibre sensitive alla parte periferica del muscolo. I nervi frenici contengono inoltre fibre sensitive derivanti dalle pleure diaframmatica e mediastinica, dal pericardio e dal peritoneo che riveste la faccia inferiore del diaframma.

1.2.3 Azione del diaframma

Il diaframma è il principale muscolo respiratorio (figura 1.8). Durante l'inspirazione le ultime coste restano inizialmente fisse (soprattutto per azione tonica dei muscoli addominali che si inseriscono su di esse), e quindi i fasci muscolari del diaframma si contraggono avendo punto fisso su queste coste e sui pileastri.

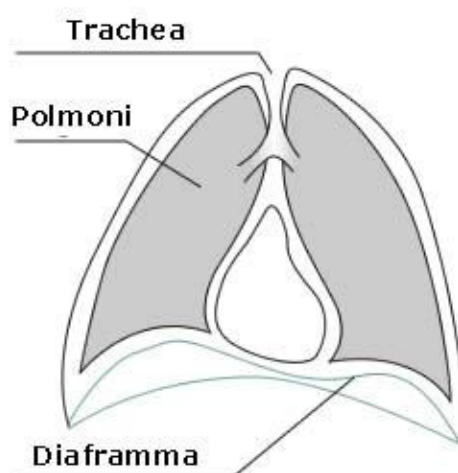


Figura 1.8. Ad ogni inspirazione il diaframma si abbassa, in modo da consentire ai polmoni di espandersi verso il basso all'interno dello spazio di riserva della pleura (respirazione diaframmatica).

Spostando il centro frenico e il pericardio a esso aderente in basso, le cupole diaframmatiche si spostano inferiormente e in avanti spingendo i visceri addominali. La discesa dei visceri è permessa dall'estensibilità della parete addominale che raggiunge comunque velocemente il suo limite massimo. A questo punto il centro frenico che rimane bloccato contro i visceri diventa il punto fisso per l'azione delle fibre diaframmatiche che si inseriscono sulle coste. Ne consegue l'innalzamento delle ultime coste e, tramite queste, lo spostamento in avanti del corpo dello sterno e quindi delle coste superiori (sternali). La sola contrazione del diaframma è quindi responsabile dell'aumento di tutti i e tre i diametri della cavità toracica:

- 1) le sue fibre si appiattiscono e quindi aumenta il diametro verticale;
- 2) sollevano le ultime coste e quindi aumenta il diametro trasverso;
- 3) le ultime coste sollevandosi spingono in avanti sterno e coste sternali, quindi aumenta il diametro antero-posteriore.

Il diaframma si contrae in tutte le azioni espulsive (come starnutire, tossire, gridare). In particolare, per facilitare lo svuotamento dei visceri cavi (minzione, defecazione, vomito e parto) si esegue un'inspirazione profonda con simultanea contrazione del diaframma e dei muscoli addominali e chiusura della glottide. In tal modo, essendoci aria nei polmoni, il diaframma non può sollevarsi per cui aumenta fortemente la pressione intraddominale ed è favorita l'espulsione.



Figura 1.9. Schema riguardante il meccanismo respiratorio.

Il livello del diaframma in rapporto alle coste e alle vertebre varia in funzione della fase respiratoria, della profondità degli atti respiratori e, inoltre, in relazione al soggetto e in funzione del grado di distensione dei visceri addominali e della posizione del corpo. Raggiunge la massima altezza da seduti. In questa posizione quindi le escursioni respiratorie raggiungono il valore più piccolo.

1.2.4 Relazione tra strutture anatomiche e segnale ecografico

Uno snodo fondamentale e necessario per la realizzazione di questa tesi è sicuramente capire come sia possibile riuscire a interpretare il segnale ecografico che, a prima vista, potrebbe sembrare solamente un complesso agglomerato di picchi ad alta frequenza (Cosgrove et al, 1978; Fried et al, 1985). Con l'aiuto di atlanti di anatomia umana e attraverso il consulto di medici si è arrivati a definire quali sono le strutture percorse dal fascio ultrasonico posizionando la sonda ecografica perpendicolare alla pelle sulla parte destra della gabbia toracica all'interno dello spazio intercostale compreso fra la nona e la decima costola, finestra acustica usata in letteratura per lo studio del diaframma. Le strutture, come riportato in figura 1.10, sono così interposte, partendo da quella più esterna fino ad arrivare a quella più interna:

- Pelle e sottocute: il suo spessore è di almeno 1 cm, essendo legata alla quantità di adipe accumulata dal soggetto può variare con il peso;
- Muscolo intercostale: si tratta di tre fasci muscolari intercostali di almeno 1 cm di spessore che possono essere comunque considerati un'unica struttura per quanto riguarda la loro composizione e quindi la loro impedenza acustica a fini ecografici;
- Pleura: si tratta di un doppio strato in quanto un foglietto pleurico è adeso alla gabbia torica e uno è adeso al polmone (pleura costale e diaframmatica). Dato che espletano la loro funzione solo se adese completamente l'una all'altra attraverso una sostanza lubrificante che ne permette la tenuta, possiamo considerarle una unica struttura con la stessa impedenza acustica. Il loro spessore complessivo è sull'ordine del decimo di millimetro;
- Diaframma: il suo spessore è tra i 2 ÷ 3 mm a fine espirazione ma può variare da soggetto a soggetto;
- Peritoneo: si tratta di un doppio strato, come per la pleura, ma in questo caso non è assicurata nessuna adesione tra le due membrane. Infatti una membrana è adesa al

diaframma (peritoneo parietale) mentre l'altra è adesa al fegato (peritoneo viscerale), interponendo tra di esse aria, la cui presenza fa sì che non ci possa essere trasmissione del segnale eco. Lo spessore del peritoneo è inferiore al decimo di millimetro.

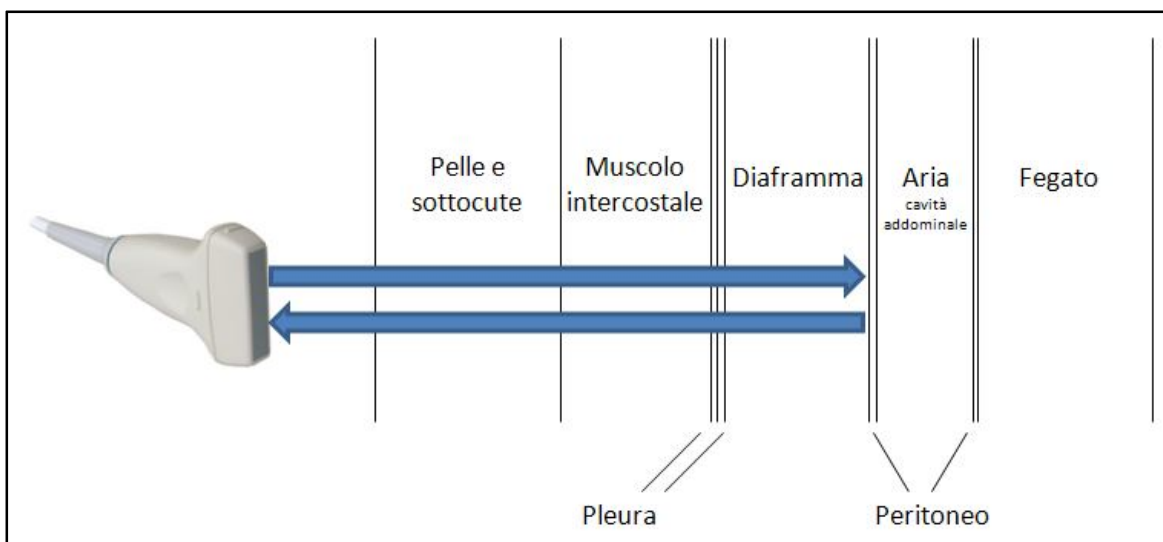


Figura 1.10. Rappresentazione schematica delle strutture anatomiche incontrate dal fascio ultrasonico. Si vuole far notare che le proporzioni tra le strutture disegnate non rispecchiano quelle reali ma vogliono solo essere utili a livello qualitativo alla comprensione dell'argomento.

Date le caratteristiche delle strutture appena descritte, è comprensibile come sarà estremamente difficile riuscire a discriminare in un segnale ecografico tutte le strutture distintamente e riuscire a distinguere dal diaframma strutture sottili come pleura e peritoneo adese ad esso.

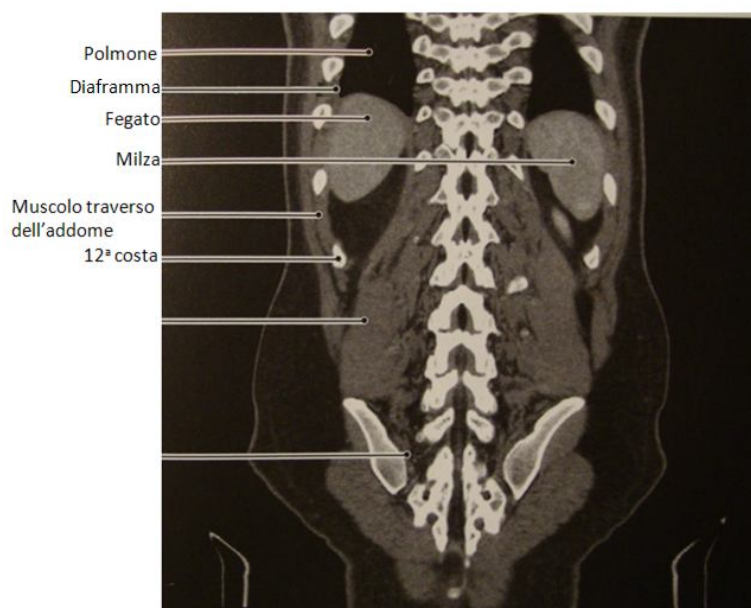


Figura 1.11. Ricostruzione TC coronale dorso-lombare. Sono state messe in evidenza solo le strutture utili ai fini dello studio del diaframma. (Weber. Anatomia radiologica di Netter, 2010).

Osservando figura 1.11 si possono vedere in vivo, trattandosi di un esame TC su paziente, le proporzioni tra le varie strutture appena descritte e soprattutto come ce ne siano alcune decisamente preponderanti rispetto ad altre. Ad esempio non sono assolutamente visibili né pleura né peritoneo. Osservando invece un tracciato ecografico della zona appena descritta, come quello riportato in figura 1.12, è evidente come non sia facile riconoscere le strutture elencate ma risultano abbastanza evidenti quelle riconducibili a pleura-diaframma e diaframma-peritoneo. Infatti, a causa dello spessore estremamente ridotto di pleura e peritoneo, possiamo ritenere il loro picco “fuso” assieme a quello dell'interfaccia col diaframma. Inoltre possiamo essere certi del fatto che l'ultimo picco visibile sia proprio quello corrispondente a peritoneo-diaframma in quanto la presenza di aria dopo queste strutture non permette il passaggio dell'onda ultrasonica.

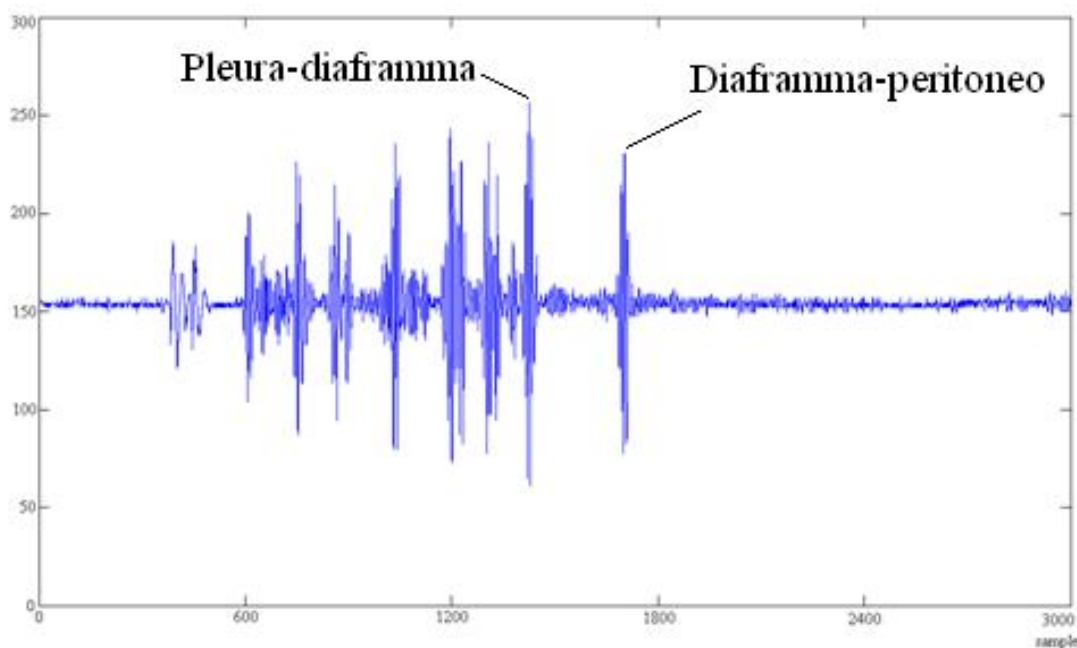


Figura 1.12. Esempio di segnale ecografico acquisito posizionando la sonda ecografica perpendicolare alla pelle sulla parte destra della gabbia toracica all'interno dello spazio intercostale compreso fra la nona e la decima costola. Sono posti in evidenza i picchi corrispondenti a pleura-diaframma e diaframma-peritoneo.

Dopo queste considerazioni, si è concluso che il modo più semplice e sicuro per riconoscere la struttura del diaframma sia partire dall'ultimo picco visibile sul segnale, corrispondente alla struttura diaframma-peritoneo, e a ritroso cercare il picco successivo corrispondente alla struttura pleura-diaframma.

1.3. Ecografia del diaframma: misura dello spessore

L'ecografia del diaframma è una metodica relativamente diffusa in ambiente accademico e di ricerca. Il fine ultimo di questi studi è quello di identificare dei parametri caratteristici, come ad esempio lo spessore del diaframma, che siano in grado di spiegare l'insorgenza e l'evoluzione di alcune patologie respiratorie. Dal nostro punto di vista riveste particolare importanza il primo aspetto di ricerca e cioè lo sviluppo di un sistema automatizzato in grado di misurare con buona accuratezza un particolare parametro fisico del diaframma: lo spessore. Nel seguito verranno presi in considerazione due articoli scientifici quadro del settore, rappresentativi dello stato dell'arte attuale, prestando maggiore attenzione alle metodiche di misura dello spessore del diaframma in essi implementati.

1.3.1 Misura dello spessore del diaframma attraverso B-Mode

In un lavoro di Ueki et al. (1995) i cambiamenti nello spessore del diaframma sono stati studiati attraverso la tecnica ecografica B-Mode su soggetti sani in posizione seduta. Una sonda ad alta risoluzione sull'ordine dei 7.5 MHz è stata posizionata perpendicolarmente alla destra della gabbia toracica all'interno di uno spazio intercostale compreso fra la nona e la decima costa. Il bordo inferiore del seno costo frenico è stato facilmente identificato grazie alla presenza degli artefatti generati dal tessuto polmonare che, contenendo aria, provoca riflessione del fascio ultrasonico. Il diaframma invece è individuato e definito da due linee parallele altamente luminose che rappresentano rispettivamente la membrana pleurica e quella peritoneale (figura 1.13).

Una sonda ad alta risoluzione, come quella utilizzata dagli autori dell'articolo, mostra una certa discontinuità all'interno del tessuto muscolare del diaframma. Questa discontinuità è dovuta alla presenza di linee lievemente luminose causate dal tessuto connettivo e dai capillari che corrono parallelamente alle fibre muscolari.

La misura dello spessore del diaframma è stata effettuata a partire dalle immagini ecografiche B-Mode prendendo come punti di riferimento le zone centrali (in generale il centro) delle linee peritoneale e pleurica (figura 1.13). La più piccola distanza che può essere misurata attraverso questa metodica è di 0.3 mm considerevolmente meno dello spessore normale del diaframma in condizioni rilassate. Risulta evidente, in questo primo articolo esaminato, che gli autori ricorrono ad misura diretta sull'immagine ecografica per

stimare lo spessore del diaframma; in particolare prendono come riferimento la membrana pleurica e quella peritoneale definendo come punti di misura il centro delle due linee risultanti dall'esame ecografico. Come illustrato precedentemente, nella parte teorica del capitolo, la scelta di usare come riferimenti la membrana pleurica e quella peritoneale è da ricercarsi nel fatto che esiste una notevole differenza di impedenza acustica tra il tessuto muscolare e le due membrane, questo permette l'identificazione delle due delimitazioni laterali del diaframma è quindi una misura del suo spessore servendosi delle membrane come punti di riferimento altamente visibili nelle immagini ecografiche.

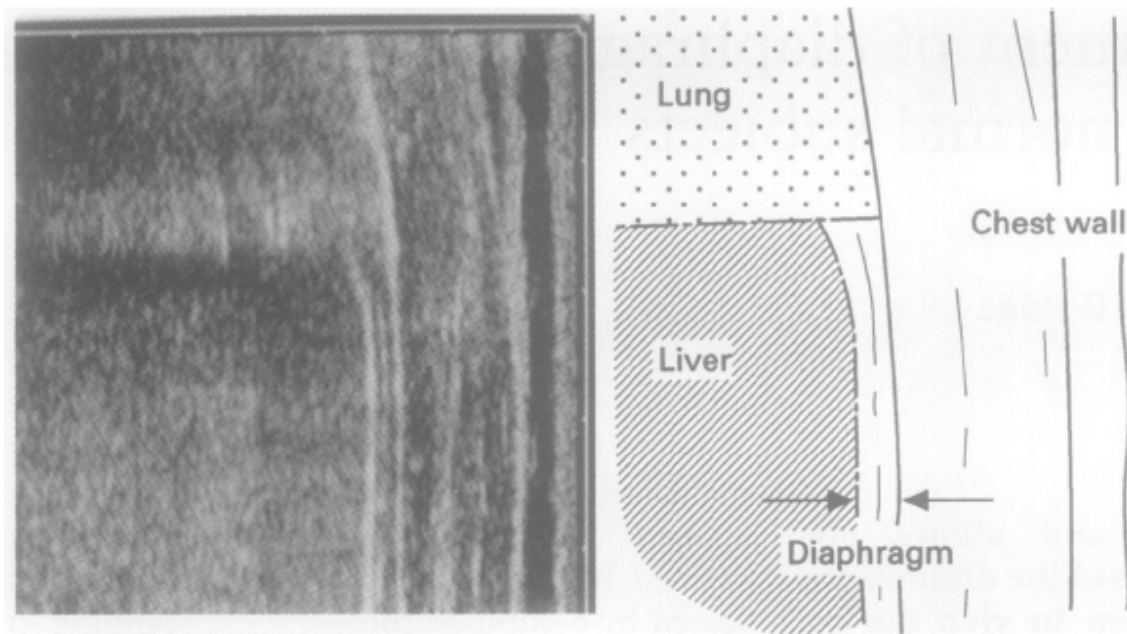


Figura 1.13. Vista del diaframma attraverso esame ecografico con sonda posizionata nella zona di apposizione definita dagli autori dell'articolo. Il diaframma è compreso tra le due frecce indicate. (Ueki et al, 1995).

1.3.2 Misura dello spessore del diaframma attraverso M-Mode

In un lavoro di Wait et al. (1989) si fa ricorso ad una sonda ultrasonica da 15 MHz con l'obiettivo d'avere immagini di maggiore qualità e precisione. Inoltre la sonda utilizzata ha un diametro ben definito in grado di inserirsi facilmente nelle cavità intercostali in fase di acquisizione dell'immagine ecografica. Anche in questo caso la misura dello spessore del diaframma viene eseguita su soggetti volontari in posizione seduta. Per identificare lo spessore del diaframma si posiziona la sonda ecografica sulla destra della gabbia toracica tra la nona e la decima costa dirigendo il fascio ultrasonico perpendicolarmente al diaframma come mostrato in figura 1.14, andando ad identificare, come avveniva già nel precedente articolo, la membrana pleurica e quella peritoneale che, delimitano il tessuto muscolare del diaframma. In questo caso, a differenza del precedente articolo, si ricorre alla registrazione del tracciato M-Mode per identificare lo spessore del diaframma. La distanza tra le due linee del tracciato registrato, che identificano la membrana pleurica e peritoneale, rappresentano quindi lo spessore del diaframma. Sostanzialmente quindi la metodica di calcolo dello spessore del diaframma si basa in modo analogo sullo stesso principio dell'articolo precedente ma, fa ricorso al tracciato M-Mode; a questo proposito per rendere la misura più precisa gli autori fanno uso di una sonda a maggiore frequenza di stimolazione per riuscire ad identificare in modo più semplice e con accuratezza le due linee ecografiche rappresentative della pleura e del peritoneo.

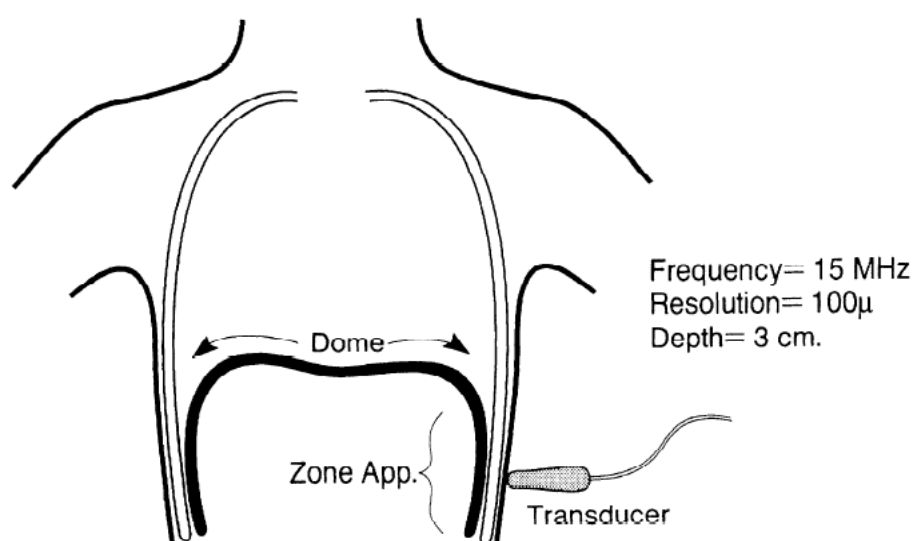


Figura 1.14. Diagramma del posizionamento del trasduttore nella zona di apposizione. (Wait et al, 1989).

1.3.3 Considerazioni sullo stato dell'arte

Gli ultrasuoni sono un nuovo e promettente approccio nello studio del diaframma. E' una tecnica particolarmente attraente in quanto non invasiva, utilizzabile in pazienti allettati, non produce radiazioni ionizzanti e distingue correttamente ed in modo efficace il diaframma dalle strutture adiacenti siano essi tessuti molli che fluidi. L'ecografia può essere applicata per studiare il diaframma in termini di struttura, configurazione e movimento in condizioni normali o patologiche. Gli ultrasuoni possono permetterci di estendere gli studi sui meccanismi alla base dei muscoli del sistema respiratorio e comprendere quali siano i determinanti biologici alla base delle modifiche strutturali del diaframma in caso di malattia. I due articoli esaminati mettono in luce come la metodica oggi largamente diffusa per stimare lo spessore del diaframma si basi sull'analisi dell'immagine ecografica sia essa B-Mode od M-Mode. La scelta di andare ad effettuare una misura direttamente sull'immagine è da ricercarsi nell'oggettiva difficoltà di poter agire sul segnale eco rappresentativo dell'immagine analizzata. Il segnale eco per sua natura possiede frequenza elevatissima (sull'ordine delle RF) ed è per questo motivo che risulta difficile acquisirlo ed operare delle misure direttamente su di esso. L'immagine ecografica invece consente d'effettuare facilmente le misure di interesse ma essendo il frutto di un'elaborazione del segnale eco risulta avere un minor contenuto informativo che si traduce in una minor precisione della misura, inoltre, la corretta lettura ed interpretazione del risultato mostrato dall'immagine ecografica necessita la costante presenza di un soggetto altamente specializzato che monitori in continuazione i dati acquisiti. E' proprio in questo contesto che si inserisce lo sviluppo di un nuovo sistema automatizzato e basato sull'analisi del segnale eco. La realizzazione di un dispositivo in grado di acquisire direttamente il segnale ecografico generato dagli elementi piezoelettrici dell'ecografo permette di misurare in modo più accurato lo spessore del diaframma andando ad esaminare direttamente la distanza che intercorre tra i vari picchi del segnale stesso, rappresentativi delle variazioni di impedenza acustica del tessuto attraversato. L'implementazione successiva di un algoritmo in grado di identificare i picchi significativi del segnale acquisito e misurarne la distanza in termini spaziali, rappresenta la seconda fase di un progetto volto all'automazione, precisione ed efficacia della misura dello spessore del diaframma. Nel successivo capitolo verranno mostrati i passaggi fondamentali che hanno portato alla realizzazione fisica del sistema di acquisizione ad alta frequenza

(HErmes) e lo sviluppo dell'algoritmo che opera sul segnale ecografico acquisito. Il dispositivo ha come obiettivo quello di essere un nuovo strumento di misura ed analisi dei dati di maggiore precisione e qualità rispetto al gold standard vigente che fa leva sull'uso esclusivo e sistematico dell'immagine ecografica.

1.4. Scopo della tesi

Lo scopo di questo lavoro di tesi è quello di sviluppare un sistema di misura non invasiva e il più oggettiva possibile dello spessore del muscolo diaframmatico e di validarlo. La metodologia più appropriata è quella di utilizzare un fascio ultrasonico e di studiarne gli echi di ritorno per riconoscere la struttura anatomica del diaframma in modo da calcolarne lo spessore. Il raggiungimento di questo obiettivo prevede lo sviluppo di hardware e software dedicati. Per quanto riguarda l'aspetto hardware, il dover lavorare con segnali ad alta frequenza come quelli ecografici, ha richiesto la progettazione e realizzazione di un acquirente RF (HErmes) che fosse in grado di digitalizzare ed inviare in streaming al PC i segnali ecografici provenienti da un ecografo. Sul fronte software, si sono dovute progettare delle interfacce di acquisizione dei segnali ecografici e un algoritmo automatico in grado di determinare lo spessore del diaframma. Dal punto di vista sperimentale si sono effettuate misure per la validazione e misure preliminari in vivo. In figura 1.15 segue uno schema riassuntivo del percorso effettuato per il raggiungimento dell'obiettivo del lavoro di tesi.

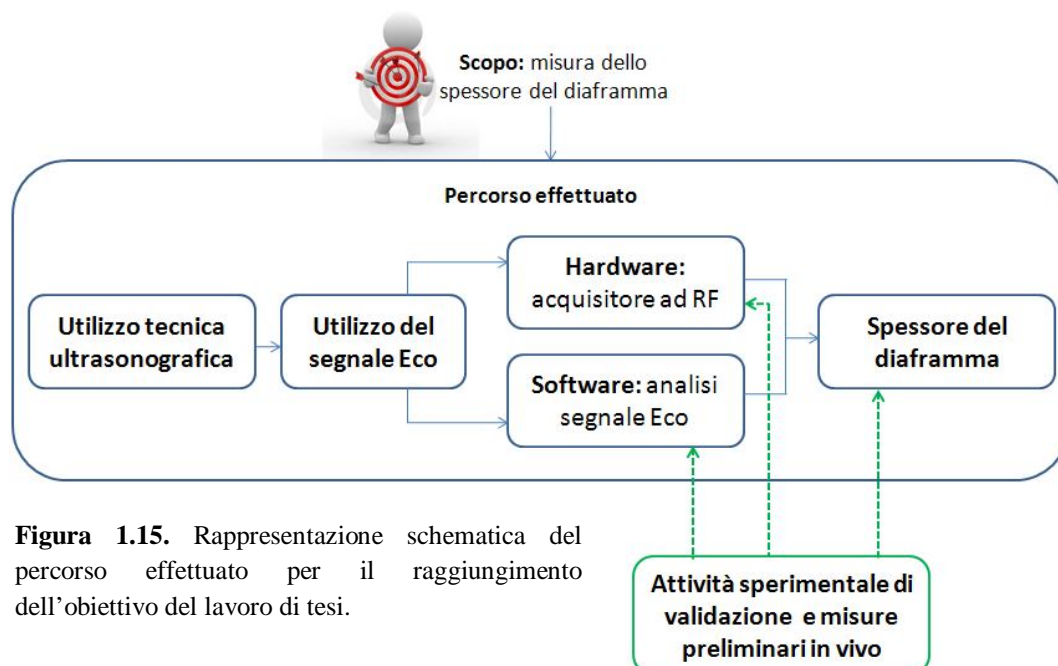


Figura 1.15. Rappresentazione schematica del percorso effettuato per il raggiungimento dell'obiettivo del lavoro di tesi.

Capitolo 2

Materiali e Metodi:

Progettazione scheda di acquisizione

I segnali ecografici sono sempre stati acquisiti ed utilizzati esclusivamente dall'apparecchio ecografico senza che vi fosse la possibilità che venissero acquisiti esternamente da altri dispositivi in grado di digitalizzarli e renderli disponibili ad un calcolatore per una successiva analisi ed immagazzinamento. La difficoltà maggiore è quella legata alle elevate frequenze che caratterizzano i segnali in questione. Infatti, trattandosi di segnali a RF è necessario un campionamento appropriato ed una velocità di trasmissione dati in grado di comunicare l'informazione in modo completo e rapido. Scopo di questo secondo capitolo è quello di illustrare come è stato possibile realizzare un dispositivo in grado di digitalizzare il segnale ecografico ed inviarlo real-time ad un PC. I requisiti ulteriori del dispositivo che lo differenziano da altri prodotti già in commercio riguardano le dimensioni ridotte, il basso costo, la versatilità di utilizzo e la capacità di trasmissione dati in streaming e non attraverso screenshot statici. Si tiene a sottolineare come non esista ad oggi un prodotto analogo sul mercato con queste prestazioni e caratteristiche. Avendo analizzato i segnali disponibili provenienti dall'ecografo è risultata evidente la necessità di acquisire il segnale Eco, più ricco di informazioni, rispetto al segnale Inviluppo. Infatti, quest'ultimo sarebbe stato molto più semplice da digitalizzare, dato il suo contenuto in frequenza più basso, ma il contenuto informativo era decisamente troppo ridotto e degradato per i nostri scopi. A questo punto, con l'obiettivo di campionare un segnale che arrivi nel range delle radio-frequenze, si è optato per la progettazione di un dispositivo elettronico, chiamato HERmes, che prevede l'implementazione di tre blocchi principali: Front-End analogico, campionamento del segnale tramite ADC ad alta frequenza di campionamento e invio dati a PC tramite USB Hi-Speed. Il primo blocco consente l'amplificazione o riduzione del segnale Eco in ingresso con successivo posizionamento nel range ottimo per sfruttare al massimo la dinamica dell'ADC. Per quanto riguarda il campionamento si è scelto di utilizzare un convertitore analogico-digitale con frequenza massima di campionamento ben al di sopra di quella necessaria a

garantire il corretto campionamento del segnale Eco in modo da avere la possibilità di convertire anche generici segnali con una frequenza massima pari a 30 MHz. Infine, l'ultimo blocco è stato implementato utilizzando un integrato che consente la ricezione del dato campionato dall'ADC e il suo invio tramite USB Hi-Speed ad un PC che, attraverso un'interfaccia utente creata col software LabVIEW, consente il settaggio della scheda d'acquisizione progettata, la visualizzazione e il salvataggio del segnale campionato. Anche il segnale Sych è stato utilizzato nella progettazione di HERmes: essendo paragonabile ad un clock digitale a 1 kHz costituirà un input della scheda per la sincronizzazione delle operazioni di acquisizione. Nel seguito verranno prese in considerazione tutte le singole componenti progettate e le relative specifiche.

2.1. Analisi dei segnali

Per riuscire a determinare quali fossero le specifiche necessarie per la realizzazione del dispositivo e le migliori strategie da implementare è stato necessario un'analisi dei segnali a disposizione provenienti dall'ecografo. Nel caso in questione l'ecografo utilizzato è un Esaote Europe PICUS. Dato che i segnali d'interesse sarebbero il risultato dell'utilizzo di una sonda puntiforme in modalità A-Mode, abbiamo simulato il trasduttore, di cui non eravamo in possesso, utilizzando l'apparecchio in modalità M-Mode. Infatti, in questa modalità si attiva un solo cristallo della sonda, quello centrale, e il segnale in uscita riguarderà il cammino di una singola onda ultrasonica come se fossimo in modalità A-Mode con una sonda monocristallo. In conclusione è stato possibile estrarre tre segnali analogici significativi: Eco, Inviluppo e Synchron. Per riuscire a dimensionare correttamente i componenti elettronici e le modalità di acquisizione è fondamentale sapere tutti i parametri che caratterizzano questi segnali che rappresenteranno gli input del sistema da progettare. Di seguito ed in figura 2.1 si riporta il setup sperimentale per l'acquisizione dei segnali:

PICUS:	Oscilloscopio OWON:
Sonda: Lineare a 8MHz	Frequenza di campionamento: 25 MHz
Modalità: M-Mode	Numero campioni acquisiti: 2500
Frequenza invio impulso: 7.5 MHz	
Profondità range scelto: 5 cm	

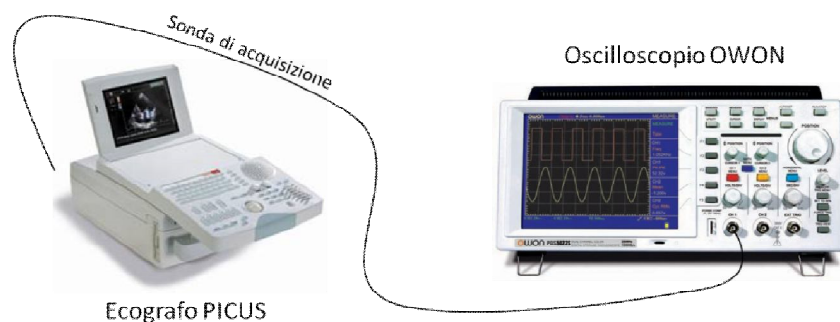


Figura 2.1. Setup sperimentale per l'analisi dei segnali.

Si passerà ora ad un'analisi dei tre segnali acquisiti.

2.1.1 Eco

Il segnale Eco consiste nella ricezione e trasduzione, da parte della sonda, di un'onda ultrasonica composta dalle onde riflesse dai vari tessuti incontrati durante il cammino dell'impulso ultrasonico iniziale. Infatti, i vari tessuti con differenti impedenze acustiche causano la riflessione di una parte dell'onda incidente determinandone il suo ritorno verso il trasduttore. Questo segnale di "ritorno" porterà quindi con sé informazioni riguardo al passaggio attraverso vari tessuti definendone la loro posizione nello spazio percorso dall'onda incidente. I picchi visibili corrispondono ad un'interfaccia con impedenza acustica diversa dalla precedente, quindi alla presenza di un tessuto diverso. Per misurare le caratteristiche di questo segnale abbiamo utilizzato un oscilloscopio che prevedeva la possibilità di salvare una finestra di acquisizione di un canale composta da 2500 campioni con una frequenza di campionamento di 25 MHz. Questa frequenza di campionamento è stata scelta in modo da essere sicuri di campionare correttamente un segnale che è stato generato in andata a 7.5 MHz dalla sonda ecografica e che quindi in ritorno non potrà superare tale valore.

Dalle misurazioni fatte con l'oscilloscopio e dall'applicazione del FFT sul segnale tramite l'utilizzo del software MATLAB abbiamo ricavato le seguenti caratteristiche del segnale Eco visibile da figura 2.2:

$$V_{p-p} = 2.4 \text{ V}$$

$$V_{\max} = 1.2 \text{ V}$$

$$V_{\min} = -1.2 \text{ V}$$

$$f_{\max} = 7.5 \text{ MHz}$$

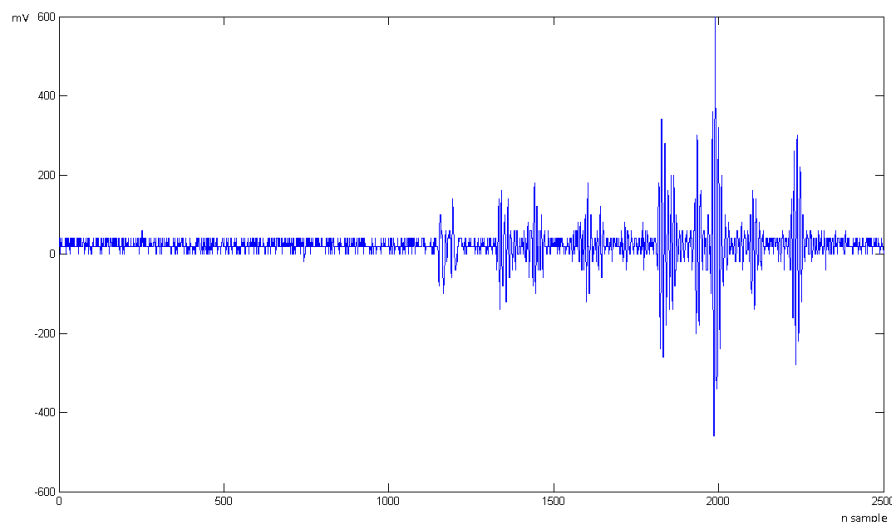


Figura 2.2. Acquisizione segnale Eco.

2.1.2 Inviluppo

Il segnale Inviluppo non è nient'altro che il segnale Eco manipolato, come mostrato in figura 2.3 attraverso appositi circuiti elettronici in modo tale da renderlo visibile in modo corretto su di uno schermo. E' chiaro che il suo contenuto informativo sarà legato alla capacità di manifestare su monitor una variazione di luminosità su scala di grigi, perdendo di conseguenza parte dell'informazione iniziale. Si tratta quindi di un'ottimizzazione distruttiva del segnale Eco per aumentare la percezione visiva dell'utente su uno schermo. Risulta difficile, osservando la forma del segnale, riconoscere variazioni di impedenze acustiche incontrate dall'impulso ultrasonico dato che la sua forma d'onda è funzionale alla rappresentazione dei livelli di grigio di un'immagine. Dalle misurazioni fatte con l'oscilloscopio e dall'applicazione del FFT sul segnale tramite l'utilizzo del software MATLAB abbiamo ricavato le seguenti caratteristiche del segnale Inviluppo:

$$V_{p-p} = 2.4 \text{ V}$$

$$V_{\max} = 2.4 \text{ V}$$

$$V_{\min} = 0 \text{ V}$$

$$f_{\max} = 300 \text{ kHz}$$

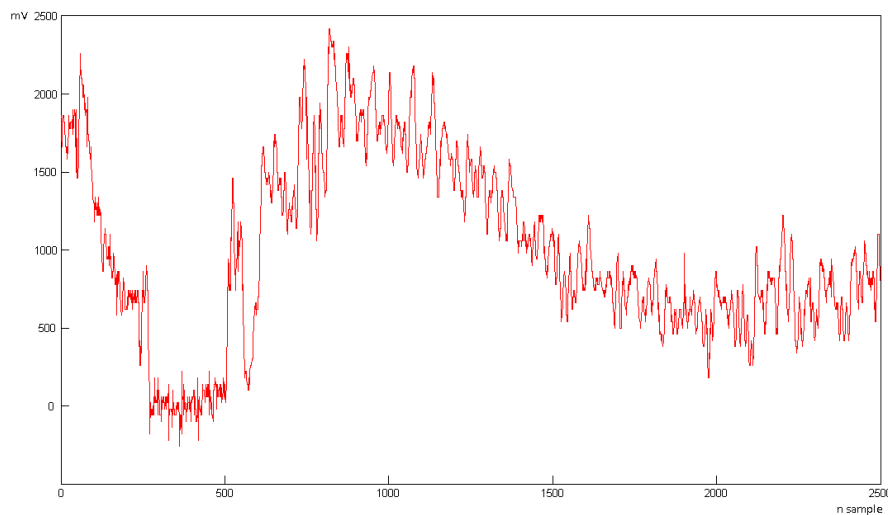


Figura 2.3. Acquisizione segnale Inviluppo.

E' evidente come il contenuto in frequenza di questo segnale sia molto più basso rispetto al precedente, avendo il vantaggio di essere più facilmente digitalizzabile ma di contro portando con sé minor contenuto informativo dovuto alle elaborazioni per la sua visualizzazione. Per questo motivo punteremo l'attenzione non su di lui ma sull'Eco.

2.1.3 Synch

Ogni impulso ultrasonico mandato dalla sonda è sincronizzato con un segnale di Synch che determina l'istante di tempo in cui il trasduttore deve generare l'onda e l'istante in cui deve mettersi in modalità di ricezione degli echi di ritorno. Il segnale Synch, mostrato in figura 2.4, è un'onda quadra positiva e che in corrispondenza del rising genera l'invio dell'impulso ultrasonico ad alta frequenza. Definendo T_h il tempo in cui l'onda quadra è positiva, dopo $2T_h$ si riscontra l'istante in cui si comincia a ricevere il segnale Eco. La frequenza con cui si presenta l'onda quadra del Synch corrisponderà quindi alla frequenza di invio e ricezione degli impulsi ultrasonici. Dalle misurazioni fatte con l'oscilloscopio abbiamo ricavato le seguenti caratteristiche del segnale Synch:

$$V_{p-p} = 5 \text{ V}$$

$$V_{\max} = 5 \text{ V}$$

$$V_{\min} = 0 \text{ V}$$

$$F_{\text{rising}} = 1 \text{ kHz}$$

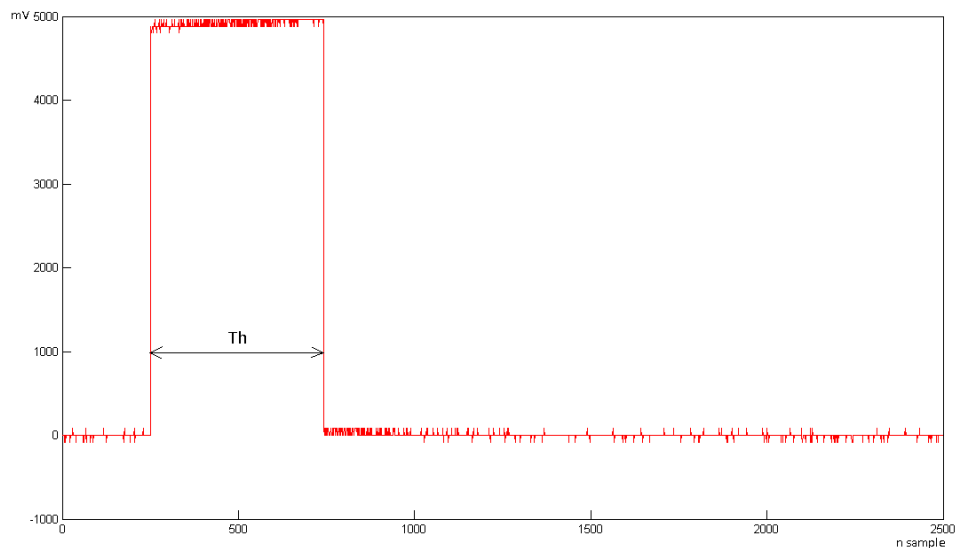


Figura X. Acquisizione segnale Synch.

L'uso del Synch in fase d'acquisizione ci permetterà, come vedremo successivamente, di finestrare in modo corretto il segnale Eco che andremo a digitalizzare, consentendoci quindi una più efficace e veloce analisi del segnale.

2.2. HErmes: Hardware

Hermes è un dispositivo in grado di campionare, digitalizzare ed inviare tramite canale USB un segnale ad altissima frequenza sull'ordine dei 30 MHz. Come riportato nello schema a blocchi di figura 2.5 il dispositivo consta di un Front-End Analogico per il trattamento del segnale Eco, un convertitore analogico digitale ad altissima frequenza per il campionamento e la digitalizzazione del segnale, un blocco di comunicazione in cui servendosi di un apposito modulo e resa possibile la trasmissione dei dati ad altissima velocità sul canale USB High Speed ed infine un software di interfaccia realizzato con LabVIEW per il controllo del dispositivo.

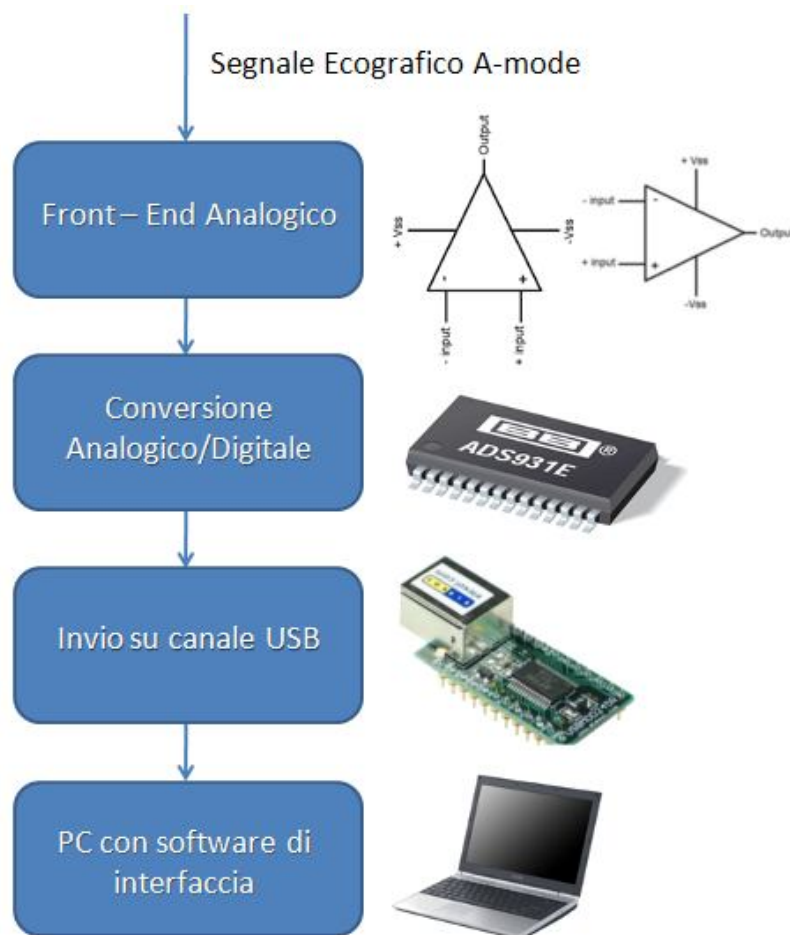
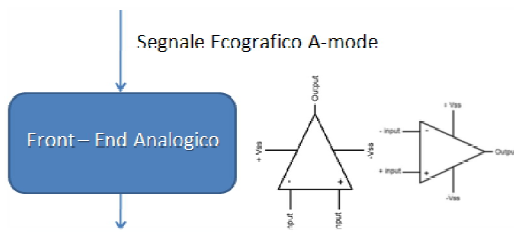


Figura 2.5. Schema a blocchi di HErmes Hardware.

2.2.1 Front-End Analogico



La progettazione del Front-End Analogico prevede il trattamento del segnale Eco in ingresso in maniera tale che sia nella forma corretta per essere successivamente acquisito, convertito in segnale digitale da parte dell'ADC

ed inviato al sistema di elaborazione rappresentato dal PC attraverso il quale effettuare misure ed analisi del segnale.

Il Front-End risulta essere composto essenzialmente da tre fasi:

- Attenuazione/Amplificazione del segnale di ingresso;
- Scelta delle frequenze di taglio desiderate;
- Off-set della linea di base per sfruttare la dinamica dell'ADC.

Attenuazione/Amplificazione del segnale di ingresso

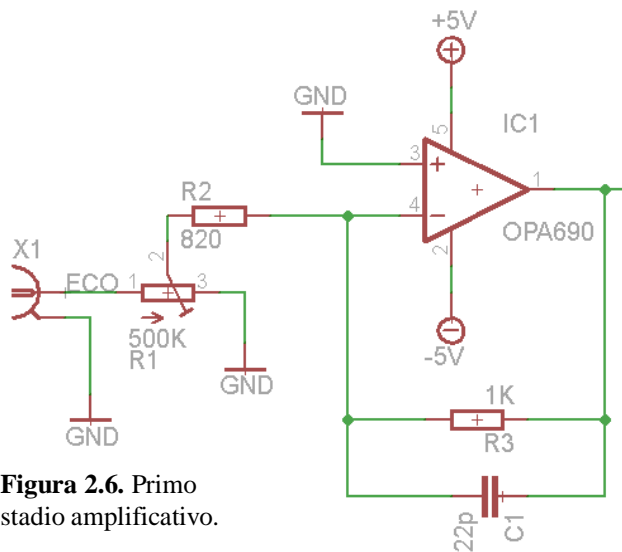


Figura 2.6. Primo stadio amplificativo.

Il primo passaggio che il segnale Eco in ingresso subisce è rappresentato nello schematico di figura 2.6 in cui attraverso un amplificatore operazionale OPA690, con banda passante di 500 MHz, viene effettuata un'amplificazione o attenuazione in relazione al valore assunto dal potenziometro R1. La relazione che definisce il valore del

guadagno dello stadio amplificativo invertente è la seguente:

$$G = - \frac{R3}{R1 + R2}$$

Se il potenziometro ha valore nullo il guadagno G avrà valore: -1.22;

Se il potenziometro ha valore massimo il guadagno G avrà valore: -0.002.

Questo mostra come in funzione del valore del potenziometro il segnale Eco sarà amplificato o attenuato. L'introduzione di questo primo stadio riveste particolare importanza nell'ottenere un segnale che sia il più possibile compreso all'interno del range dinamico del convertitore analogico digitale. Da notare come l'operazionale sia alimentato tra i +5V ed i -5V, questo accorgimento è legato al fatto che il segnale Eco in ingresso assume valori sia positivi che negativi.

La generazione della tensione negativa di -5V è il risultato dell'utilizzo di una pompa di carica. L'integrato TC1121 si occupa di tale funzionalità: a partire da una tensione nominale di +5V è in grado di erogare una tensione del medesimo valore ma negativa. In figura 2.7 è riportato lo schematico relativo alla corretta configurazione della pompa di carica in cui i condensatori servono per garantire il corretto valore delle tensioni.

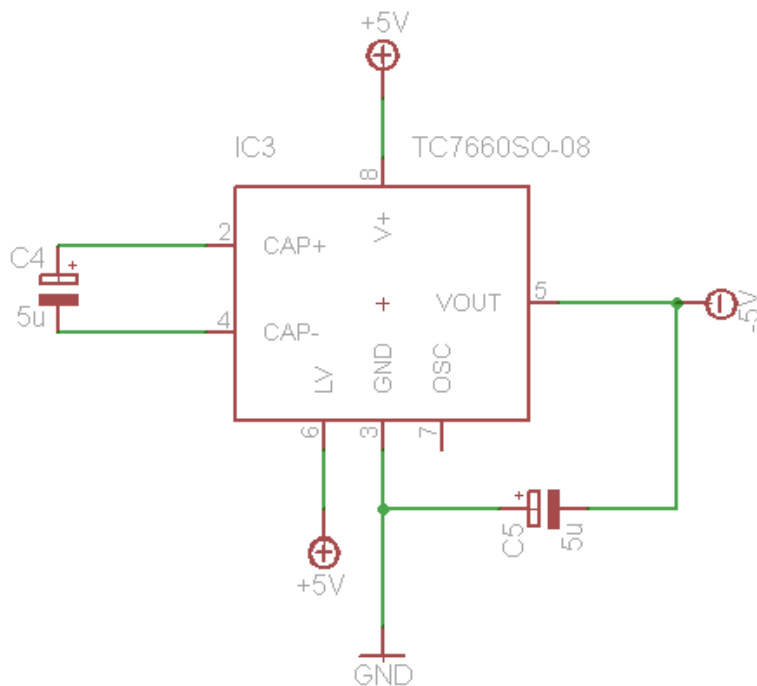


Figura 2.7. Configurazione della pompa di carica.

Scelta delle frequenze di taglio desiderate

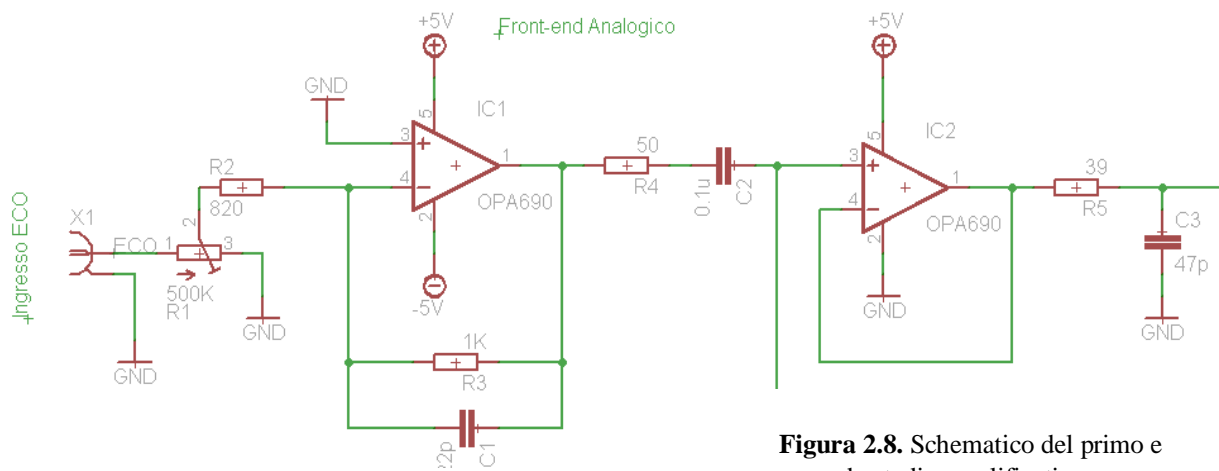


Figura 2.8. Schematico del primo e secondo stadio amplificativo.

Facendo riferimento allo schematico di figura 2.8 si noterà la presenza nell’anello di retroazione del condensatore C1 che si comporta come filtro anti-aliasing. In particolare la frequenza di taglio F_{c1} , come riportato in figura 2.9, avrà valore:

$$F_{c1} = \frac{1}{2\pi R3 C1} = 7.23 \text{ MHz}$$

Definendo questo valore di frequenza di taglio siamo sicuri di andare ad agire esclusivamente sul segnale Eco di interesse questo perché l’ecografo emette segnali a 7.5 MHz.

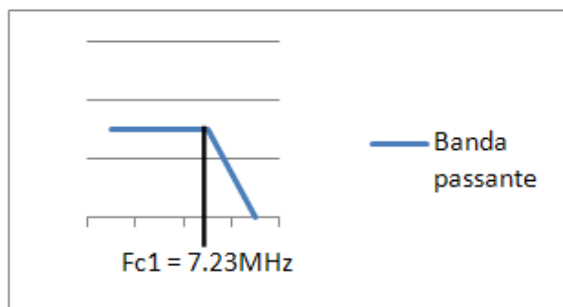


Figura 2.9. Banda passante del primo stadio amplificativo.

Un ulteriore filtraggio passa – basso, ben visibile sempre da figura 2.8, è operato da parte del condensatore C3. Questo filtraggio ha come obiettivo quello di limitare i disturbi ad altissima frequenza oltre il limite di campionamento dell'ADC quali possono essere ad esempio quelli indotti da parte di apparecchiature telefoniche cellulari. Il valore della sua frequenza di taglio F_{c3} come riportato in figura 2.10 è:

$$F_{c3} = \frac{1}{2\pi R5 C3} = 86.87 \text{ MHz}$$

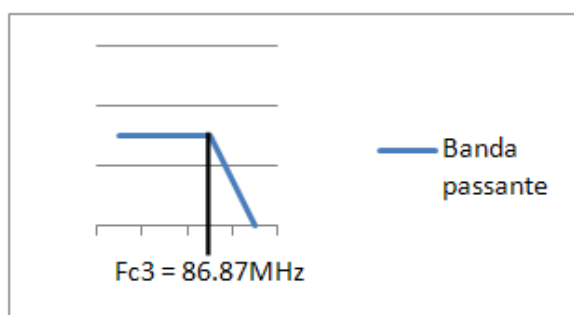


Figura 2.10. Filtro passa – basso precedente all'ingresso nell'ADC con riferimento a C3.

Off-set della linea di base per sfruttare la dinamica dell'ADC

La necessità di spostare la linea di base del segnale prima di farlo campionare dall'ADC ha come finalità quella di sfruttare al massimo la dinamica dell'ADC stesso. In particolare si è deciso di aggiungere al segnale un valore pari a 2.5 V. Facendo riferimento all'immagine di figura 2.11 questo valore di tensione è ottenibile mediante l'uso di una particolare configurazione del convertitore analogico digitale che provvederà a fornire in uscita ai suoi piedini REFB e REFT rispettivamente i valori di tensione di 3 V e 2 V. Mediante il partitore di tensione operato dalle resistenze R6 e R7 avremo la presenza, sul piedino positivo del secondo stadio amplificativo, di una tensione di 2.5 V che si andrà a sommare al segnale in ingresso, facendo in questo modo spostare la linea di base.

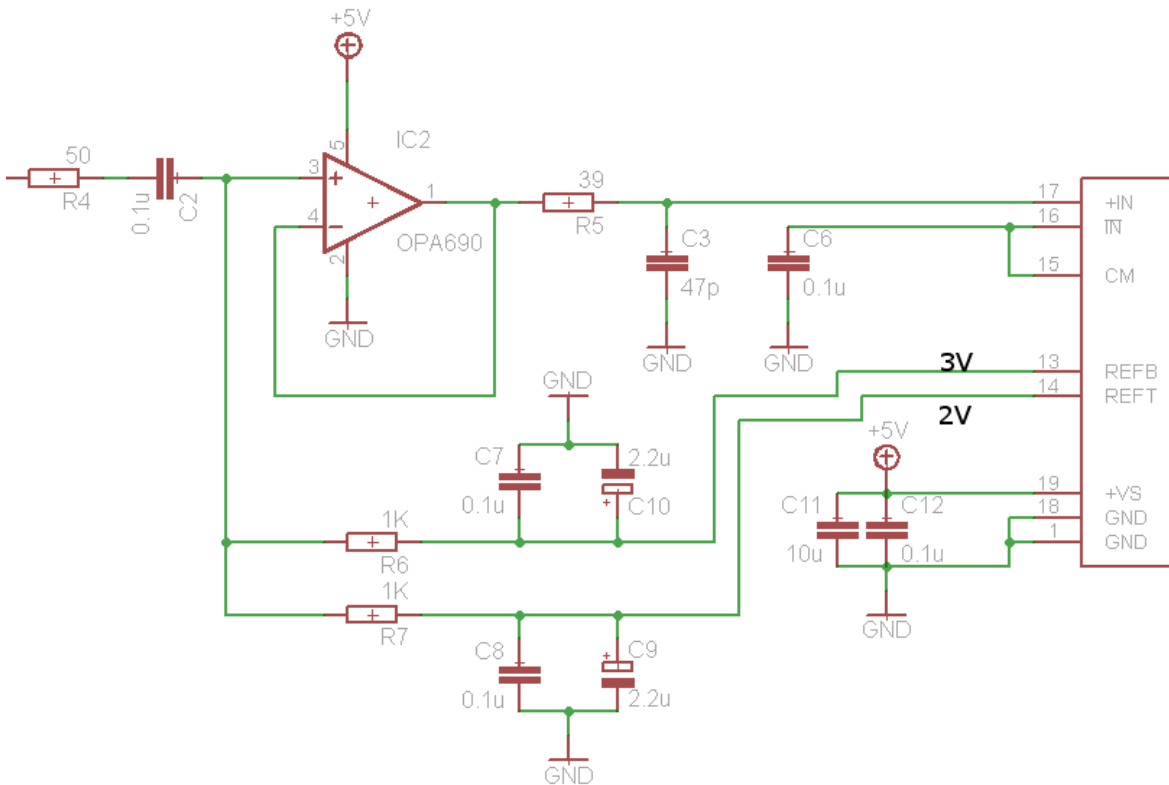


Figura 2.11. Aggiunta off-set sul secondo stadio amplificativo.

2.2.2 Conversione Analogico Digitale



La conversione analogico digitale è il primo elemento cruciale del dispositivo. Sono necessari elevati valori di campionamento affinché il segnale venga acquisito correttamente non perdendo

nulla del contenuto informativo che porta con sé e sul quale verranno basate le successive analisi. La digitalizzazione del segnale richiede due livelli di progettazione strettamente correlati:

- Gestione del segnale di clock;
- Setting dell'ADS831E;

Gestione del segnale di clock

Il clock è il segnale alla base del campionamento dell'ADC. Il suo valore è di 60 MHz e proviene dal modulo di comunicazione USB che in una particolare condizione impostabile via EEPROM è in grado di erogarlo. L'ADC opererà quindi un campionamento a 60 MHz sfruttando il segnale di clock generato dal modulo USB. In particolare il segnale di clock proveniente dal modulo USB non verrà utilizzato in modo diretto ma sarà prima trattato mediante logica combinatoria affinché si presenti in contro – fase rispetto a quello originale, questo per evitare che il modulo di comunicazione invii il dato che in realtà non è ancora stato acquisito correttamente sul fronte di salita del clock da parte dell'ADC.

Segue, riportato in figura 2.12, una rappresentazione schematica dei segnali:

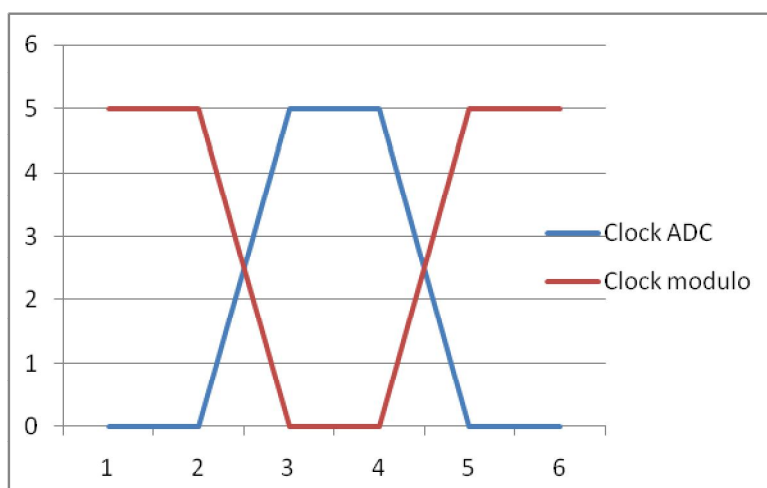


Figura 2.12. Analisi del clock.

Il segnale viene acquisito dall'ADC sul fronte di salita del clock (blu) e viene mantenuto in uscita all'ADC fino al successivo fronte di salita. Si noter  che nel frattempo il segnale di clock del modulo USB (rosso), che serve a sincronizzare l'invio dei dati,   basso mentre l'ADC acquisisce, questo ci consente di essere sicuri che nessun dato scorretto o incompleto verr  inviato sul canale USB in questo istante. Successivamente quando il segnale   stato acquisito ed il clock dell'ADC   sul fronte di discesa quello del modulo USB sta salendo e quindi provveder  all'invio del dato che era stato precedentemente acquisito.

Un altro accorgimento nella gestione del clock sta nella creazione di una finestra di ascolto del segnale Eco cio  l'effettuare il campionamento a seguito del presentarsi del Synch generato dall'ecografo. Questo accorgimento ci consente di ricevere un pacchetto che contiene esclusivamente i dati di nostro interesse quindi quelli relativi agli eco misurati. In questa maniera il canale USB sar  utilizzato in modo pi  pratico e razionalizzato e ci permetter  in fase di elaborazione con il PC di riconoscere la stringa di interesse ed applicarvi gli algoritmi necessari per estrarne i dati ricercati. Per realizzare questo accorgimento si   realizzato un meccanismo di elaborazione a porte logiche che al presentarsi del segnale di Synch blocca il clock provocando l'arresto del campionamento da parte dell'ADC   quindi la lettura in uscita di un dato costante che servir , una volta inviato, come riferimento per la lettura della stringa esatta e di conseguenza per l'elaborazione dei dati in essa contenuti. Da puntualizzare che il tipo di porta logica utilizzata   altamente specifico in quanto possiede caratteristiche in frequenza tali da garantire il corretto modo di operare sul segnale di clock a 60 MHz ed ha un tempo di commutazione molto limitato. In particolare la porta logica implementata appartiene alla famiglia delle SN74AS00 che lavorano correttamente con segnali con frequenza fino ai 200 MHz ed hanno un tempo di propagazione di 3 ns: valori ottimali per l'operativit  del dispositivo. Di seguito, in figura 2.13, riportiamo la configurazione a porte logiche progettata e le relative tabella di verit  che mostra come il clock per l'ADC venga sfasato rispetto all'originale e come al presentarsi del Synch il clock venga arrestato impedendo un ulteriore campionamento:

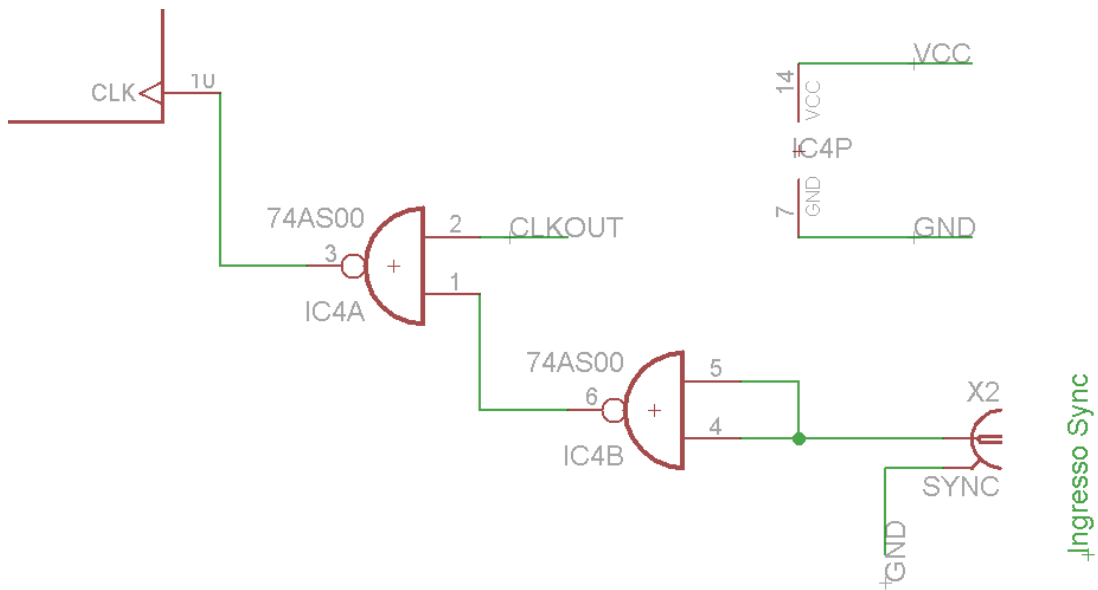


Figura 2.13. Schema del circuito a porte logiche per la gestione del clock.

Tabella di verità Nand		
A	B	Y
0	0	1
0	1	1
1	0	1
1	1	0

Rappresentazione della tabella delle verità di una generica porta NAND

Tabella di verità IC4B		
A	B	Y
0	0	1
1	1	0

A e B rappresentano entrambi lo stesso segnale in ingresso ad IC4B (vedi figura 17).

Tabella di verità IC4A		
C	D	Y
0	0	1
0	1	1
1	0	1
1	1	0

Se il segnale Synch (A e B) è alto il valore di C sarà basso e quindi l'uscita di IC4A sarà sempre alta forzando l'ADC a mantenere costante in uscita il valore campionato come mostrato dal riquadro **blu**. Se invece il segnale di Synch (A e B) è basso il valore di C sarà alto quindi l'uscita di IC4A dipenderà solo dal valore del clock come evidente dal riquadro **rosso** si noti l'inversione del valore.

A(4), B(5) e C(6 e 2) rappresentano rispettivamente gli ingressi e l'uscita della porta IC4B.

D(2) ed Y(3) rappresentano rispettivamente il CLKOUT in ingresso alla porta IC4A e l'uscita della medesima porta IC4A.

Setting dell'ADS831E

Avendo la necessità di campionare un segnale con contenuto in frequenza massima pari a 7.5 MHz, si è dovuto scegliere un ADC ad alta velocità di campionamento quale l'ADS831E della Burr-Brown con architettura di conversione pipeline.

Seguono le specifiche principali del convertitore:

Frequenza di campionamento $f_s = 80$ MHz (ingresso CLK);

Campionamento a 8bit;

Input Range programmabile: $1 V_{p-p}/2 V_{p-p}$;

Possibilità di Reference interna o esterna;

Si è deciso di configurare l'ADC in modo da utilizzare un Input Range di $2 V_{p-p}$ con Reference Interna tra 1.5 V e 3.5 V. Questa modalità permette di utilizzare i piedini REFB e REFT, che erogano rispettivamente 2 V e 3 V, per aggiungere un offset pari a 2.5 V al segnale in ingresso in modo da centrarlo all'interno della dinamica del convertitore analogico-digitale come precedentemente illustrato. La logica dei bit di conversione in uscita è stata posta a 3.3 V. Segue, in figura 2.14 la schematizzazione circuitale dell'ADC831E con il relativo setting dei piedini.

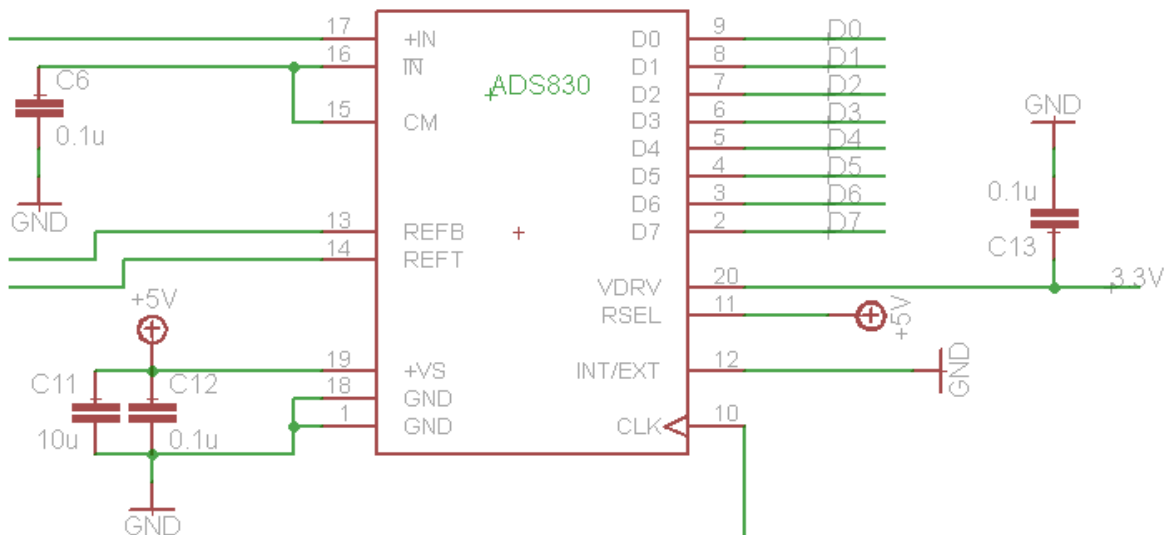


Figura 2.14. Configurazione dell'ADS831E.

2.2.3 Invio su canale USB



Dopo aver acquisito il segnale di interesse è necessario inviarlo al computer per la visualizzazione ed elaborazione. E' tra questi due eventi che si inserisce il blocco riguardante l'invio del dato sul canale

USB. Il canale USB ha elevata velocità e capacità, quindi consente l'invio di grandi quantità di dati in tempi brevissimi: capacità utilissima dato che la trasmissione dei dati deve avvenire in streaming.

Il componente deputato allo svolgimento di questo compito cioè l'instradamento del dato sul canale USB è il Mini Module FT2232H che verrà di seguito illustrato.

Mini Module FT2232H



Il mini modulo è una scheda che integra la capacità di conversione di comunicazione da seriale a USB sfruttando il chip FT2232H della FTDI che permette l'utilizzo del protocollo USB 2.0 Hi-Speed da 480Mb/s. Inoltre l'integrato, tramite scrittura della EEPROM integrata sulla scheda, presenta la possibilità di

essere configurato in modalità FIFO sincrona a singolo canale di acquisizione che permette un invio dati al PC superiore a 25Mbytes/s.

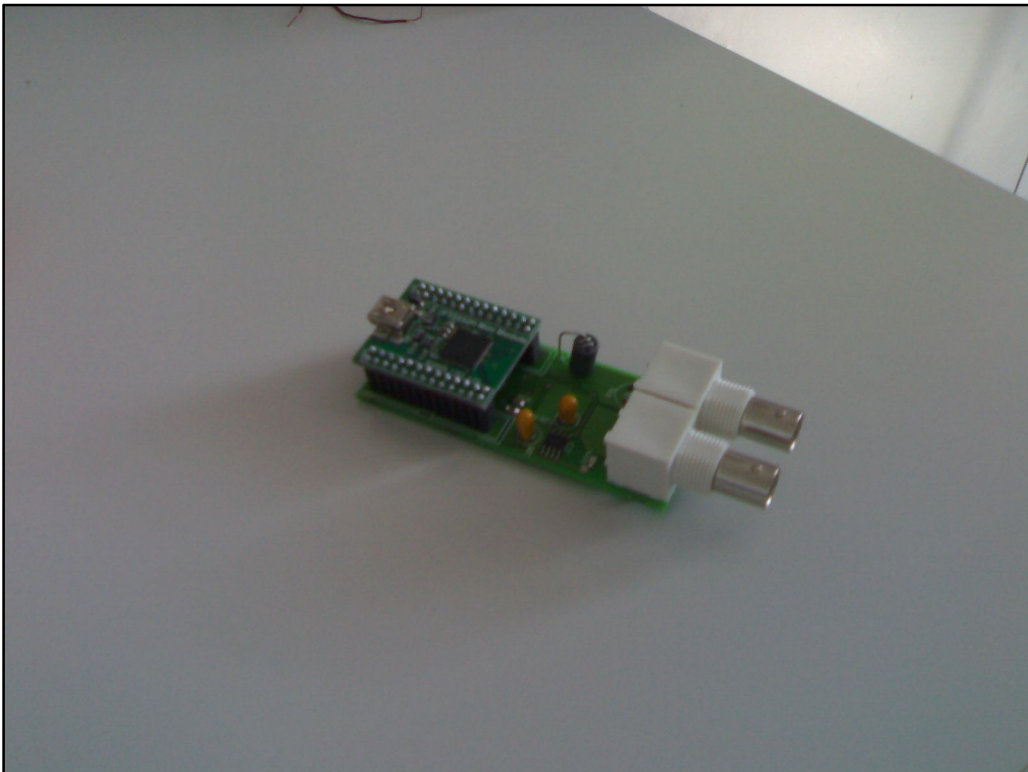
Secondo la nostra configurazione il byte da inviare al PC viene mandato direttamente dall'ADC ai piedini d'ingresso del FT2232H. Il Mini Module ha un generatore di clock a 60 MHz, frequenza di lavoro del chip e segnale col quale deve essere sincronizzato e pilotato anche l'ADC. Per questo motivo il segnale di clock proveniente dal Mini Module viene utilizzato per la conversione dei dati da parte dell'ADS831E descritto in precedenza. Questo modulo hardware necessita di un apposito supporto software (che sarà descritto successivamente) per la configurazione dell'FT2232H nella modalità desiderata e per l'invio/ricezione dei dati al PC.

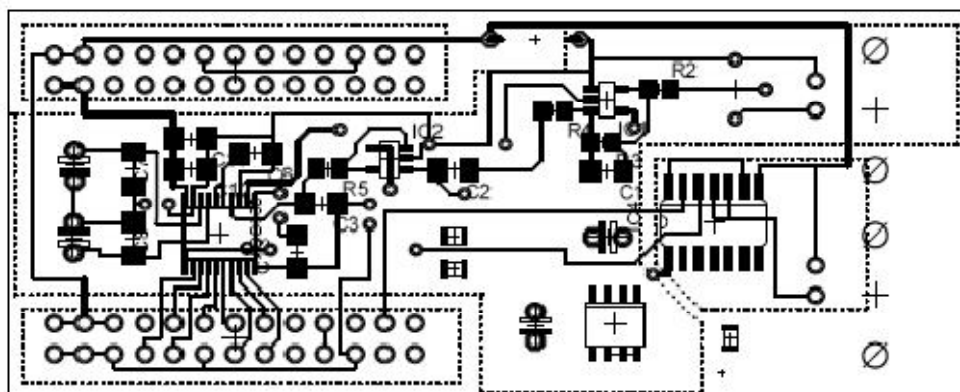
Segue una sintesi delle caratteristiche principali:

- Chip singolo che permette la conversione di 2 canali seriali o paralleli a USB;
- USB 2.0 High Speed (480Mbits/Second) compatibile;
- Modalità FIFO sincrona a singolo canale d'acquisizione per trasferimenti con velocità maggiori di 25 Mbytes/Sec;
- Corrente dei piedini di I/O configurabile (4, 8, 12 or 16mA);
- Interfaccia I/O a 3,3 V ma tollerante +5 V;

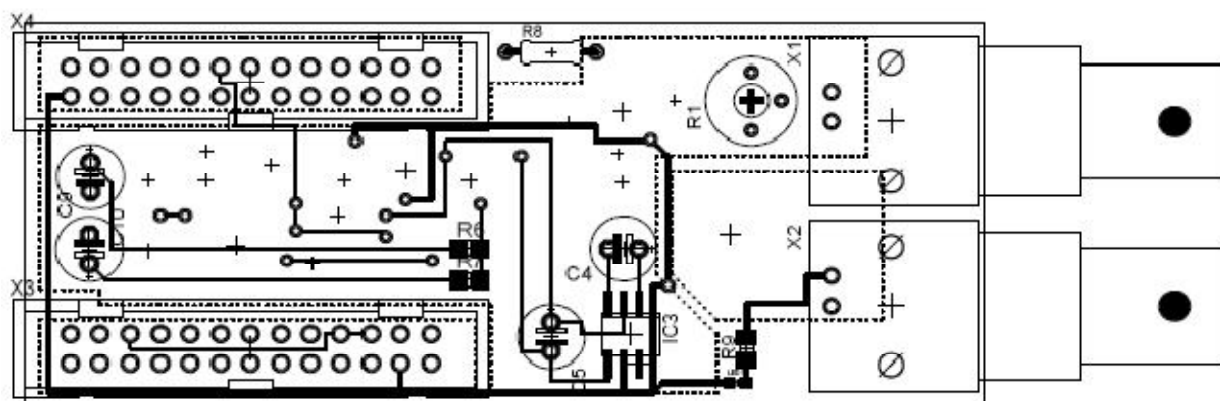
Sostanzialmente quindi il modulo sfruttando la logica FIFO, impostabile via software programmando la EEPROM integrata nel modulo stesso, permette l'invio in streaming dei dati sotto forma di pacchetti la cui dimensione anche in questo caso è settabile via software dall'utente: in genere si tende ad usare il valore massimo disponibile.

Nelle pagine seguenti verranno riportate due fotografie di HERMES ed il PCB nelle visioni bottom, top ed entrambi.

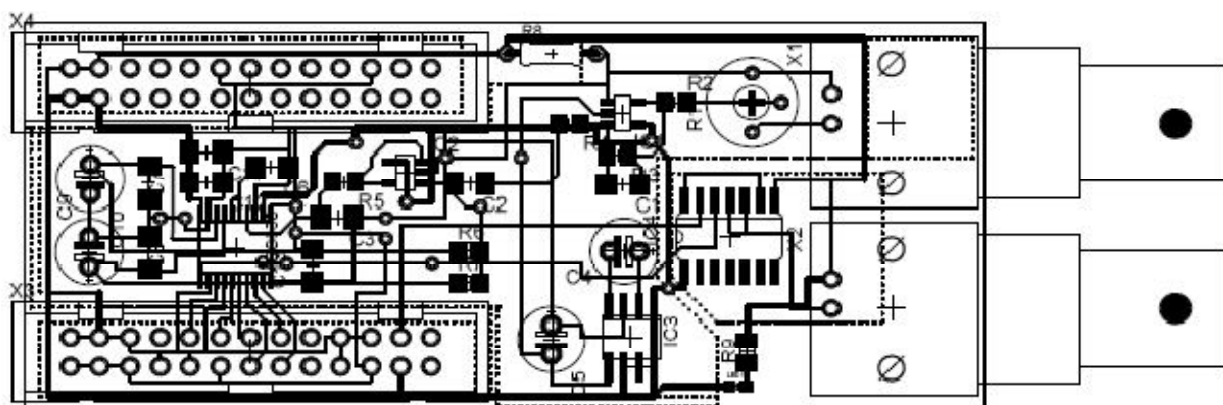




Lato Bottom del PCB del dispositivo



Lato Top del PCB del dispositivo HERMES



PCB completo del dispositivo HERMES

2.3. HErmes: Software

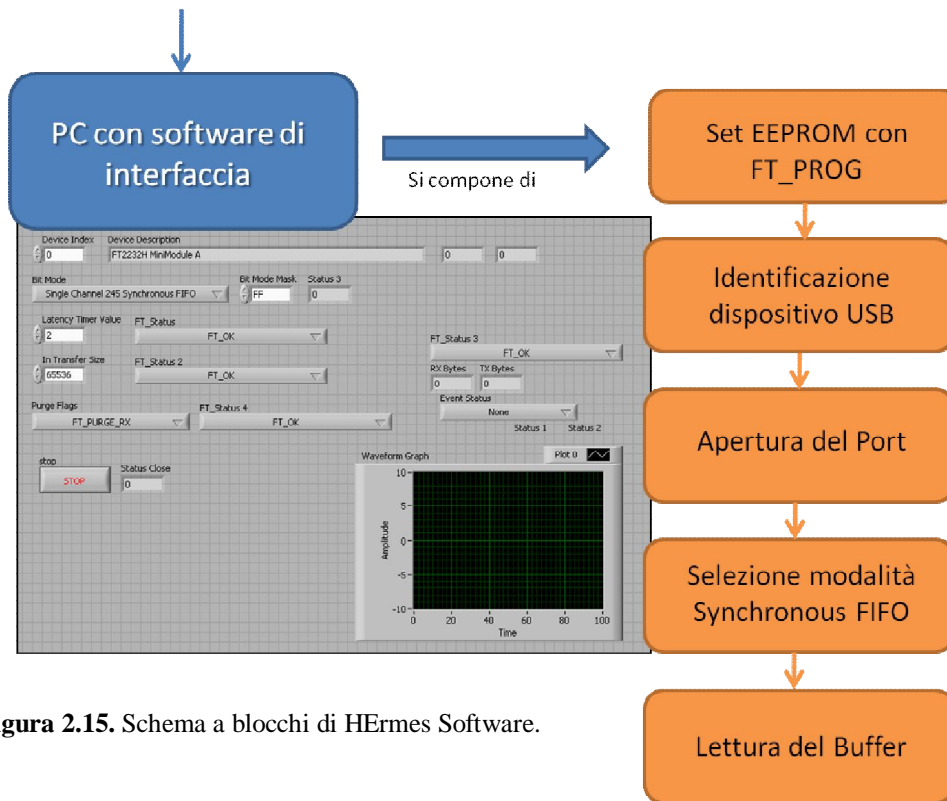


Figura 2.15. Schema a blocchi di HErmes Software.

La realizzazione del software mira principalmente alla corretta programmazione del mini modulo USB al fine di instaurare il canale di comunicazione tra la parte di acquisizione del dispositivo e quella di registrazione ed elaborazione rappresentata dal PC. L'interfaccia grafica ed il setting delle impostazioni utili al mini modulo sono realizzate attraverso LabVIEW che, servendosi di una dll disponibile online sul sito della FTDI consente l'uso e l'implementazione di una serie di funzioni in grado di gestire il modulo e di configurarlo nella maniera voluta è cioè nella modalità Synchronous FIFO. La scelta di questa modalità è motivata dalla necessità di inviare rapidamente i dati acquisiti al PC. Facendo riferimento allo schema a blocchi di figura 2.15 per configurare il modulo nel modo corretto è necessario in primo luogo effettuare la programmazione della EEPROM del modulo tramite FT_PROG (programma scaricabile online) per far leggere al chip FT232H in quale modalità avviarsi e cioè entrare nella modalità Synch FIFO. Successivamente attraverso LabVIEW si generano una serie di funzioni, facenti riferimento alla dll, in grado di identificare il modulo ed il chip FT232H, aprire le porte, effettuare un'attivazione della modalità voluta ed infine leggere il buffer dati per scaricarli

su PC. Di seguito verranno analizzati i singoli blocchi funzionali mostrandone la loro realizzazione mediante LabVIEW.

2.3.1 Programmazione della EEPROM

La programmazione della EEPROM del modulo USB ha come scopo quello di definire l'insieme dei parametri necessari che una volta letti dall'integrato FT2232H gli consentiranno di attivarsi nella modalità Synch FIFO. In figura 2.16 è riportato uno screenshot del programma FT_prog attraverso il quale si va a programmare la EEPROM. Ad esempio sotto Hardware è possibile selezionare la voce 245 del Port A, in questo modo si va a comunicare al dispositivo la modalità voluta è cioè quella Synch FIFO. Altre selezioni come riportato in figura mostrano come impostare la corrente massima erogata dall'USB nella modalità Bus Powered.

Non c'è nessuna necessità di utilizzare codici particolari, è sufficiente selezionare i parametri desiderati ed effettuare la programmazione.

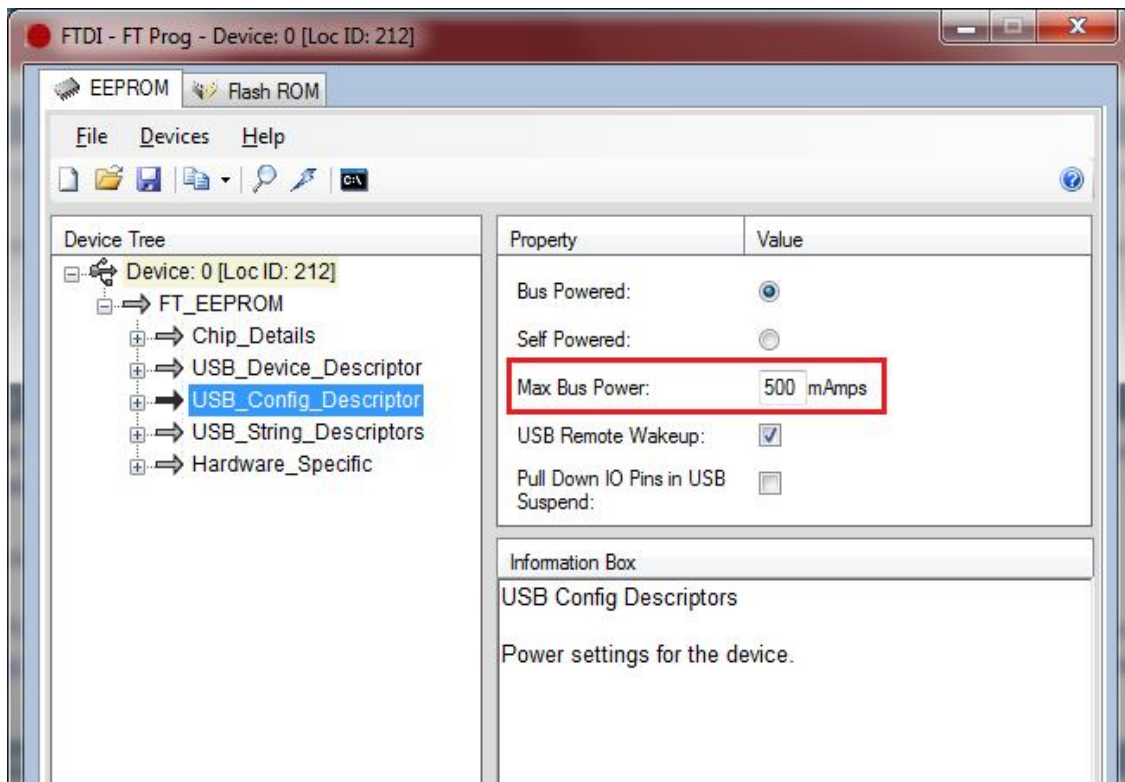


Figura 2.16. Schermata del programma FT_prog necessario per programmare la EEPROM del modulo.

2.3.2 Identificazione del dispositivo

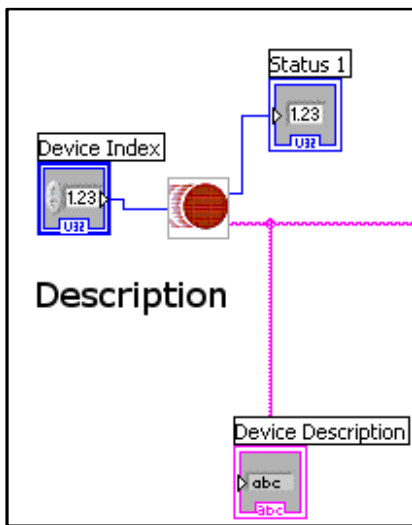


Figura 2.17. Funzione Ident.

Con l'identificazione del dispositivo si entra in merito alla creazione del programma con LabVIEW.

L'identificazione del dispositivo rappresenta una funzione, caricabile dalla dll, in grado di identificare quale tipo di device sia collegato al PC a partire dal suo valore indice. In generale, come nel nostro caso, se il dispositivo collegato è uno solo l'indice definito è zero.

Facendo riferimento alla figura 2.17 si noterà come in ingresso alla funzione vi sia l'indice del dispositivo ed in uscita la sua descrizione.

La descrizione è un parametro necessario in quanto rappresenterà variabile di ingresso per un'altra funzione. Lo Status 1 è un indicatore che in funzione del valore che assume ci fornisce informazioni circa l'avvenuto svolgimento della funzione in modo corretto. Nel seguito non si farà più riferimento allo Status in quanto avrà sempre la stessa funzionalità.

2.3.3 Apertura del Port

In figura 2.18 è riportata la funzione Open.

Questa funzione riceve in ingresso la descrizione del device e fornisce in uscita un riferimento numerico di nome Handle che identifica la porta di comunicazione del modulo con il PC.

Il valore di Handle rappresenta quindi l'indirizzo della porta attraverso cui comunica il modulo con il PC.

L'uso di questa funzione è indispensabile per aprire la comunicazione e consente la creazione del Handle che risulterà essere un parametro necessario per tutte le funzioni che seguiranno.

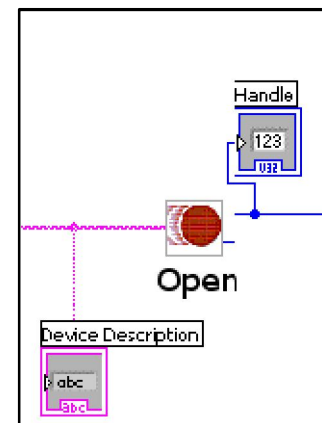


Figura 2.18. Funzione Open.

2.3.4 Selezione modalità Synchronous FIFO

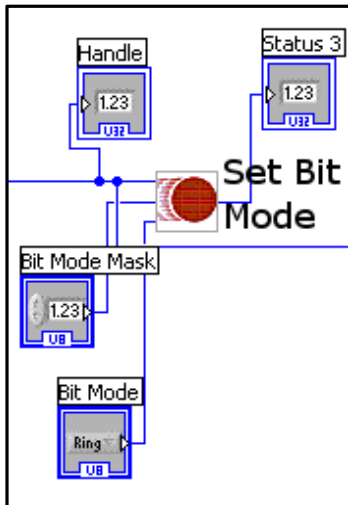


Figura 2.19. Funzione SBM.

La selezione della modalità Synch FIFO è effettuata attraverso la funzione Set Bit Mode. Attraverso l’inserimento dei parametri corretti nei selettori Bit Mode Mask e Bit Mode è possibile spingere il modulo a lavorare nella configurazione desiderata. Come detto precedentemente è importantissimo l’ingresso Handle che identifica la porta di comunicazione e quindi fornisce informazioni su chi applicare il Set dei Bit. In figura 2.19 si noteranno i controlli per il Mask e per il Mode: nel caso del primo bisognerà definire il valore esadecimale FF per il secondo si userà il selettore andando a selezionare la modalità 245. Effettuando queste impostazioni il modulo è spinto a lavorare come Synch FIFO.

2.3.5 Lettura del buffer

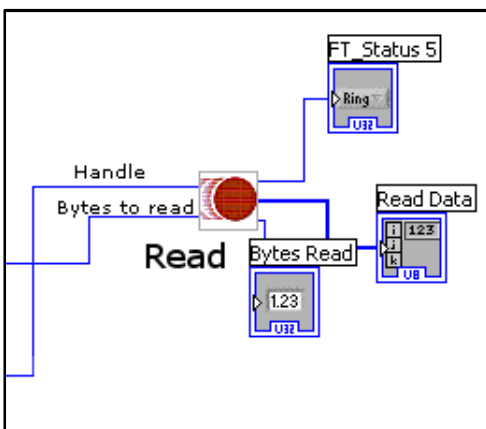


Figura 2.20. Funzione Read.

La funzione Read effettua la lettura sul buffer del FT2232H rendendo disponibili i dati precedentemente acquisiti sul PC. Una volta acquisiti i dati possono essere trattati a piacimento attraverso l’introduzione di altri blocchetti funzionali messi a disposizione da LabVIEW stesso. La funzione Read, come mostrato in figura 2.20 necessita in ingresso del Handle e di un valore, definito Bytes to Read, che definisce la

quantità di Bytes da leggere dal buffer. Il Bytes to Read è impostabile manualmente oppure facendo ricorso ad altre funzioni che operano controlli sulla quantità di dati disponibile nel buffer.

Capitolo 3

Materiali e metodi: Prove sperimentali

Questo capitolo metterà in evidenza una serie di test e prove volte all'accertamento del corretto modo di operare da parte del dispositivo d'acquisizione e degli algoritmi per esso progettati. Inizialmente si testerà HERmes dal punto di vista puramente elettronico e successivamente, opportunamente integrato con software specifici sviluppati in ambiente LabVIEW, si mostrerà come sia in grado di automatizzare specifiche misure quali quelle su di un phantom ecografico e sul diaframma umano.

3.1. Testing della scheda di acquisizione HERmes

Successivamente alla realizzazione e montaggio della scheda di acquisizione HERmes è stata prevista una parte di testing della scheda per verificare che il dispositivo funzionasse correttamente. Per questa ragione si è proceduto alla creazione di un setup di testing ad hoc per ogni blocco funzionale della scheda in modo da conoscere esattamente gli ingressi forniti e verificarne le uscite attraverso sistemi di misura. E' da sottolineare come gli strumenti a nostra disposizione non fossero quelli più idonei ai nostri scopi, in quanto le frequenze dei segnali a cui lavora HERmes necessitano di strumenti ad alte prestazioni. Ad ogni modo è stato possibile verificare, con alcuni accorgimenti, il corretto funzionamento dei vari componenti dell'hardware progettato. La fase di testing del dispositivo si compone di una serie di specifiche prove che andranno a verificare il corretto funzionamento di ogni singolo blocco funzionale di interesse. In particolar modo si rivolgerà particolare attenzione a :

- Front-End analogico;
- Porta logica NAND;
- Campionamento dell'ADC;
- Mini Module

3.1.1 Front-End analogico

Il testing sul Front-End analogico si compone di due test distinti volti all'analisi dei due stadi amplificativi che compongono la scheda di acquisizione.

Test sul primo stadio di amplificazione

Come già descritto in precedenza, il Front-End analogico è composto da due amplificatori operazionali. Il primo, che per semplicità chiameremo A1, si comporta da amplificatore invertente con guadagno in funzione del potenziometro messo in ingresso e da filtro passa basso, mentre A2 si comporta da buffer con successivo off-set di 2.5 V del segnale in uscita. Per verificare il reale funzionamento del blocco analogico corrispondente ad A1, che dovrà gestire un segnale a radiofrequenza, abbiamo realizzato il seguente setup di testing come mostrato in figura 3.1:

- Generatore di segnale VICTOR VC2002 con $f_{\max} = 2.7$ MHz: genera un'onda sinusoidale a 2.7 MHz, 2.2 V_{p-p} centrata sullo zero da dare in ingresso ad HERmes nel canale di acquisizione del segnale Eco;
- Oscilloscopio OWON PDS 6062T con $f_{\max} = 60$ MHz e 250 MS/sec: attraverso il canale 1 (rosso) andiamo a misurare il segnale in ingresso a valle del connettore coassiale, mentre col canale 2 (giallo) misuriamo il segnale in corrispondenza del piedino d'uscita del segnale di A1;
- Resistenza del potenziometro nulla determinando un guadagno dello stadio amplificativo $G1 = -1.22$;
- Nessun ingresso al connettore coassiale per il segnale Synch;

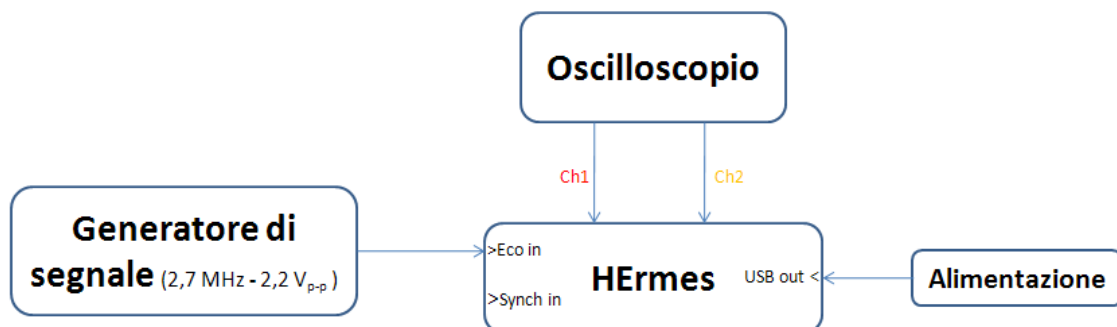


Figura 3.1. Setup di testing per la verifica del corretto funzionamento di A1 e A2.

Test sul secondo stadio di amplificazione

Per quanto riguarda A2, il setup di testing è il medesimo descritto per il test relativo al primo stadio amplificativo ma cambiano i segnali misurati con l'oscilloscopio. In particolare si andrà a verificare che il secondo stadio si comporti effettivamente da buffer non invertente e che generi un off-set sul segnale pari a 2.5 V come precedentemente descritto.

Segue una tabella che associa al test il suo obiettivo:

Tipo di test	Obiettivo
Test sul primo stadio di amplificazione (A1)	Verificare l'inversione del segnale e la presenza di guadagno dello stadio.
Test sul secondo stadio di amplificazione (A2)	Verificare il comportamento a buffer e l'aggiunta dell'off-set di 2.5 V al segnale in ingresso.

3.1.2 Porta logica

Il secondo blocco da verificare è quello logico che si occupa della gestione del clock da fornire all'ADC in funzione del segnale Synch proveniente dall'esterno. Per verificare il corretto funzionamento della porta logica sono stati ideati due distinti test:

- Inversione del clock;
- Sequenza logica.

Inversione del clock

In questo test si è voluta testare la capacità della porta logica di ricevere in ingresso il segnale di clock dal Mini Module e, in corrispondenza di un valore logico basso del segnale Synch, presentarlo in uscita ribaltato e leggermente sfasato. Il setup di testing, come riportato in figura 3.2, è il seguente:

- Canale Synch a massa in modo da simulare uno zero logico in ingresso;
- Canale Eco scollegato in quanto non ci interessa acquisire nessun segnale;
- Oscilloscopio OWON PDS 6062T con $f_{max} = 60$ MHz e 250MS/s: canale 1 (rosso) misura il segnale di clock proveniente dal Mini Module in ingresso alla porta logica mentre il canale 2 (giallo) misura il segnale di clock in uscita dalla porta logica che sarà di conseguenza clock dell'ADC.

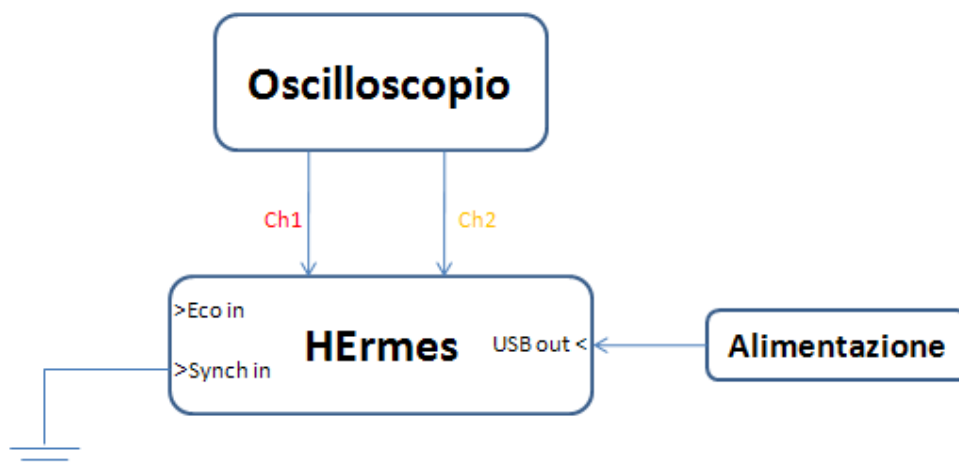


Figura 3.2. Setup di testing per la verifica del corretto funzionamento della porta logica.

Sequenza logica

Si vuole verificare che la porta logica effettivamente faccia passare il CLK a 60MHz quando il valore logico del Synch è basso e invece tenga costantemente un valore alto in uscita della sequenza logica quando il valore logico del Synch è alto. Più esattamente si vuole verificare che, come progettato, quando il Synch assume un valore logico alto la porta logica non permetta il passaggio del clock mantenendo un valore logico alto in uscita, non consentendo quindi il campionamento dell'ADC. Osserviamo in figura 3.3 il nuovo setup di testing così composto:

- Generatore di segnale VICTOR VC2002 con $f_{\max} = 2.7$ MHz: generazione di una sinusoide con $f = 10$ kHz e $V_{p-p} = 1.7$ V da fornire in ingresso al canale di acquisizione del segnale Eco;
- Generatore di segnale INSTEK GFG-8210 con $f_{\max} = 10$ MHz: generazione di un'onda quadra con $f = 10$ MHz e logica TTL;
- Oscilloscopio OWON PDS 6062T con $f_{\max} = 60$ MHz e 250MS/s: canale 1 (rosso) misura il nuovo clock fornito all'ADC mentre il canale 2 (giallo) misura il clock a 10 MHz dato in ingresso al canale del Synch.

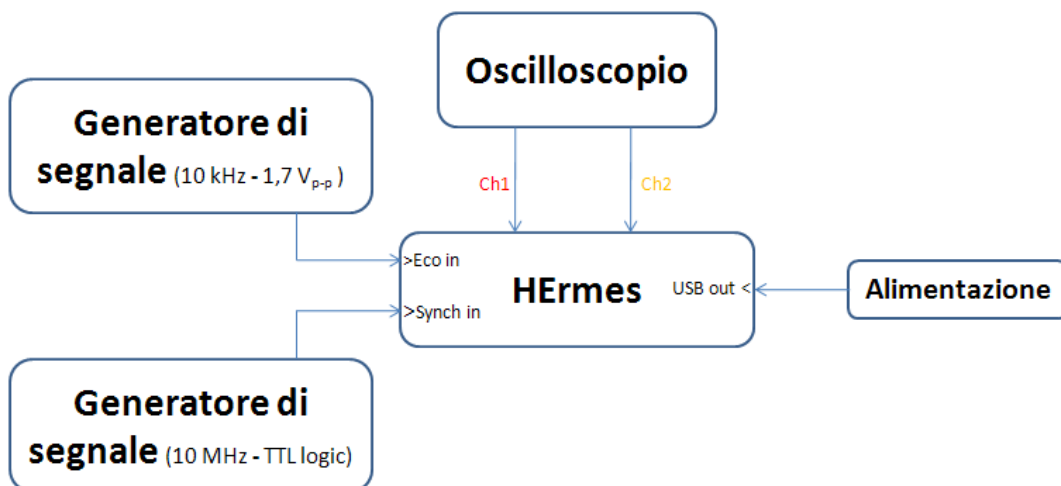


Figura 3.3. Nuovo setup ideato per verificare il funzionamento della porta logica.

Segue ora una rappresentazione tabulata dei test e dell'obiettivo perseguito per quanto riguarda la porta logica:

Tipo di test	Obiettivo
Inversione del clock	Verificare che la logica inverte il clock così come progettato.
Sequenza logica	Verificare che al presentarsi di un valore logico alto del Synch la porta NAND non segua più il clock ma mantenga in uscita un valore logico alto.

3.1.3 ADC e Mini Module

Particolare attenzione è da porre al blocco di conversione del segnale avendo a che fare con frequenze di campionamento molto elevate. Il test di funzionamento dell'ADC consta nel fornire un clock per il campionamento del segnale in ingresso e la verifica dell'avvenuto campionamento osservando la commutazione dei bit in uscita al campionatore. Sarebbe stato utile dare in ingresso un segnale costante noto e leggere il valore convertito mantenuto nel tempo ma, per le specifiche dell'hardware progettato, le frequenze prossime a zero vengono tagliate dai filtri posti nel Front-End analogico. Per questo motivo si è sempre dato in ingresso segnali sinusoidali a frequenza nota. Come descritto anche in figura 3.4, il setup di testing dell'ADC è stato implementato nel seguente modo:

- Generatore di segnale VICTOR VC2002 con $f_{\max} = 2.7$ MHz: generazione di una sinusoide con $f = 10$ kHz e $V_{p-p} = 1.7$ V da fornire in ingresso al canale di acquisizione del segnale Eco;
- Canale Synch a massa in modo da simulare uno zero logico in ingresso e permettere l'uscita del clock;
- Oscilloscopio OWON PDS 6062T con $f_{\max} = 60$ MHz e 250MS/s: canale 1 (rosso) misura il clock a 60 MHz fornito all'ADC mentre il canale 2 (giallo) misura il piedino corrispondente al least significant bit in uscita al convertitore.

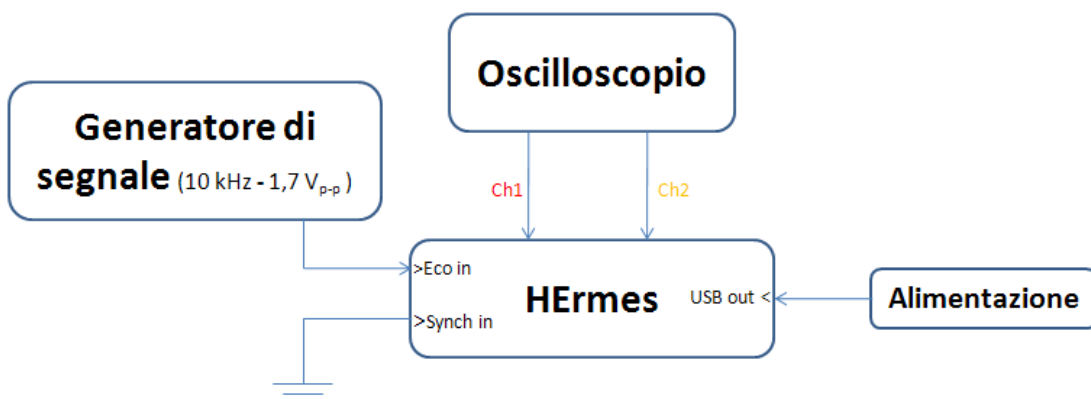


Figura 3.4. Setup di testing per la verifica del corretto funzionamento dell'ADC.

Parte fondamentale dell'acquisitore realizzato è il modulo di invio dati ad alta velocità, punto critico per un efficiente sistema in grado di comunicare velocemente una grande quantità di dati. Per verificare che il Mini Module FTDI funzionasse come previsto e che il settaggio fosse quello corretto, si è pensato ad un test dove fosse noto il segnale da campionare e inviare al PC per poi visualizzarlo per verificare che fosse esattamente quello dato in ingresso. Come riportato in figura 3.5, il setup di testing del Mini Module è stato implementato nel modo seguente:

- Generatore di segnale VICTOR VC2002 con $f_{\max} = 2,7$ MHz: generazione di una sinusoide con $f = 2$ MHz e $V_{p-p} = 1,7$ V da fornire in ingresso al canale di acquisizione del segnale Eco;
- Canale Synch a massa in modo da simulare uno zero logico in ingresso e permettere l'uscita del clock;
- PC per visualizzazione dati.

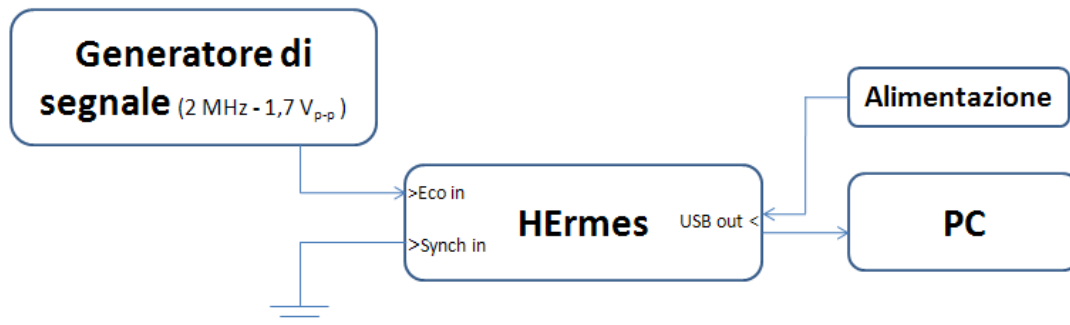


Figura 3.5. Setup di testing per la verifica della scheda di invio dati FT2232H.

3.2 Test 1: misura dello spessore di un phantom

Obiettivo

Per valutare la bontà del sistema di acquisizione è stata effettuata una prova di misura dello spessore di un oggetto/phantom di geometria nota. In particolare si è confrontata la misura ricavata dall'analisi dei picchi del segnale ecografico, digitalizzato dalla scheda di acquisizione HERmes, con quella nota dell'oggetto in esame. Si puntualizza quindi che in questo contesto non viene utilizzata in alcun modo l'informazione contenuta nell'immagine ecografica, se non esclusivamente per posizionare correttamente la sonda al fine di garantire che il fascio ultrasonico colpisca realmente l'oggetto in esame.

L'obiettivo è quindi quello, a partire da una misura nota del phantom, di utilizzare il segnale Eco generato dall'ecografo per ricavare attraverso l'analisi dei picchi il medesimo valore, validando in questo modo il corretto funzionamento. In figura 3.6 segue un'illustrazione grafica dell'obiettivo in cui il phantom è schematizzato come un elemento di geometria nota:

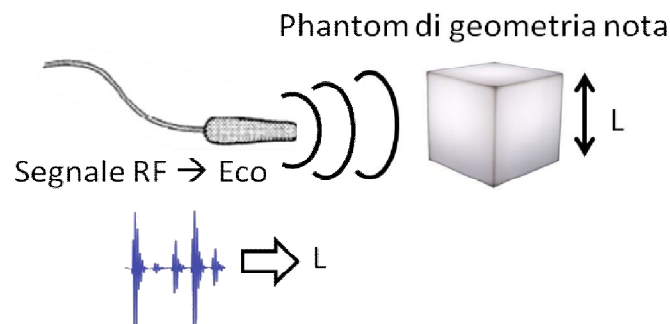


Figura 3.6. Schematizzazione dell'obiettivo della prova sul phantom.

Setup sperimentale

Il setup sperimentale si compone essenzialmente di 6 componenti:

- Ecografo PICUS con sonda da 8 MHz;
- Supporto per il fissaggio della sonda ecografica;
- Phantom;
- Ambiente di misura costituito da un recipiente contenente acqua,
- Acquisitore ad alte frequenze HERmes con frequenza di campionamento 60MHz;
- PC per utilizzo del software di acquisizione del segnale ecografico.

In figura 3.7 è ben visibile come è stata realizzata la prova di misura: la sonda ecografica viene immersa nell'ambiente di misura costituito da un recipiente colmo d'acqua e posizionata all'interno del supporto meccanico che rende possibile il mantenimento della posizione specifica definita. Il phantom giace immerso completamente all'interno dell'ambiente di misura e poggiato sul fondo della bacinella.

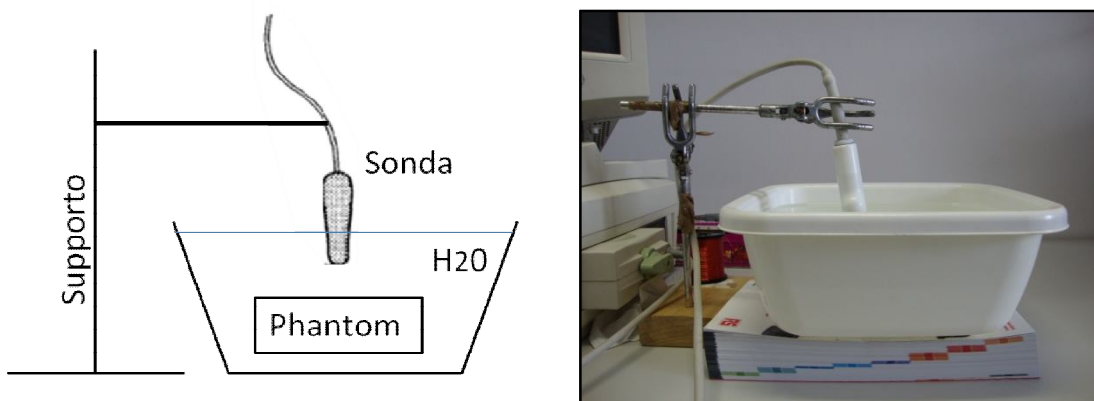


Figura 3.7. Setup sperimentale prova con phantom.

L'acqua è un elemento ecogenico che permette il passaggio delle onde ultrasoniche generate dalla sonda che, viaggiando nel mezzo dell'ambiente di misura raggiungono il phantom mostrando sull'ecografo la sua superficie ed in particolare la distanza che intercorre tra le due superfici di interesse, informazione che verrà successivamente estratta dall'analisi del segnale ecografico acquisito da HERmes e confrontata con quella già in possesso grazie alla geometria nota del phantom.

Il phantom, mostrato in figura 3.8, è costituito da un due sottili fili di nylon dal diametro pari a 0.8 mm fissati all'interno di un'impalcatura composta da due breadboard con passo 2.54 mm e una tolleranza di ± 0.2 mm. Avendo inserito i fili in due fori distanti l'uno

dall'altro 4 fori, la distanza complessiva, controllata anche tramite calibro, tra di essi è pari a (10.16 ± 0.2) mm. Il nylon è un materiale ecogenico quindi è possibile effettuare delle misure attendibili su un phantom di tale natura. Si ricordi che il phantom è completamente immerso in acqua, questo ci garantisce l'assoluta individuazione degli elementi di interesse cioè laddove vi è variazione di impedenza acustica.

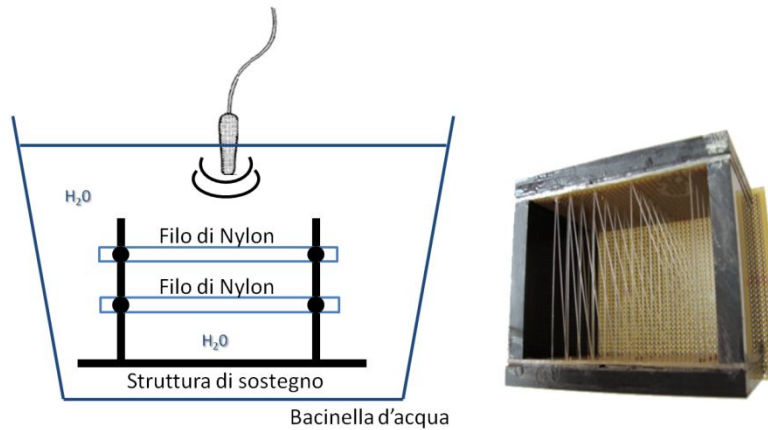


Figura 3.8. Illustrazione schematica e fotografica del phantom utilizzato durante la prova.

Da puntualizzare che la velocità di propagazione del suono in acqua è diversa da quella nei tessuti umani, è stato quindi necessario imporre il valore 1480 m/s per effettuare il calcolo sulla distanza. Si tenga presente che la distanza in termini di profondità tra la sonda e il phantom è pari a 3 cm, informazione necessaria per individuare i picchi correttamente.

Per quanto riguarda invece il setup relativo all'acquisizione del segnale Eco da parte di HERmes e l'invio al PC si faccia riferimento allo schema a blocchi esemplificativo mostrato in figura 3.9 dove viene mostrato come il segnale Eco venga generato dall'ecografo, acquisito dalla scheda ed inviato al PC per la successiva analisi.

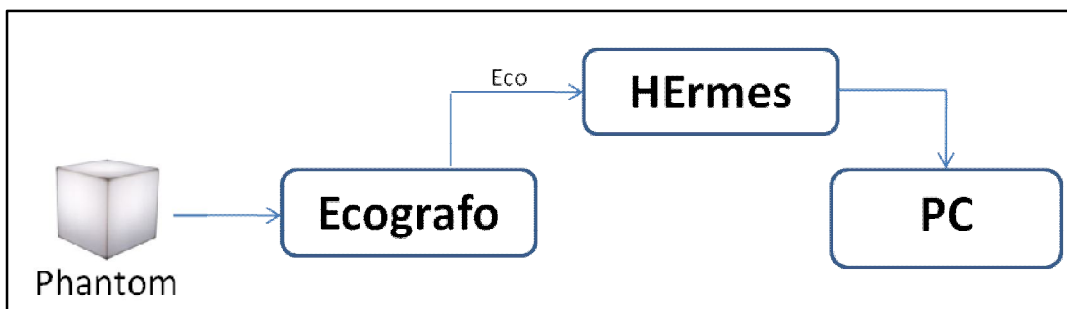


Figura 3.9. Setup di acquisizione per il test relativo al phantom.

Software utilizzato

Il software utilizzato per la realizzazione del test non è nient'altro che un'estensione del software implementato per il funzionamento di HERmes. Infatti il nuovo algoritmo riceve i dati campionati ed inviati dal sistema di acquisizione ad alte frequenze e li salva in un file binario a 8 bit per una successiva analisi.

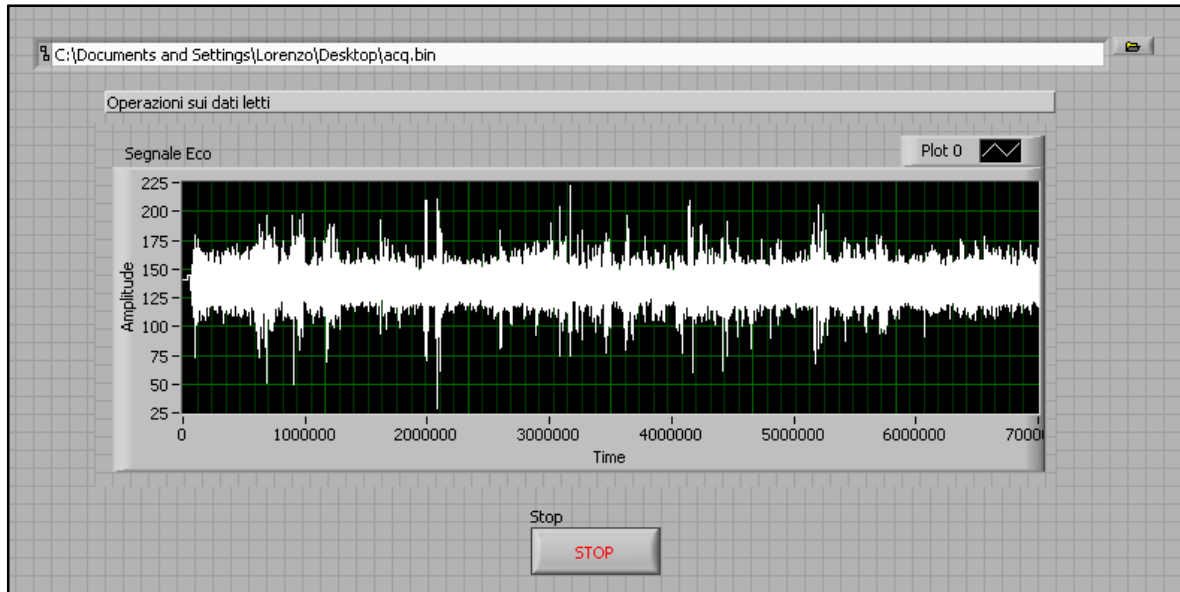


Figura 3.10. Front panel del software implementato per l'effettuazione della prova 1.

Una volta inserito il percorso per la locazione del file in memoria, dal momento in cui viene fatto partire il programma viene generato un file binario contenente tutti i dati campionati dall'acquisitore. E' chiaro che, trattandosi di un campionamento a 60 MHz a 8 bit, sarà facile creare file di grosse dimensioni dato che ogni secondo il file crescerà di 60 MB.

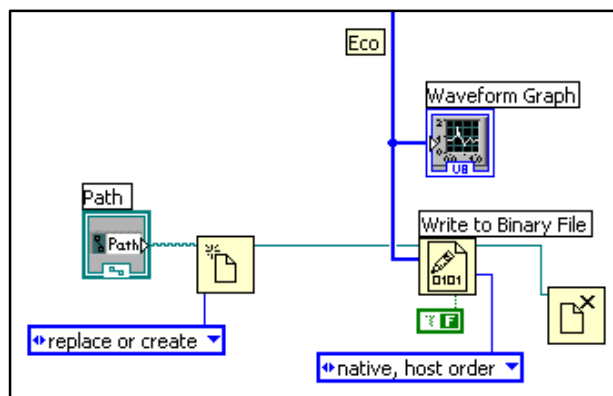


Figura 3.11. Schematico del software relativo alla prova

Protocollo

La prova consiste nell'acquisire 100 segnali Eco derivanti dall'analisi ecografica del phantom. I tracciati acquisiti sono stati successivamente processati attraverso l'identificazione dei picchi notevoli di interesse e, una volta ottenuti i valori corrispondenti in termini spaziali è stata calcolata la loro distanza.

In particolare le fasi che hanno costituito la prova sono:

- Posizionamento del phantom all'interno del contenitore colmo d'acqua;
- Posizionamento della sonda all'interno del contenitore colmo d'acqua e suo fissaggio attraverso apposito supporto;
- Lancio del programma di acquisizione per la gestione del dispositivo HERMES;
- Registrazione dei tracciati Eco su PC.

3.3 Test 2: misura dello spessore del diaframma

Obiettivo

Questa seconda prova è stata effettuata per dimostrare come sia possibile applicare il sistema di acquisizione a radiofrequenza ad un ecografo per la misurazione dello spessore del diaframma. Si vuole mettere in evidenza, attraverso il sistema di acquisizione, la capacità di effettuare una misura accurata e precisa dello spessore diaframmatico a partire direttamente dall'analisi del segnale Eco.

Setup sperimentale

Si è realizzato un apposito setup sperimentale per la realizzazione della prova come descritto in figura 3.12:

- Ecografo PICUS con sonda da 8 MHz;
- Acquisitore ad alte frequenze HERmes con frequenza di campionamento 60MHz;
- PC per utilizzo del software di acquisizione del segnale Eco e dell'immagine ecografica corrispondente in modalità B-Mode.

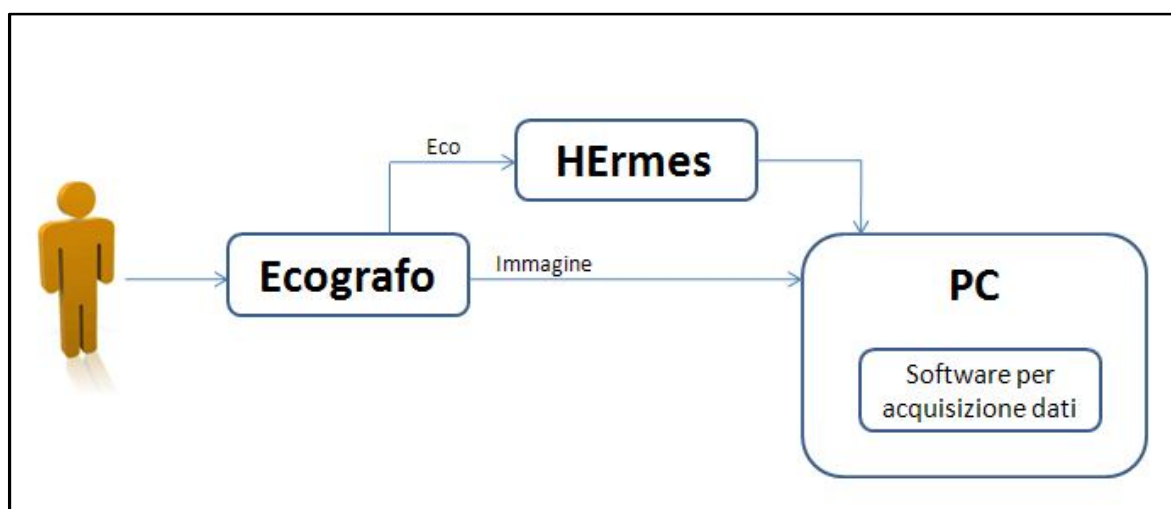


Figura 3.12. Setup sperimentale per l'effettuazione della prova 2.

La scelta di acquisire l'immagine in B-Mode ricade sul fatto che il calcolo della distanza sull'ecografo in questa modalità possiede maggiore risoluzione rispetto al M-Mode; rispettivamente 0.1 mm e 0.2 mm.

Software utilizzato

Dato che questo tipo di prova sperimentale prevede il confronto tra immagine ecografica e segnale eco corrispondente, il software implementato consente di poter acquisire in maniera sincrona immagine ecografica e segnale eco corrispondenti ad un certo istante temporale. Per quanto riguarda l'acquisizione dell'immagine ecografica si è deciso di utilizzare un frame grabber USB in grado di acquisire l'immagine presentata sullo schermo dell'ecografo ad un certo istante t e mandarla via USB al PC.

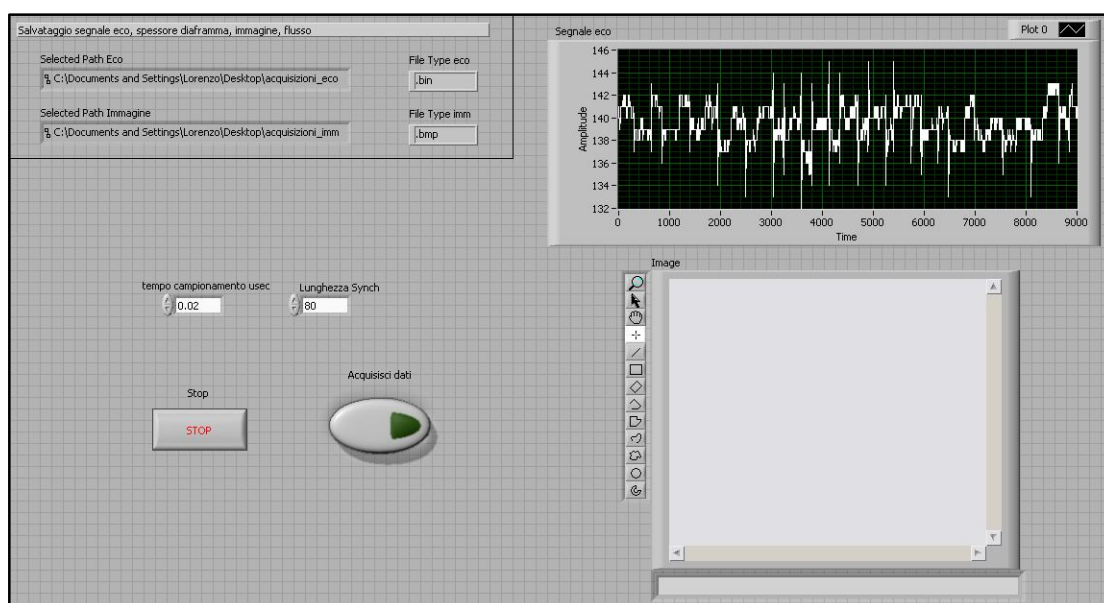


Figura 3.13. Front panel del software implementato per l'effettuazione della prova 2.

Il software quindi implementa la capacità di acquisire, su comando dell'utente, l'immagine presentata sullo schermo e il segnale Eco entrambi al tempo t e di poter salvare i due dati per poi effettuare un'analisi a posteriori. Da sottolineare è l'operazione di finestatura del segnale eco, necessaria per distinguere all'interno di un pacchetto di dati l'inizio e la fine del segnale corrispondente all'immagine. L'algoritmo del SW può essere suddiviso in tre parti principali, come visibile in figura 3.14: acquisizione sincrona dei dati, finestatura e controllo del segnale Eco e salvataggio dei dati. Ora analizzeremo più in dettaglio l'implementazione di questi tre blocchi creati con l'ambiente di programmazione LabVIEW.

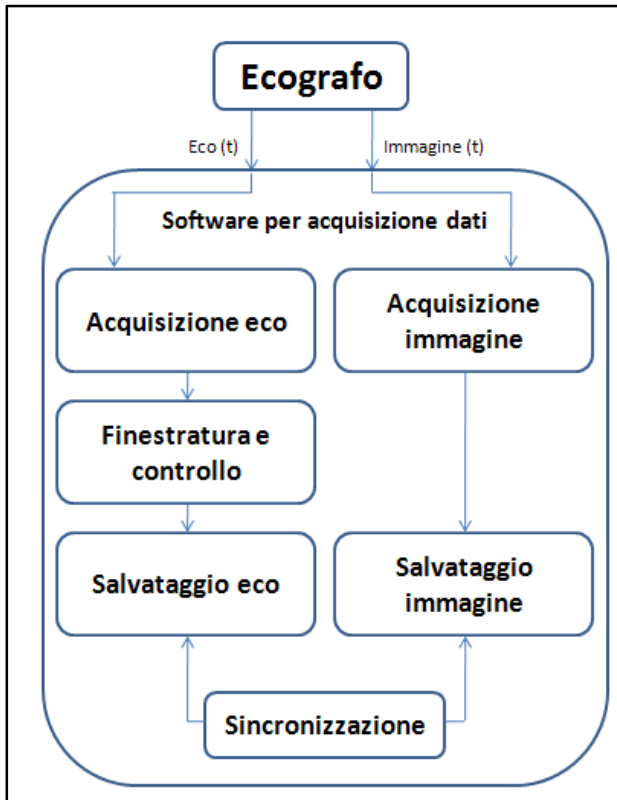


Figura 3.14. Schematizzazione del software implementato per la prova 2.

Acquisizione dei dati

Come è stato già detto, sono due i dati che il programma deve acquisire: il segnale Eco e l'immagine ecografica.

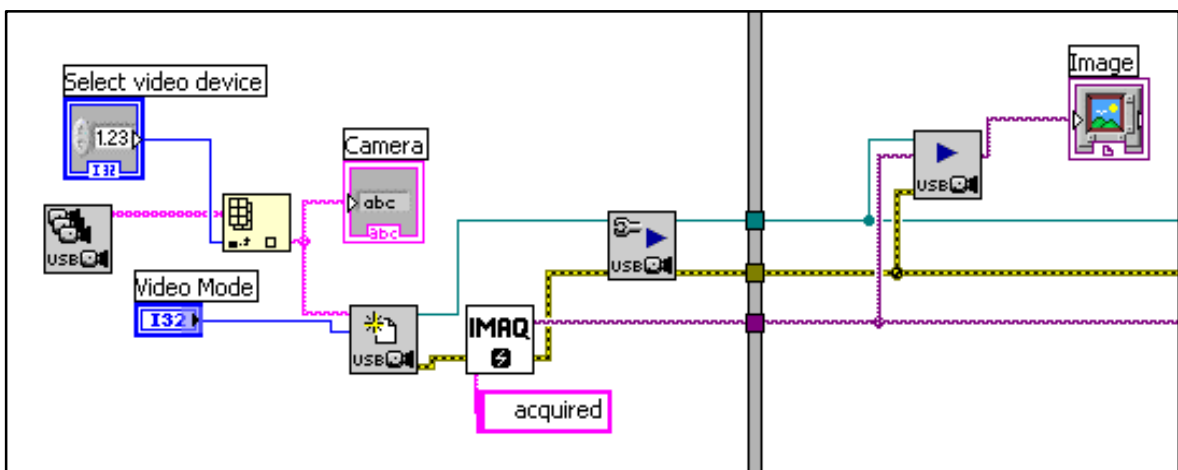


Figura 3.15. Schematizzazione del software implementato per la prova 2 per l'acquisizione dei dati.

Per quanto riguarda l'implementazione della parte di programma relativa all'acquisizione del segnale Eco, si rimanda alla descrizione del software utilizzato durante il test 1 in quanto uguale. Per quanto riguarda invece l'acquisizione dell'immagine ecografica si è

fatto ricorso a dll dedicate per l'utilizzo di un frame grabber. Il SW inizialmente prevede il riconoscimento di tutti i dispositivi video presenti per poi far scegliere all'utente quello che si vuole utilizzare (nel nostro caso il frame grabber). A questo punto viene attivato il canale USB per importare i dati e per poi creare una nuova immagine. Una volta creato il dato, esso potrà essere visualizzato sul PC oppure salvato.

Finestratura e controllo

Il sistema di acquisizione HERmes utilizzato per la digitalizzazione del segnale Eco a radiofrequenza, prevede l'invio dei dati in streaming, ottenendo quindi un flusso continuo senza la possibilità di poter distinguere a priori i singoli segnali ecografici.

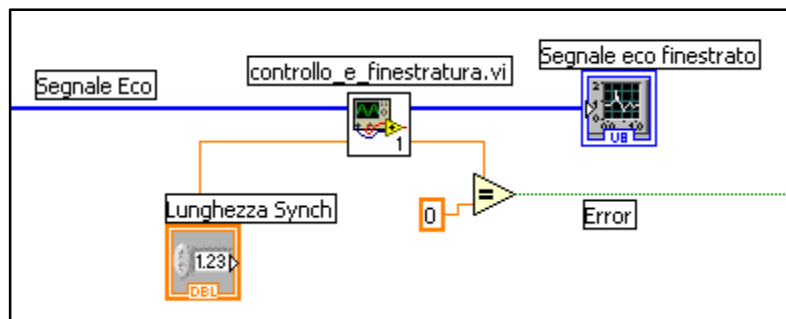


Figura 3.16. Schematizzazione del software implementato per la prova 2 per la finestratura e controllo.

Per questo motivo si è dovuto pensare ad una parte SW in grado di poter riconoscere le singole acquisizioni ecografiche. Come già descritto nel capitolo 2, si è utilizzato il segnale Synch per fare in modo che ci fosse un mantenimento del dato prima di ogni singola acquisizione ecografica nel segnale Eco in modo da poter effettuare un riconoscimento dell'inizio del segnale di interesse. A questo proposito si è creata una funzione in MATLAB, poi convertita nell'ambiente LabVIEW che, dato in ingresso una array di 130000 elementi, riconosce dove il dato è stato mantenuto uguale e seleziona una finestra di 3000 campioni a partire dal sito di riconoscimento del Synch in quanto corrispondente all'inizio della singola acquisizione ecografica. Tenendo conto che una singola acquisizione eco sarebbe lunga 60000 campioni ad una frequenza di campionamento di 60 MHz, si è deciso di effettuare l'analisi su un macro-array lungo 130000 elementi in modo da essere sicuri di trovare una sequenza intera e continua di acquisizione. Per quanto riguarda la lunghezza della finestra, prendiamo solo i primi 3000 campioni dato che sono sufficienti per osservare i segnali provenienti a profondità di circa 3-4 cm, come nel caso di

Per questo è stato implementato un salvataggio che prevede la creazione di file formato binario (estensione .bin) sincronizzati utilizzando la funzione LabVIEW current time. In questo modo il nome del file eco e del file immagine riporterà l'ora precisa (fino al millesimo di secondo) in cui sono stati acquisiti e dato che la creazione di entrambi file è vincolata dallo stesso current time, siamo sicuri di acquisire i due dati in maniera sincrona. L'attivazione del blocco salvataggio non parte in automatico con l'avvio del programma, ma è attivabile e disattivabile dall'utente attraverso la pressione del pulsante "Acquisisci dati". Come già accennato precedentemente, la variabile errore provoca cambiamenti in questa parte di programma: anziché salvare il segnale eco finestrato viene salvato l'intero macro-array da 130000 elementi, mentre l'immagine non viene salvata dato che risulta inutile ai nostri fini non avendo il corrispondente segnale eco finestrato.

Protocollo

La prova prevede l'effettuazione dei test su 5 soggetti di sesso maschile di età media 25 anni (range 24-30 anni), altezza media 175 cm, normopeso che dovranno posizionarsi a determinati volumi polmonari per poi effettuare l'acquisizione di segnale Eco ed immagine ecografica corrispondente. I volumi polmonari, per la quale determinazione non è necessario il calcolo del volume d'aria inspirato ed espirato tramite spirometria, ai quali il soggetto dovrà portarsi sono riportati di seguito e rappresentati in figura 3.18:

- FRC (fine espirazione);
- FRC + V_t (fine inspirazione);
- TLC (Total Lung Capacity);

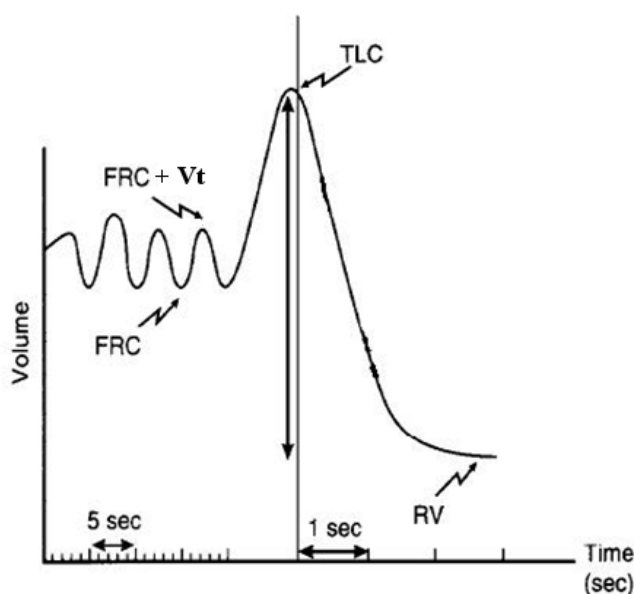


Figura 3.18. Diagramma spirometrico rappresentativo del protocollo svolto: FRC rappresenta il volume polmonare al termine dell'espirazione durante respiro spontaneo, FRC + V_t quello a fine inspirazione durante respiro spontaneo e TLC rappresenta il volume a massima inspirazione e RV quello a volume residuo.

La scelta di effettuare delle misure a questi ben determinati volumi è da ricercarsi nel fatto che risultano essere dei volumi polmonari ai quali è facile posizionarsi senza ricorrere all'uso di sensori di flusso. Inoltre tali volumi non contemplano lo svolgimento di specifiche manovre respiratorie il che si traduce in un non necessario addestramento dei soggetti presi in esame.

Il protocollo per ogni singolo soggetto, reiterato per ogni volume polmonare, è così composto:

- Posizionamento della sonda ecografica perpendicolare alla pelle sulla parte destra della gabbia toracica all'interno dello spazio intercostale compreso fra la nona e la decima costola come da letteratura;
- Richiesta che il soggetto si porti ad un certo volume polmonare;
- Acquisizione del segnale ecografico e dell'immagine ecografica;

3.4 Test 3: misura automatica dello spessore del diaframma

Obiettivo

Questo test è stato fatto per testare l'implementazione dell'algoritmo di calcolo automatico per la misurazione dello spessore del diaframma a partire da segnale ecografico. Infatti, a differenza del test precedente, l'utente non dovrà effettuare nessuna misura ma semplicemente dare in ingresso alla funzione creata il segnale eco acquisito per avere in uscita lo spessore del diaframma.

Setup sperimentale

Per questa prova non è necessario un setup sperimentale in quanto si utilizzano i dati acquisiti durante il test 2. L'unica differenza è che verrà utilizzato il software creato per il calcolo automatico dello spessore del diaframma.

Software utilizzato

Il software implementato per il calcolo automatico dello spessore del diaframma prevede l'acquisizione a priori di segnali ecografici utili da dare in ingresso all'algoritmo, valutando volta per volta i singoli segnali.

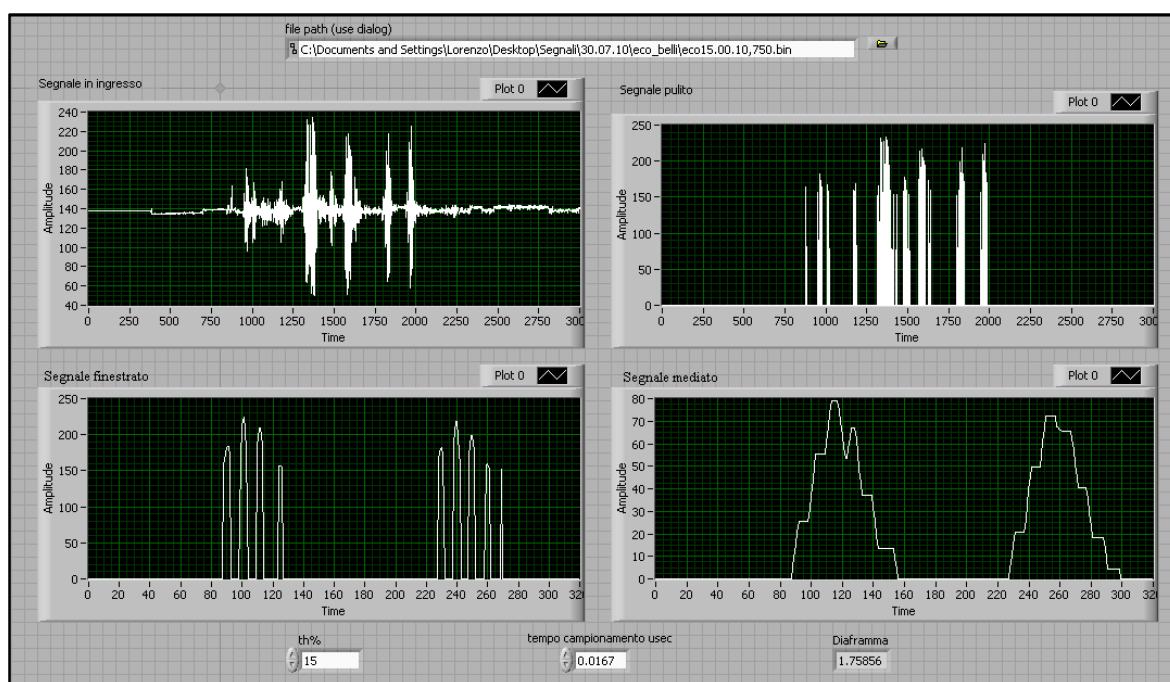


Figura 3.19. Front panel del software implementato per il calcolo automatico dello spessore del diaframma.

Compito fondamentale del software è identificare all'interno del segnale ecografico il punto a profondità zero corrispondente nell'immagine in modo da poter riportare le varie strutture viste nell'immagine con le sequenze di picchi nel segnale eco. E' prevista, per un miglior funzionamento dell' algoritmo, una calibrazione iniziale dove l'ecografista misura, con l'ausilio delle funzioni di misura dell'ecografo, il limite superiore e inferiore di profondità in cui si trova il diaframma. Questa finestra visiva, convertita in finestra acustica, permetterà di finestrare direttamente la parte di segnale eco contenente solo i picchi corrispondenti al diaframma. A livello macro l'algoritmo creato può essere suddiviso in quattro blocchi principali come riportato in figura 3.20: identificazione inizio del segnale, finestratura alla profondità desiderata, localizzazione dei picchi di interesse e calcolo dello spessore del diaframma. Si analizzeranno ora in modo più approfondito l'implementazione di queste quattro parti.

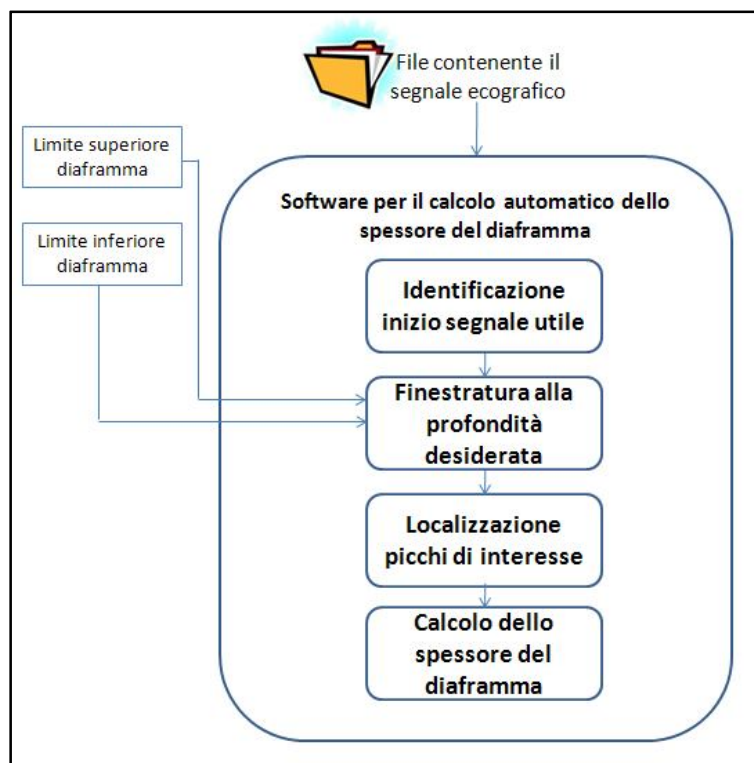


Figura 3.20. Schematizzazione del software implementato per la prova 3.

Identificazione inizio del segnale

Come è già stato detto, l'identificazione dell'inizio del segnale ecografico corrispondente alla profondità zero dell'immagine è fondamentale per riuscire a far corrispondere le profondità misurate con l'ecografo e i punti corrispondenti sul segnale ecografico.

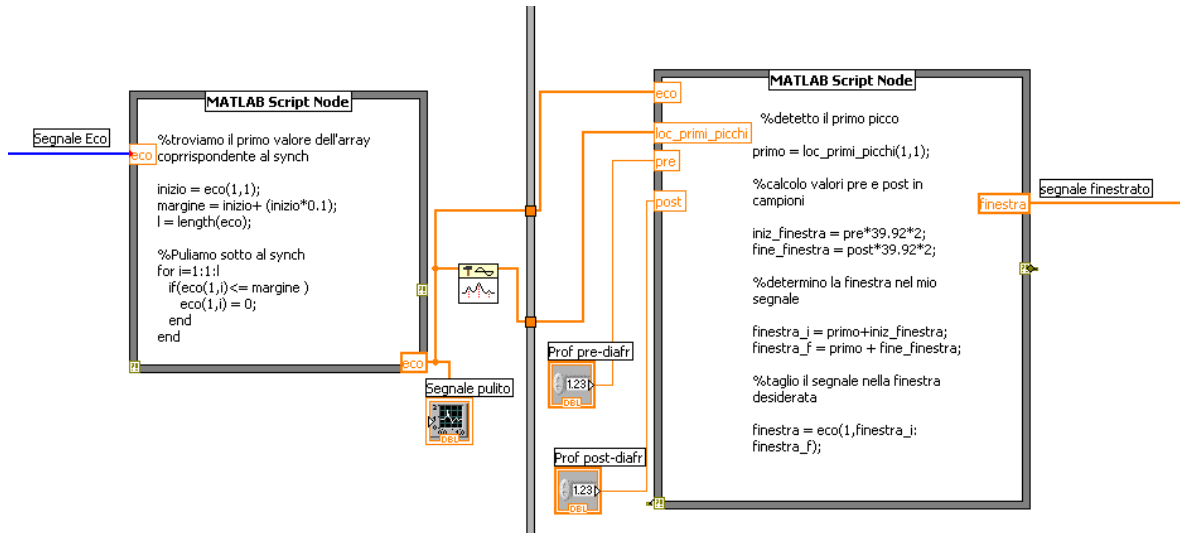


Figura 3.21. Schematizzazione dell'algoritmo implementato con LabVIEW per la prova 3.

A questo proposito si è deciso di determinare l'inizio del segnale andando a identificare il primo picco dopo il dato tenuto costante dal Synch. Infatti si è visto che tutti i segnali analizzati dopo il Synch presentavano un picco caratteristico assimilabile al punto di profondità zero dell'immagine, visibile in figura 3.22. Ulteriori misurazioni su campioni a profondità note ci hanno permesso di constatare con certezza che effettivamente quel picco rappresentasse il vero inizio del segnale. Per identificare questo picco si è deciso di operare in due passaggi: eliminare il dato mantenuto costante dal Synch e localizzare il primo picco. Per quanto riguarda il primo passaggio, implementando una finestra MatLab all'interno dell'ambiente di sviluppo LabVIEW, abbiamo identificato il primo valore dell'array da 3000 elementi (si faccia riferimento al comando $i=eco(1,1)$ mostrato nello schematico di figura 3.21), precedentemente creato, che corrisponde al valore mantenuto costante dal Synch. A questo punto si è creata una soglia pari al valore trovato con l'aggiunta del 10% ($s=inizio+(inizio*0.1)$) sotto la quale tutti i valori saranno portati a zero. Ripulito il segnale passiamo all'identificazione del primo picco utilizzando la funzione LabVIEW pick-detector che identifica i picchi presenti nel segnale. In uscita la funzione dà due array contenenti uno, l'indice della locazione del picco nell'array originale mentre

l'altro il valore in ampiezza. Per la localizzazione dei picchi la funzione utilizza il metodo dei minimi quadrati lasciando il parametro width pari a livello standard, ossia uguale a 3. Questo parametro determina la larghezza entro la quale non ci possono essere due picchi consecutivi identificati dalla funzione. Attraverso un'ulteriore finestra MatLab è sufficiente leggere il primo valore dell'array che contiene le localizzazioni dei picchi per identificare il primo picco corrispondente all'inizio del segnale.

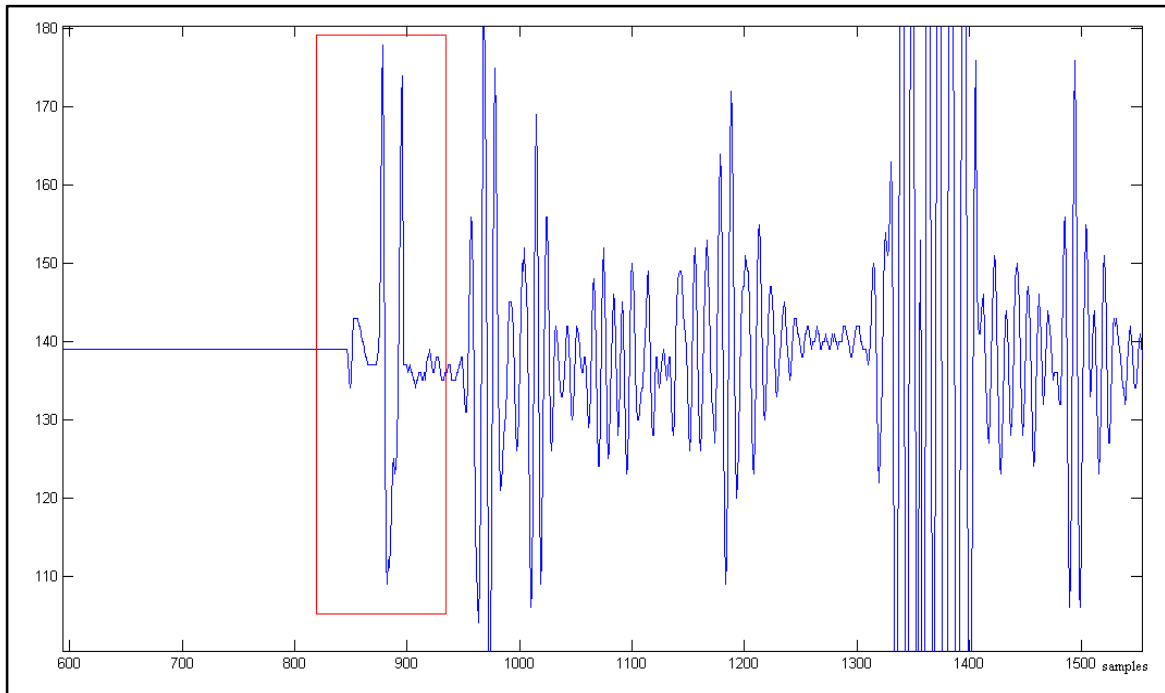


Figura 3.22. Zoom di un segnale ecografico. In rosso è evidenziato il picco corrispondente al punto a profondità zero nell'immagine ecografica.

Finestratura alla profondità desiderata

Ricordando che è necessaria una calibrazione iniziale da parte dell'operatore che individua il range di profondità all'interno del quale si troverà il diaframma, andiamo ora ad analizzare il secondo blocco che riguarda la selezione della finestra acustica corrispondente al range selezionato dall'operatore. All'interno della stessa finestra MatLab utilizzata per il blocco di localizzazione del primo picco, è stato implementato un codice che, ricevendo in input i valori di profondità massima e minima tra i quali è presente il diaframma, converte tali valori nel corrispondente numero di campioni. Successivamente si passa alla determinazione del campione iniziale e finale della finestra corrispondente per selezionarla e farla diventare il dato da elaborare dai blocchi successivi dell'algoritmo.

Localizzazione dei picchi di interesse

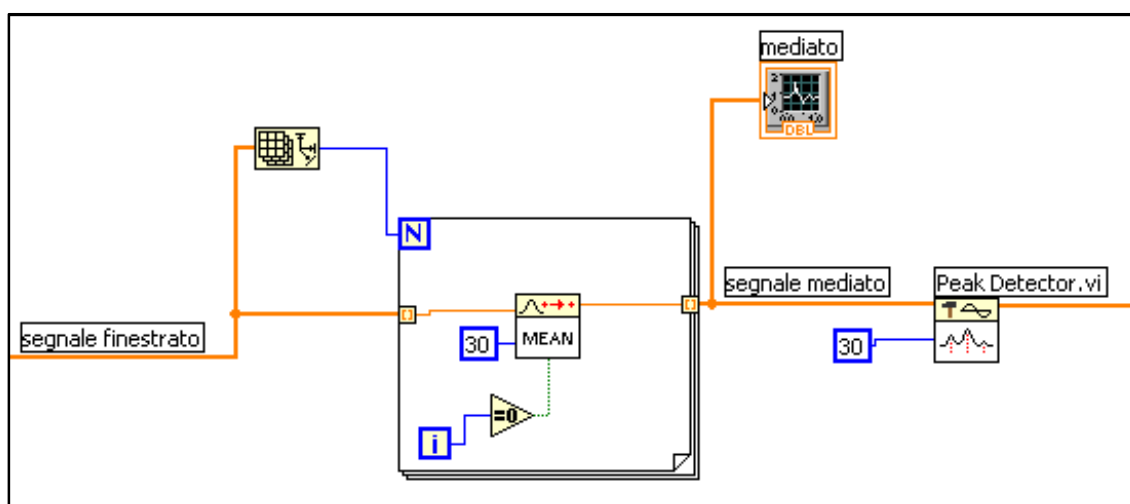


Figura 3.23. Schematizzazione del software prova 3 per la localizzazione dei picchi di interesse.

Prima di arrivare a questa parte si vuole far notare che il segnale, per una miglior analisi, è stato traslato sottraendogli la media e portato tutto positivo. Per quanto riguarda invece il terzo blocco dell'algoritmo, dato che un singolo tessuto anatomico non corrisponde ad un singolo picco ma ad una composizione di più picchi ravvicinati, si è pensato di elaborare il segnale finestrato con una media mobile su 30 campioni. In questo modo si è fatto un involuppo del segnale originale, creando effettivamente una singola campana per un singolo tessuto come visibile in figura x. La scelta di utilizzare 30 campioni ricade sul fatto che essi sono circa un millimetro (39 campioni = 1 mm) e quindi non andiamo a modificare il contenuto informativo dei picchi che rappresentano il diaframma, struttura

che in media misura 2 mm come da letteratura. Una volta creato l'involuppo del segnale, attraverso la funzione peak detector di LabVIEW già citata precedentemente, si è passati alla localizzazione dei picchi presenti. Questa volta però, si è deciso di impostare il parametro width pari a 30. Si è visto infatti, attraverso prove sperimentali, che con questo parametro andiamo a localizzare meglio il picco della campana sul punto di ampiezza più alto.

Calcolo dello spessore del diaframma

La quarta e ultima parte consiste nell'estrapolare dall'array contenente la locazione dei picchi, effettuata dal peak detector, la posizione del primo e ultimo picco. Si è scelto di non considerare altri eventuali picchi in quanto si tratta spesso di segnale erroneo dovuto a fenomeni di riflessione, oppure a variazioni del tessuto diaframmatico in quanto molto innervato e irrorato da vasi sanguinei.

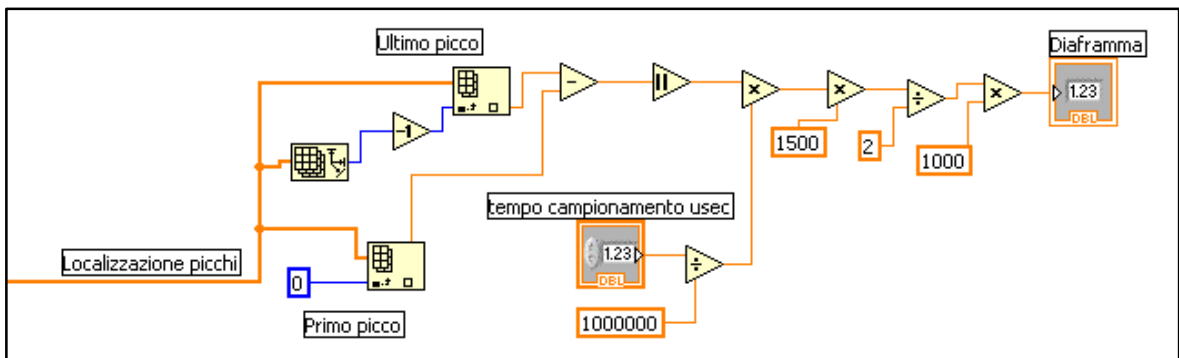


Figura 3.24. Software implementato per la prova 3 relativo al calcolo dello spessore del diaframma.

Una volta a conoscenza della posizione dei due picchi è sufficiente calcolarne la distanza in termini di campioni e una successiva conversione in millimetri per ricavare lo spessore del diaframma. E' da sottolineare che la velocità del suono nel tessuto umano scelta è pari a 1500 m/s come viene riportato in letteratura e che è necessario dimezzare lo spessore trovato in quanto la distanza tra due picchi rappresenta il tempo di andata e ritorno dell'eco.

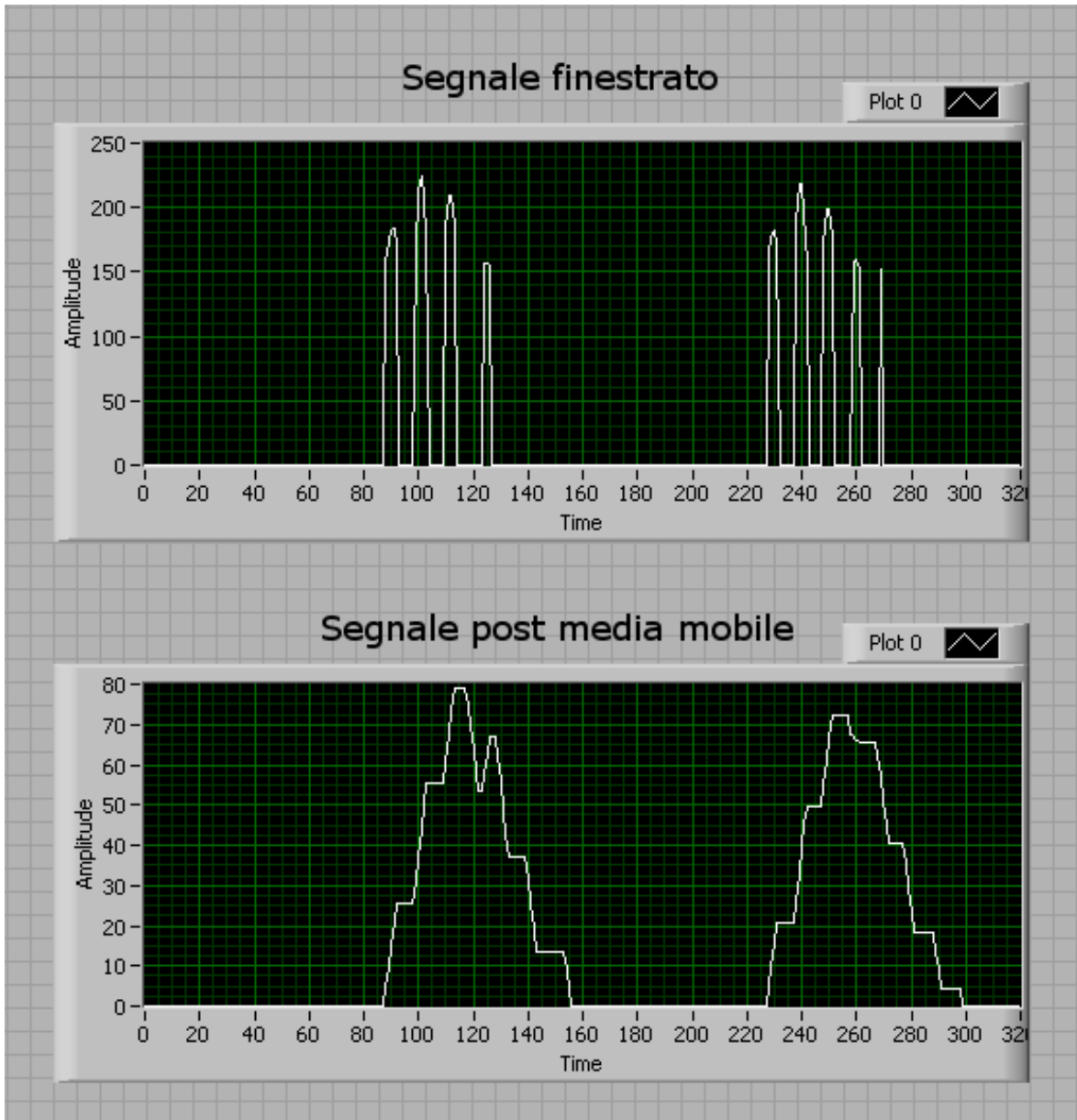


Figura 3.25. Grafico del segnale finestrato pre e post media mobile.

Protocollo

La prova prevede l'utilizzo dei dati acquisiti durante il test 2. Si tratta quindi dei dati di 5 soggetti di sesso maschile posizionati a determinati volumi polmonari. I volumi polmonari sono:

- FRC (fine espirazione);
- FRC + V_t (fine inspirazione);
- TLC (Total Lung Capacity);

Il protocollo per ogni singolo dato acquisito è così composto:

- Caricamento del dato acquisito nel software di calcolo automatico dello spessore del diaframma;
- Immissione dei parametri di calibrazione;
- Lettura del valore di spessore calcolato.

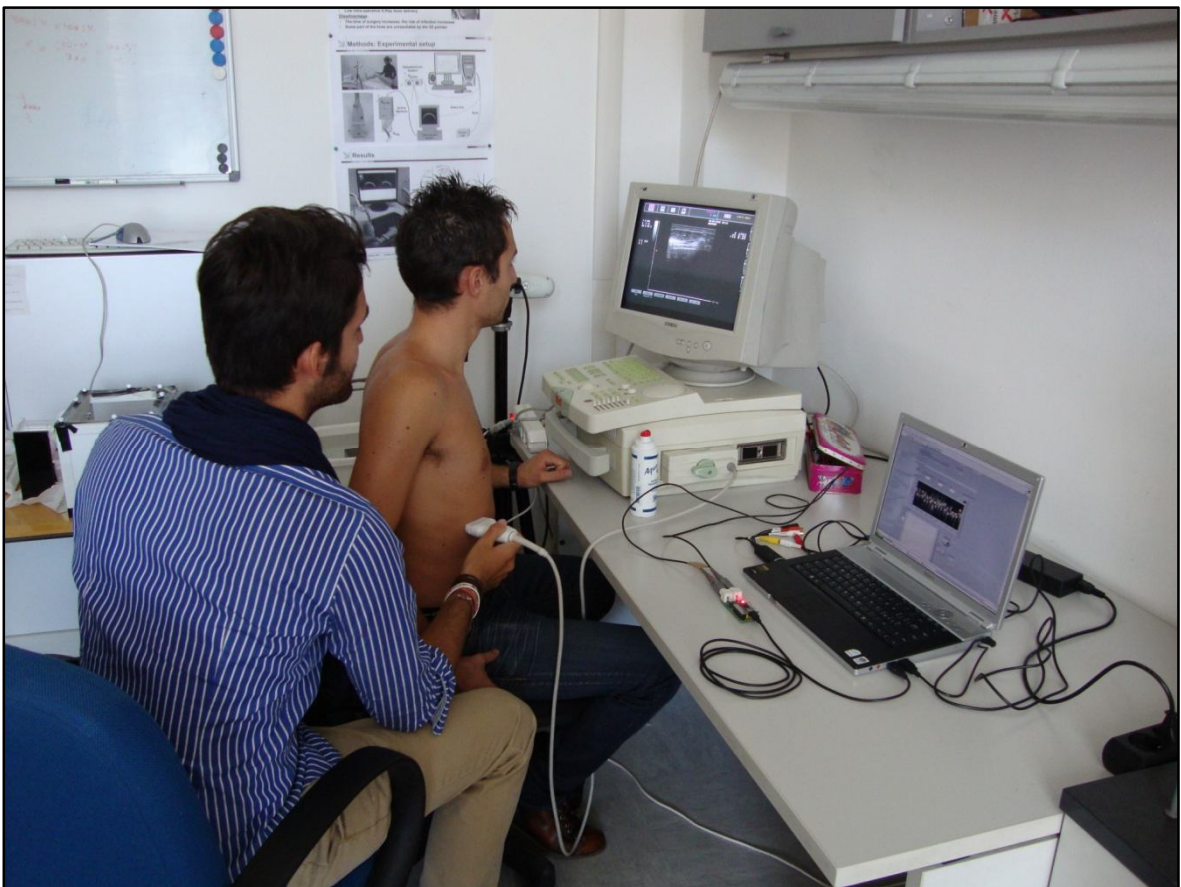


Figura 3.26. Realizzazione di una prova sperimentale in laboratorio.

Capitolo 4

Risultati

Questo capitolo riporta i risultati ottenuti a seguito dello svolgimento delle prove di testing e delle prove sperimentali illustrate nel capitolo precedente. Per primi verranno riportati i risultati relativi al testing della scheda elettronica del sistema di acquisizione ad alta frequenza e, successivamente quelli relativi alle prove sperimentali.

4.1. Risultati del testing sulla scheda di acquisizione

I risultati relativi al testing della scheda di acquisizione HERMES verranno suddivisi, come era successo nel capitolo precedente, in funzione dei blocchi funzionali rappresentativi.

- Front-End analogico;
- Porta logica NAND;
- Campionamento dell'ADC e Mini Module;

Blocco funzionale	Test svolti
Front-End analogico	<ul style="list-style-type: none">- Test sul primo stadio di amplificazione (A1)- Test sul secondo stadio di amplificazione (A2)
Porta logica NAND	<ul style="list-style-type: none">- Inversione del clock- Sequenza logica
Campionamento ADC e Mini Module	<ul style="list-style-type: none">- Test su LSB- Analisi segnale acquisito

4.1.1 Risultati Front-End analogico

Test sul primo stadio di amplificazione (A1)

Come si può notare dai risultati visualizzati sull'oscilloscopio in figura 4.1, al segnale in ingresso (rosso) viene applicato un guadagno invertente che lo amplifica di poco rispetto all'originale. Misurando $V_{\max, \text{rosso}} = 1.2$ è semplice calcolare che $V_{\max, \text{giallo}} = V_{\max, \text{rosso}} * (-1.22) = -1.342$ come del resto si può verificare misurandolo dall'oscilloscopio. E' quindi evidente che il primo stadio di amplificazione sta lavorando correttamente. Da notare inoltre come la frequenza del segnale in uscita non abbia subito variazioni rispetto a quella del segnale generato in ingresso.

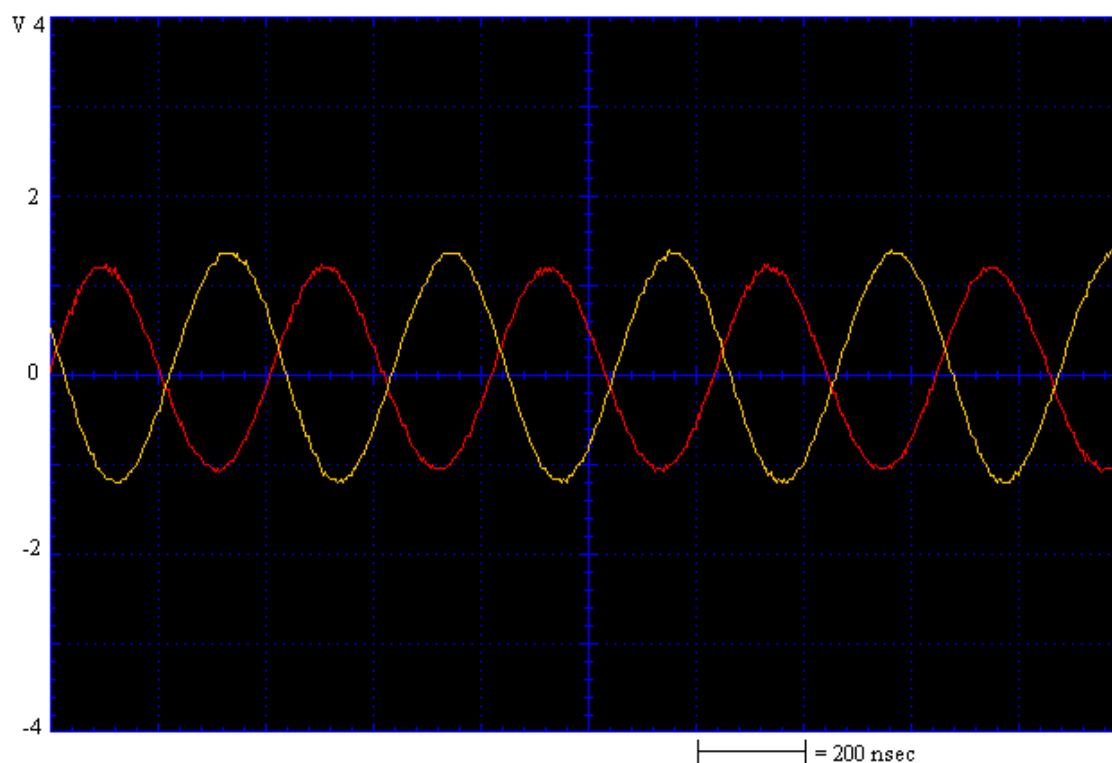


Figura 4.1. Acquisizione dei segnali in ingresso e uscita di A1, in rosso segnale in ingresso a valle del connettore coassiale, in giallo il segnale in corrispondenza del piedino d'uscita del segnale di A1.

Test sul secondo stadio di amplificazione (A2)

In questo caso abbiamo confrontato il segnale in uscita da A1 (giallo), nonché ingresso di A2, e il segnale in uscita da A2 (rosso) che deve presentare invariata l'ampiezza picco-picco, in quanto si tratta di uno stadio a buffer, ma un offset di 2.5 V sommato in uscita al segnale. Le misure da oscilloscopio, come si può notare in figura 4.2, confermano quanto ipotizzato. Anche A2 lavora correttamente, ora il segnale è pronto per essere campionato dall'ADC.

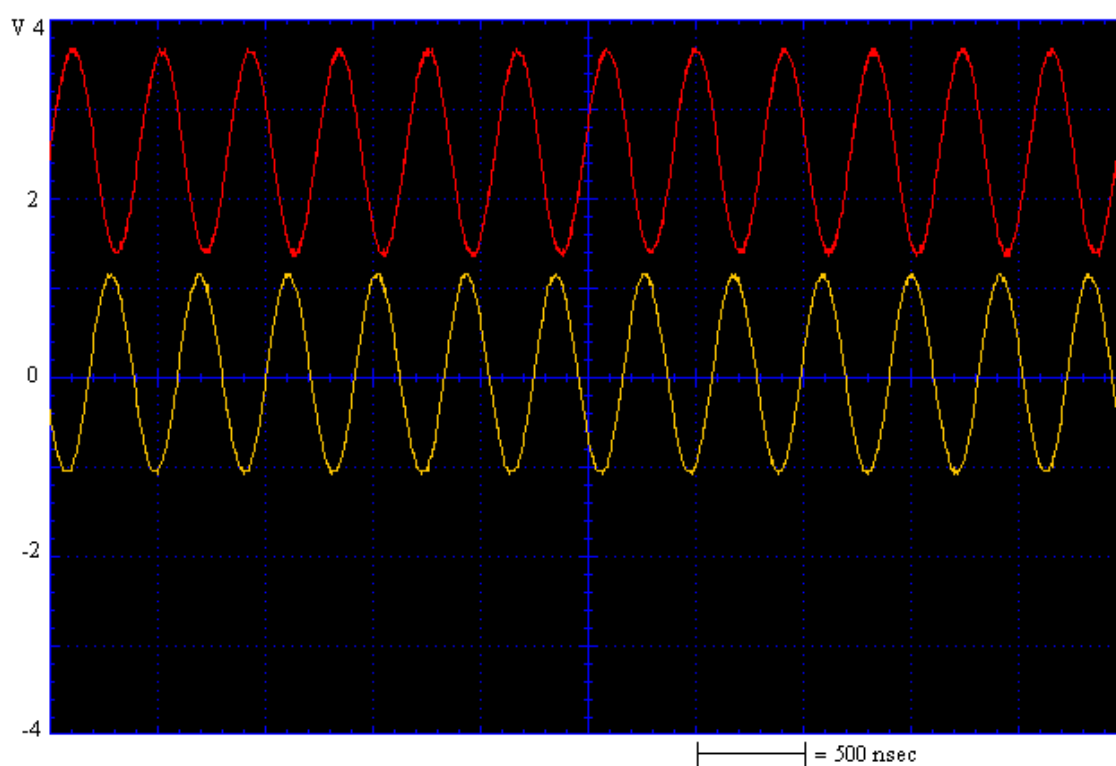


Figura 4.2. Acquisizione dei segnali in ingresso e uscita di A2, in giallo il segnale in ingresso ad A2 proveniente da A1, in rosso il segnale in uscita da A2.

4.1.2 Risultati Porta logica

Inversione del clock

Come è possibile vedere in figura 4.3, il segnale di clock in uscita dalla porta logica presenta esattamente le caratteristiche richieste: inversione e un leggero sfasamento. La forma non perfettamente trapezoidale del segnale è imputabile alle basse prestazioni dell'oscilloscopio che effettua un taglio alle alte frequenze mostrandoci solo alcune armoniche che rendono la forma del segnale sinusoidale. Ad ogni modo possiamo ritenere valido il test in quanto i nostri scopi erano dimostrare sfasamento e inversione del clock, parametri visibili e non sfalsati dalle basse prestazioni del mezzo di misura.

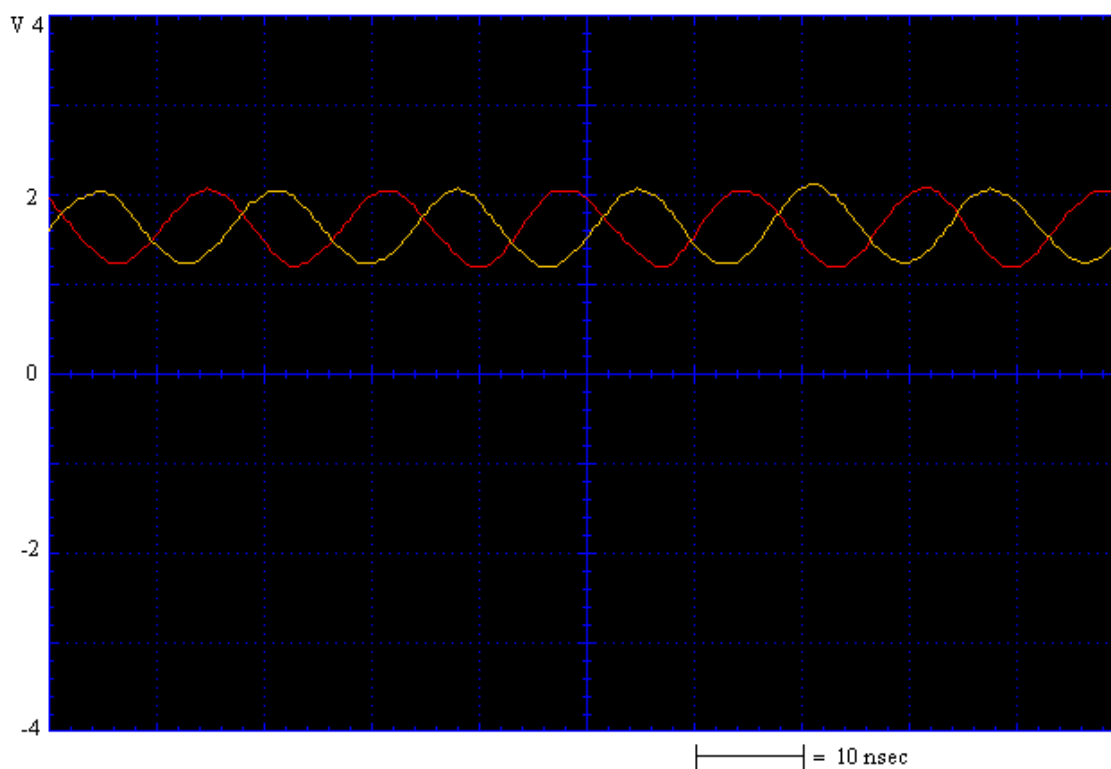


Figura 4.3. Acquisizione dei segnali di clock. In rosso misura del segnale di clock proveniente dal Mini Module in ingresso alla porta logica, in giallo misura del segnale di clock in uscita alla porta.

Sequenza logica

Dando in ingresso al canale Synch un segnale a 10MHz si vuole verificare che la porta logica effettivamente faccia passare il CLK a 60MHz quando il valore del Synch è basso e invece tenga costantemente un valore alto in uscita della sequenza logica quando il valore del Synch è alto. Dai risultati ottenuti, riportati in figura 4.4, è evidente come la porta riesca a gestire correttamente la logica implementata nonostante in ingresso si dia un segnale con frequenza ben più alta rispetto a quella del segnale di Synch generato dall'ecografo ad 1 kHz.

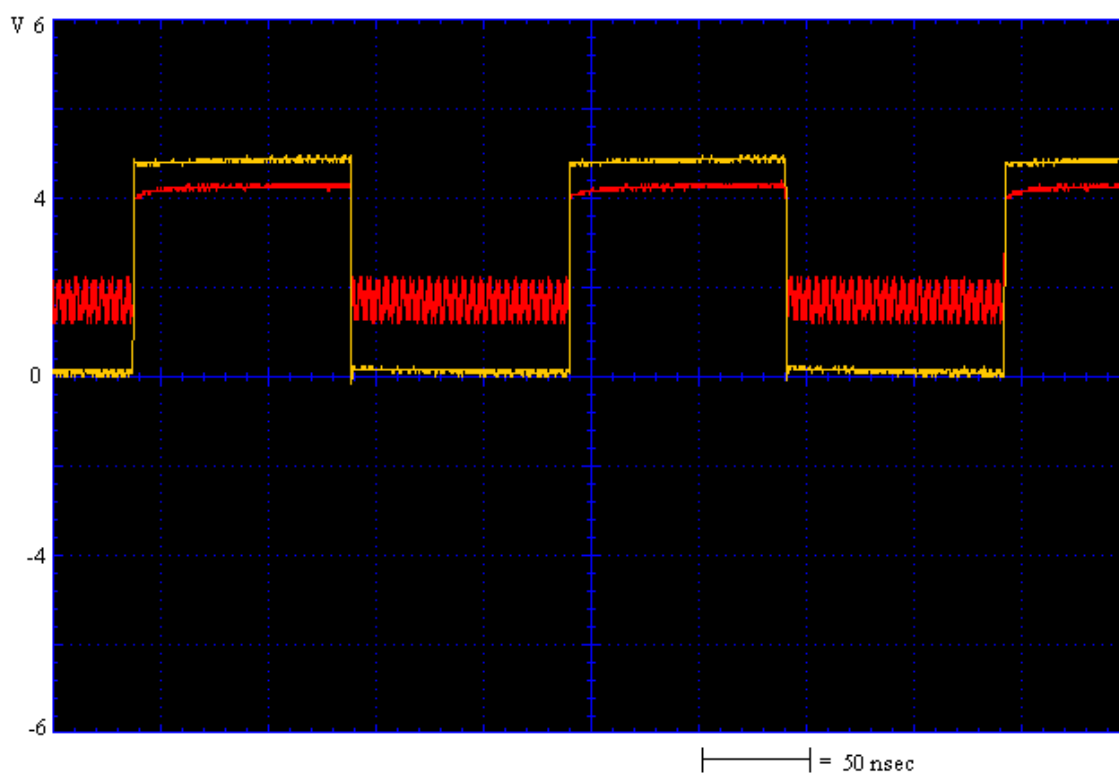


Figura 4.4. Verifica della logica implementata. In giallo il segnale di Synch a 10MHz, in rosso l'uscita della logica.

4.1.3 Risultati ADC e Mini Module

I risultati del test sono stati che ad ogni colpo di clock ricevuto, l'ADC commutava lo stato del least significant bit. Andando a controllare con l'oscilloscopio è stato possibile constatare che anche tutti i rimanenti sette bit d'uscita commutavano il loro stato logico. Inoltre, la frequenza di commutazione era la stessa del clock ricevuto in ingresso, quindi possiamo affermare che effettivamente il convertitore analogico digitale campiona a 60 MHz. Per quanto riguarda invece il Mini Module, come risulta evidente dall'immagine rielaborata tramite il software MatLab, i risultati mostrano che il convertitore analogico digitale campiona correttamente e che il modulo di invio dati riesce senza problemi ad inviare al PC tutti i dati campionati. Infatti osservando la figura 4.5 ritroviamo una sinusoide con la stessa frequenza di quella in ingresso. Si noti infatti come il periodo della sinusoide sia di 30 campioni che, moltiplicati per il periodo di campionamento $T_s = 0,0166 \mu s$, corrispondono al periodo di una sinusoide a 2 MHz pari a $0,5 \mu s$. Osservando sempre figura 4.5, mettendo in evidenza tutti i campioni che formano un periodo di una sinusoide, si denota come il segnale in ingresso risulti campionato a 60 MHz come desiderato. Da questo test mettiamo in evidenza più aspetti: innanzitutto come l'ADC stia effettivamente campionando correttamente il dato in ingresso, l'effettiva efficienza di invio dati ad alta velocità su canale USB da parte del Mini Module ed infine la capacità di campionare a 60 MHz come da progetto.

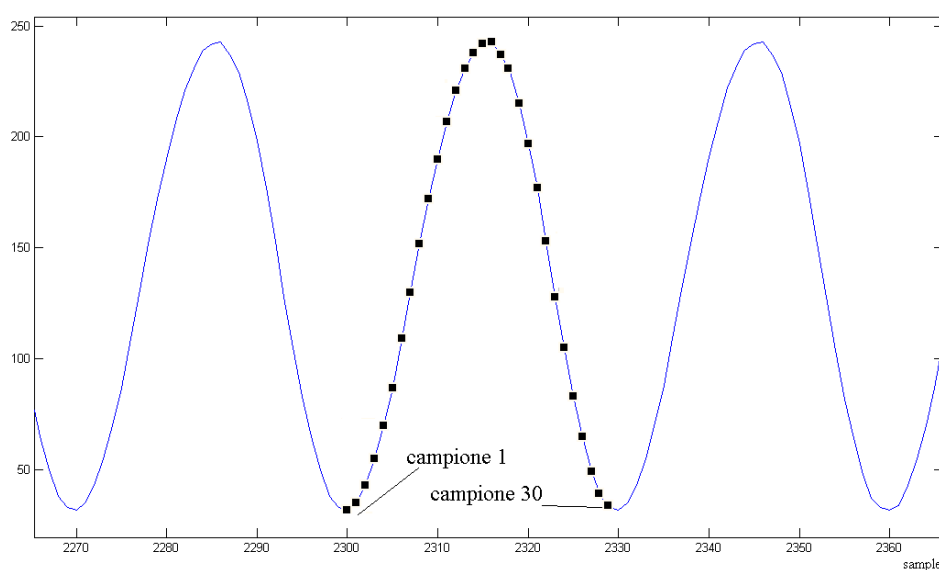


Figura 4.5. Visualizzazione dei dati ricevuti dal PC in MatLab. Si noti il periodo della sinusoide pari a 30 campioni.

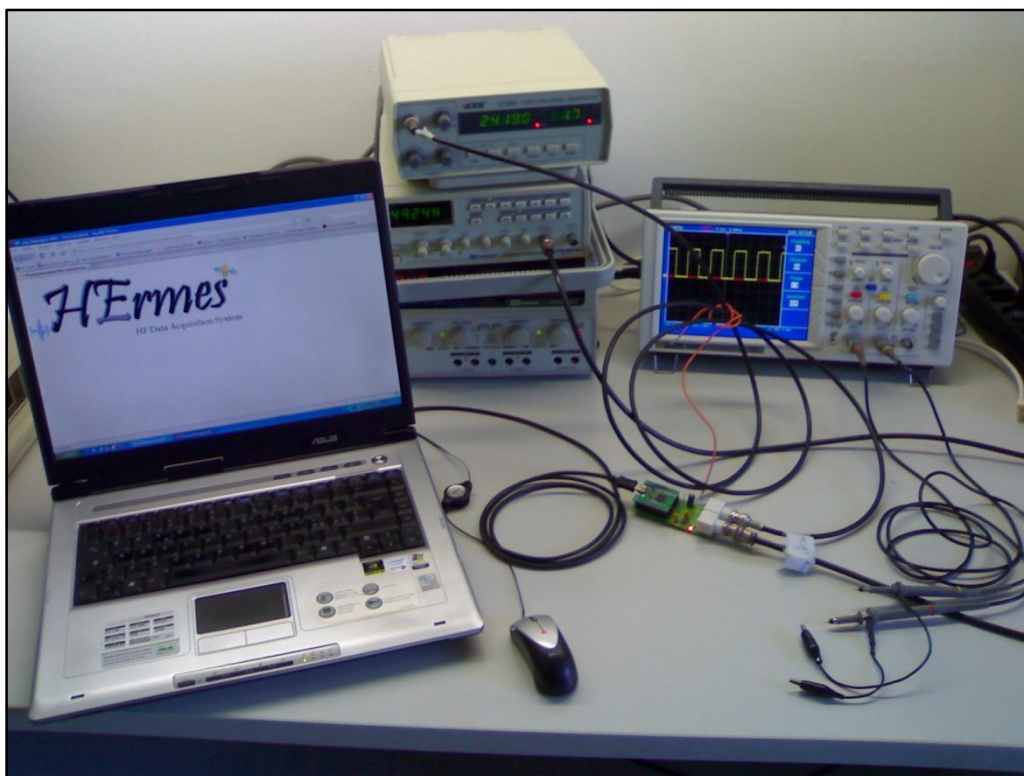


Figura 4.6. Strumenti utilizzati per effettuare i test su HERMES.

4.2. Risultati delle prove sperimentali

Si passerà ora all'esposizione dei risultati ottenuti durante le prove sperimentali per quanto riguarda la capacità di misura, automatica e non, a partire da un segnale ecografico. Si riporta di seguito una tabella riassuntiva delle prove svolte.

Per quanto riguarda il test 2 di misura del diaframma verrà riportato a titolo d'esempio tutta l'analisi effettuata sui dati raccolti su un soggetto, mentre per i rimanenti saranno riportati solo i risultati ottenuti.

4.2.1 Risultati Test 1: misura dello spessore di un phantom

Facendo riferimento allo schema a blocchi riportato in figura 4.7, il primo passaggio fondamentale per l'analisi è quello di caricare il file generato durante l'acquisizione in streaming da HERmes. Si è utilizzato il software MatLab a tal scopo in modo da poter gestire facilmente la grande quantità di dati.

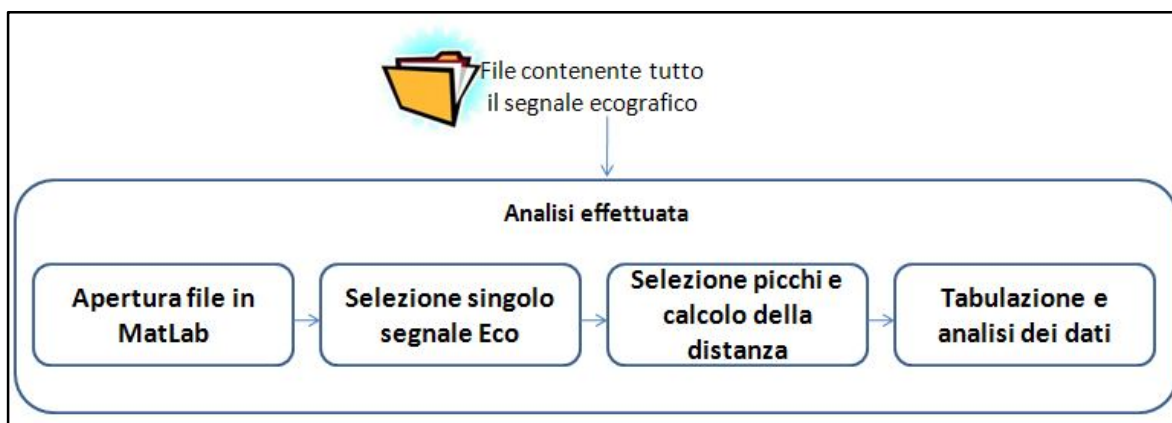


Figura 4.7. Schema a blocchi per l'analisi effettuata durante il test 1.

Caricato il file, si è passati alla selezione di una singola acquisizione ecografica per poi passare al riconoscimento manuale dei picchi di interesse per il calcolo della loro distanza. Ovviamente i picchi corrisponderanno al cambiamento di interfaccia acustica provocata dai due fili di nylon del phantom, come visibile in figura 4.8.

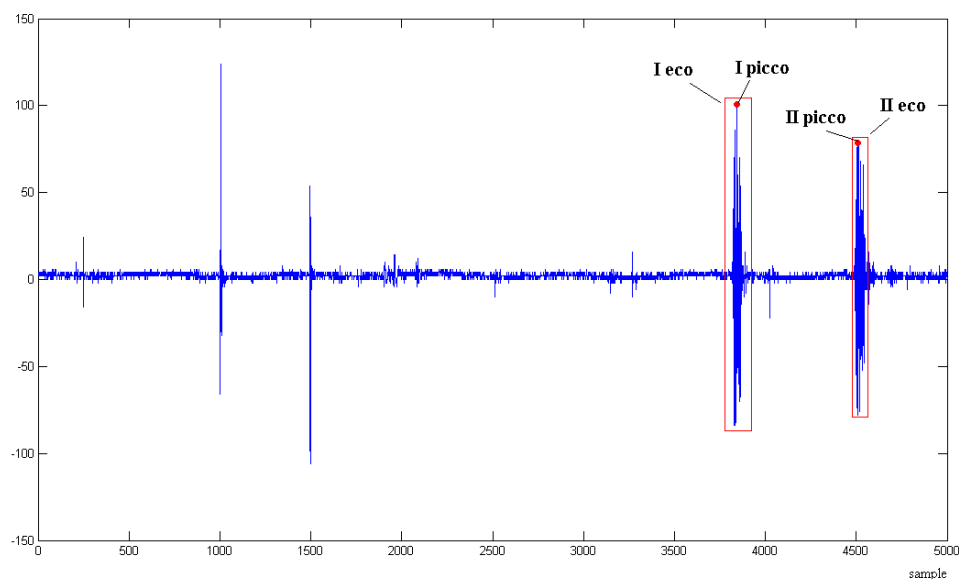


Figura 4.8. Esempio di individuazione dei picchi sul segnale Eco per il test 1.

Individuati i campioni corrispondenti ai picchi si è proceduto al calcolo della loro distanza servendosi della formula:

$$S = \frac{(\Delta c * 0.0167) * (10^{-6}) * (1480)) * 1000}{2}$$

dove:

S [mm] = spessore phantom calcolato;

Δc = #campione picco finale – #campione picco iniziale;

$0.0167 * 10^{-6}$ [s] = periodo di campionamento;

1480 [m/s] = velocità di propagazione del suono nell'acqua.

Si noti che il valore viene diviso per due in quanto la distanza tra due picchi rappresenta il cammino di andata e ritorno dell'eco.

Le operazioni appena descritte sono state ripetute per 100 volte in modo da acquisire 100 valori di distanza utili in fase di analisi statistica. Per quest'ultima fase sono stati calcolati:

- Media delle distanze calcolate a partire dal segnale ecografico;
- Deviazione standard delle distanze calcolate a partire dal segnale ecografico;
- Media dell'errore tra la misura reale e quella calcolata;
- Deviazione standard dell'errore;

Prima di passare alla presentazione dei risultati, è utile specificare la capacità risolutiva dello strumento di misura. Sapendo che la risoluzione assiale della sonda è pari a $\lambda/2$, che la velocità del suono v nell'acqua è pari a 1480 m/s e che la sonda emette impulsi di frequenza f a 7.5 MHz tramite la relazione:

$$\lambda = \frac{v}{f} = \frac{1480 \text{ m sec}^{-1}}{7.5 \times 10^6 \text{ sec}^{-1}} \cong 200 \times 10^{-6} \text{ m}$$

determiniamo che la risoluzione alla quale lavoriamo vale:

$$\frac{\lambda}{2} \cong 0.1 \text{ mm}$$

Nonostante la nostra risoluzione si approssimi al decimo di millimetro, le misure che verranno riportate avranno una precisione pari al centesimo di millimetro, questo perché avendo sovra campionato il segnale siamo in possesso di un numero di campioni maggiore di quelli necessari che nei calcoli successivi permetteranno di avere una maggiore precisione di misura.

Nelle pagine seguenti verranno riportati i grafici riportanti i risultati di questo primo test.

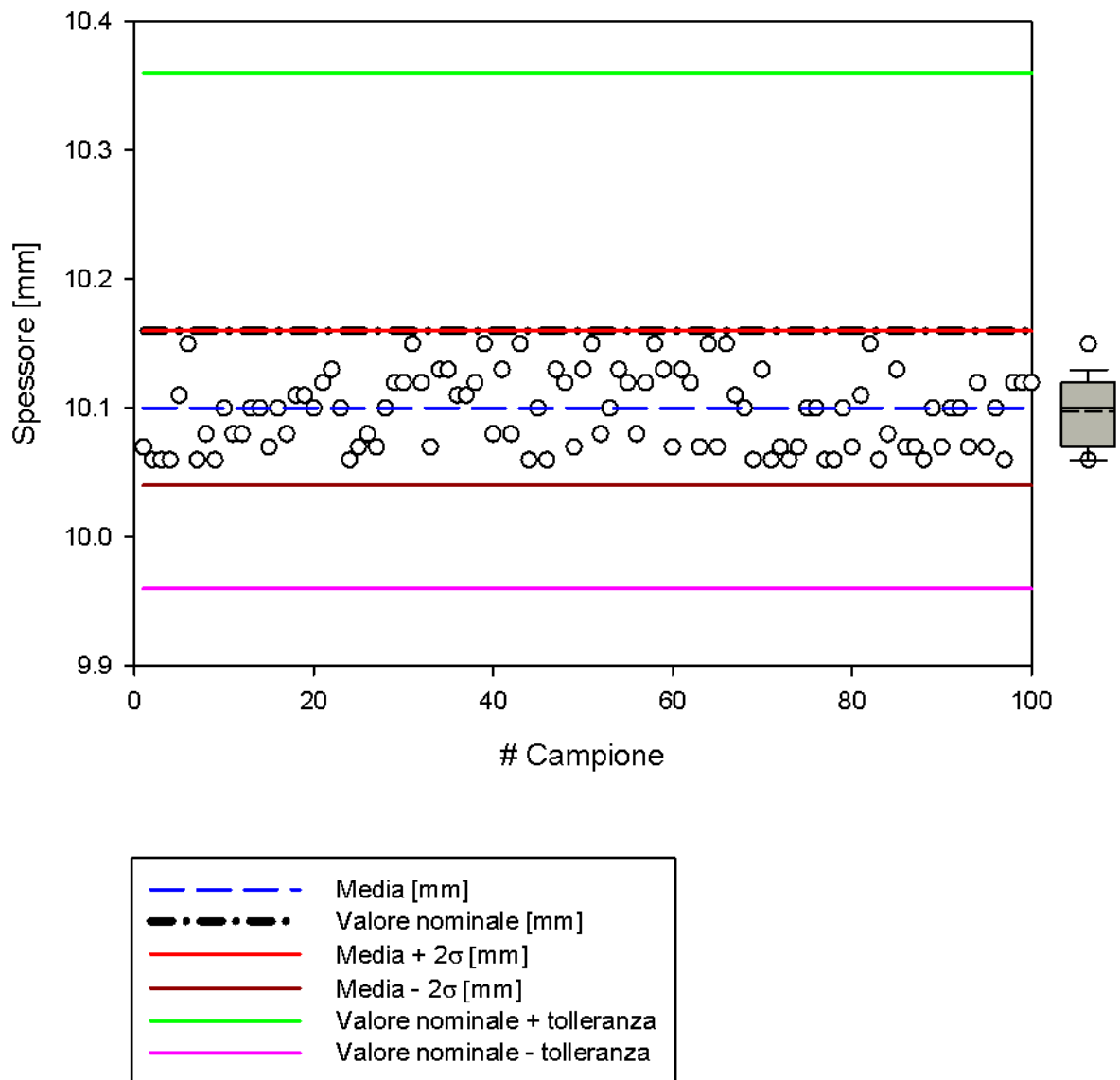


Figura 4.9. Grafico degli spessori misurati sul phantom. Nel grafico sono stati riportati (cerchi vuoti) tutti i valori di spessore misurati a seguito delle 100 acquisizioni Eco sul phantom. La misura è stata calcolata attraverso una selezione manuale dei punti sul segnale RF. La linea tratteggiata blu corrisponde alla media delle misure effettuate (10.10 mm) mentre la linea nera tratteggiata indica il valore nominale della distanza tra i due fili di nylon del phantom (10.16 mm). Vengono riportate in rosso ed in marrone le linee relative a $\pm 2\sigma$ (deviazione standard) rispetto al valor medio delle misure (la linea in rosso indica 10.16 mm, quella marrone 10.04 mm). Le linee verde e fucsia che rappresentano l'intervallo di tolleranza del valore nominale del phantom. Questa tolleranza è legata alla fabbricazione stessa delle breadboard di cui si compone il phantom (la linea verde indica 10.36 mm, quella fucsia 9.96 mm). Si noti come tutte le misurazioni ricadano all'interno dell'intervallo di tolleranza. Dalle misure effettuate l'errore medio è di 0.06 mm (0.61%) e la deviazione standard di 0.03 mm. Sulla destra del grafico è riportato il Whisker box plot rappresentate il decimo ed il novantesimo percentile. La linea tratteggiata del Whisker plot rappresenta la media mentre quella continua la mediana. Nel Whisker plot sono mostrati anche il valore massimo e quello minimo (cerchi

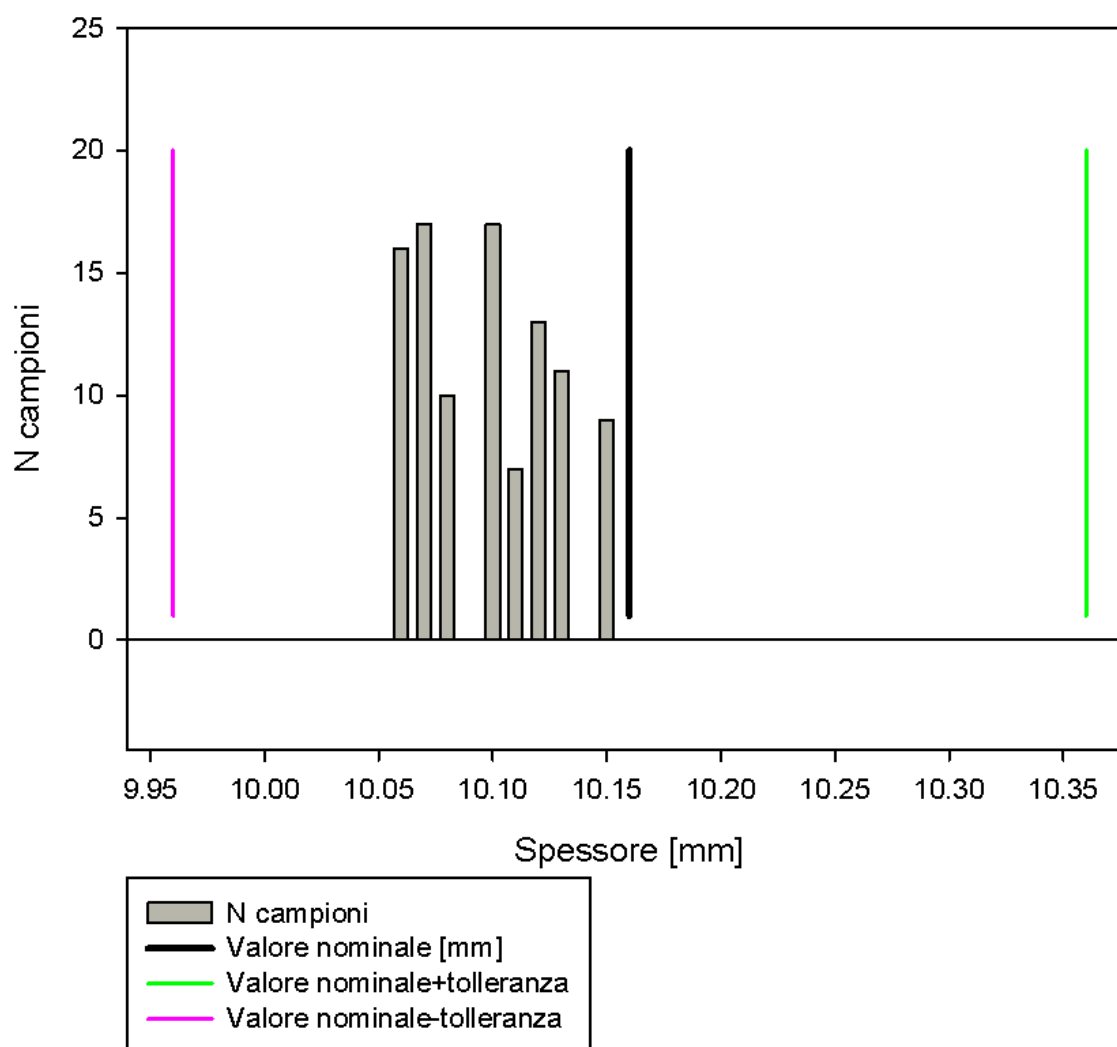


Figura 4.10. Istogramma della distribuzione degli spessori misurati sul phantom. Nel grafico sono riportati gli istogrammi relativi alle misure di spessore effettuate sul phantom tramite selezione manuale dei punti sul segnale RF. L'altezza delle colonne rappresentano il numero di acquisizioni che hanno dato come risultato il medesimo valore di spessore. La linea nera verticale indica il valore nominale dello spessore (10.16 mm), mentre quelle fucsia e verde rappresentano rispettivamente il limite inferiore (9.96 mm) e superiore (10.36 mm) dell'intervallo di tolleranza. Si noti che le misure sono polarizzate al di sotto del valore nominale.

Dai grafici risulta evidente come le misure siano tutte polarizzate al di sotto del valore nominale dello spessore del phantom. Possibili spiegazioni a questo risultato vanno ricercate nelle modalità di costruzione del phantom che risulta essere costituito da una serie di interfacce acqua-nylon che possono provocare fenomeni di riflessione multiple e nelle caratteristiche costruttive della sonda ecografica che presenta delle interfacce tra gli elementi piezoelettrici e l'esterno della sonda che provocano la visione di falsi picchi all'interno del segnale RF. Importanza riveste anche la scelta del valore della velocità di propagazione delle onde ultrasoniche nel mezzo acquoso che, non necessariamente ha valore 1480 m/s in quanto dipende da parametri quali temperatura e concentrazione salina. Infatti nella realizzazione del test 1 si è fatto ricorso ad acqua con caratteristiche non note. Osservando i grafici in figura 4.9 e figura 4.10 e facendo riferimento al discorso relativo alla risoluzione dello strumento di misura è da notare come tutte le misurazioni effettuate, se approssimate alla prima cifra decimale, avrebbero valore pari a 10.1 mm dando evidenza di una grande ripetibilità della misura. L'osservazione più importante su questi risultati è come tutte le misure siano all'interno dell'intervallo di tolleranza della breadboard dando quindi un errore di misura entro i limiti di tolleranza della misura di riferimento.

Il nostro sistema di misura quindi è in possesso di una ripetibilità di misura elevatissima e commette un errore inferiore alla tolleranza.

4.2.2 Risultati Test 2 e Test 3: misura manuale ed automatica dello spessore del diaframma

Test 2

Il processo di analisi è analogo a tutte le prove previste dal protocollo precedentemente descritto, quindi si procederà ora ad illustrare il caso del soggetto n.1 durante la prova a FRC. Facendo riferimento a figura 4.11, il primo passaggio consiste nell'apertura in MatLab dell'acquisizione Eco effettuata per riconoscere manualmente i picchi corrispondenti al diaframma.

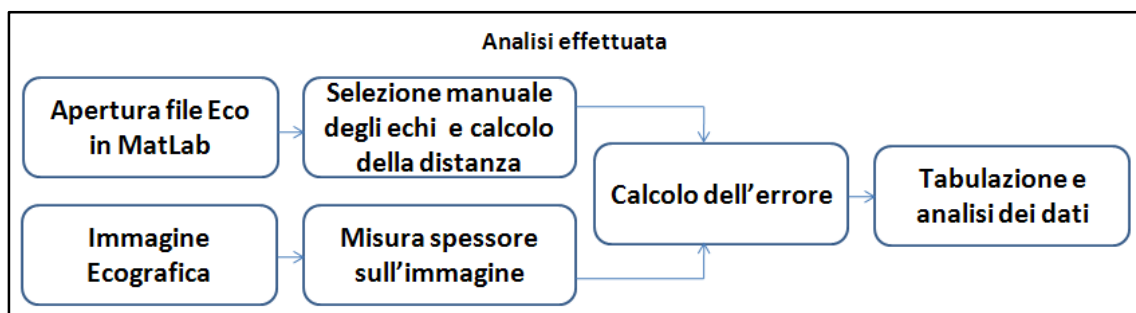


Figura 4.11. Schema a blocchi per l'analisi effettuata durante il test 2.

Una volta localizzati, come è visibile in figura 4.12, si è ricorso alla formula per il calcolo dello spessore, descritta nel precedente paragrafo, utilizzando però come velocità di propagazione il valore 1500 m/s, tipica per i tessuti umani.

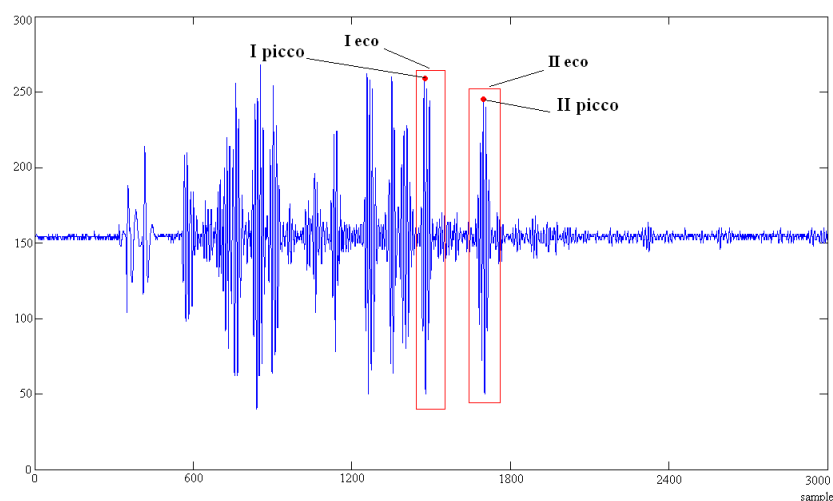


Figura 4.12. Esempio di individuazione dei picchi sul segnale Eco per il test 2.

Contestualmente al calcolo della distanza effettuata sul segnale Eco, è stata realizzata la misurazione dello spessore del diaframma direttamente sull'immagine ecografica corrispondente al segnale Eco analizzato. La misura è stata eseguita utilizzando la funzione measure implementata direttamente sull'ecografo, come visibile in figura 4.13.



Figura 4.13. Misura sull'immagine acquisita dello spessore del diaframma per il test 2 si noti in giallo la distanza misurata.

Una volta in possesso del valore misurato a partire dal segnale Eco e di quello misurato direttamente sull'immagine, si è passati al calcolo dell'errore commesso.

Test 3

Come già anticipato nel capitolo precedente, il test 3 utilizza gli stessi dati acquisiti nel test 2. In questo caso però si vuole testare la capacità di calcolo automatico dello spessore del diaframma del software realizzato. Una volta in possesso del valore di spessore calcolato dall’algoritmo si è passati al calcolo dell’errore commesso rispetto alla misura effettuata a mano nel test 2 e quella direttamente prelevata dall’immagine. Il procedimento svolto è evidenziato in figura 4.14.

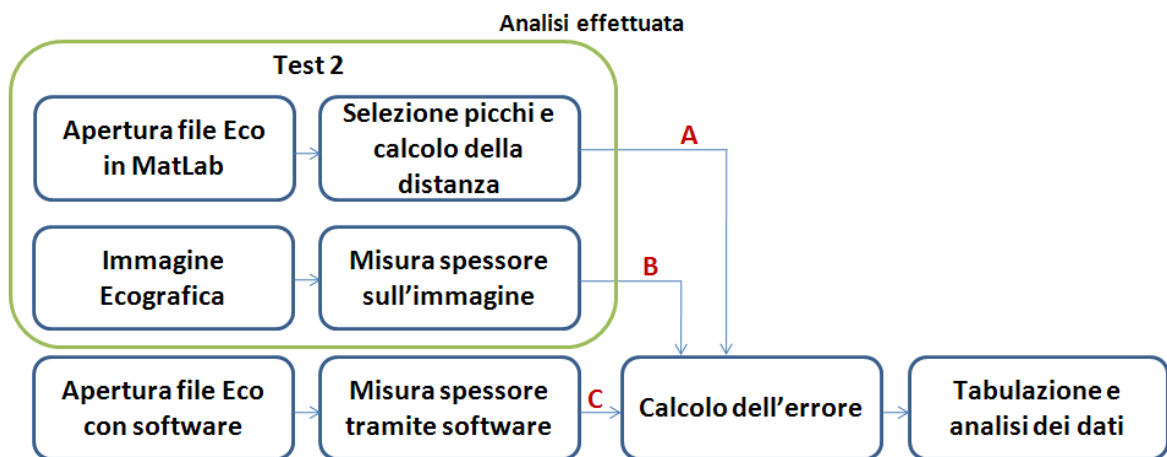


Figura 4.14. Schema a blocchi per l’analisi effettuata durante il test 3.

Risultati test 2 e 3

Seguono ora i dati tabulati relativi ai 5 soggetti su cui sono state effettuate le tre prove come da protocollo in cui A, B e C rappresentano rispettivamente:

- A = distanza calcolata mediante selezione dei punti manuale dal segnale RF;
- B = distanza calcolata mediante selezione dall’immagine B-Mode;
- C = distanza calcolata in modo automatico con l’algoritmo dal segnale RF.

Volume polmonare: FRC

Soggetto	Distanza A [mm]	Distanza B [mm]	Distanza C [mm]	B-A [mm]	B-C [mm]	A-C [mm]
1	3.62	3.8	3.52	0.18 (4.68%)	0.28 (7.36%)	0.1 (2.81%)
2	2.68	2.9	2.75	0.22 (7.75%)	0.15 (5.07%)	-0.08 (-2.9%)
3	3.26	3.5	3.3	0.24 (6.81%)	0.2 (5.84%)	-0.03 (-1.05%)
4	4.64	4.6	4.95	-0.04 (-0.96%)	-0.35 (-7.66%)	-0.31 (-6.63%)
5	3.11	3.3	3.07	0.19 (5.72%)	0.23 (6.9%)	0.04 (1.25%)
media	3.46	3.62	3.52	0.16 (4.8%)	0.1 (3.5%)	-0.056 (-1.3%)
dev. std	0.74	0.64	0.84	0.11 (3.42%)	0.26 (6.3%)	0.16 (3.69%)

Tabella 4.1. Risultati riguardanti il calcolo dello spessore del diaframma a volume polmonare FRC. Vengono riportate le differenze tra le misure nelle varie modalità di calcolo ed infine media e deviazione standard delle misure effettuate.

Volume polmonare: FRC+V_t

Soggetto	Distanza A [mm]	Distanza B [mm]	Distanza C [mm]	B-A [mm]	B-C [mm]	A-C [mm]
1	4.54	4.6	4.52	0.06 (1.32%)	0.08 (1.84%)	0.02 (0.52%)
2	2.93	3.1	2.91	0.17 (5.46%)	0.19 (6.26%)	0.02 (0.82%)
3	3.67	3.8	3.56	0.13 (3.49%)	0.24 (6.41%)	0.11 (3.02%)
4	6.18	6.3	6.12	0.12 (1.95%)	0.18 (2.86%)	0.06 (0.93%)
5	3.41	3.5	3.34	0.09 (2.52%)	0.16 (4.53%)	0.07 (2.06%)
media	4.15	4.26	4.09	0.11 (2.95%)	0.17 (4.38%)	0.06 (1.48%)
dev. std	1.28	1.26	1.27	0.04 (1.62%)	0.06 (2.03%)	0.04 (1.04%)

Tabella 4.2. Risultati riguardanti il calcolo dello spessore del diaframma a volume polmonare FRC+V_t. Vengono riportate le differenze tra le misure nelle varie modalità di calcolo ed infine media e deviazione standard delle misure effettuate.

Volume polmonare: TLC

Soggetto	Distanza A [mm]	Distanza B [mm]	Distanza C [mm]	B-A [mm]	B-C [mm]	A-C [mm]
1	5.28	5.3	5.2	0.02 (0.46%)	0.1 (1.93%)	0.08 (1.47%)
2	3.49	3.6	3.34	0.11 (3.14%)	0.26 (7.35%)	0.15 (4.34%)
3	4.99	4.9	5.02	-0.09 (-1.84%)	-0.12 (-2.41%)	-0.03 (-0.57%)
4	6.89	6.9	6.87	0.01 (0.02%)	0.03 (0.48%)	0.03 (0.46%)
5	4.78	4.9	4.63	0.12 (2.46%)	0.27 (5.48%)	0.15 (3.1%)
media	5.08	5.12	5.01	0.03 (0.85%)	0.11 (2.6%)	0.08 (1.76%)
dev. std	1.21	1.18	1.27	0.09 (2%)	0.16 (3.9%)	0.07 (1.98%)

Tabella 4.3. Risultati riguardanti il calcolo dello spessore del diaframma a volume polmonare TLC. Vengono riportate le differenze tra le misure nelle varie modalità di calcolo ed infine media e deviazione standard delle misure effettuate.

Si noti dai risultati tabulati come al crescere del volume polmonare vi sia un'effettiva crescita dello spessore del diaframma. Considerando la misura effettuata sull'immagine per sua natura più imprecisa in quanto dipendente dall'operatore che deve riconoscere le strutture anatomiche e dalla risoluzione dell'immagine stessa, possiamo considerare quella effettuata tramite selezione manuale dei picchi la più affidabile e prossima al valore nominale dello spessore del diaframma, tesi supportata anche dai risultati conseguiti nel test 1. Alla luce di queste considerazioni notiamo come la media della differenza tra la modalità A e C sia molto piccola, questo è indice della bontà dell'algoritmo di misura automatica implementato. A supporto di queste considerazioni è stata effettuata un'analisi di varianza a due vie per misure ripetute ANOVA. Le vie utilizzate per il test sono state il metodo con cui è stata effettuata la misura (A, B e C) e il volume polmonare al quale è stata effettuata l'acquisizione (FRC, FRC + V_t e TLC). Facendo riferimento a figura 4.15 è emerso dal test come non ci sia una significatività statistica rispetto alle misure effettuate

con il metodo A vs C mentre esiste un'alta significatività tra il metodo B vs C ed A vs B. Questo ci permette di affermare che l'algoritmo automatico di misura dello spessore del diaframma funziona correttamente alla pari della modalità di selezione manuale dei picchi sul segnale RF. In tabella 4.4 riportiamo i risultati del test ANOVA rispetto al metodo. Osservando invece tabella 4.5 relativa ai risultati rispetto al volume polmonare si evidenzia come esista dipendenza dei risultati in funzione del volume polmonare specifico. Questo è indice del fatto di come la misura effettuata dipenda dal volume polmonare al quale ci si trova: risultato che conferma, come visibile in figura 4.15, come i dati misurati dipendano dallo specifico volume polmonare.

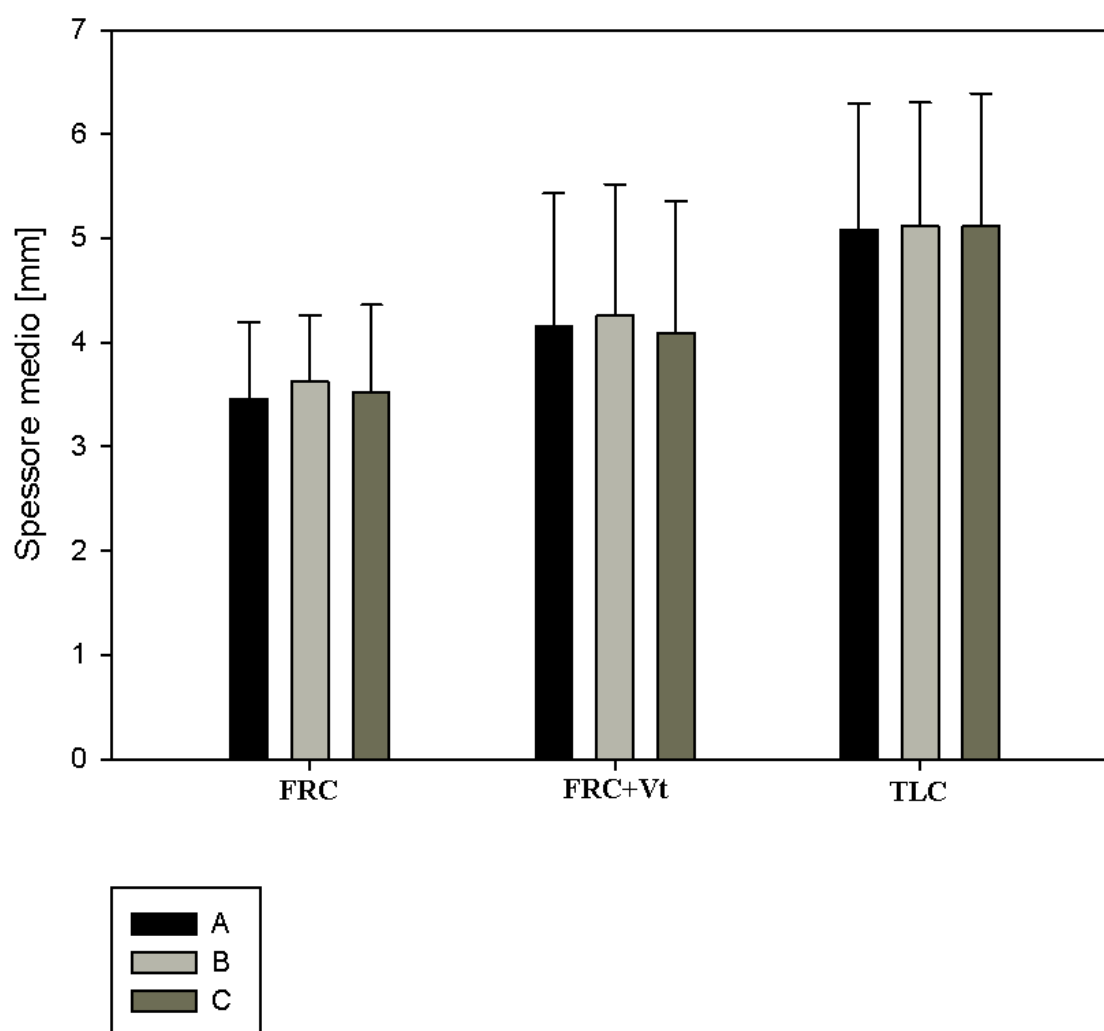


Figura 4.15. Media + deviazione standard degli spessori calcolati con vari metodi (A, B e C, vedi testo) e a vari volumi polmonari. Nell'istogramma sono stati riportati per ogni volume polmonare la media risultante degli spessori calcolati attraverso i metodi A, B e C. E' evidente come all'aumentare del volume polmonare aumenti la media dello spessore del diaframma con tutti i metodi di calcolo.

Fattore: Metodo

Comparazione	Diff.tra medie [mm]	Livello critico [mm]	Significatività
B vs. C	0.127	0.017	Si
B vs. A	0.102	0.025	Si
A vs. C	0.0247	0.05	No

Tabella 4.4 Risultato test ANOVA rispetto alla via Metodo. Significatività positiva indica che i due metodi producono risultati tra di loro significativamente diversi, viceversa per la significatività negativa.

Fattore: Volume

Comparazione	Diff.tra medie [mm]	Livello critico [mm]	Significatività
TLC vs. FRC	1.539	0.017	Si
TLC vs. FRC+Vt	0.907	0.025	Si
FRC+Vt vs. FRC	0.632	0.05	Si

Tabella 4.5 Risultato test ANOVA rispetto alla via Volume. Significatività positiva indica che i due volumi producono risultati tra di loro significativamente diversi, viceversa per la significatività negativa.

Verranno ora riportati i grafici di Bland Altman relativi alle tre differenze tra le modalità di misura effettuate.

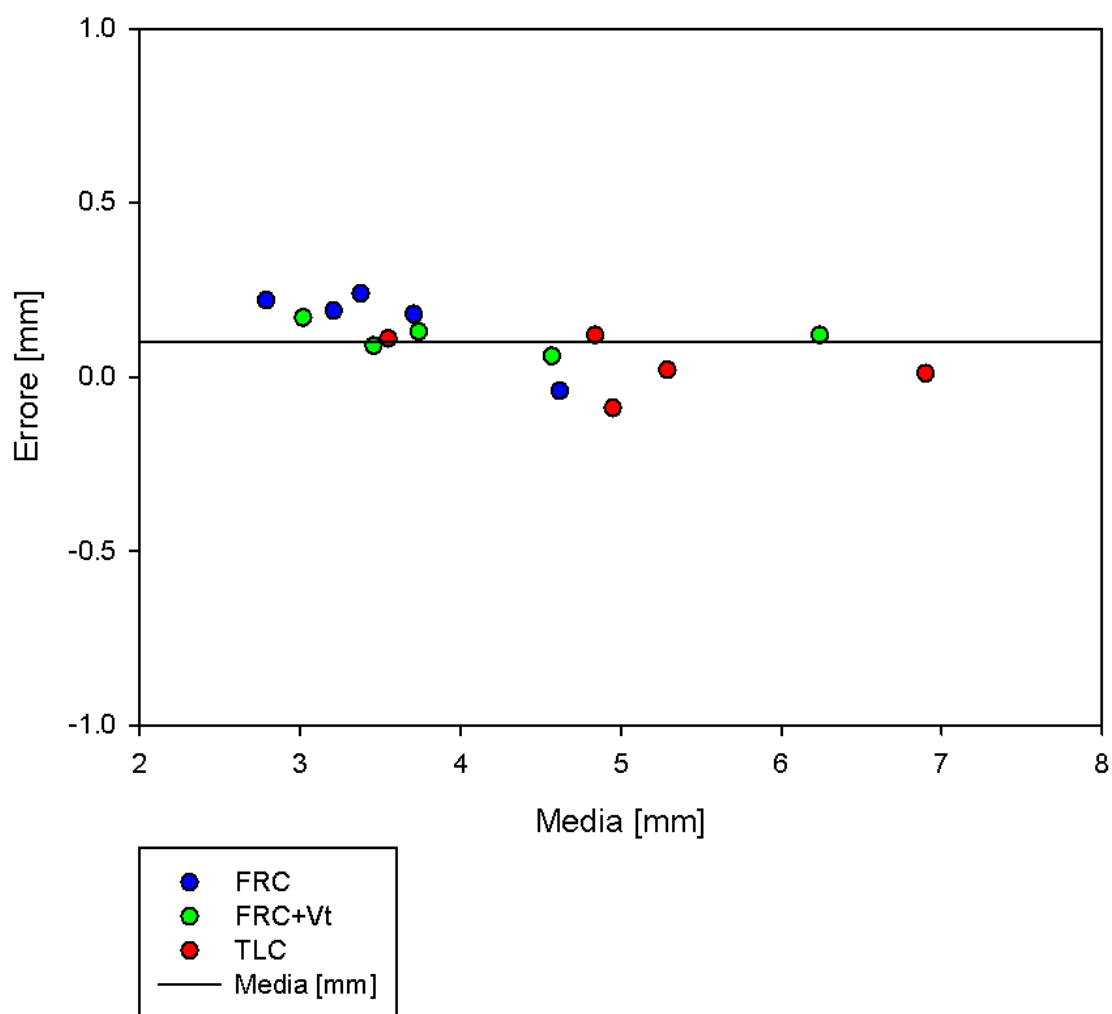


Figura 4.16. Differenza B-A. Nel grafico sono riportati gli errori commessi tra la modalità di selezione dei punti dall'immagine B-Mode e quella manuale dal segnale RF. I pallini blu sono relativi alle prove a volume polmonare FRC, quelli in verde alla prova FRC + Vt mentre quelli rossi alla prova a TLC. Viene inoltre riportata la media degli errori commessi. Dalla misura del coefficiente di regressione $r^2 = 0.39$ è evidente come esista un debole trend tra i dati che non risulta statisticamente significativo, eliminando la possibilità di un errore sistematico nella misura.

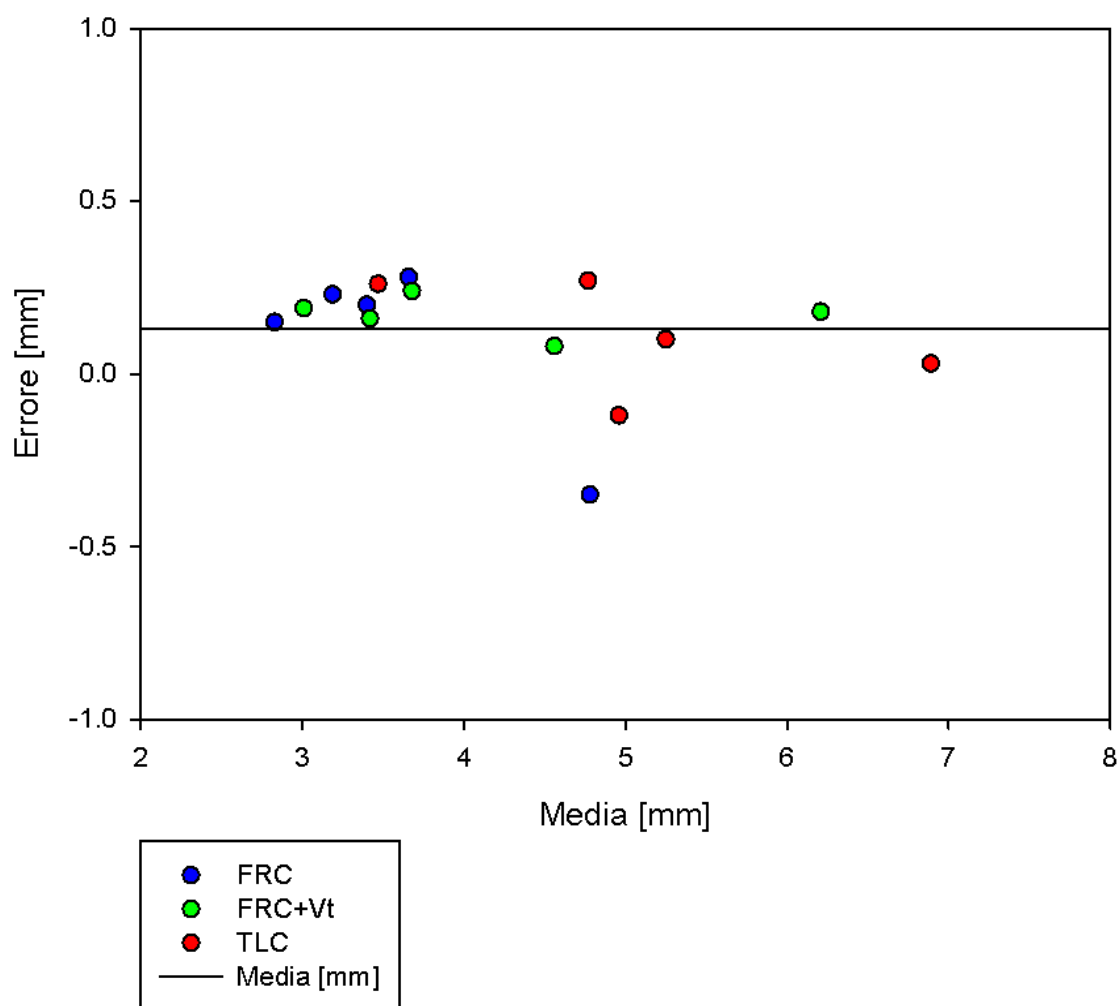


Figura 4.17. Differenza B-C. Nel grafico sono riportati gli errori commessi tra la modalità di selezione dei punti dall'immagine B-Mode e quella automatica dal segnale RF. I pallini blu sono relativi alle prove a volume polmonare FRC, quelli in verde alla prova FRC + Vt mentre quelli rossi alla prova a TLC. Viene inoltre riportata la media degli errori commessi. Dalla misura del coefficiente di regressione $r^2 = 0.15$ è evidente come non esista un trend tra i dati, il che elimina la possibilità di un errore sistematico nella misura.

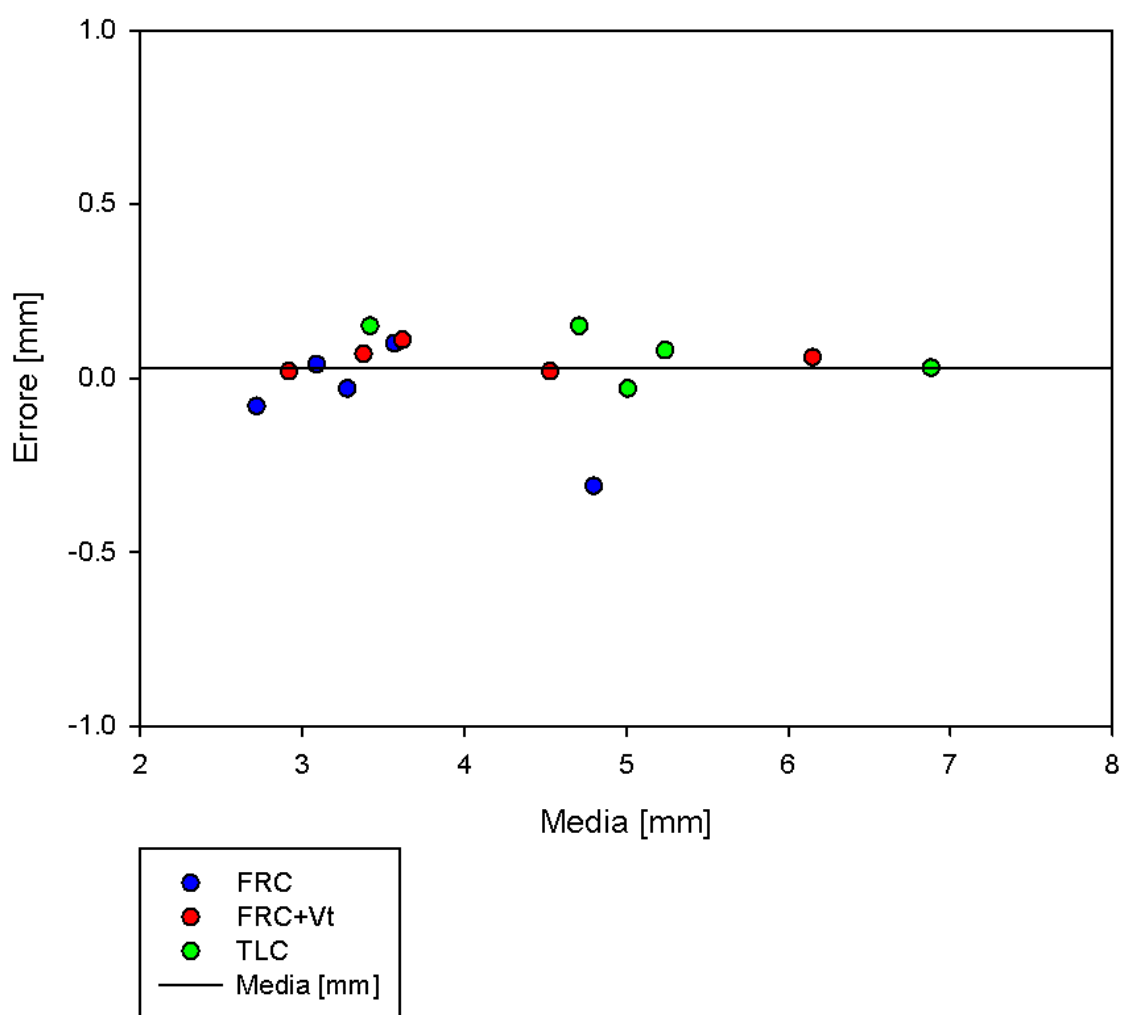


Figura 4.18. Differenza A-C. Nel grafico sono riportati gli errori commessi tra la modalità di selezione dei punti manuale dal segnale RF e quella automatica dal segnale RF. I pallini blu sono relativi alle prove a volume polmonare FRC, quelli in verde alla prova FRC + Vt mentre quelli rossi alla prova a TLC. Viene inoltre riportata la media degli errori commessi. Dalla misura del coefficiente di regressione $r^2 = 1.6 \times 10^{-3}$ è evidente come non esista un trend tra i dati, il che elimina la possibilità di un errore sistematico nella misura.

Conclusioni

Il presente lavoro di tesi è caratterizzato principalmente da due parti, quella della progettazione hardware del sistema di acquisizione ad alte frequenze e quella software per l'implementazione di un sistema automatico per la misurazione dello spessore del diaframma.

Per quanto riguarda la componente hardware, il progetto iniziale era senza dubbio ambizioso in quanto gli obiettivi prefissati e i segnali da gestire introducevano non poche problematiche fino ad ora irrisolte con metodi "semplici" e poco costosi. Un dispositivo low-cost, di ridotte dimensioni e ad alte prestazioni non esiste attualmente in commercio e la scheda sviluppata HERmes rappresenta una soluzione che riteniamo originale ed innovativa. In base ai risultati ottenuti possiamo affermare che la parte di acquisizione del segnale analogico e di gestione della sincronizzazione siano caratterizzati da elevata prestazione ed accuratezza di misura. Il software implementato permette inoltre di comunicare senza alcun problema l'enorme mole di dati generati durante l'acquisizione. Ovviamente è necessario, a valle dell'acquisitore, una macchina ad alte prestazioni per la gestione e immagazzinamento dei dati. Ci sono possibili miglioramenti da implementare sul prototipo in modo da rendere ancor più general-purpose l'acquisitore. Primo su tutti modificare i filtri analogici del front-end di acquisizione del segnale che ora sono dimensionati per tagliare le frequenze più alte a quelle che compongono il segnale ecografico di nostro interesse. Si potrebbero dimensionare in modo da acquisire segnali con contenuto massimo in frequenza pari alla frequenza di Nyquist relativa al campionatore utilizzato. Una seconda modifica riguarda il software di comunicazione tra HERmes e PC. Si potrebbe ottimizzare ulteriormente la gestione dei dati in ingresso in modo da poter aumentare le prestazioni di rielaborazione da parte del PC, magari anche di quelli a più basse prestazioni. In conclusione HERmes è un dispositivo che consente di gestire semplicemente segnali a radiofrequenze in modo da poter essere utilizzato su larga scala in molti campi d'applicazione, prima inesplorati, a causa di difficoltà oggettive nell'acquisizione/campionamento delle alte frequenze e nella comunicazione/gestione di grandi quantità di dati nell'ordine dei MHz/sec.

Nonostante le finalità general-purpose che può avere HErmes, non è da dimenticare il fine principale per cui è stata necessaria la sua realizzazione: acquisire costantemente un segnale ecografico proveniente da un ecografo per la misura automatica dello spessore del diaframma. E' a questo punto che subentra la seconda parte di questa tesi, il cui obiettivo era quello di estrapolare la misura del muscolo diaframmatico dal segnale ecografico in modo automatico. Ovviamente non avrebbe senso fornire dati e misure di spessore al lettore di questo lavoro senza aver dimostrato innanzitutto che siamo in grado di effettuare una misura corretta con questa tecnica e che effettivamente esiste anche un vantaggio oggettivo nell'abbandono dell'uso dell'immagine. I test effettuati sono serviti proprio a tale scopo: il primo test effettuato su phantom di geometria nota ha permesso di verificare come effettivamente la misura effettuata tramite l'utilizzo del segnale Eco sia precisa e quindi utile per i nostri scopi. I test 2 e 3 mettendo in relazione le tecniche di misura dello spessore (detezione dei picchi a mano, detezione dei picchi automatico, misura da immagine) ci hanno permesso di concludere che attraverso l'utilizzo dell'immagine c'è sempre una sovrastima dello spessore e che l'algoritmo per la misura automatica del diaframma effettivamente funziona in modo efficiente al pari della selezione manuale dei picchi dal segnale Eco.

La presente tesi ha anche permesso di riscontrare quali siano le principali difficoltà legate all'utilizzo di ultrasuoni, in particolare nello studio del diaframma. Se acquisire un segnale ad alta frequenza non è più un problema grazie ad HErmes, rimane la difficoltà di acquisire un segnale che sia il più ripetibile possibile. Non era certo una rarità dover visionare molti segnali Eco per riuscire a trovarne uno che presentasse caratteristiche chiare legate alla sua forma in relazione alle strutture che dovrebbe rappresentare. Infatti un monocristallo come quello delle sonde tradizionali, è affetto da troppi disturbi nella ricezione degli echi di ritorno. La dinamica dei tessuti che si spostano durante la respirazione piuttosto che il semplice movimento cardiaco causano riflessioni non ottimali tra i tessuti perdendo spesso informazione utile nel segnale e aumentando il rumore di fondo. Una possibile soluzione implementabile a tal fine potrebbe essere la creazione di sonda monocristallo che si possa fissare direttamente sulla cute della persona. In questo caso però si utilizzerebbe un cristallo del diametro maggiore rispetto a quelle utilizzate in questo lavoro in modo da ricevere echi di ritorno da una superficie maggiore andando a integrare informazioni provenienti da una regione di spazio più ampia dell'intorno del punto di interesse.

Una volta in possesso di un segnale sempre costante nelle sue caratteristiche di forma, si potrebbe utilizzare il sistema descritto in questo volume per un monitoraggio continuo dello spessore del diaframma, utilizzandolo quindi come indice dell'attività di contrazione del muscolo in modo non invasivo. Tale possibilità sarebbe di estremo interesse in un vasto campo di applicazioni cliniche non solo diagnostiche ma anche relative al monitoraggio del diaframma in condizioni critiche quali quelle dei pazienti sottoposti a ventilazione meccanica. Concludendo, pensiamo di poter affermare che questo lavoro getta le basi fondamentali per lo sviluppo di nuove metodologie di studio del diaframma umano e del suo monitoraggio attraverso l'analisi del segnale ecografico.

Appendice

Soggetto 1:

Volume polmonare: FRC

Segnale ecografico:

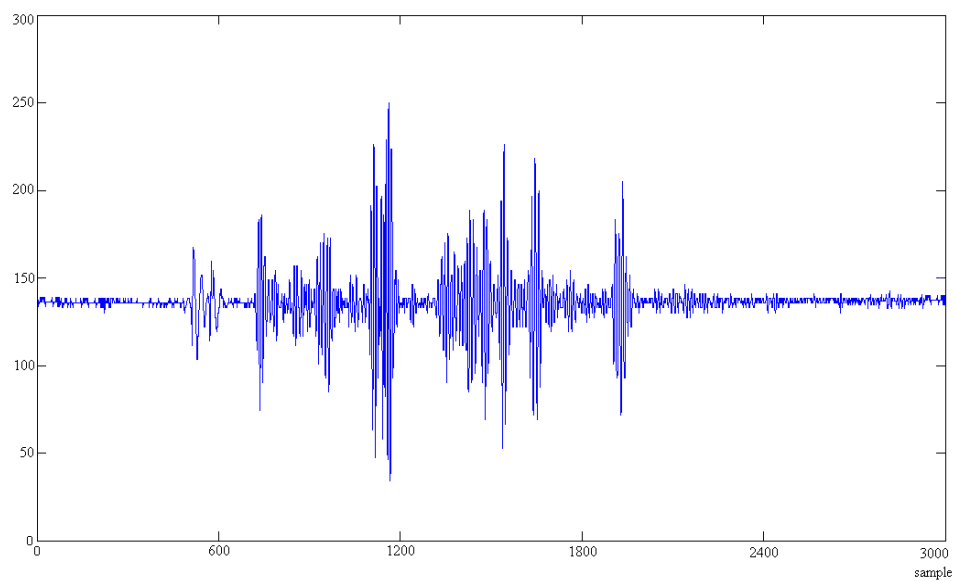


Immagine ecografica B-Mode:



Volume polmonare: FRC + Vt

Segnale ecografico:

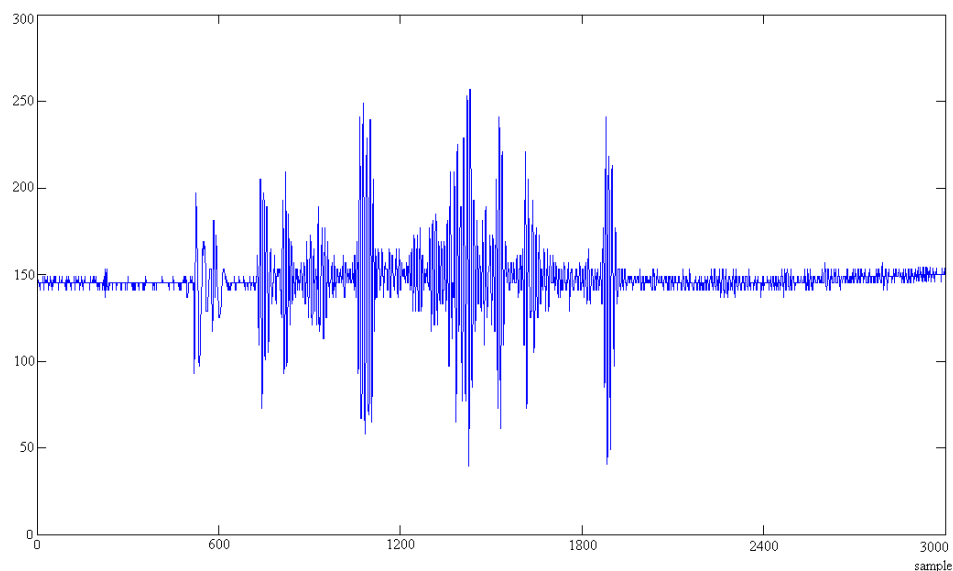


Immagine ecografica B-Mode:



Volume polmonare: TLC

Segnale ecografico:

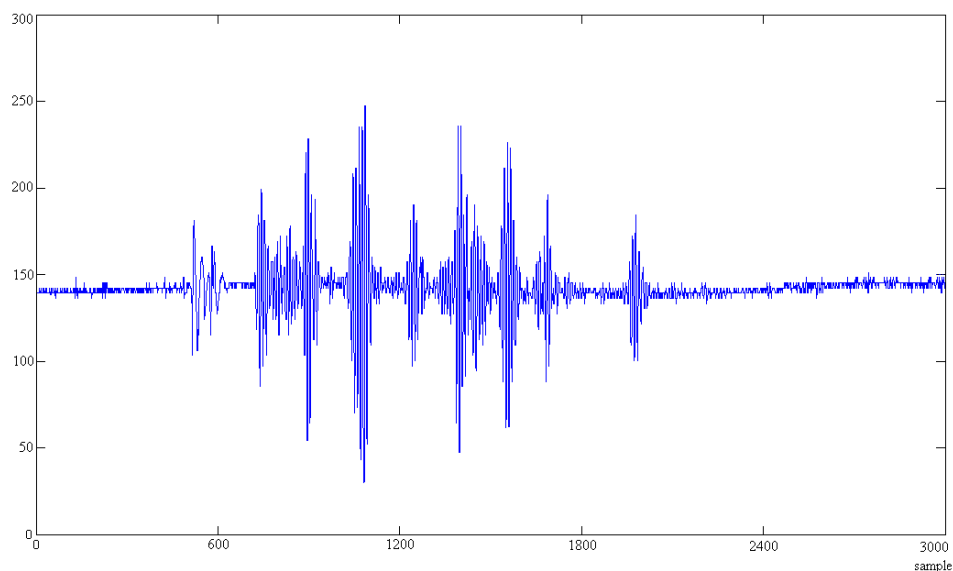
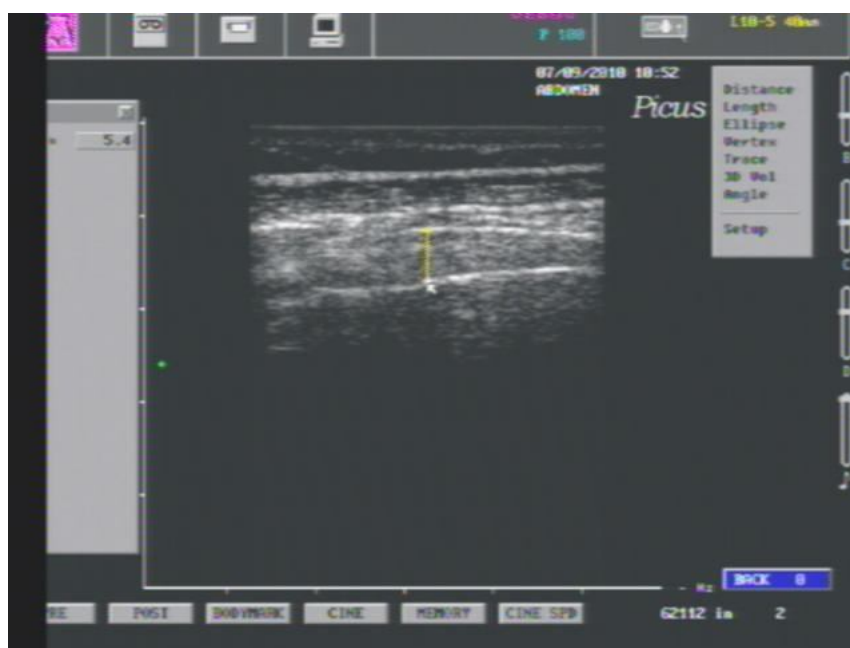


Immagine ecografica B-Mode:



Soggetto 2:

Volume polmonare: FRC

Segnale ecografico:

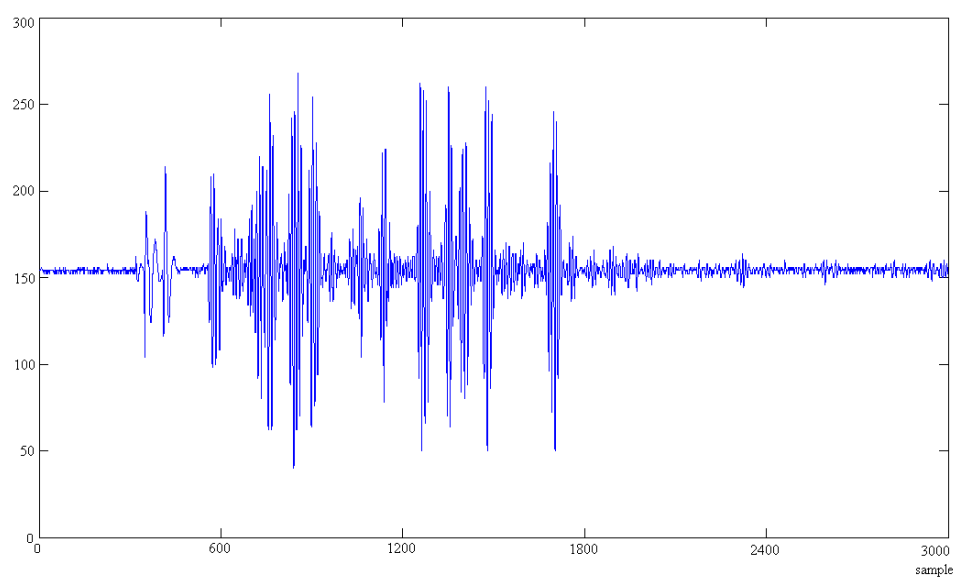
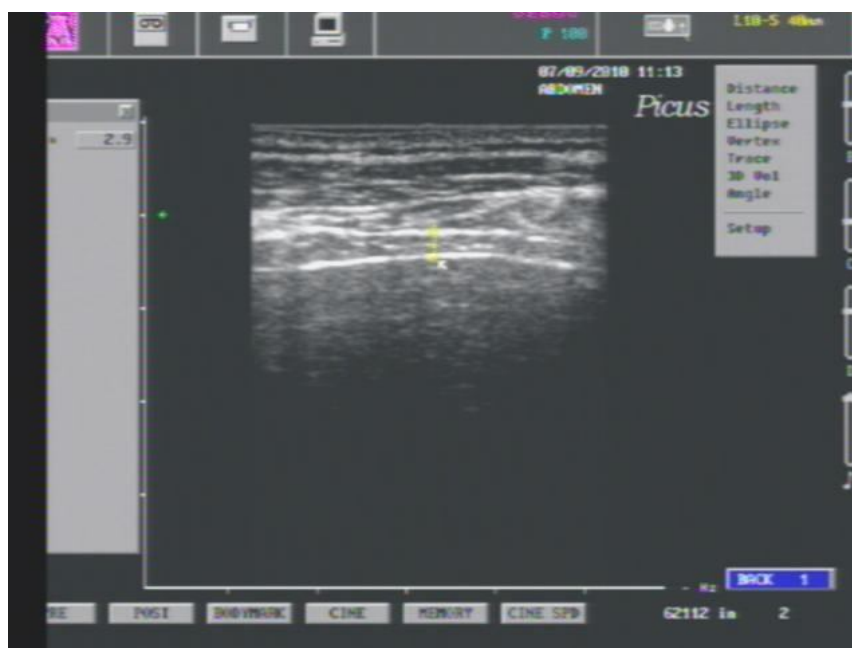


Immagine ecografica B-Mode:



Volume polmonare: FRC+Vt

Segnale ecografico:

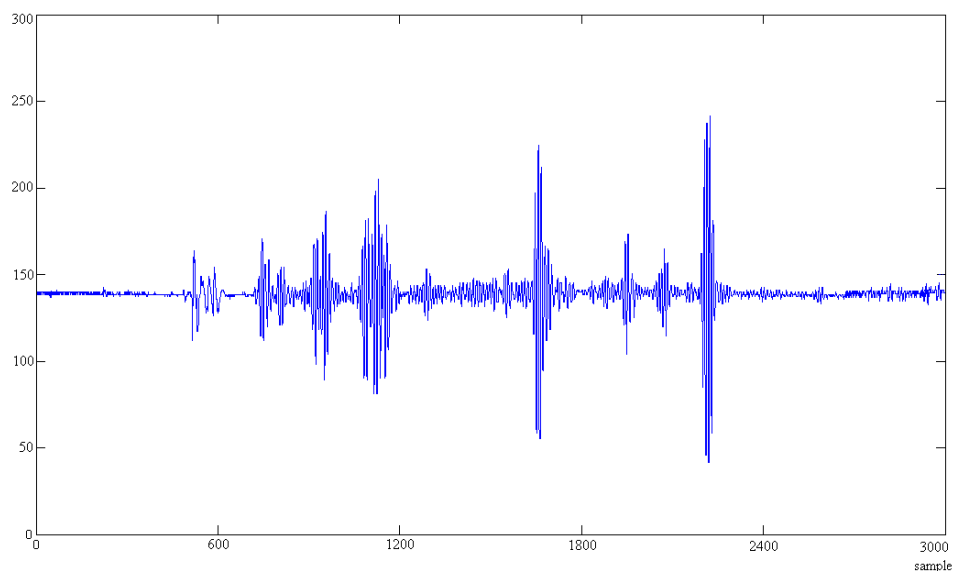


Immagine ecografica B-Mode:



Volume polmonare: TLC

Segnale ecografico:

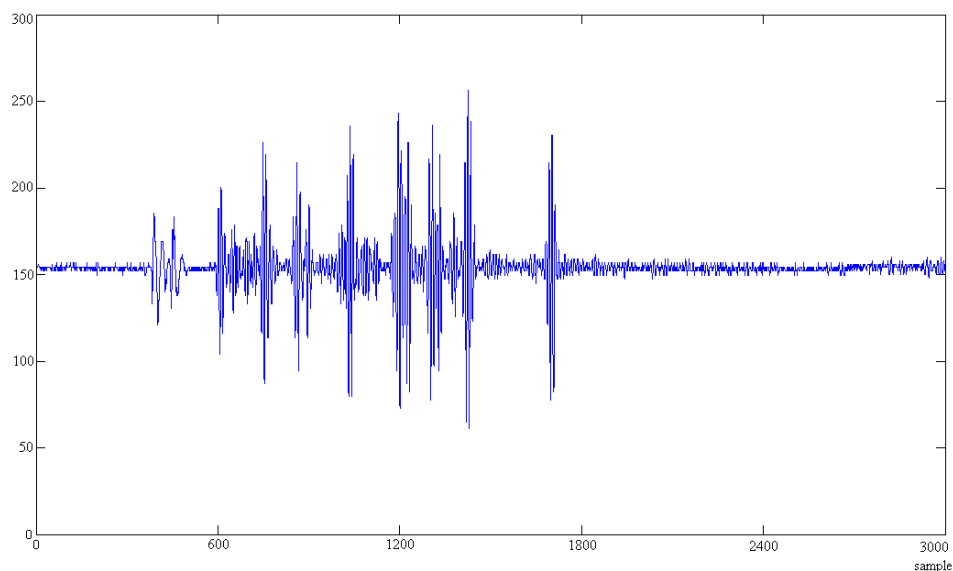
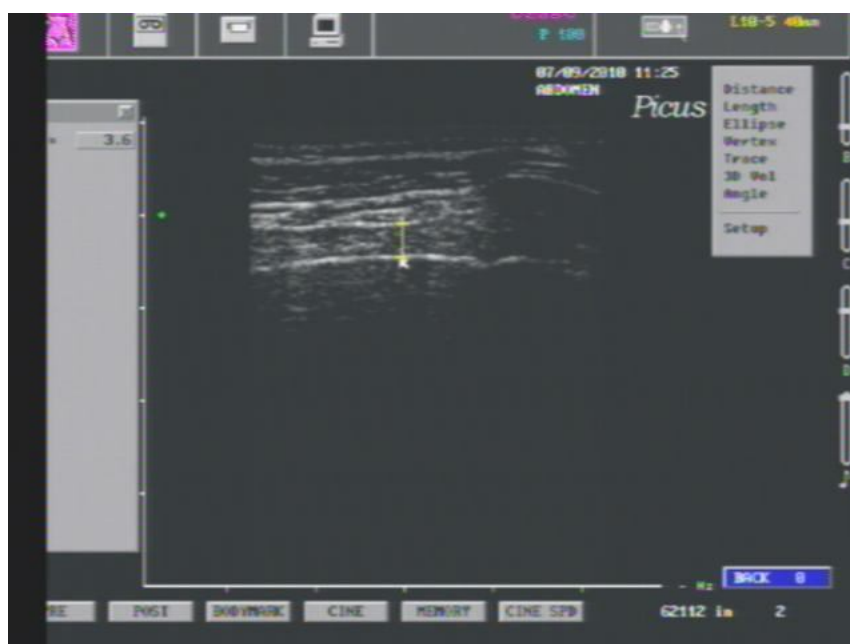


Immagine ecografica B-Mode:



Soggetto 3:

Volume polmonare: FRC

Segnale ecografico:

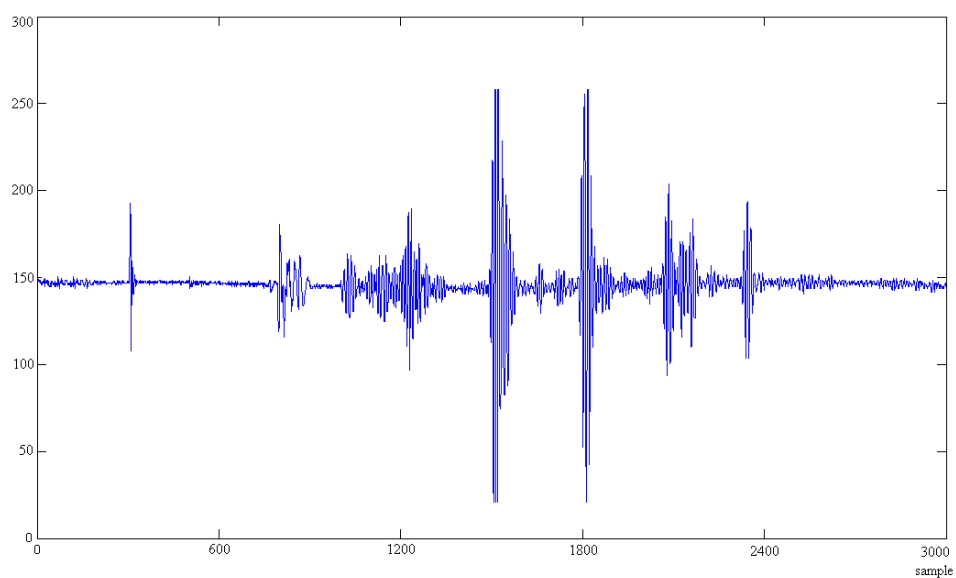


Immagine ecografica B-Mode:



Volume polmonare: FRC+Vt

Segnale ecografico:

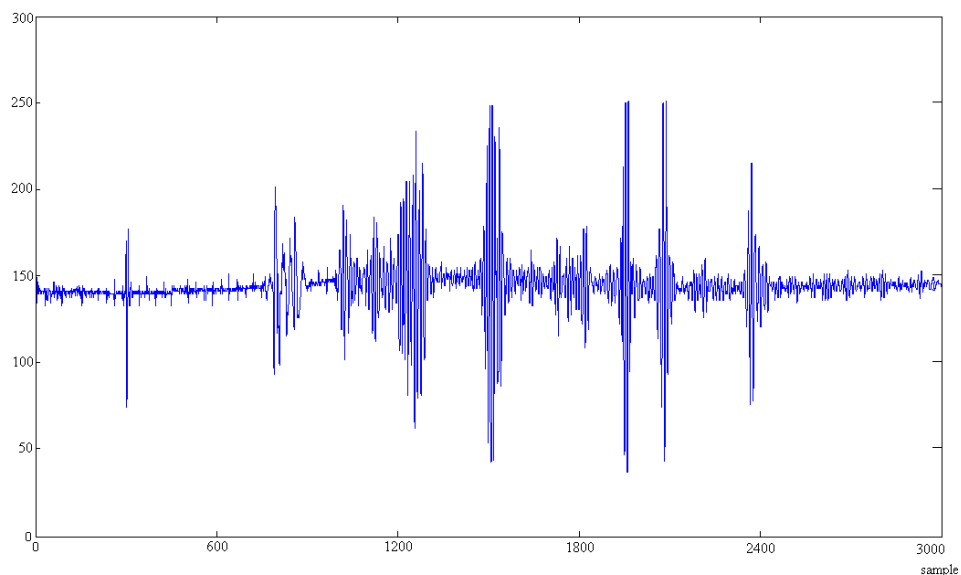


Immagine ecografica B-Mode:



Volume polmonare: TLC

Segnale ecografico:

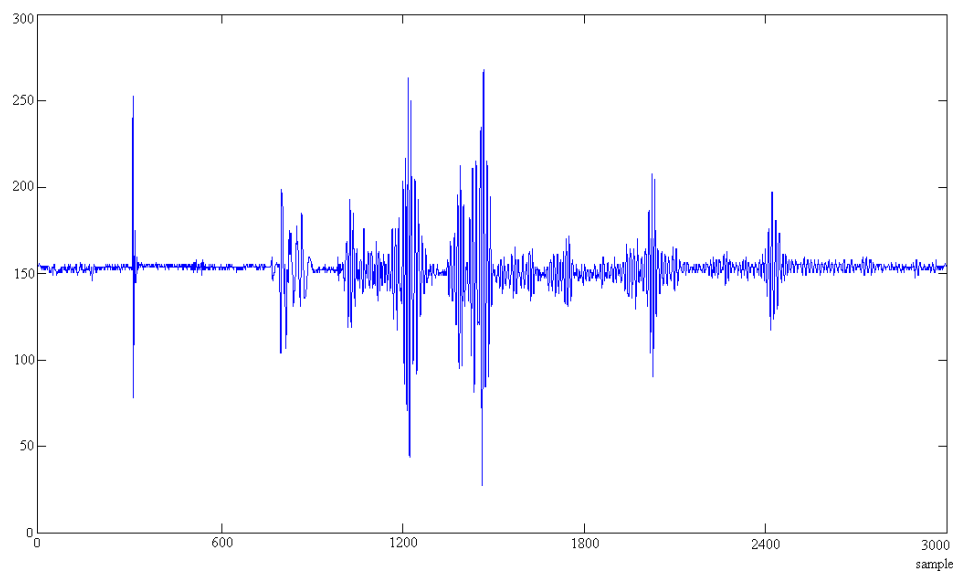


Immagine ecografica B-Mode:



Soggetto 4:

Volume polmonare: FRC

Segnale ecografico:

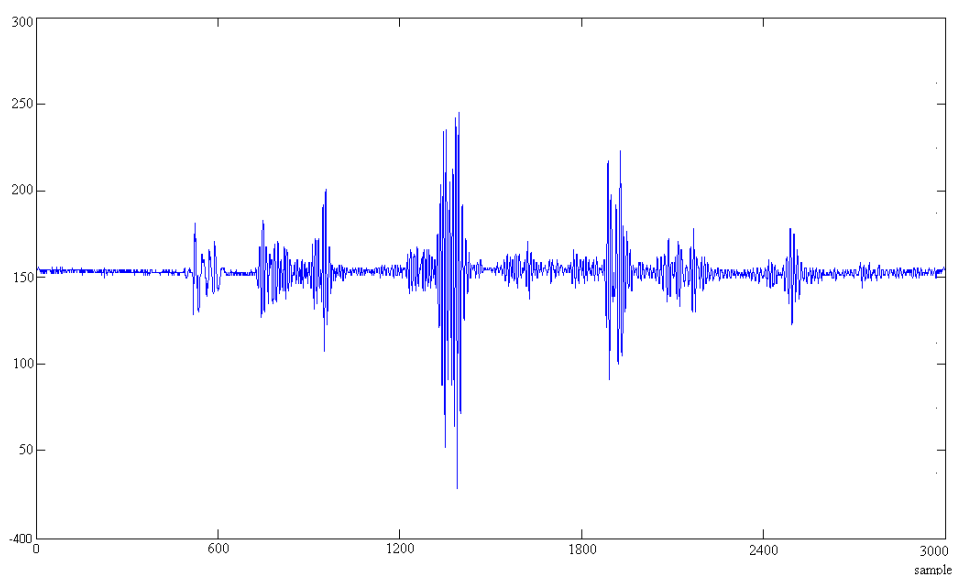


Immagine ecografica B-Mode:



Volume polmonare: FRC + Vt

Segnale ecografico:

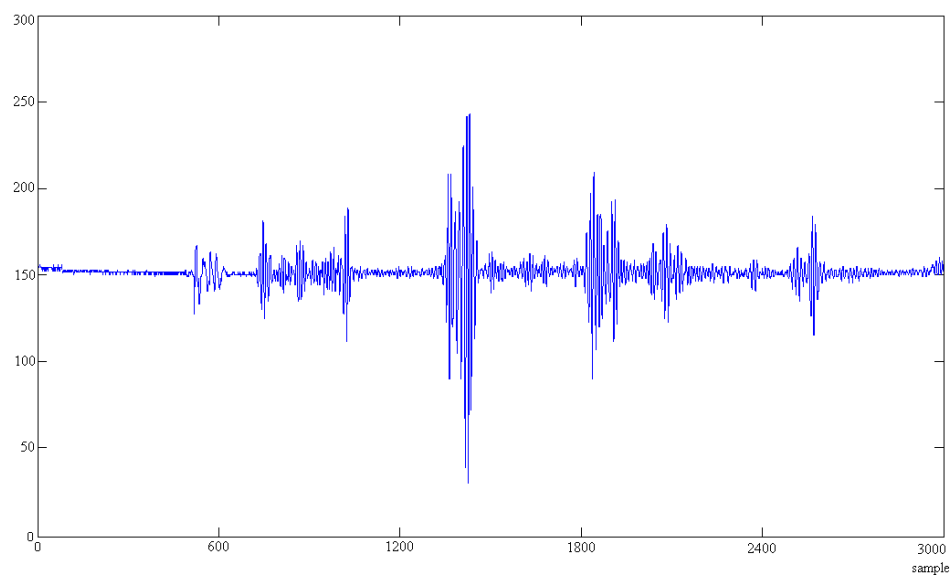


Immagine ecografica B-Mode:



Volume polmonare: TLC

Segnale ecografico:

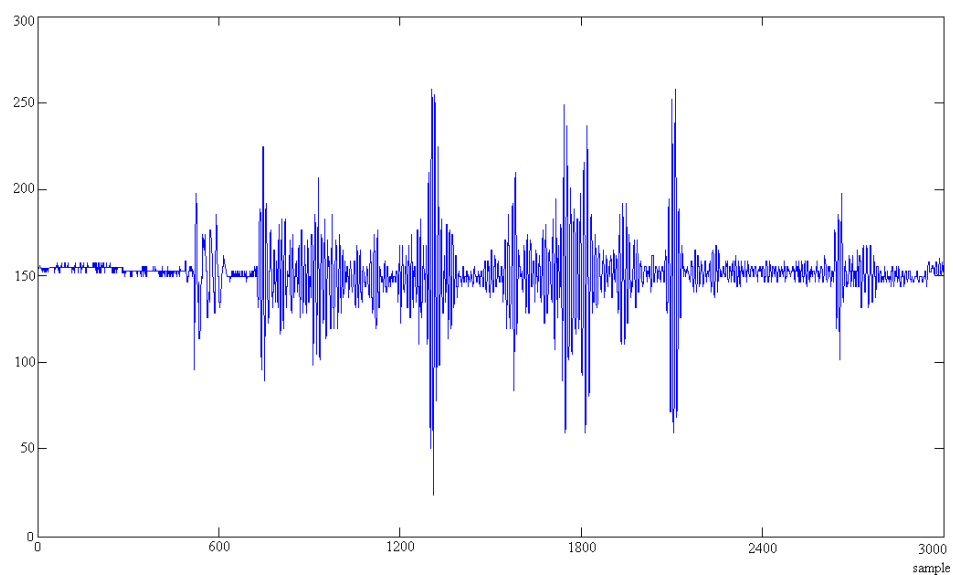


Immagine ecografica B-Mode:



Soggetto 5:

Volume polmonare: FRC

Segnale ecografico:

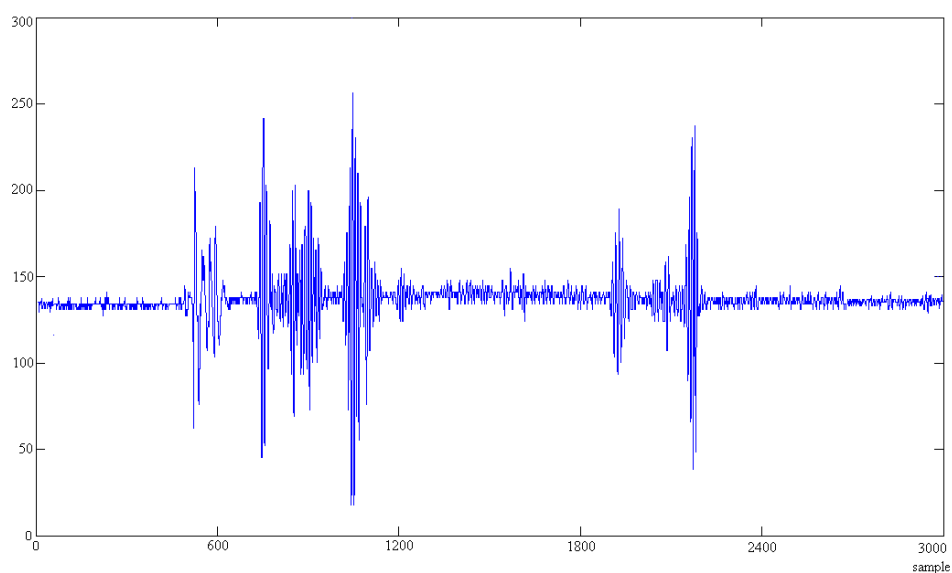


Immagine ecografica B-Mode:



Volume polmonare: FRC + Vt

Segnale ecografico:

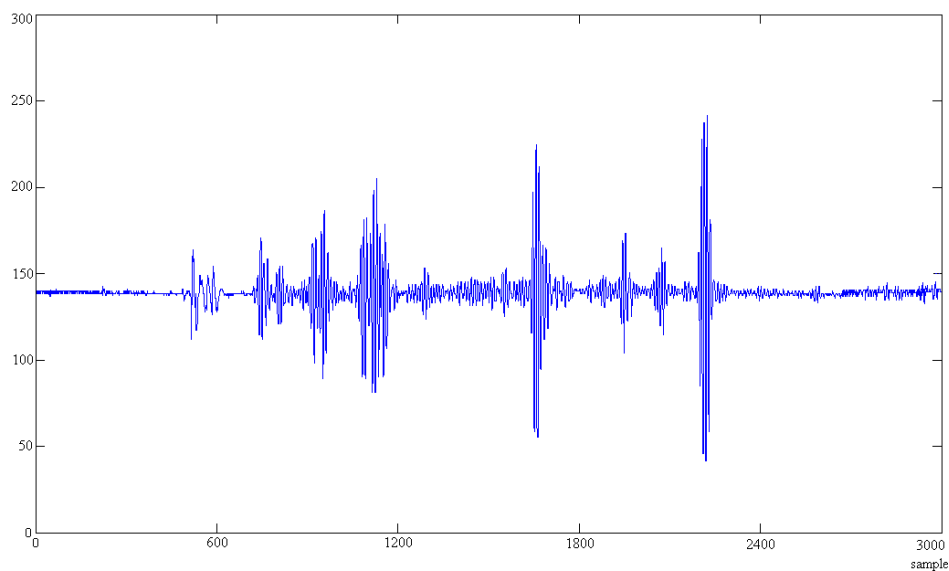


Immagine ecografica B-Mode:



Volume polmonare: TLC

Segnale ecografico:

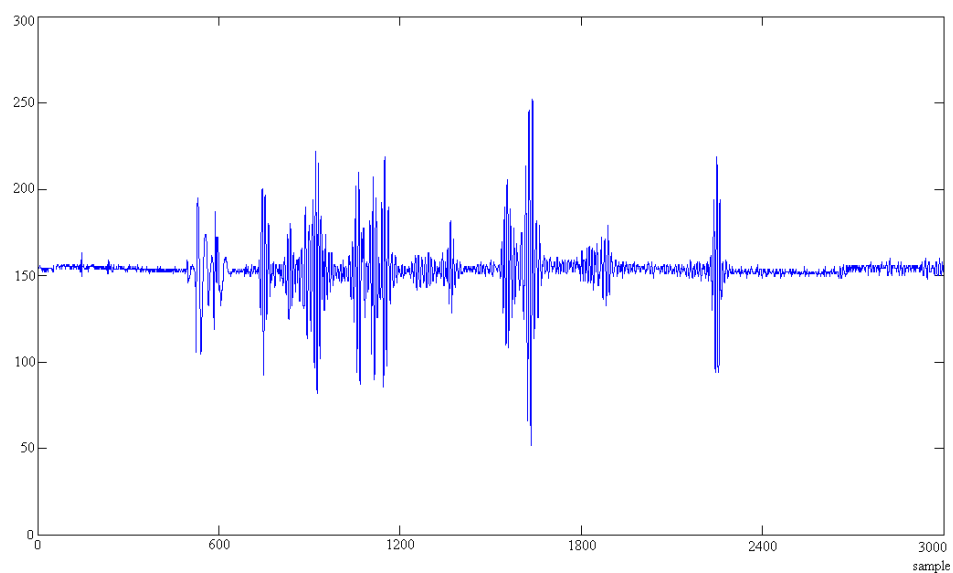


Immagine ecografica B-Mode:



Bibliografia

- Aliverti A, Ghidoli G, Dellacà RL, Pedotti A, Macklem PT. Chest wall kinematic determinants of diaphragm length by optoelectronic plethysmography and ultrasonography. *J Appl Physiol*, 94(2): 621-30, 2003.
- Barral JP. *The Thorax* - Eastland Press Editore, I ed., 1991.
- Bellemare F, Grassino A. Effect of pressure and timing of contraction on human diaphragm fatigue. *J Appl Physiol*, 53(5): 1190-5, 1982.
- Boussuges A, Gole Y, Blanc P. Diaphragmatic motion studied by M-Mode ultrasonography: methods, reproducibility, and normal values. *Chest*, 135(2): 391-400, 2009.
- Branca Francesco. *Fondamenti di Ingegneria Clinica* – Springer Editore, 2008.
- Braun NM, Arora NS, Rochester DF. Force-length relationship of the normal human diaphragm. *J Appl Physiol*, 53(2): 405-12, 1982.
- Cattaneo L. *Compendio di Anatomia Umana* – Monduzzi Editore, 2006.
- Cosgrove DO, Garbutt P, Hill CR. Echoes across the diaphragm. *Ultrasound Med Biol*, 3: 385-392, 1978.
- De Bruin PF, Ueki J, Bush A, Khan Y, Watson A, Pride NB. Diaphragm thickness and inspiratory strength in patients with Duchenne muscular dystrophy. *Thorax*, 52(5): 472-5, 1997.
- Enright S, Chatham K, Ionescu AA, Unnithan VB, Shale DJ. Inspiratory Muscle Training Improves Lung Function and Exercise Capacity in Adults With Cystic Fibrosis. *Chest*, 126(2): 405-11, 2004.
- Enright SJ, Unnithan VB, Heward C, Withnall L, Davies DH. Effect of High-Intensity Inspiratory Muscle Training on Lung Volumes, Diaphragm Thickness,

-
- and Exercise Capacity in Subjects Who Are Healthy. *Phys Ther*, 86(3): 345-54, 2006.
- Fraden J. *Handbook of Modern Sensor* – Springer Editore, 2003.
 - Fried AM, Cosgrove DO, Nassiri DK, McCready VR. The diaphragmatic echo complex: an in vitro study. *Invest Radiol*, 20(1): 62-7, 1985.
 - Gottesman E, McCool FD. Ultrasound evaluation of the paralyzed diaphragm. *Am J Respir Crit Care Med*, 155(5): 1570-4, 1997.
 - Guyton AC, Hall J. *Fisiologia medica* – Masson Editore, 2006.
 - Heiberg E, Wolverson MK, Hurd RN, Jagannadharao B, Sundaram M. CT recognition of traumatic rupture of the diaphragm. *AJR Am J Roentgenol*, 135(2): 369-72, 1980.
 - Iwasawa T, Kagei S, Gotoh T, Yoshiike Y, Matsushita K, Kurihara H, Saito K, Matsubara S. Magnetic resonance analysis of abnormal diaphragmatic motion in patients with emphysema. *Eur Respir J*, 19(2): 225-31, 2002.
 - Jiang JR, Tsai TH, Jerng JS, Yu CJ, Wu HD, Yang PC. Ultrasonographic Evaluation of Liver/Spleen Movements and Extubation Outcome. *Chest*, 126(1): 179-85, 2004.
 - Kassim Z, Jolley C, Moxham J, Greenough A, Rafferty GF. Diaphragm EMG in infants with abdominal wall defects and congenital diaphragmatic hernia. *Eur Respir J*, 2010.
 - Koulouris N, Mulvey DA, Laroche CM, Sawicka EH, Green M, Moxham J. The measurement of inspiratory muscle strength by sniff esophageal, nasopharyngeal, and mouth pressures. *Am Rev Respir Dis*, 139(3): 641-6, 1989.
 - Kremkau. *Diagnostic Ultrasound Principles, Instrumentation and Exercise* - Grune & Stratton Editore, 1984.
 - Loring SH, Mead J, Griscom NT. Dependence of diaphragmatic length on lung volume and thoracoabdominal configuration. *J Appl Physiol*, 59(6): 1961-70, 1985.

-
- McCool FD, Benditt JO, Conomos P, Anderson L, Sherman CB, Hoppin FG Jr. Variability of diaphragm structure among healthy individuals. *Am J Respir Crit Care Med*, 155(4): 1323-8, 1997.
 - McCool FD, Conomos P, Benditt JO, Cohn D, Sherman CB, Hoppin FG Jr. Maximal inspiratory pressures and dimensions of the diaphragm. *Am J Respir Crit Care Med*, 155(4): 1329-34, 1995.
 - Misuri G, Colagrande S, Gorini M, Iandelli I, Mancini M, Duranti R, Scano G. In vivo ultrasound assessment of respiratory function of abdominal muscles in normal subjects. *Eur Respir J*, 10(12): 2861-7, 1997.
 - Netter FH. *Atlante di Anatomia Umana* – Masson Editore, 2007.
 - Nilsson PE, Aspelin P, Ekberg O, Senyk J. Radiologic diagnosis in traumatic rupture of the right diaphragm. Report of a case. *Acta Radiol*, 29(6): 653-5, 1988.
 - Pinet C, Cassart M, Scillia P, Lamotte M, Knoop C, Casimir G, Mélot C, Estenne M. Function and Bulk of Respiratory and Limb Muscles in Patients with Cystic Fibrosis. *Am J Respir Crit Care Med*, 168(8): 989-94, 2003.
 - Prutchi David, Norris Michael. *Design and Development of Medical Electronic Instrumentation* – Wiley Interscience Editore, 2005.
 - Shin SW, Do YS, Choo SW, Lieu WC, Cho SK, Park KB, Yoo BC, Kang EH, Choo IW. Diaphragmatic weakness after transcatheter arterial chemoembolization of inferior phrenic artery for treatment of hepatocellular carcinoma. *Radiology*, 241(2): 581-8, 2006.
 - Simon G, Bonnell J, Kazantzis G, Waller RE. Some radiological observations on the range of movement of the diaphragm. *Clin Radiol*, 20(2): 231-3, 1969.
 - Ueki J, De Bruin PF, Pride NB. In vivo assessment of diaphragm contraction by ultrasound in normal subjects. *Thorax*, 50(11): 1157-61, 1995.
 - Wait JL, Nahormek PA, Yost WT, Rochester DP. Diaphragmatic thickness-lung volume relationship in vivo. *J Appl Physiol*, 67(4): 1560-8, 1989.

- Wait JL, Johnson RL. Patterns of shortening and thickening of the human diaphragm. *J Appl Physiol*, 83(4): 1123-32, 1997.
- Weber EC, Vilensky JA, Carmichael SW. *Anatomia Radiologica di Netter* – Elsevier Editore, 2010.
- Webster JG. *Medical Instrumentation: Application and Design* – J.G. Webster Editor, III ed., 1998.
- Zappa F. *Elettronica* – Esculapio Editore, 2009.