

Matricola No. 1001336

ALMA MATER STUDIORUM – UNIVERSITÀ DI BOLOGNA

FACOLTÀ DI MEDICINA E CHIRURGIA

Corso di laurea in “Tecniche di Radiologia Medica, per Immagini e Radioterapia”

CONFRONTO TSRM - “SONOGRAPHER”: VALUTAZIONE
DELL’APPRENDIMENTO DI UN NEOTSRM IN ECOCARDIOGRAFIA

RELATORE

Prof. Stefano Durante

PRESENTATA DA

Alessandro Maraschi

CORRELATORE

Dr. Alessio Collocola

Anno Accademico 2022 - 2023

Alla mia famiglia

1) INTRODUZIONE	1
2) ULTRASUONI IN MEDICINA	
- 2.1 Principi fisici degli ultrasuoni	3
- 2.2 Apparecchiature ecografiche	6
- 2.3 Immagine ecografica e modalità di visualizzazione	8
- 2.4 Parametri tecnici	10
- 2.5 preset e regolazione dell'immagine	13
3) TECNICA ECO-CARDIACA	
- 3.1 Cenni storici sullo sviluppo degli ultrasuoni in ambito cardiaco	16
- 3.2 Tecniche ecografiche	17
- 3.3 Finestre di visualizzazione in ecocardiografia bidimensionale transtoracica	19
- 3.4 Figure interessate e prospettive	27
4) MATERIALI E METODI	
- 4.1 Obiettivi	29
- 4.2 campione	30
- 4.3 Strumenti	31
- 4.4 Dati raccolti	31
5) RISULTATI	
- 5.1 Analisi dei dati	33
- 5.2 Discussione	34

6) CONCLUSIONE 36

7) BIBLIOGRAFIA 38

L'ecografia rappresenta una pietra miliare nella diagnostica per immagini, offrendo un'alternativa non invasiva alle metodiche che utilizzano radiazioni ionizzanti. Questa tecnica, basata sull'uso di ultrasuoni, trova le sue radici negli anni '50 e ha rapidamente guadagnato importanza nell'ambito medico per la sua versatilità e sicurezza. Grazie all'ulteriore sviluppo tecnologico, l'ecografia ha visto ampliare il suo spettro di applicazioni, divenendo una metodologia indispensabile in numerose specializzazioni mediche.

A differenza di metodologie come la radiografia e la tomografia computerizzata, che implicano l'uso di radiazioni ionizzanti, l'ecografia non comporta rischi correlati all'esposizione a tali agenti. Questa caratteristica la rende particolarmente adatta all'indagine di popolazioni sensibili come i bambini e le donne in gravidanza. Inoltre, l'ecografia offre un'approfondita visualizzazione in tempo reale delle strutture interne del corpo, consentendo una valutazione dinamica e un'analisi dettagliata delle funzioni organiche.

Nonostante i suoi notevoli vantaggi, l'ecografia non è priva di limitazioni. La sua efficacia è strettamente legata alle competenze dell'operatore e, in particolar modo, alla corretta regolazione dell'apparecchiatura. Questo aspetto determina una componente operatore-dipendente che può influenzare la qualità e l'accuratezza delle immagini ottenute. Tale dipendenza dall'abilità dell'operatore sottolinea l'importanza di una formazione completa e di un costante perfezionamento professionale nell'ambito dell'ecografia.

Tra le diverse applicazioni dell'ecografia, l'ecocardiografia occupa un ruolo di spicco, permettendo l'analisi dettagliata della struttura e della funzione del cuore. Fondamentale per il successo di questa tecnica è la corretta configurazione dell'apparecchiatura, che richiede una profonda comprensione delle variabili coinvolte. L'impiego di modalità avanzate e la precisione nella regolazione dei parametri

diventano determinanti per ottenere immagini accurate del cuore e delle sue strutture.

In questo contesto, il sonographer gioca un ruolo cruciale. Professionista esperto nel campo dell'ecocardiografia, possiede competenze avanzate nell'acquisizione e nell'interpretazione delle immagini cardiache. La sua esperienza è fondamentale per ottenere risultati di alta qualità e garantire una diagnosi precisa e affidabile. Oltre a ciò, il sonographer si distingue per la sua capacità di adattarsi alle diverse condizioni e alle esigenze dei pazienti, garantendo un approccio personalizzato che contribuisce al comfort e alla fiducia del paziente durante l'esame ecocardiografico.

Il nucleo centrale di questo studio si concentra sul confronto diretto tra un sonographer esperto (laureato in tecniche della fisiopatologia cardiocircolatoria e perfusione cardiovascolare) e un laureando in tecniche di radiologia medica per immagini e radioterapia, esaminando attentamente i processi di settaggio dell'apparecchiatura e la qualità dell'immagine risultante. In parallelo, si valuta l'efficacia dell'apprendimento del laureando in questo contesto specifico. L'obiettivo primario è discernere le similarità e le differenze nelle metodologie applicate da entrambi gli operatori, identificando potenziali aree di convergenza e fornendo contributi concreti all'ambito dell'ecografia cardiaca.

2.1 Principi fisici degli ultrasuoni

Analogamente al suono, gli ultrasuoni sono vibrazioni longitudinali elastiche che, tuttavia, viaggiano ad una frequenza talmente elevata da risultare inudibile all'orecchio umano. Diversamente dalle onde elettromagnetiche, gli ultrasuoni sono onde meccaniche che necessitano di un mezzo fisico per propagarsi, all'interno del quale la collisione delle particelle che lo costituiscono crea regioni di compressione e rarefazione, permettendo, pertanto, la propagazione di un moto oscillatorio. Il fenomeno ondulatorio generatosi presenterà le stesse grandezze fisiche di un'onda sonora: frequenza, velocità di propagazione, lunghezza d'onda, ampiezza e impedenza acustica.

La **frequenza** (f) corrisponde al numero di oscillazioni della funzione sinusoidale che si verificano in un secondo. L'unità di misura è l'Herz, nonché cicli al secondo.

$$1 \text{ Hertz (Hz)} = 1 \text{ (ciclo)} \cdot \text{sec}$$

In ambito diagnostico la frequenza di un ultrasuono varia da 1 a 35MHz, nettamente superiore a 20KHz, considerata come soglia di udibilità dell'uomo. Quest'ultima, inoltre, non è determinata dal mezzo di propagazione, bensì dalla sorgente sonora, ovvero il trasduttore. Vengono impiegati diversi valori di frequenza in conformità al distretto anatomico in studio, all'anatomia del paziente e all'indicazione clinica.

La **velocità di propagazione** (c) di un ultrasuono è strettamente dipendente dalle caratteristiche del mezzo in cui viaggia, specificamente dalla sua rigidità (E) e densità (ρ), espressa in g/cm^3 :

$$c = E / p$$

dalla precedente relazione si evince che la velocità varia per ogni tipo di tessuto. Sarà, di conseguenza, minore nel polmone (circa 700 m/s) e maggiore nell'osso (circa 3000 m/s) in quanto caratterizzato da maggiore rigidità, la quale faciliterà la collisione tra le particelle e, perciò, la velocità di propagazione dell'onda ultrasonora. Per quanto concerne i tessuti molli, inclusi valvole cardiache e miocardio, la velocità si aggira intorno ai 1540 m/s.

La **lunghezza d'onda** rappresenta la distanza, percorsa durante un ciclo, tra ogni banda di compressione o rarefazione. Viene indicata con la lettera greca lambda (λ) ed espressa in millimetri. Corrisponde al rapporto tra la velocità di propagazione e la frequenza:

$$\lambda = c / f$$

Poiché la velocità di propagazione nel cuore rimane costante a 1540 m/s, possiamo ricavare la lunghezza d'onda in funzione della frequenza utilizzata. Supponendo che la frequenza emessa dal trasduttore sia di 5 MHz:

$$\lambda = 1540 \text{ (m/s)} / 5000000 \text{ (Hz)} = 0,000308 \text{ m/s} = 3,08 \cdot 10^{-1} \text{ mm}$$

possiamo notare che tra lunghezza d'onda e frequenza esiste un rapporto di proporzionalità inversa. Questa relazione risulta di fondamentale importanza per il setting dei parametri durante l'esecuzione di un esame ecografico; sarà impiegata una frequenza maggiore nel caso di studio di strutture superficiali e viceversa.

Sebbene esistano diversi *preset* d'immagine aventi un range di frequenze ottimale fin dal loro avvio, negli ecografi di ultima generazione la frequenza si modifica, in ogni caso, manualmente.

Per **ampiezza**, o pressione acustica, di un ultrasuono si intende l'energia del suo segnale, la quale coincide con la massima variazione di grandezza contenuta in un'oscillazione periodica. La quantità di energia per unità di tempo viene indicata con la potenza (W), mentre, la quantità di potenza per unità di superficie con l'intensità (I):

$$I = W^2$$

relazione mostra come al raddoppiare dell'intensità, la potenza quadruplica. L'unità di misura di riferimento sono i decibel, conosciuti più comunemente come descrittori del "rumore" di un suono. In un'immagine ecocardiografica l'ampiezza può variare da 1 a -120 dB.

La propagazione degli ultrasuoni in un corpo è influenzata da una proprietà caratteristica del materiale nella quale l'onda si diffonde, ovvero, l'**impedenza acustica** (Z). Viene espressa in *Rayl* pari a $1 \text{ Kg}/(\text{m}^2/\text{s})$ e definita attraverso la seguente equazione:

$$Z = p \cdot c$$

Sebbene la velocità di propagazione differisca da tessuto a tessuto, la principale determinante dell'impedenza acustica è rappresentata dalla densità tissutale. Questa proprietà, pertanto, produrrà differenti fenomeni di riflessione al passaggio tra tessuti di diversa densità. Per esempio, il tessuto osseo è piuttosto denso, ha un'alta impedenza acustica e trasmette velocemente il suono, il contrario avviene per un gas,

ad esempio, l'aria; di conseguenza, quando il suono incontra un'interfaccia tra tessuto parenchimatoso-osso o tessuto parenchimatoso-gas, la maggior parte si riflette e solo una piccola parte trasmette immagini dalle strutture più profonde. Per la stessa ragione, in tutti gli esami ecografici, al fine di eliminare l'aria interposta tra sonda e cute, viene utilizzato un gel conduttore.

2.2 Apparecchiature ecografiche

Indipendentemente da costi o qualità, ciascun apparecchio ecografico è costituito da quattro componenti di base: il trasduttore, il convertitore di scansione, il sistema elettronico e il monitor di visualizzazione.

Il trasduttore, o sonda, rappresenta il motore dell'apparecchiatura svolgendo il duplice ruolo di trasmettitore del fascio ultrasonoro e di ricevitore degli echi corrispondenti. Il trasduttore ultrasonoro converte l'energia elettrica in meccanica e viceversa sfruttando il principio della piezoelettricità. È a sua volta composto da tre elementi principali:

- i **cristalli piezoelettrici**, materiali come il quarzo o la ceramica di titanio zirconato di piombo (PZT) che, tramite una corrente elettrica applicata, hanno la capacità di deformarsi in maniera elastica; questa alternanza di compressioni ed espansioni genera l'onda ultrasonora. Parallelamente, quando soggetti ad una deformazione meccanica (eco), la polarizzazione dei cristalli induce una differenza di potenziale elettrico – da qui il duplice gioco del trasduttore. Le caratteristiche e lo spessore del materiale piezoelettrico determinano il range di frequenze emesse dalla sonda.

- il **damping o backing layer**, uno strato di smorzamento costituito da resina epossidica di vario spessore che, posto dietro i cristalli, assorbe l'energia diretta all'indietro e attenua i segnali ultrasonici vaganti. Simultaneamente smorza le vibrazioni risonanti in modo tale da ridurre la durata dell'impulso, la quale si traduce in un miglioramento della risoluzione assiale del trasduttore.

- il **matching layer**, uno strato di accoppiamento situato tra i cristalli e il tessuto composto di resina epossidica appesantita con tungsteno e polvere di alluminio. Può essere costituito da uno o più strati, ciascuno con uno spessore di circa $\frac{1}{4}$ della lunghezza d'onda, calcolato con l'impedenza intermedia per ridurre il riverbero. Consente una trasmissione quasi del 100% degli ultrasuoni prodotti dai cristalli riducendo al minimo la riflessione dovuta all'attraversamento di diversi tessuti (impedenza acustica).

Le moderne apparecchiature ecografiche utilizzano trasduttori costituiti da multipli cristalli piezoelettrici, chiamati sonde a multielementi o elettroniche, data la complessità dei sistemi elettronici utili alla creazione dell'immagine. A seconda della stimolazione degli elementi attivi si possono distinguere due tipologie di sonde:

1) **sonde array** o **lineari**, consistono di un variabile numero di cristalli di 1 mm x 10 mm affiancati a forma di barra e tenuti assieme da un isolante. Vengono azionate applicando a turno impulsi di tensione, i quali andranno ad eccitare in maniera sequenziale elementi piezoelettrici successivi e consentiranno di scandire una linea per volta. Il campo di vista tipicamente rettangolare è vantaggioso per le strutture superficiali. Inoltre, la loro configurazione richiede un'ampia area di contatto, risultando ostico il loro posizionamento sotto lo sterno o all'interno degli spazi intercostali. Tra le tipologie di sonde lineari troviamo:

-le **sonde lineari strette**, sonde aventi superficie piatta, la quale comporterà un campo di vista rettangolare e ad elevata frequenza (5-13 MHz), ragione per cui sono caratterizzate da una buona risoluzione e adatte a procedure eco-guidate e allo studio di strutture superficiali.

- le **sonde convex** o **microconvex**, sonde a moderata frequenza (1-8 MHz) contraddistinte per la loro superficie curva, la cui forma comporta la formazione di

immagini con un campo profondo più ampio rispetto a quello delle sonde lineari. Le sonde *microconvex* possiedono un piccolo raggio di curvatura, una stretta superficie di contatto e sono impiegate soprattutto nel campo pediatrico. Le sonde *convex*, invece, possiedono una superficie di contatto maggiore e una visuale del campo superficiale più ampia rispetto alle *microconvex*; sono impiegate per lo studio di addome e pelvi.

2) **sonde phased-array** o **settoriali**, costituiti da una schiera di cristalli affiancati su righe e colonne. Sfruttando i ritardi nella “pulsazione” degli elementi il segnale emesso da queste sonde può essere orientato in diverse direzioni, variando fuochi e profondità senza dover modificare la posizione della sonda. Rispetto ai trasduttori lineari, richiedono un’area di contatto minima, adatta agli spazi intercostali; avendo persino un elevato *frame rate*, necessario per una valutazione obiettiva nei pazienti con elevato *heart rate*, queste sonde risultano ideali in cardiologia. Un esempio di sonda *phased array* è la sonda multifasica.

Infine, abbiamo le **sonde anulari**, chiamate così per la loro struttura a forma di anello costituita da elementi multipli, permettono una focalizzazione precisa sia in direzione laterale sia verticale. Tuttavia, un difetto di questo tipo di sonda è la necessità di un’orientazione meccanica del fascio per produrre un’immagine in tempo reale, causando una maggiore usura dello strumento rispetto alle sonde elettroniche. Questa caratteristica ha comportato una diminuzione dell’uso delle sonde anulari nell’attuale contesto tecnologico.

2.3 Immagine ecografica e modalità di visualizzazione degli echi

La piezoelettricità, principio fondamentale su cui si basa l’ecografia, ci permette oltre che generare anche di leggere gli ultrasuoni riflessi dai vari tessuti. Gli echi di ritorno, a seguito dell’eccitazione dei cristalli, saranno convertiti in un segnale elettrico ed

elaborati da un computer. Esistono quattro modalità di visualizzazione dei fasci riflessi:

- L' **A-mode** o *amplitude mode*, attualmente messa in ombra dal B-mode consiste nella modalità di rappresentazione del segnale di tipo monodimensionale in cui il fascio di ritorno viene visualizzato come una deflessione della linea di base. Dalla posizione e dall'ampiezza del picco si possono ricavare informazioni quali, rispettivamente, l'origine degli echi e la loro intensità. È la modalità d'uso meno frequente e, ad oggi, il suo campo di applicazione è ristretto per la sola oftalmologia, dove vengono richieste precise misurazioni di lunghezza e profondità.

- L' **M-mode** o *motion mode*, modalità di visualizzazione in tempo reale del movimento degli organi lungo una linea di scansione fissa (il dato A-mode viene arricchito dal dato dinamico). I tracciati dell'eco prodotti con questa modalità registrano la profondità sull'asse verticale e il tempo sull'asse orizzontale. Data la possibilità di eseguire precise misurazioni, è frequentemente utilizzata in ecocardiografia per una valutazione qualitativa della cinetica valvolare e parietale nel tempo.

- il **B-mode** o *brightness mode*, modalità bidimensionale che introduce la scala dei grigi; gli echi vengono tradotti in segnale luminoso e appaiono sul monitor come dei punti, la cui luminosità è associata ad una precisa ecogenicità, proporzionale all'intensità dell'eco. A seconda della tecnica di scansione può essere statica (manuale) o dinamica (real-time). I moderni ecografi sono prodotti come dispositivi real-time, il cui termine fa riferimento alla capacità dell'apparecchiatura di mostrare rapide sequenze di acquisizioni B-mode, ciascuna diversa al variare della posizione del trasduttore.

- **Doppler-mode**, modalità abbinata al B-mode che sfrutta il fenomeno fisico dell'effetto doppler, nonché la variazione apparente della lunghezza d'onda o della frequenza di un moto oscillatorio emesso da una sorgente in movimento rispetto ad un ascoltatore. Rispecchia il classico esempio della differenza di suono emessa dalla sirena di un mezzo di soccorso che si allontana o avvicina rispetto a un ascoltatore. Applicato in ambito ecografico (dove la sirena è rappresentata dalla componente corpuscolata del sangue mentre l'ascoltatore dal trasduttore) viene impiegato per la valutazione del flusso ematico, in particolare la sua presenza (per sospetta trombosi), direzione e velocità. L'effetto Doppler può essere a sua volta visualizzato in diverse modalità sul monitor, ciascuna basata su principi fisici differenti per la formazione dell'immagine: il Doppler a onda pulsata, il Doppler a onda continua, il Color Doppler e il Power Color Doppler. I Doppler a onda continua e a onda pulsata rientrano nella categoria dei Doppler spettrali, rispettivamente costituiti da trasduttori a doppio e monocristallo o phased-array, i quali forniscono informazioni quantitative sulla velocità dell'onda durante un ciclo, sia lungo l'asse delle x che delle y.

D'altro canto, il Color Doppler e il Power Doppler utilizzano mappe cromatiche del flusso sanguigno sovrapposte a immagini bidimensionali in tempo reale, convenzionalmente tarate con un codice cromatico rosso per i flussi in avvicinamento e blu per quelli in allontanamento.

2.4 Parametri tecnici

Le prestazioni, la qualità e le caratteristiche di un dispositivo di diagnostica per immagini sono condizionate da specifiche regolazioni e misure, nonché dai cosiddetti parametri tecnici, in grado di ottenere la miglior qualità di acquisizione possibile. Di seguito saranno elencati i principali parametri tecnici in ambito ecografico.

In primis troviamo l'**uniformità**, parametro di rilevante importanza poiché garantisce l'opportuna calibrazione dell'immagine ecografica, con gradazioni di grigio o colori uniformi in tutto il campo visivo. Una buona uniformità previene sovraesposizioni o sottoesposizioni di porzioni dell'immagine, che potrebbero causare la perdita di dettagli critici o rendere ostica la disuguaglianza dei tessuti. Questo parametro viene regolato tramite la corretta configurazione dell'ecografo, compresi i controlli di guadagno (*gain*) e compensazione del guadagno in profondità (*TGC*), al fine di garantire che il segnale ricevuto sia opportunamente amplificato senza introdurre distorsioni nell'immagine.

La **risoluzione spaziale** ovvero la capacità di distinguere due oggetti molto vicini tra loro; è principalmente determinata dalla frequenza e si verifica per ognuna delle tre dimensioni. Avremo, pertanto:

- la risoluzione assiale o longitudinale intesa come la minima distanza percepibile tra due diverse strutture adiacenti presenti sullo stesso asse di scansione dell'onda ultrasonica. Viene espressa in millimetri ed è strettamente dipendente dalla lunghezza dell'impulso; maggiore è la frequenza, minore sarà la lunghezza d'onda e migliore la risoluzione assiale.

- la risoluzione laterale o trasversa definisce la capacità del sistema di distinguere due punti adiacenti perpendicolari al fascio di ultrasuoni lungo l'asse di scansione. Contrariamente alla risoluzione assiale, è condizionata dall'ampiezza; maggiore è la divergenza del fascio in profondità, minore sarà la sua ampiezza e, di conseguenza, la risoluzione laterale.

- la risoluzione elevazionale o di spessore, perpendicolare ad entrambi gli assi del fascio corrisponde alla capacità di distinguere due punti adiacenti perpendicolari al piano di scansione e all'asse del fascio. È determinata dallo *slice thickness* e varia a

seconda dell'altezza degli elementi posti all'interno del trasduttore.

Il **rapporto segnale-rumore** parametro che accomuna ciascun sistema di acquisizione di immagini rappresenta l'indicatore dell'intensità del segnale utile rispetto al livello di rumore di fondo presente. Un elevato SNR suggerisce una maggiore nitidezza dell'immagine e una migliore visibilità dei dettagli. Al fine di migliorare il rapporto segnale-rumore, risulta essenziale ridurre il rumore indesiderato presente nell'immagine. Ciò può essere ottenuto mediante l'utilizzo di tecnologie di riduzione del rumore, ottimizzando le impostazioni dell'ecografo e avvalendosi di sonde di alta qualità.

La **zona morta** indica la porzione, tra la superficie della sonda e i primi segnali rilevabili, nel quale non si genera l'immagine ecografica. L'eziologia del fenomeno è rappresentata dalla presenza di riverberazioni all'interfaccia tra trasduttori e tessuti, parzialmente ridotte dal *matching layer*. Quest'ultima, inoltre, tende a diminuire in ampiezza al crescere della frequenza del segnale emesso, mentre la sua profondità è influenzata dalla potenza del segnale. Il principale indicatore di un danneggiamento al trasduttore o di un'alterazione nella fase di emissione del segnale è la variazione dello spessore della zona morta. Più specificamente, un aumento di lunghezza dell'impulso è correlato al deterioramento dei cristalli o delle strutture del "*front end*" del trasduttore.

La **focalizzazione** rappresenta il parametro mediante il quale è possibile migliorare la nitidezza e la risoluzione di specifiche aree dell'immagine. L'ecografo può concentrarsi su diverse profondità regolando manualmente questo parametro, con la finalità di ottimizzare la visualizzazione delle strutture di interesse. Si definisce "piano focale" un piano perpendicolare all'asse di propagazione degli ultrasuoni, in cui la larghezza del fascio è minima e la risoluzione spaziale laterale è massima: la distanza del piano focale dal trasduttore è invece indicata come "distanza focale". Problemi di focalizzazione possono sorgere a causa di rottura di elementi piezoelettrici, lenti

acustiche e altre strutture nella parte anteriore (front-end) del trasduttore. Distorsioni nella focalizzazione possono influire sulla precisione della risoluzione spaziale laterale.

La **risoluzione di contrasto** esprime la capacità del sistema di distinguere e visualizzare con chiarezza le variazioni di grigio o colore tra i tessuti o le strutture all'interno dell'immagine, caratterizzate da diversi valori di ecogenicità. Una buona risoluzione di contrasto è essenziale per evidenziare dettagli sottili o strutture deboli, contribuendo a una diagnosi più precisa. Questo parametro è influenzato dalla tecnologia dell'ecografo, dalla frequenza dell'onda ultrasonica utilizzata e dalla riduzione del rumore nell'immagine. L'adozione di tecnologie avanzate, come l'elastasonografia o l'ecografia con armoniche di potenza, può migliorare significativamente la risoluzione di contrasto.

2.5 Preset e regolazione dell'immagine

Argomento principe di tale tesi concerne il *setting* dei comandi di *preset* di un ecografo, indispensabile per acquisire la migliore scansione ecografica possibile. La regolazione soggettiva di questi parametri preimpostati avviene durante lo svolgimento dell'esame, tenendo conto delle caratteristiche fisiche del paziente e della zona da studiare. Un'impostazione impropria ha un notevole impatto sul risultato finale, degradando la qualità dello stesso e compromettendo l'interpretazione dell'immagine, a causa di false ecogenicità, tale per cui gli organi appariranno ipoecogeni o iperecogeni. La padronanza di questi strumenti contraddistingue un ecografista esperto da uno inesperto. Le apparecchiature ecografiche standard includono i seguenti parametri di regolazione:

- il **dynamic range** – indica la compressione applicata all'ampiezza dei segnali di ritorno e viene misurato in decibel. La regolazione di questo comando influisce direttamente sul contrasto dell'immagine ecografica. Quando il range dinamico è piuttosto ridotto (da 0 a 45 dB), come accade in ecocardiografia, si otterranno immagini con un notevole contrasto, caratterizzate da ampie alterazioni ecogenetiche. Al contrario, se il range

dinamico è più ampio (da 0 a 60 dB), le immagini avranno una maggiore varietà di toni di grigio, impiegato nell'ecografia addominale.

- il **power output** – relativo all'intensità ultrasonica emessa, questo comando modifica il voltaggio applicato all'impulso elettrico e trasmesso successivamente agli elementi attivi. Pertanto, un maggior voltaggio è indice di una maggior ampiezza che, tuttavia, non è sinonimo di miglior risoluzione dell'immagine; è necessario impostare la potenza a valori più bassi possibili, i quali permettono anche la riduzione di artefatti. Per ottenere ciò è opportuno prediligere una sonda di frequenza adeguata alla zona anatomica in studio, cosicché si eviti l'impiego di un'eccessiva potenza acustica. Un ulteriore suggerimento riguarda la regolazione dei comandi del *gain* e del *TGC* al fine di ottimizzare l'ampiezza degli echi.

- il **gain** – parametro che influenza globalmente l'acquisizione tramite la variazione uniforme dell'intensità dei fasci ultrasonici riflessi, indipendentemente dalla profondità d'origine di ciascuno. Il guadagno o la perdita dell'ampiezza del segnale produce effetti direttamente proporzionali alla luminosità d'immagine, tale per cui l'esperienza del tecnico ecografista gioca un ruolo fondamentale. Una inadeguata ecogenicità può inficiare la refertazione da parte del medico, intralciando un'accurata diagnosi.

- il **Time Gain Compensation** o **TGC** – comando che consiste in una serie di cursori che permettono la regolazione del guadagno a determinate profondità. Perciò, contrariamente al gain, questo parametro varia in funzione del tempo e della distanza dei fasci riflessi, siccome gli echi generati dalle strutture più profonde sono di intensità minore rispetto a quelli generati più superficialmente, a causa dell'attenuazione degli ultrasuoni. Spostando a destra o sinistra i cursori otterremo rispettivamente una diminuzione e un aumento della luminosità d'immagine; logicamente, l'andamento di questi comandi avrà la forma di una linea obliqua verso sinistra, come spiegato appena sopra.

- la **profondità** o depth – parametro corrispondente alla regolazione della frequenza degli ultrasuoni emessi dal trasduttore. L'impostazione di questo comando varia in base alla posizione della zona anatomica in studio, sarà quindi aumentato in caso di strutture profonde e viceversa. La riduzione di esso comporta una miglior risoluzione, mentre l'incremento una peggiore qualità e un'inferiore frame rate, a causa del tempo necessario affinché l'ecografo riceva il segnale dell'eco.

- il **PGR** - consente all'utente di selezionare uno specifico range di frequenza; la regolazione della banda di frequenza consente di aumentare la risoluzione a scapito della penetrazione e viceversa. Benché tutti i trasduttori siano a banda larga, alcuni di essi permettono la scelta di tre differenti range di frequenza:

1) il RES – abbreviazione di *resolution*, fa riferimento alla maggiore larghezza di banda delle frequenze per una migliore risoluzione, ideale per l'imaging tissutale superficiale;

3) il PEN – abbreviazione di *penetration*, enfatizza la larghezza di banda a bassa frequenza per una maggiore penetrazione dei tessuti e una minore risoluzione dei dettagli, adeguato alla visualizzazione di strutture profonde;

2) il GEN – abbreviazione di *general*, rappresenta l'impostazione predefinita bilanciando risoluzione e penetrazione.

3.1 Cenni storici sullo sviluppo degli ultrasuoni in ambito cardiaco

Ancor prima di addentrarci nell'ecografia cardiaca è doveroso fare un passo indietro, sino alla scoperta della piezoelettricità, avvenuta nel 1880 ad opera dei fratelli Curie, i quali scoprirono che, comprimendo alcune tipologie di cristallo (quarzo e sale di Rochelle), la sollecitazione meccanica genera una differenza di potenziale elettrico. L'anno seguente, tramite l'ipotesi di Lippman, venne svelato l'effetto inverso, ovvero che l'applicazione di un campo elettrico ad un cristallo sia in grado di generare una deformazione meccanica.

Le prime applicazioni pratiche vennero compiute inizialmente in ambito militare, quando, nel 1917, durante la Prima guerra mondiale venne sviluppato il "sonar", un traduttore ad ultrasuoni per sottomarini in grado di rilevare la presenza di ostacoli nemici. Vent'anni più tardi, nel 1937, si assistette all'entrata in scena degli ultrasuoni in ambito medico. Pionieri di questo progresso furono i fratelli Dussik che, con un trasmettitore da 1,5MHz, riuscirono a visualizzare i ventricoli laterali durante la scansione del cervello umano.

Per la prima esplorazione cardiaca si dovette attendere gli anni '50 quando, dopo l'esperimento di Keidel, rivelatosi fallimentare per via della bassa frequenza utilizzata, i fisici Edler e Hertz furono in grado di utilizzare sulla propria pelle gli ultrasuoni riflessi come strumento diagnostico, inaugurando la prima scansione del cuore in A-mode. Nominarono la loro tecnica "*ultrasound cardiography*" (UCG, per distinguerla da ECG), modernizzata qualche anno più tardi in "*ecocardiography*".

La pietra miliare dell'ecografia bidimensionale fu il 1967, quando il dr. Åsberg riferì di aver prodotto sequenze di immagini cardiache 2D in grado di seguire la cinetica del cuore con un rateo di 6-7 frames/s. Tutto ciò utilizzando un sistema a specchio rotante, proposto da Hertz prima che fosse disponibile una tecnologia adeguata,

successivamente introdotta da Jan Somer nel 1968, il quale costruì la prima sonda elettronica phased-array. Accompagnati dal progresso tecnologico, gli anni a venire fecero emergere nuovi trasduttori, impiegati per la diagnosi di anomalie della cinetica parietale nell'ischemia miocardica e post infarto miocardico. Solamente nei primi anni '90 si raggiunse l'ecografia tridimensionale per opera di Vonn Ramm utilizzando una sonda "*sparse array*".

Per quanto concerne la modalità doppler, i suoi studi iniziarono a metà del XX secolo in Giappone, per merito di Shigeo Satomura, sebbene le sue investigazioni riguardassero le misure del movimento cardiaco piuttosto che del flusso sanguigno. In seguito a numerose sperimentazioni, il primo prototipo per la valutazione costante del flusso fu riportato da Francis McLeod nel 1967, il quale permetteva la registrazione dei segnali doppler direzionali, ricavati dai flussi in avvicinamento o in allontanamento rispetto al trasduttore. Ulteriori passi in avanti vennero eseguiti negli anni '70, inizialmente da Bjørn Angelsen, il quale sviluppò un sistema doppler combinato ad onde pulsate e continue, secondariamente dall'ingegnere Marco Brandestini, il quale rese possibile la mappatura cromatica del flusso, in un primo momento sovrapposta alla M-mode.

Con il passare degli anni, l'ecocardiografia ha continuato a beneficiare di notevoli miglioramenti tecnologici grazie ai quali oggi è una delle tecniche di imaging più utilizzate e importanti in cardiologia, consentendo un'accurata diagnosi tramite misure morfologiche e funzionali.

3.2 Tecniche ecografiche

Al giorno d'oggi, attraverso i più recenti sviluppi all'avanguardia in ambito medico, una quotidiana prestazione eco cardiaca può prevedere tre distinte modalità di esecuzione. Accompagnate dalla perizia di un eccellente tecnico di ecografia, in grado di gestire i comandi di preset a seconda delle caratteristiche del caso cui si ha di fronte, si può

raggiungere la miglior performance.

La tecnica **transtoracica**, metodica principe dell'imaging cardiovascolare, è una delle indagini cardiache più comunemente eseguite. Al di fuori dei rari casi pervasi da complicanze, nei quali si opta per una tecnica più specifica, questa metodica fornisce esaustive informazioni sia morfologiche che funzionali, aiutando a stabilire una diagnosi e a definire un'eventuale terapia. Tutto ciò attraverso il semplice posizionamento di una sonda phased-array, secondo del quale otterremo finestre di visualizzazioni differenti. I maggiori punti di contatto sonda-cute sono: il margine intercostale destro o sinistro, la terza o quarta linea intercostale, la fossa soprasternale e la regione sottoxifoidea - i quali saranno dettagliatamente approfonditi nel capitolo che segue. Parimenti ad altre tecniche terapeutiche o di imaging diagnostico, ci si deve assicurare in primo luogo che il paziente sia a suo agio e rilassato, in questo caso in posizione di decubito sinistro, con il braccio ipsilaterale verso l'alto per aprire gli spazi intercostali e respirando tranquillamente per minimizzare la traslazione del cuore. Inoltre, non deve essere trascurato il fattore ambientale, infatti, ci sono alcuni accorgimenti da tenere in considerazione per ottimizzare l'indagine riguardanti la sala ecografica; la condizione ideale richiede la parziale oscurazione di quest'ultima, per evitare che la luce solare comprometta il contrasto ottimale, e il silenzio, in quanto il feedback uditivo permette di migliorare le posizioni dei campioni Doppler.

L'ecografia **trans-esofagea**, invece, impiega un trasduttore endoscopico al fine di visualizzare il cuore attraverso l'esofago e lo stomaco. Il basso grado di invasività e la capacità di ottenere informazioni in grado, nei casi più anomali, anche di sovvertire la gestione del paziente, rappresenta il principale vantaggio di questa tecnica. Inoltre, rispetto allo studio transtoracico, la sua prospettiva, avvantaggiata dall'assenza di strutture anatomiche interposte, consentirà l'acquisizione di immagini a risoluzione nettamente superiore. Per via delle sue caratteristiche, pertanto, è indicata ai pazienti obesi e con broncopneumopatia cronico ostruttiva, nonché quando lo studio transtoracico non permetta alcuna diagnosi, per la valutazione di alterazioni cardiache,

specialmente quelle localizzate nella zona posteriore del cuore poiché più prossime all'esofago che alla parete anteriore del torace. Può fornire persino informazioni riguardanti l'aorta discendente, valvole artificiali e strutture inferiori di 3 mm, come per esempio trombi o vegetazioni. La sua elevata qualità in tempo reale la rende uno strumento ideale non solo per scopi diagnostici ma altresì per il monitoraggio di procedure cardiache chirurgiche o mininvasive, procedure non cardiache e casi critici in terapia intensiva.

La tecnica **intracardiaca**, infine, è divenuta uno strumento essenziale per le procedure interventistiche percutanee ed elettrofisiologiche. La procedura standard prevede l'incannulamento di un catetere sulla cui punta è posto un trasduttore che, attraverso la vena femorale è diretto all'atrio destro del cuore; tuttavia, esistono altre due inusuali tecniche di posizionamento del catetere, nonché la via intrapericardica percutanea e quella passante per il seno coronarico – dai quali si può facilmente evincere il rispettivo posizionamento. Comparata con lo studio trans-esofageo, sebbene risulti economicamente preziosa, alla tecnica intracardiaca sono attribuiti numerosi vantaggi: miglior qualità, prestazione eseguita da un operatore primario – ragione per cui non si necessita di una figura secondaria ed eliminazione dei rischi di lesioni orofaringee ed esofagee. Inoltre, offre una guida procedurale in tempo reale (ad esempio, puntura transtettale, procedure di ablazione con catetere, biopsia endomiocardica) e un'affidabile diagnosi relativa alle complicanze correlate alla procedura, ovvero versamento pericardico o presenza di trombo intracardiaco.

3.3 Finestre di visualizzazione in ecocardiografia bidimensionale transtoracica

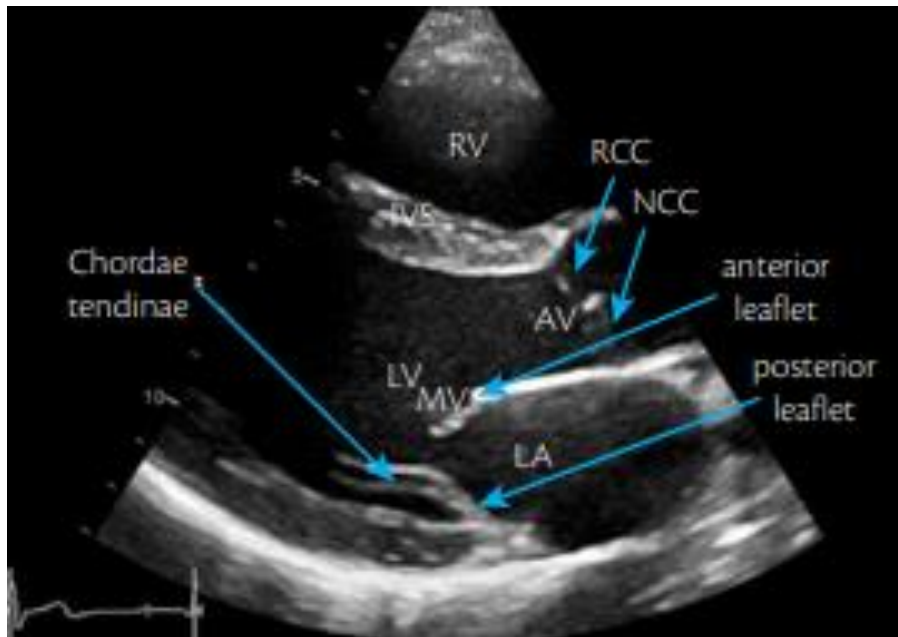
È necessario rammentare che una scansione eco cardiaca non è altro che un'immagine tomografica costituita da sottili strati di cuore, i quali forniscono una completa valutazione dei dettagli anatomici ottenuti da molteplici angolazioni. Ognuna di queste immagini è definita dalla finestra di visualizzazione, garantita dalla posizione del

trasduttore, e dai piani d'immagine determinati dall'asse cardiaco, il quale ha come punto di riferimento il ventricolo sinistro; più approfonditamente la punta di esso simboleggia l'apice, mentre i piani valvolari indicano la base del cuore. I quattro piani di immagine standard sono:

- il piano **asse lungo**, parallelo all'asse lungo del ventricolo interseca l'apice e il centro valvolare aortico ed è allineato al diametro antero-posteriore dell'anello mitrale;
- il piano **asse corto**, perpendicolare all'asse lungo consiste di acquisizioni trasversali del ventricolo sinistro, della valvola mitralica e della valvola aortica;
- il piano **quattro camere**, perpendicolare all'asse corto e diretto dall'apice alla base, includendo entrambi gli atri e i ventricoli; è allineato al diametro dell'anello mitrale e tricuspide;
- il piano **due camere**, piano d'immagine ruotato a metà strada tra l'asse lungo e le quattro camere che racchiude il ventricolo e l'atrio sinistro.

Questo rapido accenno alla nomenclatura ci consente di introdurre le quattro proiezioni prese in considerazione per questo confronto:

1) la finestra **parasternale sinistra asse lungo** – una volta assunta la posizione di decubito sinistro con il braccio omolaterale abdotto si posiziona il trasduttore, con il marker che punta in direzione della spalla controlaterale, a livello del III o IV spazio intercostale sinistro limitrofo allo sterno, acquisendo in tal modo la suddetta proiezione. Questo approccio permette la visualizzazione del primo tratto ascendente aortico, comprendendo la valvola aortica e la giunzione seno-tubulare, dell'atrio e del ventricolo sinistro e della relativa valvola.



RV: right ventricle, AV: aortic valve, RCC: right coronary cusp, NCC: non-coronary cusp, LV: left ventricle, LA: left atrium, MV: mitral valve

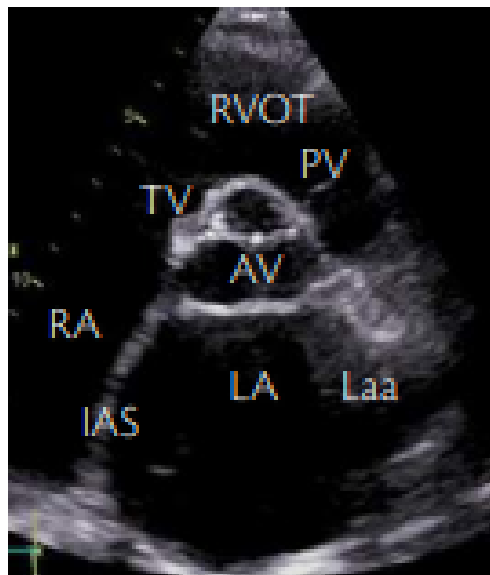
In questo piano la cuspidine coronarica destra della valvola aortica si trova anteriormente (la sinistra è velata a causa del piano), mentre la cuspidine non coronarica posteriormente. Durante la fase di sistole i lembi si aprono, assumendo un'orientazione parallela alle pareti aortiche; in diastole, al contrario, si chiudono, disponendosi perpendicolarmente alle pareti.

Focalizzandoci sulla valvola mitrale notiamo come i lembi appaiono sottili e con medesima ecogenicità. Sebbene l'anteriore sia più esteso rispetto al posteriore, la sua ridotta lunghezza anulare maschera questa differenza, rendendo simili le superfici aeree di entrambi i lembi. Inoltre, sono visibili le corde tendinee, ordinariamente posteriori rispetto ai lembi in fase sistolica. Tuttavia, alcuni individui presentano la condizione opposta, risultato di una sovrabbondanza tissutale non correlabile a patologie emodinamiche. Questa discordanza deve essere distinta da un'anormale movimento sistolico anteriore dei lembi mitrali nei casi di cardiomiopatia ipertrofica.

Altre strutture in evidenza sono l'atrio sinistro, alle cui spalle si propaga trasversalmente il tratto discendente aortico, e parte del ventricolo sinistro (la visione dell'apice si traduce in v.s. "scorciato"), dei quali è possibile eseguire molteplici valutazioni, tra cui lo spessore dei segmenti miocardici e della parete posteriore, le dimensioni delle camere e la cinetica endocardica.

Infine, in prossimità della sonda, è presente il ventricolo destro che, diversamente dalla forma ellittica della camera adiacente, raramente risulta definibile sia nell'asse lungo che corto; per tale motivo, la dimensione e la funzione sistolica di quest'ultimo sono meglio valutati in molteplici finestre di visualizzazione.

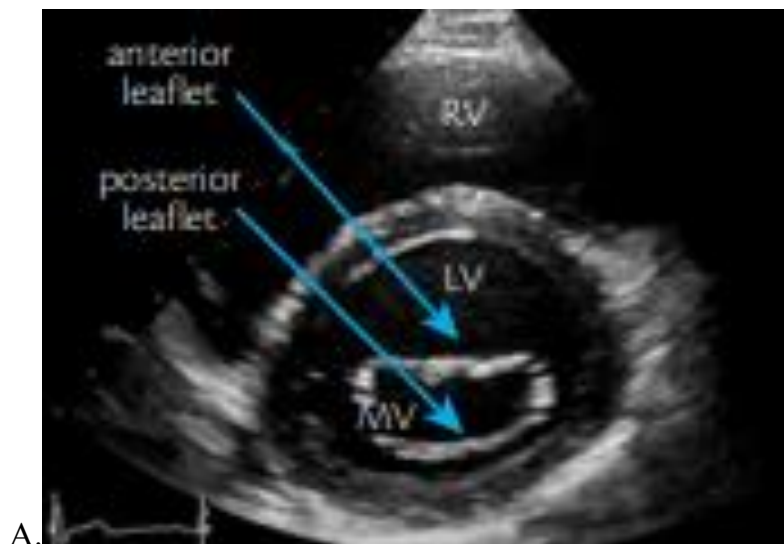
2) la finestra **parasternale asse corto** – si ottiene ruotando di 90 gradi in senso orario il trasduttore partendo dalla finestra parasternale asse lungo, spostando o angolando successivamente la sonda superiormente o inferiormente in base alle strutture che si desidera valutare.

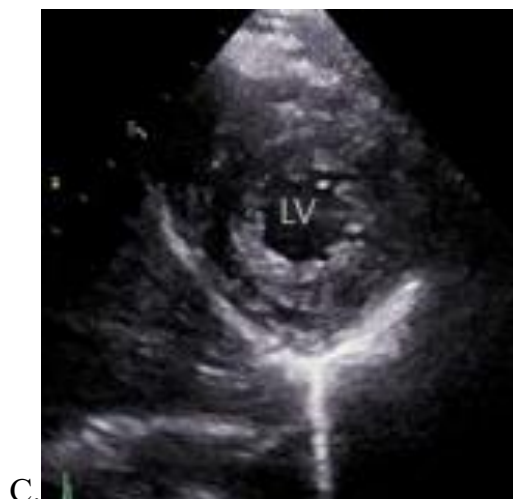
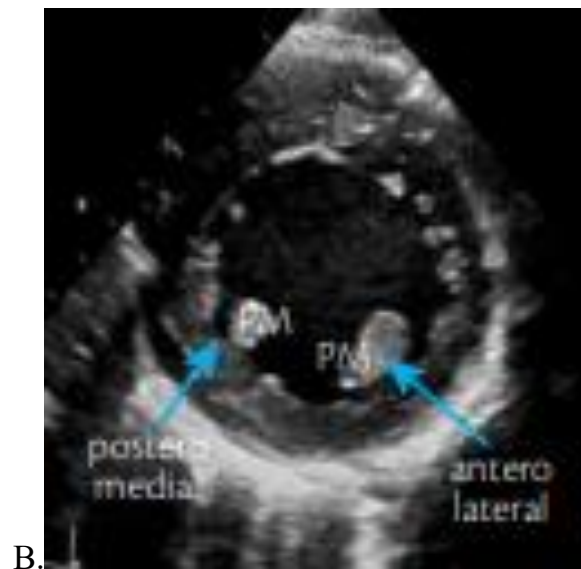


RVOT: right ventricle outflow tract, PV: pulmonary valve, TV: tricuspid valve, AV: aortic valve, IAS: interatrial septum, RA: right atrium, LA: left atrium, Laa: left atrium appendage

Rispetto alla precedente finestra avremo una prospettiva assiale della valvola aortica, denominata “mercedes benz sign” grazie alla conformazione assunta in diastole dai 3 lembi (sinistro, destro e non coronarico) di cui è composta. In prossimità della cuspide non coronarica troviamo il setto interatriale e lateralmente ad esso le relative camere. Perpendicolarmente a questo piano valvolare, quindi nel suo asse lungo, è possibile invece visualizzare la valvola polmonare, la cui valutazione dei corrispettivi lembi è limitata negli adulti, in quanto impraticabile un’ottica del suo asse corto.

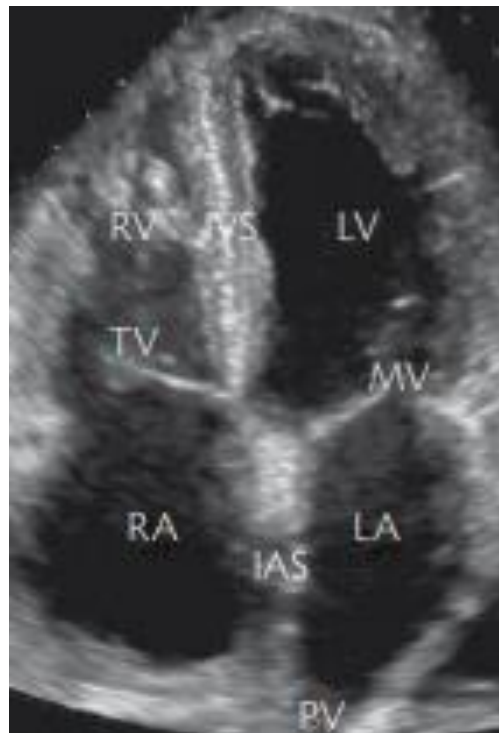
Inclinando la sonda verso l’apice del ventricolo sinistro si raggiunge la valvola mitrale, bicuspide, delle quali la posteriore costituita da tre protuberanze, laterale, centrale e mediale (immagine A). Ciascun lembo è legato all’anello mitralico e congiunto tramite le corde tendinee ai muscoli papillari (laterale e mediale), quest’ultimi visibili inclinando ulteriormente il trasduttore ed impiegati come punti di riferimento identificativi del livello ventricolare medio (immagine B). Infine, estremizzando l’inclinazione, si ottiene la visualizzazione dell’apice (immagine C).





Una distorsione della tipica configurazione circolare del ventricolo sinistro nella finestra parasternale asse corto è un indice patologico, classico nei pazienti con cardiopatia ischemica, precedente infarto miocardico e formazioni di aneurismi.

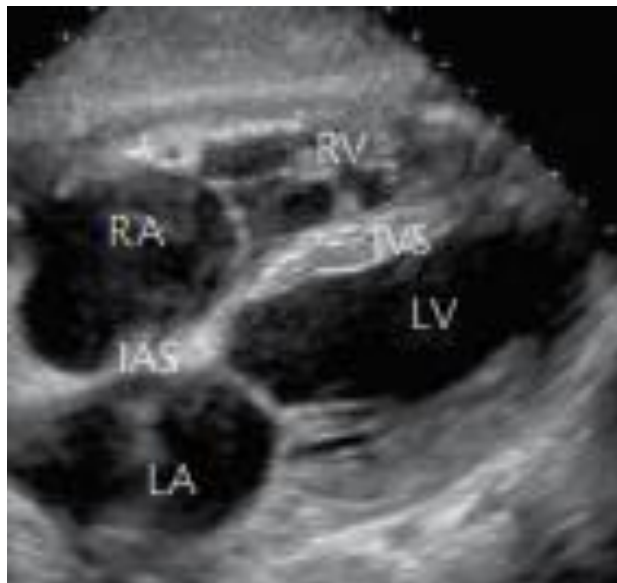
3) la finestra **apicale 4 camere** – prevede inizialmente la palpazione dell'apice del ventricolo sinistro, comunemente situato nello spazio intercostale sottostante al capezzolo. Il posizionamento della sonda deve essere adattato a seconda delle esigenze di ciascun caso, mentre il marker punta in direzione della spalla omolaterale.



Come si può evincere dal nome le strutture in evidenza sono le cavità cardiache e le valvole tra loro interposte. Tra i principali criteri di correttezza di una finestra acquisita adeguatamente troviamo la forma a proiettile del ventricolo sinistro e la forma a triangolo del controlaterale. Qualora il trasduttore non fosse posizionato correttamente il ventricolo sinistro apparirà scorciato, assumendo una forma sferica, caratteristica di specifici processi patologici come il rigurgito aortico cronico. Un altro segno di malaugurio è rappresentato dall'eccessiva "trabecolazione" del ventricolo sinistro rispetto al destro, spesso sinonimo di trombo apicale. Per quanto concerne gli atri, invece, si trovano nella zona più distale rispetto alla sonda e, sebbene la risoluzione ultrasonora a quella profondità non sia ottimale, i loro volumi sono comodamente misurabili, ad eccezione dei dettagli utili alla diagnosi di tumori atriali o all'esclusione di trombi.

Questa proiezione mostra altresì l'arco mitrale nelle sue maggiori dimensioni, con il lembo anteriore della valvola mitralica adiacente al setto ed il posteriore adiacente alla parete laterale, e quello tricuspide situato leggermente più vicino all'apice. In sistole i lembi valvolari si chiudono, assumendo una configurazione piatta.

4) la finestra **sottosternale** – in relazione alle precedenti finestre presenta un posizionamento del paziente atipico, supino con le gambe leggermente piegate (se necessario) per rilassare la muscolatura addominale. Il marker della sonda punta verso la sinistra del paziente.

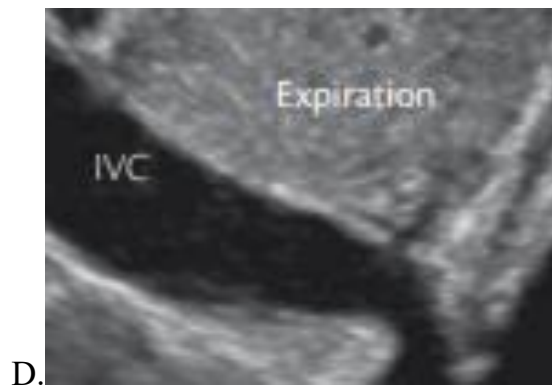


La visione del cuore da questa prospettiva mette in risalto la parete libera del ventricolo destro, la sezione centrale del setto interventricolare, la parete antero-laterale del ventricolo sinistro ed il setto interatriale, perpendicolare alla direzione del fascio ultrasonico, specificamente per la valutazione di difetti settali atriali.

Questa finestra raffigura, inoltre, una valida alternativa alla proiezione parasternale ogni

qual volta sia carente di informazioni, fornendo una valutazione sia qualitativa che quantitativa del ventricolo sinistro, come per esempio la dimensione e lo spessore parietale.

Ruotando inferiormente il trasduttore si acquisisce la vena cava inferiore entrante nell'atrio destro (immagine D). Assieme alle vene epatiche, i cambiamenti della dimensione della vena causati dalla respirazione sono utili alla valutazione pressoria e alla registrazione di pattern di riempimento doppler dell'atrio destro.



IVC: inferior vena cava

3.4 Figure interessate e prospettive

Chi è il sonographer? La traduzione letteraria del termine è “grafico del suono”, meglio conosciuto come ecografista o tecnico di ecografia. La genesi di questa figura professionale risale agli anni '80 nel mondo anglosassone, specialmente negli Stati Uniti d'America, i quali, già nel 1992, tramite American Society of Echocardiography (ASE) divulgavano le linee guida per la formazione dei tecnici di ecocardiografia. Dando uno sguardo più vicino alla nostra realtà europea, ad oggi questa figura risulta particolarmente sviluppata nel Regno Unito dove, in possesso di determinate lauree (per esempio la laurea in tecnico di radiologia medica per immagini e radioterapia) e con una

minima esperienza lavorativa, si può accedere ad un iter formativo post lauream ed avere la possibilità di specializzarsi in distinti campi ultrasonologici come quello muscolo-scheletrico, ostetrico, addominale, neurologico, cardiovascolare e medico diagnostico. In Italia, invece, questo modello lavorativo risulta giuridicamente assente ed il ruolo viene ricoperto da medici. Tuttavia, negli ultimi anni si sono istituiti in vari atenei universitari Master di I livello per sonographer, esclusivamente in ecocardiografia, rivolto a tecnici di radiologia, tecnici di fisiopatologia cardiocircolatoria e perfusione cardiovascolare ed infermieri. Siccome l'Italia, secondo i dati Eurostat, si configura nel panorama mondiale odierno come il paese con la più alta percentuale di popolazione anziana, la richiesta di esami ecocardiografici accresce di anno in anno, rendendo necessaria e cruciale la cooperazione tra personale medico e non al fine di garantire un elevato standard quantitativo e qualitativo delle prestazioni. Con il rispetto delle relative competenze le due figure sono complementari, poiché il tecnico esegue l'esame ecocardiografico come da protocollo e genera un referto preliminare, in un secondo momento ispezionato ed integrato con le conclusioni cliniche dal medico.

4.1 Obiettivi

Come già riportato nell'introduzione dell'articolo, col presente studio sperimentale ci siamo proposti di mettere a confronto due figure professionali sanitarie prettamente tecniche, da una parte il sonographer, o tecnico di ecografia, e dall'altra il tecnico di radiologia, valutando e monitorando l'apprendimento di quest'ultimo in relazione al *setting* in corso d'esame di determinati parametri presenti nelle macchine ecografiche.

La sperimentazione è stata preceduta in primis da un approfondito studio dei principi fisici e meccanici degli ultrasuoni, ulteriormente anticipato da un seminario di ecografia previsto dal corso di studio durante il primo anno accademico, concentrando l'attenzione sull'apparecchiatura con lo scopo di raggiungere una buona padronanza dei parametri tecnici d'immagine e sulle finestre di visualizzazione in ecocardiografia bidimensionale transtoracica.

Teatro dello studio è stato l'**Ospedale Maggiore Carlo Alberto Pizzardi** di Bologna dove, nel periodo compreso tra giugno e settembre 2023, affiancato da un sonographer esperto come il dr. Dattolo Giacomo, sono stati compiuti i primi step formativi. Giacomo ha saputo ben svolgere il suo ruolo da guida fin dai primi momenti, sapendo aiutare e spiegare efficacemente la corretta posizione del trasduttore in relazione alle differenti anatomie dei pazienti. Le prime acquisizioni sono state eseguite usufruendo delle impostazioni di default settate su vari ecografi Philips, presenti sulla macchina dal momento dell'installazione. Di giorno in giorno, accumulando pazienti nel mio fardello ho iniziato a familiarizzare con le apparecchiature, regolando individualmente i vari parametri presi in considerazione e, di conseguenza, migliorando la qualità e la quantità delle finestre ecografiche da me acquisite.

Infine, una volta raggiunto il nostro obiettivo prefissato, si è passati all'analisi dei dati raccolti, attraverso il quale si è potuto confrontare la profonda perizia di un sonographer

con quella nascente da un laureando in Tecniche di Radiologia.

D'altronde è ben risaputo il principale limite di questa metodica diagnostica, nonché la sua dipendenza dall'operatore; sebbene sia un sistema di indagine a basso costo e di rapida esecuzione, diversamente da altre metodiche più vicine al tecnico di radiologia nelle quali le loro proprietà possono essere verificate dai criteri di correttezza, la qualità delle presentazioni ecografiche viaggia di pari passo con le perizia del sonographer. Tuttavia, non ci si deve dimenticare della sua innocuità, grazie all'assenza di danni procurati dalla ionizzazione degli atomi, come per esempio accade saltuariamente in radioterapia, medicina nucleare o radiologia convenzionale.

4.2 Campione

In questo studio sperimentale sono state effettuate prestazioni ecografiche in 110 pazienti, all'interno della sala eco del reparto di cardiologia dell'Ospedale Maggiore di Bologna. Per ciascuno di essi sono state acquisite cinque diverse finestre di visualizzazione:

- parasternale asse lungo;
- parasternale asse corto;
- apicale 4 camere;
- sottocostale;

Si è altresì valutata la modalità Color Doppler, la quale aggiunge informazioni cromatiche relative al flusso sanguigno all'interno del cuore sfruttando il ritorno degli ultrasuoni riflessi dai globuli rossi in movimento, consentendo ai medici l'identificazione della direzione e della velocità del flusso.

4.3 Strumenti

La cospicua richiesta di prestazioni ha permesso di sperimentare tre diverse apparecchiature Philips:

- CX50
- EPIQ CVx 2D
- EPIQ CVx 3D

Mentre il primo fa riferimento ad un ecografo per *general imaging*, i restanti, invece, sono progettati esclusivamente per la cardiologia. L'ergonomia e l'integrazione, con software di analisi avanzati, di questi sistemi permettono una diagnosi più accurata e un'interazione più efficiente con il paziente, a beneficio di un feedback complessivo nettamente positivo.

Per quanto concerne la tipologia di trasduttore, è stata impiegata la sonda S5-1 settoriale array a banda larga, contenente 80 cristalli e un range di frequenza da 1 a 5 MHz, ideale per lo studio cardiaco.

4.4 Dati raccolti

La raccolta dati ai fini di questo studio si è conclusa nel mese di settembre 2023. In un primo momento si è deciso, unanimemente, il numero delle finestre di visualizzazione da prendere in considerazione ed il numero dei parametri a loro associati. Data la moltitudine di parametri regolabili si è resa necessaria una limitata scelta quantitativa, provvedendo alla raccolta, per ciascuna proiezione, di determinati parametri:

- frequenza
- profondità

- guadagno B-Mode
- guadagno C-Mode
- PRF scale

Ciascuna delle scansioni effettuate sono state inizialmente acquisite dal sottoscritto mediante il preliminare utilizzo dei valori standard di preset installati sull'ecografo e successivamente regolati manualmente in maniera graduale con il susseguirsi delle prestazioni; secondariamente dal sonographer Dattolo Giacomo.

A questa raccolta dati prettamente tecnica ne è susseguita un'altra di natura qualitativa, dove, incentrando il nostro focus sull'imaging in sé, sempre su ciascuna finestra di visualizzazione sono stati valutati quattro criteri principali:

- definizione dell'endocardio
- numero di proiezioni apicali e parasternali
- dettaglio anatomico
- presenza di artefatti

La fase finale della sperimentazione vede il coinvolgimento della figura del *product specialist*, il dr. Alessio Collocola, il quale ha estratto dati relativi alla variazione in percentuale e alla media.

5.1 Analisi dei dati

Dall'analisi effettuata emerge in maniera universale una netta differenza di default, tra i valori standard impiegati nella fase preliminare dello studio di ciascun apparecchio utilizzato, dove, nei più recenti ecografi si manifestano valori quasi raddoppiati, nello specifico dei dati corrispondenti alla frequenza e al guadagno in modalità bidimensionale, rispetto al loro predecessore, l'ecografo CX50.

Approfondendo singolarmente ciascun parametro acquisito, in riferimento agli ecografi più spesso impiegati (Epiq CVx 2D e 3D), si nota come:

- la frequenza delle onde ultrasoniche vari approssimativamente da 4 a 5 MHz in relazione alla distanza tra la struttura anatomica in studio ed il trasduttore, come si evince dalle proiezioni eseguite; per esempio, la finestra di visualizzazione sottocostale, ovvero quella con la maggior distanza cuore-sonda richiede costantemente una diminuzione della frequenza rispetto alle restanti proiezioni, la quale si traduce in una maggiore lunghezza d'onda. Pertanto, si può dedurre che i parametri di profondità e frequenza sono tra loro indirettamente proporzionali; all'incrementare del suo valore diminuisce la profondità di penetrazione dei fasci e viceversa.
- il PGR rimanga, nella maggior parte dei pazienti, inalterato nel parametro "agen", il quale seleziona il predefinito range di frequenza, andando a bilanciare risoluzione e penetrazione. Inoltre, il parametro "apen" viene impiegato specialmente nei pazienti con un'anormale accumulo di tessuto adiposo, siccome permette l'utilizzo di una banda di frequenza minore che va a favore di una maggiore penetrazione ed a scapito di una minore risoluzione dei dettagli. Infine, il parametro "apen", invece, non viene in nessun caso impostato.
- i valori relativi alla modalità Color Doppler, in particolare il guadagno e la scala di velocità della PRF, restano invariati rispetto al settaggio di default di ciascun ecografo.

Dal punto di vista comparativo, i dati raccolti durante questo confronto tra il laureando in tecniche di radiologia e il sonographer esperto dimostrano una notevole similitudine nelle performance, con minime oscillazioni delle variazioni in percentuale. Questi risultati indicano che nonostante il laureando abbia meno esperienza rispetto al professionista esperto, le abilità e le competenze acquisite durante il percorso di studio sono state applicate in modo efficace.

Per quanto concerne il settaggio, l'analisi dei parametri, quali frequenza, profondità, PGR, gain C-mode, gain B-mode e scala PRF, ha rivelato differenze minime tra le due figure professionali. La frequenza, che determina la risoluzione delle immagini, è stata pressoché identica, con una irrilevante tendenza del laureando a utilizzare una frequenza leggermente più bassa.

Anche la profondità di scansione, fondamentale per la visualizzazione delle strutture più profonde nel corpo, è risultata sovrapponibile. Il laureando è stato in grado di padroneggiare in tempi relativamente brevi la selezione di una corretta profondità di scansione, appropriata per ciascuna proiezione.

Similmente, parametri quali PGR, gain C-mode, gain B-mode e scala PRF, fondamentali per regolare l'intensità del segnale e la qualità dell'immagine, hanno mostrato variazioni trascurabili, indicando un'applicazione accurata e bilanciata di queste impostazioni da parte del laureando.

5.2 Discussione

La lieve disomogeneità riscontrata nei risultati sottolinea il mediocre scostamento tra i valori raccolti, il quale potrebbe essere attribuito a piccole differenze nell'interpretazione dei dati e nell'applicazione pratica delle conoscenze acquisite. Ad esempio, l'esperienza del sonographer esperto potrebbe influenzare sottilmente le scelte in determinati contesti clinici, portando a lievi variazioni.

Dopo un iniziale successo nel campo dell'imaging ecografico, è stato possibile constatare un graduale affinamento nella qualità delle immagini registrate. Questa evoluzione positiva ha ulteriormente corroborato la convergenza nei parametri adottati da entrambi gli operatori, evidenziando come la stabilità nelle impostazioni abbia inciso direttamente sull'efficacia della cattura delle immagini. In particolare, è stato osservato un notevole decremento degli artefatti presenti nelle immagini ecografiche, consentendo una visione più nitida e dettagliata dell'endocardio e delle strutture anatomiche coinvolte.

L'analisi dei dati ottenuti dimostra, pertanto, che il laureando in tecniche di radiologia ha lavorato in modo sovrapponibile al sonographer esperto. Nonostante l'esperienza limitata, il laureando ha dimostrato un elevato grado di competenza e abilità, suggerendo che il percorso di formazione fornisce una solida base per l'ingresso nel campo della diagnostica per immagini ad ultrasuoni. Attraverso una progressiva crescita professionale si potrebbe superare il lieve divario osservato dovuto a variabili strettamente legate all'esperienza e all'interpretazione dell'operatore, sovrapponendo così le performance tra le due figure professionali.

In conclusione, l'analisi condotta presso l'Ospedale Maggiore di Bologna ha fornito interessanti spunti di riflessione. I dati raccolti hanno evidenziato una minima variazione percentuale nei parametri utilizzati dalle due figure, suggerendo un simile settaggio nel processo di acquisizione delle immagini ecografiche.

Inoltre, l'analisi dei dati ha permesso di osservare che nonostante le differenze di esperienza, la figura neofita in campo ultrasonografico ha dimostrato una notevole competenza nella regolazione dei parametri ecografici. Questo risultato ha suggerito una sorprendente similitudine nell'approccio tecnico adottato, indicando una solidità nella formazione di base fornita ai laureandi in tecniche di radiologia. Si è notato che il laureando, nonostante la sua relativa inesperienza, è stato in grado di assimilare rapidamente le conoscenze teoriche e le competenze pratiche richieste per ottenere immagini di buona qualità. Questo dato è di notevole rilevanza, poiché suggerisce che una formazione avanzata nell'imaging radiologico può costituire delle stabili fondamenta per lo sviluppo di abilità essenziali nell'ambito dell'ecografia.

Parallelamente, è importante sottolineare i buoni risultati qualitativi in termini di imaging ecografico. Il progressivo miglioramento, dall'acquisizione di tutte e cinque le proiezioni prese in considerazione all'incremento della definizione dell'endocardio e dei dettagli anatomici, accompagnati dalla minor presenza di artefatti, ha fornito ulteriori conferme sulla similitudine nei settaggi utilizzati dai due operatori. Non vi è alcun dubbio che il sonographer abbia giocato un ruolo cruciale in questa progressione: le sue straordinarie competenza e abilità nell'interpretazione e acquisizione di immagini ecografiche, affiancate a una ricchissima esperienza nel settore, sono state influenti fin dall'inizio del confronto. La sua vasta esperienza si è tradotta in un'abile capacità di identificare le migliori modalità di settaggio, garantendo una qualità eccellente nelle immagini ottenute. Questo risultato suggerisce che una tecnica accurata di

acquisizione delle immagini può essere determinante nell'identificazione tempestiva e accurata di eventuali problematiche di salute, sottolineando ulteriormente l'importanza della formazione approfondita degli operatori ecografici.

Pertanto, è cruciale riconoscere che, nonostante i notevoli progressi nell'ecografia, questa metodica rimane intrinsecamente operatore-dipendente. La qualità delle immagini e, di conseguenza, la precisione della diagnosi, possono variare in base all'esperienza e alla competenza dell'operatore. Questa variabilità rappresenta una sfida significativa, soprattutto in contesti in cui potrebbero essere coinvolte figure meno esperte o in situazioni di emergenza in cui la rapidità e l'accuratezza delle diagnosi sono cruciali.

Sebbene sia vero che esistano già corsi di formazione, programmi di aggiornamento e tecniche avanzate di imaging, sarebbe fondamentale riconsiderare la formazione universitaria come punto di partenza. Gli attuali programmi di studio vanno già oltre la trasmissione di conoscenze teoriche, tecniche e diagnostiche: preparano gli studenti e le studentesse ad affrontare situazioni reali e complesse in ambienti clinici reali. Spesso quest'ultimi sono fatti nel quotidiano da criticità, urgenze ed emergenze. Il binomio, già preesistente, tra il mondo dell'emergenza e quello dell'ecografia sta sempre più sovrapponendosi, trasformando l'imaging e le apparecchiature ecografiche in strumenti essenziali. Riflettendo su questa semplice osservazione ci rendiamo conto che, più che mai, i tempi sono maturi per arricchire in termini ecografici l'offerta formativa all'interno degli atenei italiani, rivolgendo particolare attenzione al già ricco percorso formativo dei tecnici sanitari in radiologia medica. Utente ideale per questa spinta innovativa (pensiamo anche semplicemente i tre anni di formazione focalizzati sulle interpretazioni anatomico-diagnostiche per più di quattro modalità d'imaging), il TSRM potrebbe evolvere nel tempo in una risorsa ancor più preziosa all'interno della maggioranza delle U.O. presenti all'interno e all'esterno delle aziende ospedaliere, non solo sostenendo gli specialisti medici ma, e ancor più rilevante, sostenendo il cammino del paziente in maniera efficace ed efficiente.

Introduction to the physics of ultrasound

P Laugier, G Haiat - Bone quantitative ultrasound, 2011 – Springer

Textbook of Clinical Echocardiography

Di Catherine M. Otto, MD

Principi fondamentali di ecografia diagnostica John S. Mattoon • Thomas G. Nyland

A concise history of echocardiography: timeline, pioneers, and landmark publications
Alan G. Fraser ^{*,1}, Mark J. Monaghan², Antonius F.W. van der Steen³ , and George R. Sutherland⁴

Transesophageal echocardiography: instrumentation and system controls.
Prabhu M, Raju D, Pauli H. Ann Card Anaesth. 2012

Intracardiac echocardiography from coronary sinus. Garg
J, Kewcharoen J, Bhardwaj R, Contractor T, Jain S, Mandapati R. J Cardiovasc
Electrophysiol. 2022

Evaluation of Imaging Parameters of Ultrasound Scanners: Baseline for Future Testing
Ewa Fabiszewska^{ABCDEF}, Katarzyna Pasicz^{ABCDEF}, Iwona Grabska^B, Witold
Skrzyński^{BCDE}, Wioletta Ślusarczyk-Kacprzyk^B, Wojciech Bulski^E
Department of Medical Physics, The Maria Skłodowska-Curie Memorial Cancer Center
and Institute of Oncology, Warsaw, Poland

The EACVI Echo Handbook – edited by Patrizio Lancellotti, Bernand Cosyns

Approfitto di quest'ultima pagina per ringraziare tutte le persone che si sono rese partecipi di questo lungo viaggio:

-ringrazio Stefano, Alessio e Giacomo per l'infinito supporto fornitomi per la stesura di questa tesi;

-ringrazio i coordinatori del corso, in particolare a Rossella, per averci accompagnato in questo cammino, tramite il suo immenso sostegno e alla generosa disponibilità, ed a Gioele, per la sua sproporzionata mano che ha concesso noi di partecipare ad un'esperienza più che formativa come l'Erasmus;

- ringrazio tutti gli amici del residence beCoimbra, specialmente Andrea De Rosa, Rattuso, Mikelà e Stella per tutte le indimenticabili esperienze ed emozioni condivise assieme, avete reso speciali e soprattutto spensierati questi tre mesi che, come tutte le belle cose, sono volati. Non posso assolutamente dimenticarmi di ringraziare infinitamente mio fratello Gigi, braccio destro e compagno di innumerevoli avventure;

- grazie a tutti i compagni del corso, in particolare a Tolo, il burlone più bello di tutti, a Jimmy, l'uomo che non sbaglia un colpo, a Gigi, il veneto informatico, a Cast, la volpe nostalgica di Gioia del Colle, e a Charlie, pozzo illimitato di conoscenza. Grazie per tutte le ore trascorse a studiare, faticando ad essere delle persone serie e stacanoviste ma arrivando ad ogni modo in fondo;

- grazie a tutti gli amici di Schiassi's Street, grazie a Giuseppe, mamma di casa, per aver sopportato tutti gli scherzi patiti, a Davide, fedele gymbro, per le tue chicche alimentari salt-free, a Giovanni, ballerino provetto e collega ingegnere dell'ottimizzazione degli spazi in cucina, per aver condiviso la tua capacità di sintesi, a Leonard, o meglio ancora Leonardo, per la tua arte rumena, e a Cast, compare di stanza ma spesso occupato in affari nel suo ufficio, grazie per le sporadiche ma maestose collab culinarie;

Ringraziamenti

- grazie ai coinquilini e soprattutto amici d'infanzia di via Centrotrecento, grazie a Mancio, per la tua vena artistica, ma soprattutto per aver condiviso con me la passione per la palestra, grazie a Tommi, i nostri litigi mi hanno fatto riflettere e crescere molto, e grazie a Maru, immensa dispensa di perle di saggezza, per esserci sempre;
- grazie a tutti gli amici Marchigiani, in particolare a Consu, futura presidente del parlamento europeo, a Franci, una seconda sorella dallo stile invidiabile, a Filo, che mi sa leggere meglio di chiunque altro, a Yassin, che per quanto potremmo crescere rimarrà sempre impossibile non dire stupidaggini insieme a te, e a Fede, pollice verde fin dalla nascita, per esserci sempre stato.
- grazie alla mia famiglia per sostenermi in qualunque mia scelta, grazie a te Babbo, per avermi trasmesso la passione per i viaggi, a te Mamma, per la spensieratezza inculcata, a volte sovradosata, e a te Betti, che mi sai ascoltare sempre e comunque;
- grazie infine alla palestra, per essere stata e continuerai ad essere la mia principale valvola di sfogo ancora per un po'.