

Politecnico di Torino

Corso di Laurea Magistrale in INGEGNERIA BIOMEDICA A.a. 2020/2021 Sessione di Laurea Dicembre 2021

Implementazione e confronto di metodi di beamforming basati sulla coerenza spaziale: Short-Lag Spatial Coherence (SLSC) e Locally Weighted Short-Lag Spatial Coherence (LW-SLSC)

Relatore:

Prof.ssa Meiburger Kristen Mariko

Correlatore:

Prof.ssa Seoni Silvia

Candidato:

Luca Pascerini

A mio nonno Aldo

ABSTRACT

Grazie alle sue caratteristiche, come l'elevata risoluzione temporale, i costi contenuti e la completa sicurezza per il paziente, l'ecografia risulta essere una delle tecniche maggiormente utilizzate a livello mondiale. Proprio per questo motivo, tale tecnica è oggetto d'interesse di numerosi studi e ricerche che hanno come finalità quella di migliorare alcune sue caratteristiche non ottimali che possono influire negativamente sulla qualità dell'immagine finale e, di conseguenza, sulla diagnosi clinica. Nell'ultimo decennio, infatti, sono stati pubblicati diversi articoli, in cui vengono presentate tecniche alternative a quella tradizionale, che dimostrano come sia possibile, ad esempio, andare a ridurre, o in alcuni casi addirittura ad eliminare, il rumore elettronico e il disordine acustico presenti nelle immagini ecografiche tradizionali. Alla luce dei risultati ottenuti in questi articoli, in questo progetto di tesi sono state analizzate ed implementate due di queste tecniche: la Short-Lag Spatial Coherence (SLSC) e la Locally Weighted Short-Lag Spatial Coherence (LW-SLSC). A differenza della tecnica tradizionale, che utilizza come metodo di beamforming l'ampiezza degli echi di ritorno per ricostruire l'immagine, queste tecniche utilizzano la coerenza spaziale dell'eco, riuscendo così a ridurre il disordine acustico ed a migliorare la qualità dell'immagine. Per valutare e dimostrare i benefici associati all'utilizzo di queste tecniche, sono state eseguite diverse simulazioni raffiguranti, ad esempio, strutture circolari, assimilabili ad una cisti, e vasi sanguigni, utilizzando il programma Field II, in assenza e in presenza di rumore. Successivamente sono state eseguite delle acquisizioni su un fantoccio artificiale CIRS e in-vivo su soggetti volontari, utilizzando un trasduttore ad array lineare Verasonics L11-5v. Una volta raccolti i dati e ricostruite le immagini, la qualità di esse è stata valutata utilizzando le metriche di validazione tradizionali, il rapporto segnale-rumore (SNR), il rapporto contrasto-rumore (CNR) e il contrasto, e una nuova metrica di validazione, il rapporto contrasto-rumore generalizzato (gCNR).

INDICE

CAPITOLO 1: INTRODUZIONE	1
1.1 Stato dell'arte dell'ecografia clinica e nuove prospettive	1
1.2 Immagine ecografica	2
1.2.1 Principi fisici	2
1.2.2 Misurazione degli echi (o ultrasuoni di ritorno)	4
1.2.3 Trasduttore	4
1.2.4 Beamforming DAS tradizionale	5
1.2.5 Metodi di visualizzazione dell'immagine	6
1.2.6 Rumore granulare (o speckle)	7
1.2.7 Artefatti	8
CAPITOLO 2: COERENZA SPAZIALE E TECNICHE DI BEAMFORM	MING
BASATE SU DI ESSA: SLSC e LW-SLSC	10
2.1 Coerenza spaziale	10
2.2 Short-Lag Spatial Coherence (SLSC)	10
2.3 Locally Weighted Short-Lag Spatial Coherence (LW-SLSC)	11
CAPITOLO 3: SIMULAZIONI, ACQUISIZIONI E STRUMENTAZION	E
UTILIZZATA	13
3.1 Simulazioni su Field II	13
3.1.1 Organizzazione dello script	
3.2 Acquisizioni con il sistema Verasonics Vantage 256	15
3.2.1 Acquisizioni sul fantoccio e <i>in-vivo</i>	16
3.3 Metriche di validazione	17

CAPITOLO 4: RISULTATI E DISCUSSIONI	19
4.1 Confronto delle simulazioni su Field II	19
4.1.1 Confronto immagini 2D di una struttura circolare anecogena	19
4.1.2 Confronto immagini 2D di una struttura circolare iperecogena	23
4.1.3 Confronto immagini 2D di un vaso sanguigno	26
4.1.4 Confronto immagini 3D di una struttura sferica anecogena	30
4.1.5 Confronto immagini 3D di una struttura sferica iperecogena	35
4.1.6 Confronto immagini 3D di un vaso sanguigno	39
4.2 Confronto delle acquisizioni effettuate sul fantoccio	44
4.2.1 Confronto immagini 3D di una struttura sferica anecogena e di una con contrasto pari a -6 dB	44
4.2.2 Confronto immagini 3D di una struttura sferica iperecogena e di una con contrasto pari a +6 dB	50
4.3 Confronto delle acquisizioni <i>in-vivo</i>	56
4.3.1 Confronto immagini 3D di una arteria carotide destra e di una sinistra	56
4.3.2 Confronto immagini 3D di un muscolo bicipite	64
CAPITOLO 5: CONCLUSIONI	68
BIBLIOGRAFIA	70
RINGRAZIAMENTI	72

CAPITOLO 1: INTRODUZIONE

1.1 Stato dell'arte dell'ecografia clinica e nuove prospettive

L'ecografia è una delle tecniche di imaging medico più utilizzate nel mondo, sia per la sua sicurezza sia per i suoi costi contenuti rispetto alle altre tecniche ⁽¹⁾. Infatti, oltre all'elevata risoluzione temporale e alla sua completa non-invasività, tale tecnica utilizza radiazioni non ionizzanti, gli ultrasuoni, che non danneggiano il corpo umano, possono essere assorbite ripetutamente dal paziente e, di conseguenza, sono adatte al monitoraggio e alla prevenzione.

Le immagini che si ottengono, mediante questa tecnica, sono il risultato di un processo che prevede principalmente tre fasi:

- Trasmissione e ricezione di ultrasuoni;
- Beamforming;
- Elaborazione dell'immagine.

In particolare, la qualità dell'immagine è profondamente influenzata dal beamforming e, di conseguenza, l'ottimizzazione di questa fase svolge un ruolo importante sia nel massimizzare quelle metriche che vengono utilizzate per la valutazione della qualità di un'immagine come, ad esempio, il rapporto segnale-rumore (SNR), sia nel limitare il più possibile le interferenze, il disordine acustico (clutter) e il rumore ⁽²⁾. Sulla base di queste considerazioni, nell'ultimo decennio, sono state elaborate diverse tecniche, per il miglioramento della qualità dell'immagine, che utilizzano un metodo, nella fase di beamforming, differente da quello tradizionale.

Nel seguente progetto di tesi sono state implementate due di queste tecniche, la Short-Lag Spatial Coherence (SLSC) e la Locally Weighted Short-Lag Spatial Coherence (LW-SLSC), al fine di poter confrontare la qualità delle immagini ottenute, attraverso delle metriche di validazione, e stabilire se esse possano essere una valida alternativa alla modalità di imaging ecografico tradizionale.

1.2 Immagine ecografica

1.2.1 Principi fisici

Per generare le immagini, l'esame ecografico utilizza, da un punto di vista fisico, gli ultrasuoni. Gli ultrasuoni sono delle onde meccaniche che si propagano con delle frequenze superiori alla soglia dell'udibile dell'orecchio umano (> 20 kHz). In particolare, in ambito di imaging medico, le frequenze utilizzate sono superiori ai 2 MHz.

Gli ultrasuoni vengono generati tramite cristalli piezoelettrici, ovvero cristalli che riescono a convertire energia meccanica in energia elettrica e viceversa. Grazie a questa loro peculiarità, i cristalli piezoelettrici vengono utilizzati sia come sorgente che come rilevatori di ultrasuoni, non contemporaneamente, ma a fasi alterne di creazione e ricezione.

Quando vengono utilizzati per generare ultrasuoni, i cristalli sfruttano quello che è definito effetto piezoelettrico inverso: generano l'ultrasuono ad una certa frequenza, applicando al cristallo una differenza di potenziale alla medesima frequenza. Viceversa, quando vengono utilizzati per misurare gli ultrasuoni riflessi dal corpo in esame, impiegano l'effetto piezoelettrico diretto: perturbati meccanicamente dall'onda sonora riflessa, generano un segnale elettrico che può essere misurato tramite un circuito elettrico.



Figura 1: Schematizzazione dell'effetto piezoelettrico diretto e di inverso (3)

Gli ultrasuoni, quando incontrano due mezzi di propagazione differenti, reagiscono in base alle impedenze acustiche di essi, venendo trasmessi oppure riflessi. L'ampiezza degli echi riflessi e il coefficiente di riflessione dipendono dalla differenza delle impedenze acustiche dei due mezzi:

$$R = \left(\frac{Z_1 \cos\alpha_2 - Z_2 \cos\alpha_1}{Z_1 \cos\alpha_2 + Z_2 \cos\alpha_1}\right)^2$$

dove $Z_{1,2}$ sono le impedenze acustiche dei due mezzi e $\alpha_{1,2}$ sono rispettivamente gli angoli di incidenza e di rifrazione.

Essendo delle onde meccaniche, gli ultrasuoni ricorrono alla compressione e alla rarefazione del mezzo per propagare l'energia. Per tale motivo, la velocità di propagazione dell'onda nel mezzo dipende dalle proprietà meccaniche del mezzo stesso (inversamente proporzionale alla densità del mezzo). Inoltre, durante la loro propagazione, gli ultrasuoni vengono attenuati dai tessuti seguendo la legge:

$$A(z) = A_0 e^{-\alpha z}$$

dove A(z) è l'ampiezza dell'ultrasuono alla profondità z, A_0 è l'ampiezza iniziale dell'ultrasuono e α è il coefficiente di attenuazione, il quale dipende dal mezzo.

L'attenuazione, oltre a dipendere dalla profondità, dipende anche dalla frequenza dell'onda: più la frequenza è alta, maggiore è l'attenuazione del mezzo. Quindi, per poter raggiungere una maggiore profondità di scansione, è necessario utilizzare frequenze più basse. Purtroppo, la frequenza dell'onda è anche inversamente proporzionale alla lunghezza d'onda. Quindi, per poter ottenere una qualità dell'immagine maggiore in termini di risoluzione spaziale, è necessario utilizzare frequenze più alte. A seconda dell'applicazione, quindi, se si desira avere una migliore risoluzione spaziale oppure una maggiore profondità, è necessario stabilire una frequenza dell'onda opportuna.

Un ulteriore fattore che incide sulla risoluzione spaziale è la modalità di invio delle onde sonore. Infatti, gli ultrasuoni vengono inviati solitamente in pacchetti, che comprendono più cicli di sinusoide ad una certa frequenza, ma se due oggetti, che si trovano lungo il percorso delle onde, sono collocati ad una distanza inferiore della lunghezza di tale pacchetto, i loro echi non sono distinguibili e la risoluzione peggiora. Per risolvere questo problema, è possibile utilizzare un numero inferiore di cicli in una trasmissione, ma, in questo modo, i pacchetti di ultrasuoni risultano più brevi, gli echi ricevuti presentano larghezze di banda maggiori e non è possibile determinare la corretta frequenza delle onde. Anche in questo caso, quindi, è necessario stabilire la durata del pacchetto in base all'applicazione e alla risoluzione che si vogliono ottenere.

1.2.2 Misurazione degli echi (o ultrasuoni di ritorno)

La porzione di onda che viene riflessa verso il trasduttore è denominata eco di ritorno. Tale eco è generato dall'incontro dell'impulso trasmesso dalla sonda con un tessuto e, tipicamente, risulta essere di diversi ordini di grandezza più debole rispetto all'impulso che lo ha generato. In risposta all'eco di ritorno, ciascun elemento del trasduttore produce una traccia a radiofrequenza.

Il tempo t, definito tempo di volo dell'onda, ovvero il tempo che intercorre dall'istante in cui l'impulso viene emesso all'istante in cui l'eco di ritorno viene registrato, può essere utilizzato per risalire alla distanza d a cui si trova il tessuto che ha generato l'eco e, di conseguenza, anche alla posizione spaziale e ai confini del tessuto stesso. Questa distanza, d, può essere calcolata utilizzando la formula matematica:

$$d = \frac{ct}{2}$$

dove c è la velocità di propagazione del suono nel mezzo (nei tessuti molli, il valore di c solitamente utilizzato è 1540 m/s).



1.2.3 Trasduttore

Il dispositivo all'interno del quale sono collocati i cristalli piezoelettrici si chiama trasduttore o sonda. Esistono diversi tipologie di trasduttore, come ad esempio lineare o a scansione settoriale, che variano a seconda del numero di cristalli piezoelettrici, della profondità che permettono di raggiungere e dell'applicazione per la quale vengono utilizzati.

In questo progetto di tesi, è stato utilizzato un trasduttore Verasonics L11-5v, una sonda ad array lineare costituita da 128 cristalli ⁽⁴⁾. Le caratteristiche tecniche ⁽⁴⁾ di questo dispositivo sono:

- Pitch: 0.3 mm
- Messa a fuoco: 18 mm
- Sensitività: $-52 \pm 3 \text{ dB}$



Figura 2: Sonda Verasonics L11-5v e relativi spettro e lunghezza d'onda

1.2.4 Beamforming DAS tradizionale

Il beamforming si compone principalmente di due fasi: la messa a fuoco e la stima dei parametri della retrodiffusione. Nella fase di messa a fuoco, le tracce a radiofrequenza, generate dagli elementi del trasduttore, vengono allineate utilizzando i ritardi temporali in modo che si riferiscano allo stesso punto dello spazio. Successivamente, nella fase di stima dei parametri, questi segnali focalizzati vengono utilizzati per stimare diversi parametri relativi alla retrodiffusione, come ad esempio l'ampiezza dei segnali.

Il beamforming che viene utilizzato nella tecnica ecografica tradizionale è il Delay-and-Sum (DAS) ⁽⁵⁾. In questa tipologia di beamforming, indicando la traccia a radiofrequenza focalizzata proveniente dall'i-esimo elemento della sonda come $s_i(x_f)$, è possibile stimare l'ampiezza del segnale come:

$$\hat{A}(\mathbf{x}_f) = \left| \sum_{i=1}^N s_i(\mathbf{x}_f) \right|$$

dove N è il numero di elementi della sonda.

In questo modo, i segnali provenienti dalla direzione di scansione desiderata vengono amplificati mentre vengono attenuati quelli provenienti dalle altre direzioni ⁽⁵⁾. Tuttavia, la sommatoria dei segnali non riduce né il rumore granulare né il clutter, ovvero il disordine acustico causato dagli artefatti sull'immagine, causando dei problemi soprattutto nei casi in cui le diagnosi si basino sulla visibilità di strutture anche a basso contrasto.



Figura 3: Beamforming DAS (6)

1.2.5 Metodi di visualizzazione dell'immagine

Al termine della scansione dell'intero tessuto, i segnali vengono elaborati, ad esempio, venendo normalizzati e compressi logaritmicamente, ed utilizzati per visualizzare l'immagine nella modalità di visualizzazione più funzionale allo scopo finale dell'indagine. Per rappresentare i dati provenienti dagli echi di ritorno, esistono principalmente tre strategie di visualizzazione: modalità A, modalità B e modalità M.

La modalità A è la più semplice: i segnali vengono rappresentati come picchi su un grafico, in cui l'asse verticale rappresenta la profondità da cui proviene il segnale mentre l'asse orizzontale rappresenta l'ampiezza del segnale stesso.

La modalità M è utilizzata per valutare come si muovono determinati punti di un tessuto nel tempo; ad esempio, in cardiologia, questa modalità viene utilizzata negli esami di motilità cardiaca. In questa tecnica di visualizzazione, i segnali riflessi dalle strutture in movimento sono convertiti in onde che vengono mostrate continuamente lungo un asse.

La modalità B è il metodo più utilizzato per la visualizzazione delle immagini ultrasonografiche in medicina ⁽²⁾. Il nome deriva dal termine inglese "Brightness", letteralmente luminosità, e indica il processo con cui viene costruita l'immagine: maggiore è l'ampiezza del segnale di ritorno, maggiore è la luminosità del punto nell'immagine ricostruita.



Figura 4: Immagine B-mode di un'arteria carotide destra

1.2.6 Rumore granulare (speckle)

Nella realtà, un eco di ritorno, ricevuto in un preciso istante di tempo, può essere causato da più punti. Più aumenta il numero di questi punti che generano l'eco, più la retrodiffusione aumenta il fenomeno chiamato "speckle". Questo fenomeno è un evento stocastico che causa l'aspetto granuloso comunemente osservato nelle immagini ecografiche ⁽⁷⁾.



Figura 5: Immagine B-mode di un muscolo bicipite affetta da rumore granulare (speckle)

1.2.7 Artefatti

Le strutture sottocutanee del tessuto umano sono complesse e molto eterogenee tra loro. A causa di questo, né la velocità di propagazione del suono nei diversi tessuti né l'impedenza acustica di essi risultano essere costanti e, di conseguenza, si possono generare fenomeni di aberrazione di fase nel fronte d'onda retrodiffuso e riverberi nel tessuto vicino al trasduttore. L'aberrazione di fase e i riverberi sono degli artefatti.

Gli artefatti, quindi, sono alterazioni dell'immagine, originati da una corrispondenza non perfetta tra la realtà che si vuole rappresentare e la modellizzazione fisica sfruttata per la generazione delle immagini. Queste alterazioni si manifestano nell'immagine in maniera diversa a seconda del fenomeno che le ha generate. I principali artefatti sono:

- Riverberazione;
- Scattering fuori asse;
- Generazione di ombre acustiche;
- Aberrazione di fase.

La riverberazione è un artefatto associato alla generazione degli echi ed è generata da strutture che producono una forte riflessione degli ultrasuoni tra le loro pareti, creando una serie di bande ecogene distanziate tra loro da un intervallo costante.



Figura 6: Schematizzazione di un artefatto da riverberazione (8)

Lo scattering fuori asse è un artefatto associato alla larghezza del fascio di ultrasuoni ed è generato da una struttura molto riflettente presente in un lobo laterale del fascio. Tale struttura crea un'eco di ritorno, come se provenisse dal fascio principale, e appare duplicata nell'immagine ecografica ⁽⁸⁾.



Figura 7: Schematizzazione di un artefatto da scattering fuori asse (8)

Le ombre acustiche sono degli artefatti associati all'attenuazione dei tessuti e sono generate da tessuti molto assorbenti, che creano queste ombre al di sotto loro stessi.



Figura 8: Schematizzazione di un artefatto da ombre acustiche (8)

CAPITOLO 2: COERENZA SPAZIALE E TECNICHE DI BEAMFORMING BASATE SU DI ESSA: SLSC e LW-SLSC

2.1 Coerenza spaziale

La coerenza spaziale, in ottica statistica, è descritta dal teorema di van Cittert-Zernike (VCZ), in cui si afferma come sia possibile determinarla, calcolando la trasformata di Fourier della distribuzione di intensità di un campo d'onda generato da una sorgente incoerente ⁽⁹⁾. Negli anni '90, questo teorema, grazie al lavoro di Mallart e Fink ⁽¹⁰⁾, è stato esteso anche al campo dell'ultrasonografia. In questo caso, la coerenza spaziale, chiamata anche covarianza spaziale, è una misura della coerenza degli echi di ritorno, riflessi da un mezzo di diffusione e ricevuti da ogni singolo elemento piezoelettrico in un preciso istante ⁽¹¹⁾.

In una scansione tradizionale, in cui la focalizzazione dinamica viene applicata solo in ricezione, la coerenza spaziale raggiunge il suo valore massimo in prossimità del fuoco di trasmissione, dove il raggio è più stretto. Lontano dal fuoco, il raggio si allarga e la coerenza spaziale diminuisce ⁽¹¹⁾. Lo stesso effetto si osserva in tutti quei casi in cui si verifica una decorrelazione, ad esempio, a causa della presenza di rumore acustico/elettronico, di lobi laterali del fascio e aberrazioni di fase ⁽⁹⁾. Per cercare di creare un'immagine che potesse competere con la tecnica DAS tradizionale, soprattutto in presenza di questo tipo di artefatti e rumore acustico, sono state implementate due tecniche basate sulla coerenza spaziale che utilizzano un metodo di beamforming diverso da quello tradizionale: la Short-Lag Spatial Coherence (SLSC) e la Locally Weighted Short-Lag Spatial Coherence (LW-SLSC).

2.2 Short-Lag Spatial Coherence (SLSC)

La tecnica SLSC permette di creare un'immagine valutando la somiglianza degli echi di ritorno in funzione della distanza, o del ritardo, tra due elementi riceventi della sonda. Nella sonda ecografica, con N elementi riceventi, ugualmente distanziati tra loro, il segnale tempo-ritardato ricevuto dall'iesimo elemento è definito come $s_i(n)$, dove n corrisponde alla profondità o al tempo in campioni, e i è l'indice del canale. Gli echi di ritorno vengono tempo-ritardati in modo che tutti i segnali, al campione n, corrispondano alla stessa posizione ⁽⁹⁾. In seguito, è possibile calcolare la covarianza spaziale, in prossimità degli elementi riceventi i segnali, nel seguente modo:

$$\hat{C}(m) = \frac{1}{N-m} \sum_{i=1}^{N-m} \sum_{n=n_1}^{n_2} s_i(n) s_{i+m}(n)$$

dove m è la distanza, o il ritardo, in numero di elementi tra due punti nell'apertura della sonda. Normalizzando la covarianza per la varianza dei segnali $s_i(n) e s_{i+m}(n)$, è possibile determinare la correlazione spaziale utilizzando un kernel assiale:

$$\hat{R}(m) = \frac{1}{N-m} \sum_{i=1}^{N-m} \frac{\sum_{n=n_1}^{n_2} s_i(n) s_{i+m}(n)}{\sqrt{\sum_{n=n_1}^{n_2} s_i^2(n) \sum_{n=n_1}^{n_2} s_{i+m}^2(n)}}$$

dove $n_1 e n_2$ sono i limiti del kernel assiale.

Sebbene la covarianza spaziale e la correzionale spaziale abbiano due definizioni diverse, il termine coerenza spaziale si riferisce ad entrambe, ovvero entrambe sono una misura della somiglianza degli echi di ritorno in funzione della distanza di separazione tra gli elementi della sonda.

Infine, l'immagine SLSC, per un numero di ritardi pari a M, è generata dall'integrale della correlazione spaziale per i primi M ritardi:

$$\mathrm{SLSC}(M) = \int_{1}^{M} \hat{R}(m) dm \approx \sum_{m=1}^{M} \hat{R}(m)$$

2.3 Locally Weighted Short-Lag Spatial Coherence (LW-SLSC)

La tecnica LW-SLSC è nata per migliorare i risultati ottenuti tramite la tecnica SLSC, riducendo il rumore presente nelle immagini SLSC ad alto numero di ritardi ⁽¹²⁾. Infatti, tale tecnica, calcola i coefficienti pesati w_i per un numero di ritardi pari a N_L, minimizzando la variazione totale della somma pesata all'interno di un kernel \hat{R}_i di dimensione k_z x k_x x N_L, ottenuto dalla matrice di correlazione \hat{R} di dimensione N_z x N_x x N_L, e preserva l'informazione a risoluzione dei ritardi più alti, utilizzando la norma euclidea con un operatore gradiente ∇ ⁽¹³⁾. I coefficienti pesati vengono calcolati nel seguente modo:

$$\hat{w}_i = \underset{w_i}{\operatorname{argmin}} \{ \operatorname{TV}(f(w_i, \hat{R}_i)) + \alpha^2 \| \nabla w_i \|_2^2 \}$$
$$f(w_i, \hat{R}_i) = \sum_{m=1}^{N_L} \hat{R}_i[m] . w_i[m]$$

dove TV è la variazione totale con la norma euclidea applicata alla funzione costo f che rappresenta la somma pesata all'interno del kernel \hat{R}_i , ovvero il kernel i-esimo della matrice di correlazione \hat{R} . Successivamente, i kernel pesati vengono raccolti e posizionati al centro dei relativi kernel \hat{R}_i . L'immagine LW-SLSC è ottenuta calcolando la mediana dei kernel pesati ⁽¹²⁾.

Nel caso in cui la variazione totale venga implementata con la norma euclidea, la formula precedente può essere semplificata ⁽¹⁴⁾. L'operatore gradiente presente nel secondo termine può essere semplificato nel seguente modo:

$$D = \begin{pmatrix} -1 & 1 & & \\ & -1 & 1 & \\ & \ddots & \ddots & \\ & & & -1 & 1 \end{pmatrix}$$
$$\mathsf{TV}_{1D}(w_i) = \|Dw_i\|_p \quad D \in \mathbb{R}^{(N_L - 1) \times N_L}$$

Allo stesso modo, la variazione totale bidimensionale utilizzata nel primo termine può essere ridotta a:



Riordinando la matrice di correlazione \hat{R} nella forma \hat{R}_i di dimensione $k_z k_x x N_L$, l'espressione finale per il calcolo dei coefficienti pesati risulta essere la seguente:

$$\hat{w} = \underset{w}{\operatorname{argmin}} \{ \|B\hat{R}_{i}w\|_{2}^{2} + \alpha^{2} \|Dw\|_{2}^{2} \}$$

=
$$\underset{w}{\operatorname{argmin}} \{w^{T}Hw\}, \quad H = (B\hat{R}_{i})^{T}B\hat{R}_{i} + \alpha^{2}D^{T}D$$

Questa formula semplificata presenta diversi vantaggi rispetto a quella precedente. Infatti, assumendo che le dimensioni del kernel rimangano costanti, il termine $\alpha^2 D^T D$ è indipendente dal kernel \hat{R}_i e può essere calcolato solo una volta. Inoltre, le operazioni matriciali $(B\hat{R}_i)^T B\hat{R}_i$ possono essere parallelizzate utilizzando delle librerie integrate per velocizzare il calcolo, dove la matrice B viene precalcolata. Infine, la matrice hessiana H consente di utilizzare ottimizzatori di Newton rispetto a quelli tradizionali a gradiente ⁽¹³⁾.

CAPITOLO 3: SIMULAZIONI, ACQUISIZIONI E STRUMENTAZIONE UTILIZZATA

3.1 Simulazioni su Field II

Le tecniche SLSC e LW-SLSC descritte nel capitolo precedente sono state implementate e testate utilizzando Field II⁽¹⁵⁾, un programma che lavora in ambiente MATLAB che permette di simulare immagini ecografiche, fornendo diverse funzioni grazie alle quali è possibile scegliere, ad esempio, la geometria della sonda ecografica, l'apodizzazione e le caratteristiche del mezzo da insonificare. Per l'elaborazione e la simulazione delle immagini DAS e SLSC, questo simulatore è stato integrato con un toolbox che lavora sempre in ambiente MATLAB, the UltraSound ToolBox (USTB) ⁽¹⁶⁾. Questa libreria, ideata con lo scopo di facilitare la comparazione tra le diverse tecniche di imaging, ha permesso di elaborare i dati ultrasonografici 2D e 3D, minimizzando l'utilizzo di memoria, grazie ad un sistema diviso in classi (tipologia di scansione, impulso trasmesso dalla sonda, sonda, beamforming e dati canale) e semplificando la creazione delle immagini 2D e 3D. Per quanto riguarda la tecnica LW-SLSC, non essendo disponibile in questo toolbox, è stata implementata seguendo le indicazioni e le formule presenti nell'articolo di Eduardo Gonzalez e Muyinatu A. Lediju Bell ⁽¹²⁾.

3.1.1 Organizzazione dello script

I passi eseguiti per la simulazione delle immagini sono i seguenti:

- 1. Inizializzazione di Field II e delle variabili;
- 2. Definizione della sonda ecografica in termini di geometria, numero di elementi, dimensioni degli elementi, frequenza centrale, apodizzazione;
- 3. Definizione dell'onda pulsata da trasmettere;
- 4. Impostazione delle aperture di trasmissione e ricezione;
- 5. Definizione del fantoccio da insonificare in termini di numero, posizione e ampiezza degli scatter points al suo interno;
- 6. Creazione dei dati canale;
- 7. Impostazione della scansione;
- 8. Beamforming;
- 9. Elaborazione dell'immagine e visualizzazione.

La geometria del trasduttore è stata definita seguendo le indicazioni fornite da Verasonics per una sonda L11-5v lineare a 128 elementi. La frequenza centrale è stata impostata a 5.71 MHz, con una larghezza di banda frazionata al 60%.

Inoltre, sono stati definiti due fantocci diversi, al fine di simulare due diverse tipologie di struttura circolare, assimilabile ad una ciste, e un vaso sanguigno. Le dimensioni del fantoccio utilizzato per le strutture circolari sono: 10 mm x 10 mm x 12 mm, mentre, quelle del fantoccio utilizzato per simulare il vaso sanguigno sono: 40 mm x 2 mm x 70 mm. Tramite questi fantocci, è stato possibile simulare:

- 1 struttura circolare anecogena;
- 1 struttura circolare iperecogena;
- 1 vaso sanguigno.

Al fine di valutare i tre metodi, oltre alle simulazioni in assenza di rumore, sono state realizzate delle simulazioni sovrapponendo ai dati canale del rumore gaussiano bianco. In questo modo l'SNR del canale viene modificato, nel range -10 dB e 10 dB, simulando il rumore elettronico.

Nelle simulazioni riguardanti la tecnica SLSC, la larghezza del kernel assiale è stata mantenuta costante e pari ad una lunghezza d'onda. In questo modo, la risoluzione assiale dell'immagine è rimasta comparabile con quella dell'immagine B-mode ⁽⁹⁾. Al contrario, sono state effettuate simulazioni, variando il numero di ritardi M, per valutare come esso possa influire sulla qualità dell'immagine finale.

Nelle simulazioni LW-SLSC, invece, i parametri che possono influire sulla qualità dell'immagine sono quattro: il termine di regolarizzazione α , le dimensioni del kernel $k_z x k_x$, la percentuale di sovrapposizione del kernel e il numero di ritardi N_L. Le immagini LW-SLSC sono state realizzate utilizzando i seguenti valori per i parametri sopra citati:

- $\alpha = 0.1;$
- sovrapposizione del kernel: 50%;
- dimensioni kernel: 3 mm (assiale) x 1 mm (laterale)

Anche in questo caso, sono state effettuate diverse simulazioni, variando il numero di ritardi N_L , per valutare come esso possa influire sulla qualità dell'immagine finale.

Visti i risultati ottenuti per le immagini 2D, sono state realizzate anche delle immagini 3D, scansionando i medesimi fantocci e ricostruendo l'immagine tridimensionale, ordinando le diverse slices simulate una dopo l'altra. Anche per le immagini 3D, realizzate con i metodi SLSC e LW-SLSC, è stato modificato il numero di ritardi nelle diverse simulazioni al fine di valutare come la variazione di questo parametro possa influire sulla qualità dell'immagine finale.

3.2 Acquisizioni con il sistema Verasonics Vantage 256

Le acquisizioni sono state eseguite utilizzando il sistema Verasonics Vantage 256⁽¹⁷⁾ e un trasduttore Verasonics L11-5v. I passi eseguiti per ogni acquisizione sono stati i seguenti:

- Posizionamento della sonda L11-5v perpendicolarmente all'oggetto in esame;
- Impostazione dei parametri di acquisizione e del movimento della sonda attraverso l'ambiente di programmazione MATLAB;
- Esecuzione del programma con conseguente movimento del trasduttore, tramite un sistema motorizzato automatico, sopra all'oggetto.

Per ogni acquisizione, sono state acquisite 20 slices, una ogni 50 µm, al fine di poter ricostruire le immagini 3D del volume insonificato.



Figura 9: Sistema Verasonics Vantage 256 (17)

3.2.1 Acquisizioni sul fantoccio e in-vivo

Per valutare le differenti prestazioni delle tre tecniche implementate, sono state eseguite diverse acquisizioni, variando il soggetto dell'esame ecografico:

- Fantoccio CIRS modello 054GS ⁽¹⁸⁾;
- Arteria carotide e muscolo bicipite di soggetti volontari per acquisizioni in-vivo.

Le strutture anatomiche acquisite *in-vivo* sono state scelte poiché un miglioramento della qualità dell'immagini di tali strutture consente di ottenere una diagnosi clinica migliore per le patologie legate ad esse. Infatti, per l'arteria carotide, un miglioramento della qualità dell'immagine significa una più precisa individuazione e determinazione dello spessore intima-media con conseguente miglioramento delle diagnosi di patologie aterosclerotiche correlate, mentre, per il muscolo bicipite, una migliore qualità dell'immagine permette un'individuazione migliore delle aponeurosi e una conseguente miglior segmentazione del muscolo.

In seguito alle acquisizioni, i dati ottenuti sono stati elaborati in ambiente MATLAB e le immagini relative ai tre metodi sono state realizzate utilizzando i parametri proposti nell'articolo di Eduardo Gonzalez e Muyinatu A. Lediju Bell ⁽¹²⁾.



Figura 10: Trasduttore L11-5v posizionato sul fantoccio CIRS modello 054GS

3.3 Metriche di validazione

Per valutare la qualità delle immagini ottenute con le tre tecniche, sono state calcolate le tradizionali metriche, il contrasto, il rapporto contrasto-rumore (CNR) e il rapporto segnale-rumore (SNR), e il rapporto contrasto-rumore generalizzato (gCNR), una nuova metrica per la valutazione della probabilità di rilevazione di una lesione nelle immagini ecografiche ⁽¹⁹⁾, utilizzando i dati ottenuti dopo il beamforming e la normalizzazione. Le metriche sono state calcolate nel seguente modo ⁽¹⁹⁾:

$$Contrasto = 20 \log_{10} \left(\frac{\mu_i}{\mu_o}\right)$$
$$CNR = \frac{|\mu_i - \mu_o|}{\sqrt{\sigma_i^2 + \sigma_o^2}}$$
$$SNR = \frac{\mu_i}{\sigma_o}$$

dove $\mu_i e \mu_o$ sono le medie delle ampiezze dei segnali, contenuti all'interno di ROIs posizionate dentro e fuori alla struttura rappresentata, $\sigma_i e \sigma_o$ sono le deviazioni standard delle ampiezze dei segnali sempre all'interno delle stesse ROIs.



Figura 11: Esempio del posizionamento delle ROIs

La metrica gCNR è stata calcolata utilizzando gli stessi dati, le stesse ROIs descritte in precedenza e tramite la sovrapposizione delle funzioni di densità di probabilità (PDFs) delle ROIs all'interno e all'esterno della struttura ⁽¹⁹⁾. In particolare, è stata implementata utilizzando un metodo basato sugli istogrammi, che non richiede la stima di una soglia ottimale per la minimizzazione dell'errore ⁽¹⁹⁾:



dove h_i e h_o sono gli istogrammi associati, rispettivamente, alle ROIs all'interno e all'esterno della struttura circolare e del vaso sanguigno, N è il numero di punti utilizzato per creare gli istogrammi e k è l'indice dei punti.

CAPITOLO 4: RISULTATI E DISCUSSIONI

In questo capitolo verranno presentati e discussi, tramite immagini, metriche di validazione e grafici, i risultati ottenuti dal confronto dei tre metodi presentati nei capitoli precedenti, nelle simulazioni su Field II e nelle acquisizioni sul fantoccio e *in-vivo*.

4.1 Confronto delle simulazioni su Field II

4.1.1 Confronto immagini 2D di una struttura circolare anecogena

Le Figure 12-15 rappresentano le immagini di una struttura circolare anecogena simulata su Field II per le tre tecniche (DAS, SLSC e LW-SLSC) ottenute da dati canale in assenza e in presenza di rumore gaussiano bianco sovrapposto. Le immagini DAS sono rappresentate con -40 dB di range dinamico e dopo una compressione logaritmica mentre le immagini SLSC e LW-SLSC non sono state compresse ma rappresentate in scala lineare.



Figura 12: Struttura circolare anecogena, $SNR_{ch} = -10 \text{ dB}$



Figura 13: Struttura circolare anecogena, $SNR_{ch} = 0 dB$



Figura 14: Struttura circolare anecogena, SNR_{ch} = 10 dB



Figura 15: Struttura circolare anecogena, SNRch senza aggiunta di rumore

In seguito, sono riportati i valori delle metriche di validazione (contrasto, CNR, SNR e gCNR), ottenuti dalle immagini rappresentate in precedenza, e i grafici per confrontare i risultati ottenuti per le diverse tecniche.

TECNICA	METRICA	SNR = -10 dB	SNR = 0 dB	SNR = 10 dB	NO RUMORE
DAS	CONTRASTO (dB)	-0,45	-4,75	-12,37	-52,57
	CNR	0,07	0,60	1,02	1,34
	SNR	1,85	1,59	1,36	1,34
	gCNR	0,16	0,36	0,71	1,00
SLSC (M=10)	CONTRASTO (dB)	-8,58	-40,70	-51,00	-20,58
	CNR	0,12	0,81	1,43	19,40
	SNR	0,27	0,87	1,44	22,51
	gCNR	0,12	0,48	0,96	1,00
	CONTRASTO (dB)	-12,14	-30,33	-46,79	-29,12
SI SC (M-20)	CNR	0,15	0,79	1,37	9,09
SLSC (M=20)	SNR	0,26	0,80	1,38	8,95
	gCNR	0,15	0,55	0,97	1,00
SLSC (M=30)	CONTRASTO (dB)	-24,24	-29,86	-61,93	-35,29
	CNR	0,26	0,84	1,20	5,23
	SNR	0,33	0,84	1,20	5,16
	gCNR	0,18	0,57	0,95	1,00
LW-SLSC (NL=30)	CONTRASTO (dB)	-15,55	-47,00	-59,37	-39,22
	CNR	0,18	0,70	1,19	4,71
	SNR	0,25	0,72	1,20	4,7
	gCNR	0,17	0,46	0,94	1,00

Tabella 1: Metriche di validazione per una struttura circolare anecogena



Figura 16: Dati relativi al contrasto per una struttura circolare anecogena

Dal grafico rappresentato in Figura 16, è possibile osservare che, in presenza di rumore, sia il metodo SLSC che il metodo LW-SLSC permettono di ottenere immagini con un contrasto superiore alle immagini DAS. Al contrario, in assenza di rumore, le immagini DAS hanno un contrasto superiore rispetto a quelle ottenute tramite le altre tecniche. Inoltre, la tecnica SLSC, in assenza di rumore, fornisce valori di contrasto maggiori, che si avvicinano a quelli delle immagini DAS, all'aumentare del numero di ritardi.



Figura 17: Dati relativi al CNR per una struttura circolare anecogena

La metrica CNR, come illustrato in Figura 17, nelle immagini SLSC e LW-SLSC, assume valori molto simili a quelli ottenuti per le immagini DAS, nel caso in cui i dati canale siano perturbati da rumore, e addirittura superiori in assenza di rumore. Inoltre, è possibile notare come il CNR assuma valori maggiori al diminuire del numero di ritardi.



Figura 18: Dati relativi al SNR per una struttura circolare anecogena

Nel caso di struttura circolare anecogena, le immagini DAS hanno un SNR migliore a livelli di rumore maggiori ma, in assenza di esso, le tecniche SLSC e LW-SLSC permettono di ottenere immagini con valori molto più elevati di SNR rispetto alla tecnica tradizionale. Inoltre, anche per questa metrica, è possibile osservare che il metodo SLSC, in assenza di rumore, fornisce valori di SNR maggiori al diminuire del numero di ritardi.



Figura 19: Dati relativi al gCNR per una struttura circolare anecogena

Il grafico illustrato in Figura 19, relativo alla metrica gCNR, mostra che, a livelli di rumore maggiori, tutte le immagini presentano livelli molti bassi per questa metrica mentre, in assenza di esso, tutte le immagini hanno valori eccellenti. Tuttavia, a livelli 'intermedi' di rumore, le tecniche basate sulla coerenza spaziale, SLSC e LW-SLSC, offrono immagini con un gCNR sempre superiore alle immagini tradizionali DAS.

4.1.2 Confronto immagini 2D di una struttura circolare iperecogena

Le Figure 20-23 rappresentano le immagini di una struttura circolare iperecogena simulata su Field II per i tre metodi (DAS, SLSC e LW-SLSC) ottenute da dati canale in assenza e in presenza di rumore gaussiano bianco sovrapposto. Le immagini DAS sono rappresentate con -40 dB di range dinamico e dopo una compressione logaritmica mentre le immagini SLSC e LW-SLSC non sono state compresse ma rappresentate in scala lineare.



Figura 20: Struttura circolare iperecogena, SNR_{ch} = -10 dB



Figura 21: Struttura circolare iperecogena, $SNR_{ch} = 0 \text{ dB}$



Figura 22: Struttura circolare iperecogena, SNR_{ch} = 10 dB



Figura 23: Struttura circolare iperecogena, SNRch senza aggiunta di rumore

In seguito, sono riportati i valori delle metriche di validazione (contrasto, CNR, SNR e gCNR), ottenuti dalle immagini rappresentate in precedenza, e i grafici per confrontare i risultati ottenuti per le diverse tecniche.

TECNICA	METRICA	SNR = -10 dB	SNR = 0 dB	SNR = 10 dB	NO RUMORE
DAS	CONTRASTO (dB)	0,88	5,51	12,90	17,35
	CNR	0,14	0,68	1,14	1,25
	SNR	2,16	1,98	1,83	1,67
	gCNR	0,24	0,40	0,77	0,90
SLSC (M=10)	CONTRASTO (dB)	8,61	37,99	27,01	4,85
	CNR	0,11	0,86	1,84	2,22
	SNR	0,10	0,04	0,61	3,13
	gCNR	0,18	0,60	0,97	0,97
	CONTRASTO (dB)	5,20	35,29	31,5	6,48
SISC(M-20)	CNR	0,12	0,87	1,73	1,99
SLSC (M-20)	SNR	0,20	0,07	0,49	2,13
	gCNR	0,20	0,64	0,98	0,83
SLSC (M=30)	CONTRASTO (dB)	29,98	33,43	30,58	6,33
	CNR	0,41	0,92	1,57	1,41
	SNR	0,02	0,10	0,52	1,69
	gCNR	0,27	0,69	0,98	0,68
LW-SLSC (NL=30)	CONTRASTO (dB)	20,27	36,06	29,53	7,77
	CNR	0,22	0,83	1,44	1,35
	SNR	0,04	0,04	0,52	1,25
	gCNR	0,19	0,57	0,91	0,68

Tabella 2: Metriche di validazione per una struttura circolare iperecogena



Figura 24: Dati relativi al contrasto per una struttura circolare iperecogena

Il contrasto, in presenza di rumore, sia nelle immagini SLSC che nelle immagini LW-SLSC assume valori sempre superiori a quelli ottenuti nelle immagini DAS. In assenza di rumore, invece, le immagini DAS offrono risultati migliori rispetto ad entrambe le tecniche.



Figura 25: Dati relativi al CNR per una struttura circolare iperecogena

Nel caso di una struttura circolare iperecogena, la metrica CNR ha valori superiori per le immagini ottenute con i metodi SLSC e LW-SLSC sia in presenza di rumore che in sua assenza. Proprio in quest'ultimo caso, si può notare come il CNR assuma valori sempre maggiori al diminuire del numero di ritardi.



Figura 26: Dati relativi al SNR per una struttura circolare iperecogena

Nel grafico relativo alla metrica SNR, in Figura 26, le immagini DAS forniscono un SNR migliore a livelli di rumore maggiori ma, in assenza di esso, questa tendenza cambia e la tecnica SLSC offre valori di SNR comparabili e addirittura migliori rispetto alla tecnica tradizionale. Inoltre, è possibile osservare che, anche per questa metrica, la tecnica SLSC, in assenza di rumore, fornisce valori di SNR maggiori al diminuire del numero di ritardi.



Figura 27: Dati relativi al gCNR per una struttura circolare iperecogena

Per la metrica gCNR, a livelli maggiori di rumore, tutte le tecniche presentano livelli molti bassi di essa mentre, in assenza di esso, i risultati migliori si ottengono con la tecnica tradizionale e per la tecnica SLSC con un numero di ritardi più basso.

4.1.3 Confronto immagini 2D di un vaso sanguigno

Le Figure 28-31 rappresentano le immagini di un vaso sanguigno simulato su Field II per le tre tecniche (DAS, SLSC e LW-SLSC) ottenute da dati canale in assenza e in presenza di rumore gaussiano bianco sovrapposto. Le immagini DAS sono rappresentate con -40 dB di range dinamico e dopo una compressione logaritmica mentre le immagini SLSC e LW-SLSC non sono state compresse ma rappresentate in scala lineare.







Figura 29: Vaso sanguigno, $SNR_{ch} = 0 \ dB$





Figura 31: Vaso sanguigno, SNRch senza aggiunta di rumore

In seguito, sono riportati i valori delle metriche di validazione (contrasto, CNR, SNR e gCNR), ottenuti dalle immagini rappresentate in precedenza, e i grafici per confrontare i risultati ottenuti per le diverse tecniche.

TECNICA	METRICA	SNR = -10 dB	SNR = 0 dB	SNR = 10 dB	NO RUMORE
DAS	CONTRASTO (dB)	-0,05	-0,86	-3,91	-58,94
	CNR	0,01	0,13	0,39	0,74
	SNR	1,92	1,79	1,15	0,74
	gCNR	0,06	0,09	0,21	0,95
SLSC (M=10)	CONTRASTO (dB)	-12,81	-27,86	-46,92	-17,00
	CNR	0,03	0,3	0,80	1,54
	SNR	0,05	0,37	0,82	1,35
	gCNR	0,05	0,18	0,53	0,91
	CONTRASTO (dB)	-11,28	-16,52	-34,28	-17,22
SISC $(M-20)$	CNR	0,04	0,24	0,54	0,92
SLSC (M=20)	SNR	0,05	0,26	0,54	0,81
	gCNR	0,05	0,13	0,40	0,78
SLSC (M=30)	CONTRASTO (dB)	-30,75	-33,71	-35,12	-17,28
	CNR	0,05	0,16	0,42	0,69
	SNR	0,07	0,2	0,42	0,61
	gCNR	0,06	0,1	0,31	0,69
LW-SLSC (NL=30)	CONTRASTO (dB)	-27,59	-33,07	-32,40	-25,19
	CNR	0,03	0,13	0,29	0,26
	SNR	0,04	0,16	0,30	0,24
	gCNR	0,05	0,09	0,26	0,43

Tabella 3: Metriche di validazione per un vaso sanguigno



Figura 32: Dati relativi al contrasto per un vaso sanguigno

Le immagini SLSC e LW-SLSC, relative al vaso sanguigno, offrono un contrasto sempre superiore alle immagini DAS in presenza di rumore. Al contrario, in assenza di rumore, le immagini DAS offrono sempre un contrasto superiore alle tecniche basate sulla coerenza spaziale. Infine, è possibile osservare come la tecnica SLSC, nelle condizioni peggiori a livello di rumore, fornisca valori di contrasto maggiori all'aumentare del numero di ritardi.



Figura 33: Dati relativi al CNR per un vaso sanguigno

I dati relativi al CNR, ottenuti per le tecniche SLSC e LW-SLSC, mostrano che questo tipo di immagini possiedono un CNR molto simile a quello ottenuto per le immagini DAS, nel caso in cui i dati canale siano perturbati da rumore, e addirittura superiore, in assenza di rumore, se si utilizza un numero di ritardi più basso. Infatti, si può notare come il CNR assuma valori maggiori al diminuire del numero di ritardi.



Figura 34: Dati relativi al SNR per un vaso sanguigno

Nel caso di un vaso sanguigno, le immagini DAS forniscono un SNR maggiore a livelli di rumore più alti. In assenza di rumore, le tecniche SLSC e LW-SLSC forniscono valori più elevati delle immagini DAS, come visto per la metrica CNR, se si utilizza un numero di ritardi più basso. Infatti, è possibile osservare come la tecnica SLSC, in queste condizioni, fornisca valori di SNR maggiori al diminuire del numero di ritardi.



Figura 35: Dati relativi al gCNR per un vaso sanguigno

Riguardo alla metrica gCNR, a livelli di rumore alti, tutte le tecniche presentano valori molti bassi di essa mentre, in assenza di rumore, i risultati migliori si ottengono con la tecnica tradizionale e per la tecnica SLSC per un numero di ritardi più basso.

4.1.4 Confronto immagini 3D di una struttura sferica anecogena

Le Figure 36-40 rappresentano le immagini di una struttura sferica anecogena 3D simulata su Field II per le tre tecniche (DAS, SLSC e LW-SLSC) ottenute da dati canale in assenza di rumore. Le immagini DAS sono rappresentate con -40 dB di range dinamico e dopo una compressione logaritmica mentre le immagini SLSC e LW-SLSC non sono state compresse ma rappresentate in scala lineare.



Figura 36: Simulazione DAS di una struttura sferica anecogena 3D



Figura 37: Simulazione SLSC (M=30) di una struttura sferica anecogena 3D



Figura 38: Simulazione LW-SLSC (N_L =30) di una struttura sferica anecogena 3D



Figura 39: Simulazione SLSC (M=10) di una struttura sferica anecogena 3D



Figura 40: Simulazione LW-SLSC (NL=10) di una struttura sferica anecogena 3D
TECNICA	METRICA	VALORI
	CONTRASTO (dB)	$-44,92 \pm 6,05$
DAS	CNR	$1,93 \pm 0,35$
DAS	SNR	$1,95\pm0,35$
	gCNR	$1,00 \pm 0,00$
	CONTRASTO (dB)	-28,97 ± 7,41
SISC(M-20)	CNR	$1,67 \pm 0,46$
SLSC (M-S0)	SNR	1,63 ± 0,49
	gCNR	$0,91 \pm 0,07$
	CONTRASTO (dB)	$-21,92 \pm 6,54$
SISC(M-10)	CNR	6,48 ± 1,45
SLSC (M=10)	SNR	6,81 ± 1,92
	gCNR	$1,00 \pm 0,00$
	CONTRASTO (dB)	-23,40 ± 11,09
I W SI SC (NI - 20)	CNR	$0,77 \pm 0,45$
	SNR	0,69 ± 0,42
	gCNR	$0,59 \pm 0,17$
LW-SLSC (NL=10)	CONTRASTO (dB)	$-15,72 \pm 2,56$
	CNR	$4,70 \pm 1,80$
	SNR	$4,50 \pm 1,72$
	gCNR	$1,00 \pm 0,00$

Tabella 4: Metriche di validazione per una struttura sferica anecogena 3D



Figura 41: Dati relativi al contrasto per una struttura sferica anecogena 3D

Nel grafico presentato in Figura 41, si può osservare che le immagini DAS offrono sempre un contrasto superiore alle altre tecniche. Tuttavia, si può notare come, sia per la tecnica SLSC che per la tecnica LW-SLSC, i valori di contrasto maggiori e che si avvicinano a quelli delle immagini DAS si ottengono aumentando il numero di ritardi.



Figura 42: Dati relativi al CNR per una struttura sferica anecogena 3D

La metrica CNR, nelle immagini ottenute tramite i metodi SLSC e LW-SLSC, assume valori comparabili o inferiori a quelli ottenuti per le immagini DAS per un numero di ritardi più alto, mentre, per un numero di ritardi più basso, questi valori sono molto superiori a quelli delle immagini ottenute con la tecnica tradizionale. Infatti, il CNR assume valori maggiori al diminuire del numero di ritardi.



Figura 43: Dati relativi al SNR per una struttura sferica anecogena 3D

Nel caso di una struttura sferica anecogena, per la metrica SNR, valgono le medesime considerazioni fatte per la metrica CNR. Infatti, al diminuire del numero dei ritardi, le immagini ottenute tramite le tecniche SLSC e LW-SLSC mostrano un SNR sempre più superiore a quello ottenuto nelle immagini DAS. Anche in questo caso, quindi, la metrica SNR assume valori maggiori al diminuire del numero di ritardi.



Figura 44: Dati relativi al gCNR per una struttura sferica anecogena 3D

In Figura 44, si può notare come tutte le tecniche presentino livelli molti alti di gCNR. In particolare, è possibile osservare che per le tecniche basate sulla coerenza spaziale, i risultati migliori si ottengono per un numero di ritardi minore.

4.1.5 Confronto immagini 3D di una struttura sferica iperecogena

Le Figure 45-49 rappresentano le immagini di una struttura sferica iperecogena 3D simulata su Field II per i tre metodi (DAS, SLSC e LW-SLSC) ottenute da dati canale in assenza di rumore. Le immagini DAS sono rappresentate con -40 dB di range dinamico e dopo una compressione logaritmica mentre le immagini SLSC e LW-SLSC non sono state compresse ma rappresentate in scala lineare.



Figura 45: Simulazione DAS di una struttura sferica iperecogena 3D



Figura 46: Simulazione SLSC (M=30) di una struttura sferica iperecogena 3D



Figura 47: Simulazione LW-SLSC (NL=30) di una struttura sferica iperecogena 3D



Figura 48: Simulazione SLSC (M=10) di una struttura sferica iperecogena 3D



Figura 49: Simulazione LW-SLSC (N_L =10) di una struttura sferica iperecogena 3D

TECNICA	METRICA	VALORI
DAS	CONTRASTO (dB)	$17,26 \pm 6,96$
	CNR	$1,36 \pm 0,52$
	SNR	$1,74 \pm 0,53$
	gCNR	$0,84 \pm 0,16$
	CONTRASTO (dB)	$10,00 \pm 1,66$
SISC(M-20)	CNR	$2,04\pm0,36$
SLSC(IVI-50)	SNR	$5,86 \pm 0,51$
	gCNR	$0,\!88\pm0,\!06$
	CONTRASTO (dB)	$3,03\pm0,82$
SUSC $(M-10)$	CNR	$1,70\pm0,39$
SLSC(WI-10)	SNR	$5,86 \pm 1,30$
	gCNR	$0{,}82\pm0{,}08$
	CONTRASTO (dB)	$19,\!09 \pm 4,\!00$
LW-SLSC (NL=30)	CNR	$2,\!40 \pm 0,\!42$
	SNR	$0,\!84\pm0,\!37$
	gCNR	$0,\!93\pm0,\!05$
LW-SLSC (NL=10)	CONTRASTO (dB)	6,41 ± 1,56
	CNR	$2,24 \pm 0,51$
	SNR	$3,37 \pm 1,18$
	gCNR	$0{,}89 \pm 0{,}09$

Tabella 5: Metriche di validazione per una struttura sferica iperecogena 3D



Figura 50: Dati relativi al contrasto per una struttura sferica iperecogena 3D

Dal grafico relativo al contrasto, in Figura 50, si può osservare che le immagini DAS offrono sempre un contrasto superiore alle altre tecniche, tranne nel caso in cui la tecnica LW-SLSC venga utilizzata con un numero di ritardi più alto, ad esempio 30. Infatti, è possibile osservare che, sia la tecnica SLSC che la tecnica LW-SLSC, forniscono nelle loro immagini, valori di contrasto maggiori e che si avvicinano a quelli delle immagini DAS all'aumentare del numero di ritardi.



Figura 51: Dati relativi al CNR per una struttura iperecogena 3D

La metrica CNR, per le immagini ottenute tramite le tecniche SLSC e LW-SLSC, relative ad una lesione iperecogena in 3D, assume sempre valori superiori a quelli ottenuti per le immagini DAS.



Figura 52: Dati relativi al SNR per una struttura sferica iperecogena 3D

Nel grafico relativo alla metrica SNR, in Figura 52, è possibile notare che, per le immagini ottenute tramite i metodi SLSC e LW-SLSC, si ottengono valori comparabili o inferiori a quelli ottenuti per le immagini DAS per un numero di ritardi più alto, mentre, per un numero di ritardi più basso, questi valori sono molto superiori a quelli delle immagini ottenute con la tecnica tradizionale. Infatti, la metrica SNR assume valori maggiori al diminuire del numero di ritardi.



Figura 53: Dati relativi al gCNR per una struttura iperecogena 3D

Tutte le tecniche presentano livelli molti alti di gCNR, sempre sopra all'80%. In particolare, è possibile notare che per le tecniche basate sulla coerenza spaziale, SLSC e LW-SLSC, i risultati migliori si ottengono per un numero di ritardi maggiore.

4.1.6 Confronto immagini 3D di un vaso sanguigno

Le Figure 54-58 rappresentano le immagini di un vaso sanguigno 3D simulate su Field II per le tre tecniche (DAS, SLSC e LW-SLSC) ottenute da dati canale in assenza di rumore. Le immagini DAS sono rappresentate con -40 dB di range dinamico e dopo una compressione logaritmica mentre le immagini SLSC e LW-SLSC non sono state compresse ma rappresentate in scala lineare.



Figura 54: Simulazione DAS di un vaso sanguigno 3D



Figura 55: Simulazione SLSC (M=30) di un vaso sanguigno 3D



Figura 56: Simulazione LW-SLSC (NL=30) di un vaso sanguigno 3D



Figura 57: Simulazione SLSC (M=10) di un vaso sanguigno 3D



Figura 58: Simulazione LW-SLSC (NL=10) di un vaso sanguigno 3D

TECNICA	METRICA	VALORI
DAS	CONTRASTO (dB)	$-12,05 \pm 2,73$
	CNR	$0,58\pm0,15$
DAS	SNR	$1,\!67\pm0,\!47$
	gCNR	$0,\!61 \pm 0,\!17$
	CONTRASTO (dB)	$-11,22 \pm 5,65$
SI SC (M-30)	CNR	$0,52\pm0,26$
SLSC (M-50)	SNR	$1,00 \pm 0,37$
	gCNR	$0,\!41 \pm 0,\!17$
	CONTRASTO (dB)	$-12,17 \pm 3,55$
SI SC (M=10)	CNR	$0,92\pm0,36$
SLSC (M=10)	SNR	$1,90 \pm 0,29$
	gCNR	$0,\!49\pm0,\!09$
	CONTRASTO (dB)	$-10,82 \pm 5,22$
LW-SLSC (NL=30)	CNR	0,57 ± 0,19
	SNR	$0,88\pm0,37$
	gCNR	$0,34 \pm 0,17$
LW-SLSC (NL=10)	CONTRASTO (dB)	$-9,25 \pm 5,05$
	CNR	$0,85 \pm 0,28$
	SNR	$1,73\pm0,35$
	gCNR	$0,\!45\pm0,\!09$

Tabella 6: Metriche di validazione per un vaso sanguigno 3D



Figura 59: Dati relativi al contrasto per un vaso sanguigno 3D

Nel grafico relativo al contrasto, in Figura 59, si può osservare che le immagini DAS offrono valori di tale metrica confrontabili e simili a quelli ottenuti per le tecniche SLSC e LW-SLSC.



Figura 60: Dati relativi al CNR per un vaso sanguigno 3D

Per quanto riguarda la metrica CNR, i dati ottenuti mostrano come le immagini ricavate dalle tecniche SLSC e LW-SLSC abbiano un CNR molto simile o inferiore alle immagini DAS per un numero di ritardi più alto, mentre, per un numero di ritardi più basso, questi valori sono superiori a quelli delle immagini ottenute con la tecnica tradizionale. In questo caso, si può notare che il CNR assume valori maggiori al diminuire del numero di ritardi.



Figura 61: Dati relativi al SNR per un vaso sanguigno 3D

Per il grafico relativo alla metrica SNR, in Figura 61, valgono le medesime considerazioni fatte per la metrica CNR. Infatti, al diminuire del numero dei ritardi, le immagini ottenute tramite le tecniche SLSC e LW-SLSC mostrano un SNR sempre più superiore a quello ottenuto nelle immagini DAS. Anche in questo caso, quindi, la metrica SNR assume valori maggiori al diminuire del numero di ritardi.



Figura 62: Dati relativi al gCNR per un vaso sanguigno 3D

Tutte le tecniche presentano livelli molti bassi di gCNR ma le immagini DAS offrono i risultati migliori. Tuttavia, è possibile notare che per le tecniche basate sulla coerenza spaziale, SLSC e LW-SLSC, i risultati migliori si ottengono per un numero di ritardi inferiore.

4.2 Confronto delle acquisizioni effettuate sul fantoccio

4.2.1 Confronto immagini 3D di una struttura sferica anecogena e di una con contrasto pari a -6 dB

La Figura 63 rappresenta il confronto delle tre tecniche (DAS, SLSC e LW-SLSC) per una singola slice di fantoccio relativa ad una struttura sferica anecogena e ad una con contrasto pari a -6 dB. Le immagini DAS sono rappresentate con -54 dB di range dinamico e dopo una compressione logaritmica mentre le immagini SLSC e LW-SLSC non sono state compresse ma rappresentate in scala lineare.



Figura 63: Confronto di una singola slice di fantoccio per una struttura sferica anecogena e una con contrasto pari a -6 dB

Dalle singole slices acquisite sul fantoccio, è stato poi possibile ricostruire le immagini 3D, presentate nelle Figure 64-66, per le tre tecniche. Le immagini DAS sono rappresentate con -54 dB di range dinamico e dopo una compressione logaritmica mentre le immagini SLSC e LW-SLSC non sono state compresse ma rappresentate in scala lineare.



Figura 64: Immagine DAS di una struttura sferica anecogena e una con contrasto pari a -6 dB nel fantoccio



Figura 65: Immagine SLSC di una struttura sferica anecogena e una con contrasto pari a -6 dB nel fantoccio



Figura 66: Immagine LW-SLSC di una struttura sferica anecogena e una con contrasto pari a -6 dB nel fantoccio

TECNICA	METRICA	ANECOGENA	CONTRASTO -6 dB
	CONTRASTO (dB)	$-18,87 \pm 0,36$	$-1,61 \pm 0,54$
DAS	CNR	$1,\!61\pm0,\!06$	$0,24\pm0,08$
DAS	SNR	$1,83\pm0,06$	$1,86 \pm 0,05$
	gCNR	$0,91\pm0,01$	$0,15 \pm 0,04$
	CONTRASTO (dB)	$-35,60 \pm 1,66$	$-1,07 \pm 0,37$
SLSC	CNR	$3,76\pm0,22$	$0,34 \pm 0,13$
	SNR	$3,77\pm0,23$	4,05 ± 0,29
	gCNR	$1,\!00\pm0,\!00$	$0,\!23\pm0,\!05$
LW-SLSC	CONTRASTO (dB)	$-29,76 \pm 0,97$	$-1,53 \pm 0,60$
	CNR	$3,\!36\pm0,\!27$	$0,\!42 \pm 0,\!17$
	SNR	$3,\!31\pm0,\!28$	3,61 ± 0,24
	gCNR	$1,\!00\pm0,\!00$	$0,27\pm0,08$

Tabella 7: Metriche di validazione per una struttura sferica anecogena e una con contrasto pari a -6 dB nel fantoccio



Figura 67: Dati relativi al contrasto per una struttura sferica anecogena nel fantoccio



Figura 68: Dati relativi al contrasto per una struttura sferica con contrasto pari a -6 dB nel fantoccio

Dai grafici presenti nelle Figure 67 e 68, è possibile osservare che, per una struttura anecogena, sia il metodo SLSC che il metodo LW-SLSC permettono di ottenere immagini con un contrasto superiore alle immagini DAS. Al contrario, per una struttura con contrasto pari a -6 dB, le immagini DAS hanno un contrasto superiore rispetto a quelle ottenute tramite le altre tecniche.



Figura 69: Dati relativi al CNR per una struttura sferica anecogena nel fantoccio



Figura 70: Dati relativi al CNR per una struttura sferica con contrasto pari a -6 dB nel fantoccio

La metrica CNR, come illustrato nelle Figure 69 e 70, nelle immagini SLSC e LW-SLSC, assume valori sempre superiori a quelli ottenuti per le immagini DAS, indipendentemente dalla struttura rappresentata.



Figura 71: Dati relativi al SNR per una struttura sferica anecogena nel fantoccio



Figura 72: Dati relativi al SNR per una struttura sferica con contrasto pari a -6 dB nel fantoccio

Le tecniche SLSC e LW-SLSC permettono di ottenere immagini con valori molto più elevati di SNR rispetto alla tecnica tradizionale sia per una struttura anecogena che per una con contrasto a -6 dB.



Figura 73: Dati relativi al gCNR per una struttura sferica anecogena nel fantoccio



Figura 74: Dati relativi al gCNR per una struttura sferica con contrasto pari a -6 dB nel fantoccio

I grafici illustrati nelle Figure 73 e 74, relativi alla metrica gCNR, mostra che, per una struttura anecogena, tutte le immagini presentano livelli molti alti per questa metrica e le tecniche SLSC e LW-SLSC hanno valori sempre superiori alla tecnica DAS. Per una struttura con contrasto pari a -6 dB, tutte le immagini hanno valori bassi di gCNR, tuttavia, le tecniche basate sulla coerenza spaziale, SLSC e LW-SLSC, offrono immagini con un gCNR sempre superiore alle immagini tradizionali DAS.

4.2.2 Confronto immagini 3D di una struttura sferica iperecogena e di una con contrasto pari a +6 dB

La Figura 75 rappresenta il confronto delle tre tecniche (DAS, SLSC e LW-SLSC) per una singola slice di fantoccio relativa ad una struttura sferica iperecogena e ad una con contrasto pari a +6 dB. Le immagini DAS sono rappresentate con -54 dB di range dinamico e dopo una compressione logaritmica mentre le immagini SLSC e LW-SLSC non sono state compresse ma rappresentate in scala lineare.



Figura 75: Confronto di una singola slice di fantoccio per una struttura sferica iperecogena e una con contrasto pari a +6 dB

Dalle singole slices acquisite sul fantoccio, è stato poi possibile ricostruire le immagini 3D, presentate nelle Figure 76-78, per le tre tecniche. Le immagini DAS sono rappresentate con -54 dB di range dinamico e dopo una compressione logaritmica mentre le immagini SLSC e LW-SLSC non sono state compresse ma rappresentate in scala lineare.



Figura 76: Immagine DAS di una struttura sferica iperecogena e una con contrasto pari a +6 dB nel fantoccio



Figura 77: Immagine SLSC di una struttura sferica iperecogena e una con contrasto pari a +6 dB nel fantoccio



Figura 78: Immagine LW-SLSC di una struttura sferica iperecogena e una con contrasto pari a +6 dB nel fantoccio

TECNICA	METRICA	IPERECOGENA	CONTRASTO +6 dB
	CONTRASTO (dB)	17,01 ± 0,39	8,58 ± 0,28
DAS	CNR	$1,53 \pm 0,04$	$1,09 \pm 0,05$
DAS	SNR	$1,87 \pm 0,09$	$1,88 \pm 0,07$
	gCNR	$0,89 \pm 0,02$	$0,62 \pm 0,02$
	CONTRASTO (dB)	7,17 ± 0,31	$2,85 \pm 0,23$
SLSC	CNR	$2,51 \pm 0,16$	$1,07 \pm 0,08$
	SNR	$2,89 \pm 0,15$	$3,72 \pm 0,18$
	gCNR	$0,91 \pm 0,02$	$0,56 \pm 0,04$
LW-SLSC	CONTRASTO (dB)	7,61 ± 0,52	$2,50 \pm 0,52$
	CNR	$1,95 \pm 0,18$	$0,72 \pm 0,15$
	SNR	$2,29 \pm 0,14$	$3,30 \pm 0,27$
	gCNR	$0,83 \pm 0,04$	$0,41 \pm 0,08$

Tabella 8: Metriche di validazione per una struttura sferica iperecogena e una con contrasto pari a +6 dB nel fantoccio



Figura 79: Dati relativi al contrasto per una struttura sferica iperecogena nel fantoccio



Figura 80: Dati relativi al contrasto per una struttura sferica con contrasto pari a +6 dB nel fantoccio

Il contrasto, sia per una struttura iperecogena sia per una struttura con contrasto pari a +6 dB, per le immagini DAS, assume valori sempre superiori a quelli ottenuti nelle immagini SLSC e LW-SLSC.



Figura 81: Dati relativi al CNR per una struttura sferica iperecogena nel fantoccio



Figura 82: Dati relativi al CNR per una struttura sferica con contrasto pari a +6 dB nel fantoccio

Nel caso di una struttura iperecogena, la metrica CNR ha valori superiori per le immagini ottenute con i metodi SLSC e LW-SLSC rispetto a quelli ottenuti con il metodo tradizionale. Tuttavia, per una struttura con contrasto pari a +6 dB, si può notare come il CNR assuma valori simili per le tre tecniche, in particolare per i metodi DAS e SLSC.



Figura 83: Dati relativi al SNR per una struttura sferica iperecogena nel fantoccio



Figura 84: Dati relativi al SNR per una struttura sferica con contrasto pari a +6 dB nel fantoccio

Nel grafico relativo alla metrica SNR, sia per una struttura iperecogena sia per una struttura con contrasto a +6 dB, le immagini SLSC e LW-SLSC forniscono un SNR migliore rispetto alla tecnica tradizionale DAS.



Figura 85: Dati relativi al gCNR per una struttura sferica iperecogena nel fantoccio



Figura 86: Dati relativi al gCNR per una struttura sferica con contrasto pari a +6 dB nel fantoccio

Per la metrica gCNR, nel caso di una struttura iperecogena, le tre tecniche presentano livelli molti simili, ma il metodo SLSC è quello che offre i risultati migliori. Al contrario, per una struttura con contrasto pari a +6 dB, la tecnica migliore risulta essere quella tradizionale DAS, sebbene, anche in questo caso, i valori per i tre metodi non si discostino molto tra loro.

4.3 Confronto delle acquisizioni in-vivo

4.3.1 Confronto immagini 3D di una arteria carotide destra e di una sinistra

Le Figure 87 e 88 rappresentano il confronto dei tre metodi (DAS, SLSC e LW-SLSC) per una singola slice relativa ad una arteria carotide destra e sinistra, rispettivamente, acquisite *in-vivo*. Le immagini DAS sono rappresentate con -54 dB di range dinamico e dopo una compressione logaritmica mentre le immagini SLSC e LW-SLSC non sono state compresse ma rappresentate in scala lineare.



Figura 87: Confronto di una singola slice relativa ad un'arteria carotide destra



Figura 88: Confronto di una singola slice relativa ad un'arteria carotide sinistra

Dalle singole slices acquisite, è stato poi possibile ricostruire le immagini tridimensionali della carotide destra, presentate nelle figure in seguito, per le tre tecniche. Le immagini DAS sono rappresentate con -54 dB di range dinamico e dopo una compressione logaritmica mentre le immagini SLSC e LW-SLSC non sono state compresse ma rappresentate in scala lineare.



Figura 89: Immagine DAS di un'arteria carotide destra







Figura 91: Immagine LW-SLSC di un'arteria carotide destra

TECNICA	METRICA	VALORI
DAS	CONTRASTO (dB)	-3,71 ± 2,15
	CNR	0,44 ± 0,21
	SNR	$1,58 \pm 0,17$
	gCNR	$0,22 \pm 0,10$
	CONTRASTO (dB)	-27,06 ± 11,84
SLSC	CNR	$0,80 \pm 0,30$
	SNR	0,94 ± 0,27
	gCNR	0,46 ± 0,15
LW-SLSC	CONTRASTO (dB)	-27,40 ± 11,11
	CNR	$0,47 \pm 0,19$
	SNR	$0,53 \pm 0,20$
	gCNR	$0,32 \pm 0,11$

Tabella 9: Metriche di validazione per un'arteria carotide destra



Figura 92: Dati relativi al contrasto per un'arteria carotide destra



Figura 93: Dati relativi al CNR per un'arteria carotide destra



Figura 94: Dati relativi al SNR per un'arteria carotide destra



Figura 95: Dati relativi al gCNR per un'arteria carotide destra

Anche per la carotide sinistra, è stato poi possibile ricostruire le immagini tridimensionali, presentate nelle figure in seguito, per le tre tecniche. Le immagini DAS sono rappresentate con -54 dB di range dinamico e dopo una compressione logaritmica mentre le immagini SLSC e LW-SLSC non sono state compresse ma rappresentate in scala lineare.



Figura 96: Immagine DAS di un'arteria carotide sinistra



Figura 97: Immagine SLSC di un'arteria carotide sinistra



Figura 98: Immagine LW-SLSC di un'arteria carotide sinistra

TECNICA	METRICA	VALORI
DAS	CONTRASTO (dB)	-11,37 ± 6,88
	CNR	$0,69 \pm 0,30$
	SNR	1,27 ± 0,39
	gCNR	$0,54 \pm 0,26$
	CONTRASTO (dB)	$-20,13 \pm 12,51$
SISC	CNR	$0,80 \pm 0,37$
SLSC	SNR	1,17 ± 0,17
	gCNR	$0,48 \pm 0,17$
	CONTRASTO (dB)	-24,83 ± 14,73
LW-SLSC	CNR	$0,50 \pm 0,16$
	SNR	0,64 ± 0,11
	gCNR	$0,34 \pm 0,11$

Tabella 10: Metriche di validazione per un'arteria carotide sinistra



Figura 99: Dati relativi al contrasto per un'arteria carotide sinistra



Figura 100: Dati relativi al CNR per un'arteria carotide sinistra



Figura 101: Dati relativi al SNR per un'arteria carotide sinistra



Figura 102: Dati relativi al gCNR per un'arteria carotide sinistra

Dai grafici precedenti, relativi alle immagini delle carotidi destra e sinistra, è possibile osservare come, indipendentemente dalla posizione, nelle acquisizioni *in-vivo*, le tecniche SLSC e LW-SLSC offrono risultati migliori a livello di contrasto rispetto al metodo tradizionale DAS. Inoltre, è possibile osservare che, per la metrica CNR, in entrambi i casi, la tecnica migliore risulta essere la SLSC mentre per i metodi DAS e LW-SLSC si ottengono risultati simili tra loro ma più bassi. La tecnica tradizionale, tuttavia, offre sempre un SNR superiore ad entrambe le tecniche basate sulla coerenza spaziale, indipendentemente dalla posizione della carotide. Infine, i risultati relativi al gCNR sono gli unici a differire per la posizione della carotide; infatti, per la carotide destra, i risultati migliori si ottengono con la tecnica SLSC mentre, per la carotide sinistra, si ottengono utilizzando il metodo tradizionale DAS.

4.3.2 Confronto immagini 3D di un muscolo bicipite

La Figura 103 rappresenta il confronto delle tre tecniche (DAS, SLSC e LW-SLSC) per una singola slice relativa ad un muscolo bicipite, acquisita *in-vivo*. Le immagini DAS sono rappresentate con - 54 dB di range dinamico e dopo una compressione logaritmica mentre le immagini SLSC e LW-SLSC non sono state compresse ma rappresentate in scala lineare.



Figura 103: Confronto di una singola slice relativa ad un muscolo bicipite

Dalle singole slices acquisite, è stato poi possibile ricostruire le immagini tridimensionali del muscolo bicipite, presentate nelle figure in seguito, per le tre tecniche. Le immagini DAS sono rappresentate con -54 dB di range dinamico e dopo una compressione logaritmica mentre le immagini SLSC e LW-SLSC non sono state compresse ma rappresentate in scala lineare.



Figura 104: Immagine DAS di un muscolo bicipite



Figura 105: Immagine SLSC di un muscolo bicipite



Figura 106: Immagine LW-SLSC di un muscolo bicipite

TECNICA	METRICA	VALORI
DAG	CONTRASTO (dB)	17,93 ± 1,87
	CNR	$0,87 \pm 0,09$
DAS	SNR	$1,35 \pm 0,25$
	gCNR	$0,70 \pm 0,07$
	CONTRASTO (dB)	8,54 ± 1,40
SLSC	CNR	$1,43 \pm 0,13$
	SNR	$1,02 \pm 0,15$
	gCNR	$0,74 \pm 0,04$
LW-SLSC	CONTRASTO (dB)	16,12 ± 2,28
	CNR	1,01 ± 0,12
	SNR	$0,38 \pm 0,09$
	gCNR	0,61 ± 0,06

Tabella 11: Metriche di validazione per un muscolo bicipite



Figura 107: Dati relativi al contrasto per un muscolo bicipite



Figura 108: Dati relativi al CNR per un muscolo bicipite



Figura 109: Dati relativi al SNR per un muscolo bicipite



Figura 110: Dati relativi al gCNR per un muscolo bicipite

Dai grafici precedenti, relativi al muscolo bicipite acquisito *in-vivo*, è possibile notare che le tecniche DAS e LW-SLSC offrono i risultati migliori a livello di contrasto e sono simili tra loro. Al contrario, è possibile osservare che, per la metrica CNR, la tecnica SLSC risulta essere la migliore. La tecnica tradizionale, invece, offre sempre un SNR superiore ad entrambe le tecniche basate sulla coerenza spaziale, come per le immagini delle carotidi. Infine, i risultati relativi al gCNR sono molto simili per tutte le tecniche ma i valori maggiori si ottengono per le immagini ottenute con il metodo SLSC.
CAPITOLO 5: CONCLUSIONI

Negli ultimi dieci anni la ricerca di metodi alternativi di beamforming, per migliorare la qualità delle immagini ottenute durante un esame ecografico, ha visto una crescita costante. Uno degli obiettivi principali dei ricercatori è quello di diminuire o, nel migliore dei casi, eliminare il rumore e gli artefatti che possono essere presenti nelle immagini ecografiche tradizionali e, di conseguenza, causare problemi e difficoltà nella diagnosi clinica. In questo contesto si inseriscono i metodi di beamforming basati sulla coerenza spaziale, la Short-Lag Spatial Coherence (SLSC) e la Locally Weighted Short-Lag Spatial Coherence (LW-SLSC), il cui principale vantaggio, rispetto al metodo tradizionale di beamforming DAS, è quello di creare un'immagine valutando la somiglianza degli echi di ritorno in funzione della distanza, o del ritardo, tra due elementi riceventi, riducendo così il rumore granulare e il clutter, ovvero il disordine acustico causato dagli artefatti sull'immagine.

In questo scenario si inserisce il lavoro svolto nel presente progetto di tesi, il cui obiettivo è stato quello, in primo luogo, di implementare questi due metodi alternativi e, in seguito, di confrontare i risultati ottenuti con quelli relativi al metodo tradizionale, per stabilire se effettivamente le tecniche SLSC e LW-SLSC possano essere una valida alternativa alla modalità di beamforming DAS tradizionale.

Nelle simulazioni effettuate su Field II, i risultati ottenuti hanno evidenziato come, in presenza di rumore, i metodi SLSC e LW-SLSC, riducendo il clutter, permettono di ottenere immagini di strutture anecogene ed iperecogene con un contrasto, un CNR e un gCNR superiore al metodo DAS, rendendo tali strutture maggiormente individuabili. In assenza di rumore, invece, la tecnica DAS permette di ottenere immagini con un contrasto maggiore ma, utilizzando i metodi SLSC e LW-SLSC, si ottengono immagini con un CNR, SNR e gCNR superiori, rendendo anche in questo caso più facile l'individuazione di tali strutture rispetto al loro sfondo.

Nelle acquisizioni sul fantoccio, invece, per le strutture anecogene e a basso contrasto, i risultati ottenuti con i metodi SLSC e LW-SLSC sono stati ottimi, risultando superiori per tutte le metriche al metodo tradizionale DAS. Nelle acquisizioni *in-vivo*, invece, i risultati non sono stati buoni come nelle simulazioni su Field II e nelle acquisizioni sul fantoccio, ma i valori ottenuti sono comunque comparabili con quelli derivati dal metodo tradizionale DAS.

In conclusione, i miglioramenti apportati dai metodi SLSC e LW-SLSC risultano essere interessanti in vista di possibili applicazioni come, ad esempio, l'individuazione di strutture anecogene e strutture a basso contrasto, ovvero nei casi in cui la tecnica di beamforming tradizionale non riesce a fornire immagini soddisfacenti a causa del rumore e degli artefatti.

I risultati ottenuti, seppur incoraggianti, rappresentano solo un punto di partenza verso una reale applicazione delle tecniche SLSC e LW-SLSC come metodo di beamforming per un esame ecografico; infatti, si rendono necessari studi più approfonditi per migliorare l'implementazione di queste tecniche, soprattutto per quanto riguarda la scelta dei parametri, come ad esempio le dimensioni dei kernel e il numero di ritardi, in particolare, nelle immagini ottenute tramite acquisizioni *in-vivo* e, in seguito, per applicare queste tecniche a strutture anatomiche più complesse.

BIBLIOGRAFIA

- Moein Mozaffarzadeha, Masume Sadeghia, Ali Mahloojifara, Mahdi Oroojia, Department of Biomedical Engineering, Tarbiat Modares University, Tehran, Iran, *Double Stage Delay Multiply and Sum Beamforming Algorithm Applied to Ultrasound Medical Imaging*.
- 2. Giulia Matrone, Alessandro Ramalli and Piero Tortoli, *Ultrasound B-Mode Imaging: Beamforming and Image Formation Techniques*, 19 June 2019.
- 3. https://www.maffucci.it/2021/03/22/arduino-sensore-piezoelettrico.
- 4. https://verasonics.com/verasonics-transducers.
- 5. Vincent Perrot, Maxime Polichetti, François Varray, Damien Garcia, *So, you think you can DAS? A viewpoint on delay-and-sum beamforming.*
- 6. Jieming Ma, Kerem Karadayi, Murtaza Ali and Yongmin Kim, Departments of Electrical Engineering and Bioengineering, University of Washington, Seattle, WA 98195 USA, Departments of Electrical Engineering and Computer Science and Engineering, POSTECH, Pohang, Korea Texas Instruments, Dallas, TX 75266 USA, Software-based Ultrasound Phase Rotation Beamforming on Multi-core DSP.
- Juan L. Mateo, Antonio Fernández-Caballero, Instituto de Investigación en Informática de Albacete (I3A), Universidad de Castilla-La Mancha, 02071 Albacete, Spain, Departamento de Sistemas Informáticos, Universidad de Castilla-La Mancha, 02071 Albacete, Spain, *Finding out general tendencies in speckle noise reduction in ultrasound images*, 2009.
- Abreu, Roriz, Barros, Moreira, Caseiro Alves, Porto/PT, PT, Coimbra/PT, Bmode ultrasound artifacts, Congress ECR 2015.
- Muyinatu A. Lediju, Gregg E. Trahey, Brett C. Byram, and Jeremy J. Dahl, *Short-Lag Spatial Coherence of Backscattered Echoes: Imaging Characteristics*, IEEE Transactions on Ultrasonics, Ferroelectrics, and Frequency Control, vol. 58, no. 7, July 2011.

- R. Mallart and M. Fink, *The van Cittert–Zernike theorem in pulse echo measurements*, J. Acoust. Soc. Am., vol. 90, no. 5, pp. 2718–2727, 1991.
- Giulia Matrone and Alessandro Ramalli, Spatial Coherence of Backscattered Signals in Multi-Line Transmit Ultrasound Imaging and Its Effect on Short-Lag Filtered-Delay Multiply and Sum Beamforming, 23 March 2018.
- Eduardo Gonzalez and Muyinatu A. Lediju Bell, Department of Biomedical Engineering, Johns Hopkins University, Baltimore, MD, Department of Electrical and Computer Engineering, Johns Hopkins University, Baltimore, MD, Department of Computer Science, Johns Hopkins University, Baltimore, MD, Segmenting bone structures in ultrasound images with Locally Weighted SLSC (LW-SLSC) beamforming.
- 13. Eduardo A. Gonzalez, Member, IEEE, Amit Jain, M.D., Muyinatu A. Lediju Bell, Senior Member, IEEE, *Combined ultrasound and photoacoustic image guidance of spinal pedicle cannulation demonstrated with intact ex vivo specimens*, 2020.
- 14. A. Barbero Jimenez and S. Sra, *Fast algorithms for total-variation based optimization*, 2010.
- J. Jensen, *Field: A program for simulating ultrasound* systems, in 10th Nordic-Baltic Conference on Biomedical Imaging, vol. 4, p. 351-353, 1996.
- 16. Alfonso Rodriguez-Morales, Ole Marius Hoel Rindal, Olivier Bernard, Arun Nair, Muyinatu A. Lediju Bell, Hervé Liebgott, Andreas Austeng and Lasse Lovstakken, *The UltraSound ToolBoox*.
- 17. https://verasonics.com/wp-content/uploads/2019/04/Vantage-Systems-Brochure.pdf.
- 18. https://www.cirsinc.com/products/ultrasound/zerdine-hydrogel/generalpurpose-ultrasound-phantom.
- 19. Kelley M. Kempski, Michelle T. Graham, Mardava R. Gubbi, Theron Palmer, and Muyinatu A. Lediju Bell, *Application of the generalized contrast-to-noise ratio to assess photoacoustic image quality*", 2020.

RINGRAZIAMENTI

Desidero, in conclusione, ricordare e ringraziare tutti coloro che mi hanno aiutato a raggiungere questo obiettivo così tanto desiderato.

Ringrazio, in primo luogo la mia relatrice, Prof.ssa Meiburger Kristen Mariko e la Prof.ssa Seoni Silvia per la disponibilità e la cortesia che fin dai primi giorni di lavoro le hanno sempre contraddistinte. Non solo sono state di grande aiuto durante la stesura della tesi ma, accogliendomi nei laboratori del Polito Biomed Lab a Torino, mi hanno permesso di acquisire nuove conoscenze e di toccare con mano ciò che prima risultava così astratto, anche in un periodo difficile come quello che stiamo vivendo.

Un sentito ringraziamento ai miei genitori, Bianca e Danilo, senza i quali non avrei mai potuto raggiungere questo importante obiettivo. Un sostegno morale e di supporto nelle scelte più difficili durante tutto questo percorso.

Grazie a mia sorella Alice che anche in questo percorso si è dimostrata essere una persona su cui contare sempre.

Grazie agli amici che questo percorso mi ha fatto incontrare, in particolare Andrea e Menny, con cui ho condiviso tutto tra un caffè e una risata.

Grazie agli amici di sempre, Sergio, Baro, Gio, Fede e Vanel che per me ci sono sempre stati, soprattutto nei momenti più difficili, e sempre ci saranno.