

POLITECNICO DI TORINO

Corso di Laurea Magistrale in Ingegneria Biomedica



Tesi di Laurea Magistrale

**Sviluppo di un algoritmo per la stima del flusso vascolare
mediante elaborazione di immagini Color Doppler**

Relatore:
Prof. Luca Mesin

Candidato:
Dario Iozzia

Co-relatori:
Prof. Silvestro Roatta
Dr. Marco Romanelli

Anno Accademico 2025/2026

SOMMARIO

ABSTRACT	4
INTRODUZIONE E OBIETTIVO	5
CAPITOLO 1 – IL SISTEMA NERVOSO E LA REGOLAZIONE CARDIOVASCOLARE.....	7
1.1 Organizzazione generale del sistema nervoso	7
1.2 Il sistema autonomo	8
1.2.1 Il sistema simpatico	8
1.2.2 Il sistema parasimpatico.....	9
1.2.3 Controllo neurale del sistema cardiovascolare	10
CAPITOLO 2 – IL SISTEMA CARDIOVASCOLARE.....	12
2.1 Il cuore	12
2.1.1 Il ciclo cardiaco	13
2.1.2 Struttura della parete cardiaca	14
2.2 I vasi sanguigni	14
2.2.1 Le arterie.....	14
2.2.2 Le vene	16
2.2.3 I capillari	17
2.3 Il flusso sanguigno	18
2.3.1 La pressione sanguigna	18
2.3.2 La resistenza vascolare.....	20
2.3.3 Altri parametri che influenzano il flusso	20
2.3.4 La velocità del sangue	21
2.3.5 Tecniche di misurazione del flusso ematico in ambito biomedicale	22
CAPITOLO 3 – PRINCIPI DELL’ ECOGRAFIA MEDICA	25
3.1 Fisica degli ultrasuoni	25
3.2 Impedenza acustica e interfacce	26
3.3 Generazione e rilevazione degli ultrasuoni	27
3.4 Modalità operative dell’ecografia	27
3.5 La struttura di un ecografo.....	28
3.6 Considerazioni operative e limiti	29
CAPITOLO 4 – L’EFFETTO DOPPLER	30
4.1 Tipologie di modalità Doppler	32
4.1.1 Il Doppler Pulsato	32
4.1.2 Il Color Doppler	33
4.1.3 Il Doppler Continuo e il Power Doppler	37
4.2 Applicazioni cliniche del Doppler in ecografia	37

CAPITOLO 5 - MATERIALI E METODI	39
5.1 Acquisizione dei video ecografici	39
5.2 Ambiente di sviluppo e struttura del progetto	40
5.3 Struttura generale dell'algoritmo	40
5.4 Calibrazione iniziale	41
5.4.1 Estrazione della colormap	41
5.4.2 Riconoscimento della scala di conversione pixel/cm	42
5.5 Segmentazione dell'immagine Doppler	42
5.5.1 Segmentazione dell'area colorata	42
5.5.2 Isolamento dell'arteria	43
5.6 Mappatura colore/velocità e calcolo del flusso	44
5.7 Interfaccia Grafica (GUI)	45
5.7.1 Caricamento del video e selezione ROI	45
5.7.2 Calibrazione della colormap e della scala	46
5.7.3 Analisi automatica frame per frame	46
5.7.4 Funzionalità avanzate: Inverti e Debug	47
CAPITOLO 6 – RISULTATI	48
6.1 Prove tecniche	48
6.1.1 Variazione del guadagno	48
6.1.2 Variazione della Pulse Repetition Frequency	50
6.2 Misura durante contrazione intermittente	52
6.3 Iperemia Funzionale	54
6.4 Iperemia Reattiva	55
6.3.1 Cuff a monte della sonda	55
6.4.2 Cuff a valle	57
6.5 Lower Body Negative Pressure	58
6.5.1 Misura a livello dell'arteria brachiale	58
6.5.2 Misura a livello dell'arteria femorale	59
6.6 Compressione Venosa – Vena Basilica	60
6.7 Prove velocimetriche	62
6.7.1 Flusso venoso a riposo	62
6.7.2 Iperemia arteria brachiale (velocità di picco)	63
6.7.3 Perché Color e PW possono dare valori diversi?	64
CONCLUSIONI	65
BIBLIOGRAFIA	66

ABSTRACT

La circolazione sanguigna è fondamentale per la fisiologia cardiovascolare e la sua valutazione è spesso richiesta in ambito clinico e sperimentale. Diverse tecniche consentono di stimare la portata ematica, spaziando da metodiche invasive come il cateterismo con metodo di Fick o la termodiluizione, a strumenti non invasivi come la pletismografia e la risonanza magnetica con contrasto di fase. Sebbene utili in contesti specifici, queste tecniche presentano limiti di invasività, costo o applicabilità dinamica. Con l'ecografia Doppler è possibile ottenere in tempo reale il profilo di velocità del sangue all'interno di un vaso, mentre la rappresentazione in B-mode permette di misurarne la sezione trasversale. In linea teorica, la combinazione di queste informazioni consente di stimare il flusso ematico. Nella pratica, tuttavia, il Doppler pulsato fornisce misure puntuali di velocità che diventano difficili da mantenere in condizioni dinamiche, mentre il Color Doppler, pur offrendo una rappresentazione cromatica intuitiva e più stabile rispetto agli spostamenti, nasce come strumento qualitativo e non restituisce direttamente valori numerici.

Scopo di questa tesi è stato lo sviluppo di un algoritmo, implementato in ambiente MATLAB e corredato da interfaccia grafica, capace di estrarre parametri quantitativi (velocità media, velocità di picco e stima del flusso volumetrico) da video ecografici Color Doppler. L'algoritmo opera attraverso una sequenza strutturata: calibrazione iniziale della colormap e della scala spaziale, segmentazione cromatica dell'area Doppler, isolamento automatico del vaso, mappatura colore/velocità e integrazione spaziale pixel-per-pixel per la stima del flusso.

Il sistema è stato testato su registrazioni acquisite in condizioni fisiologiche controllate, eseguite a livello dell'arteria femorale, dell'arteria brachiale e della vena basilica durante manovre statiche e dinamiche, incluse contrazioni muscolari, iperemia funzionale e reattiva, compressione venosa e simulazioni di ipovolemia tramite Lower Body Negative Pressure. I risultati hanno evidenziato la robustezza dell'algoritmo, che ha mantenuto la continuità della stima anche in condizioni dinamiche dove il Doppler pulsato mostrava drop-out.

In conclusione, l'approccio proposto dimostra la possibilità di sfruttare il Color Doppler come base per ottenere stime quantitative continue della velocità e del flusso vascolare, superando alcune limitazioni operative del Doppler pulsato. Pur con i limiti intrinseci della tecnica, questa metodologia si configura come uno strumento promettente e complementare, con potenziali applicazioni sia nella ricerca fisiologica sia nella pratica clinica, in particolare per studi dinamici che richiedono acquisizioni prolungate e robuste.

INTRODUZIONE E OBIETTIVO

Il flusso ematico rappresenta un parametro chiave della fisiologia cardiovascolare. Attraverso la circolazione sanguigna, l'organismo distribuisce ossigeno e nutrienti ai tessuti ed elimina i prodotti di scarto del metabolismo. Alterazioni anche lievi nella perfusione di un distretto possono avere conseguenze cliniche rilevanti; per questa ragione la valutazione del flusso è un processo importante nella diagnosi, nel monitoraggio e nello studio di numerose condizioni fisiopatologiche.

Nel corso degli anni sono state sviluppate diverse metodiche per la valutazione del flusso sanguigno. Tra queste, l'ecografia Doppler si è affermata come una delle tecniche più diffuse grazie alla sua capacità di fornire informazioni in tempo reale sulla direzione e sulla velocità del sangue, senza impiego di mezzi di contrasto o radiazioni ionizzanti e quindi in maniera non invasiva [1]. In particolare il Doppler a ultrasuoni è in grado di fornire la velocità istantanea del sangue in un punto preciso di un vaso sanguigno (volume campione) identificato manualmente posizionando un cursore sull'immagine ecografica. Dalla misura velocimetrica si può risalire attraverso quella flussimetrica moltiplicandola per l'area della sezione del vaso in esame (preventivamente misurata dall'immagine ecografica) e nell'ipotesi che la velocità misurata sia rappresentativa della velocità media del sangue nel vaso. Un grosso limite di questa metodologia è che uno spostamento del vaso rispetto alla sonda ecografica fa uscire il volume campione dalla zona di interesse e interrompe o disturba la misura. Questo limite ne impedisce l'applicazione in presenza anche di piccoli movimenti quali contrazioni muscolari o manovre esercitate sul soggetto (massaggi, compressioni, etc.) e rende difficile registrazioni di lunga durata.

Le macchine ecografiche rendono disponibile anche la modalità Color Doppler, che consente di rappresentare visivamente il flusso ematico tramite una mappa di colori sovrapposta all'immagine anatomica. A ogni tonalità è associata una determinata velocità, positiva o negativa rispetto alla direzione del fascio ultrasonoro. Questo tipo di rappresentazione, sebbene qualitativa, ha il vantaggio di essere immediata, intuitiva e facilmente applicabile nella pratica clinica quotidiana.

Uno dei vantaggi del Color Doppler risiede nella flessibilità del box di campionamento, che può essere rapidamente adattato all'anatomia e al movimento del soggetto. Questa caratteristica lo rende potenzialmente in grado di mantenere la misura anche durante esami dinamici, in cui il vaso può cambiare posizione nell'immagine.

Tuttavia, il Color Doppler nasce come tecnica progettata per offrire un'informazione qualitativa e immediata sulla direzione e sulla distribuzione delle velocità del flusso ematico. La rappresentazione

cromatica consente infatti all'operatore di ottenere una visione globale del comportamento emodinamico, senza richiedere una quantificazione esplicita. Questo approccio è estremamente utile in ambito clinico, ma pone dei limiti quando si rende necessaria una misurazione oggettiva dei parametri di velocità, come avviene nei contesti sperimentali [2]. La scala cromatica, sebbene rappresenti una legenda visiva, non fornisce di per sé valori numerici diretti associati al flusso, ed è quindi soggetta a interpretazione soggettiva da parte dell'operatore.

Obiettivo di questa tesi è l'implementazione e la validazione di un algoritmo di analisi del color Doppler come approccio alternativo per la misura flussimetrica nei vasi sanguigni, che sia immune da piccoli spostamenti del vaso rispetto alla sonda di insonazione.

Per perseguire questo scopo è necessario sviluppare strumenti automatici in grado di estrarre in modo affidabile informazioni quantitative dai video ecografici Color Doppler. Un algoritmo di questo tipo deve essere in grado di riconoscere le regioni colorate dell'immagine, associare ciascun colore a una velocità coerente con la scala e infine stimare i valori di velocità e di flusso. Il sistema, sviluppato in ambiente MATLAB, è stato validato su video ecografici acquisiti in condizioni fisiologiche controllate, includendo manovre muscolari, simulazioni di ipovolemia tramite Lower Body Negative Pressure (LBNP) e variazioni delle impostazioni dell'ecografo. L'algoritmo è stato infine integrato in un'interfaccia grafica utente (GUI) per facilitarne l'utilizzo anche da parte di operatori non esperti di programmazione.

CAPITOLO 1 – IL SISTEMA NERVOSO E LA REGOLAZIONE CARDIOVASCOLARE

Il sistema nervoso è il principale sistema di controllo e coordinamento dell'organismo. Attraverso le sue unità funzionali di base, i **neuroni**, è in grado di ricevere stimoli sensoriali, elaborarli e produrre risposte rapide, mantenendo l'omeostasi e regolando le funzioni vitali [3]. Oltre a controllare l'attività volontaria, come il movimento scheletrico, è responsabile anche di processi automatici fondamentali come la regolazione della frequenza cardiaca, della pressione arteriosa e della distribuzione del flusso sanguigno nei tessuti.

L'efficienza del sistema nervoso risiede nella sua struttura organizzata e nella trasmissione di segnali elettrici e chimici ad alta velocità. Esso è composto da una parte centrale, che include cervello e midollo spinale, e da una rete periferica che connette ogni parte del corpo ai centri decisionali centrali. In particolare, la componente autonoma del sistema nervoso agisce in modo costante per garantire l'equilibrio interno, regolando il tono vascolare e l'attività cardiaca in risposta a cambiamenti fisiologici o ambientali.

1.1 Organizzazione generale del sistema nervoso

Per comprendere il suo funzionamento, è utile distinguere secondo due criteri: **anatomico** e **funzionale**.

Dal punto di vista anatomico, si divide in **sistema nervoso centrale (SNC)** e **sistema nervoso periferico (SNP)**. Il SNC comprende il cervello e il midollo spinale che fungono da centri di elaborazione delle informazioni. Il cervello interpreta gli stimoli, elabora risposte complesse e coordina le attività volontarie e cognitive, mentre il midollo spinale agisce anche da centro riflesso, trasmettendo impulsi da e verso la periferia [3].

Il sistema nervoso periferico, invece, è formato da nervi cranici e spinali che connettono il SNC al resto del corpo. Esso ha il compito di raccogliere informazioni sensoriali e trasportarle al centro di integrazione, e di condurre gli impulsi motori in uscita verso i muscoli, le ghiandole e gli organi bersaglio.

Dal punto di vista funzionale, il sistema nervoso si suddivide in **somatico** e **autonomo**: il **sistema nervoso somatico** è responsabile del controllo volontario dei muscoli scheletrici. I motoneuroni somatici trasmettono impulsi efferenti dal sistema nervoso centrale verso le fibre muscolari volontarie, consentendone il movimento intenzionale. Le vie afferenti, invece, raccolgono informazioni sensoriali dalla pelle, dai muscoli e dalle articolazioni, permettendo la percezione di stimoli come il dolore, la temperatura e la posizione del corpo nello spazio. In questo sistema, i circuiti

nervosi sono generalmente lineari, con un solo motoneurone che connette direttamente il SNC al muscolo effettore [3]. A differenza del sistema somatico, il **sistema nervoso autonomo (SNA)** regola funzioni involontarie, essenziali per la sopravvivenza, come la frequenza cardiaca, la motilità gastrointestinale, la dilatazione pupillare e la contrazione della muscolatura liscia dei vasi sanguigni. Il SNA è costituito da due neuroni efferenti disposti in serie: un primo neurone **pre-gangliare**, che origina nel SNC, e un secondo neurone **post-gangliare**, che si connette all'organo bersaglio dopo aver fatto sinapsi in un ganglio solitamente fuori dal SNC.

1.2 Il sistema autonomo

Il sistema autonomo si suddivide ulteriormente in due branche: **simpatico** e **parasimpatico**. Agiscono entrambe sugli stessi organi ma una causa l'effetto opposto dell'altra in modo da controbilanciarsi, garantendo così che il corpo possa funzionare correttamente [3]. Saranno trattate dettagliatamente nelle sezioni successive, vista la loro azione sul cuore e sui vasi sanguigni.

1.2.1 Il sistema simpatico

Il sistema simpatico svolge un ruolo centrale nella preparazione dell'organismo alla risposta agli stress acuti, e trova il suo massimo coinvolgimento nella cosiddetta reazione "**lotta o fuga**" (*fight or flight*), ma ha una sua attività "tonica" anche in situazioni meno estreme o di riposo. In particolare si attiva in risposta a stimoli come il dolore, l'ansia, l'esercizio fisico o l'ipotensione, il sistema simpatico con una serie di adattamenti fisiologici rapidi finalizzati alla sopravvivenza e alla prestazione [3].

I neuroni pregangliari simpatici originano nelle corna laterali del midollo spinale, nei segmenti toracici e lombari (T1–L2). Le loro fibre escono attraverso le radici ventrali e fanno sinapsi in una catena di gangli paravertebrali detta catena simpatica o tronchi simpatici. Alcuni prolungano il loro percorso verso gangli prevertebrali più distanti (es. ganglio celiaco, mesenterico) prima di stabilire la sinapsi con il neurone postgangliare.

Le fibre postgangliari simpatiche innervano i vasi sanguigni, il cuore e numerosi altri organi. A livello cardiovascolare, l'attivazione simpatica comporta un aumento della frequenza e della forza di contrazione cardiaca, vasocostrizione periferica e mobilitazione del sangue dalle riserve venose. Questi effetti sono mediati in gran parte dalla liberazione di noradrenalina, che agisce sui recettori adrenergici α e β presenti nei diversi tessuti bersaglio [4].

In particolare i **recettori β_1** sono localizzati principalmente a livello cardiaco e sono responsabili dell'aumento della contrattilità del miocardio (**effetto inotropo positivo**), della frequenza cardiaca (**effetto cronotropo positivo**) e della velocità di conduzione degli impulsi cardiaci (**effetto**

dromotropo positivo) mentre i **recettori α_1** sono responsabili della vasocostrizione arteriosa, con conseguente incremento della resistenza periferica totale e della pressione arteriosa.

1.2.2 Il sistema parasimpatico

Il sistema parasimpatico rappresenta la seconda principale divisione del sistema nervoso autonomo. A differenza del sistema simpatico, il parasimpatico è attivo principalmente in riposo e favorisce la conservazione e il recupero dell'energia, promuovendo la cosiddetta risposta "riposo e digestione" (*rest and digest*). I suoi effetti sono generalmente di tipo **inibitorio**, sebbene possa anche avere effetti eccitatori selettivi in alcuni distretti, come nella stimolazione della motilità gastrointestinale [3].

I neuroni **pregangliari** parasimpatici originano nei nuclei cranici del tronco encefalico (soprattutto nel nervo vago) e nei segmenti sacrali del midollo spinale (S2–S4). Le loro fibre raggiungono i gangli più vicini, o addirittura all'interno, dell'organo bersaglio. Da questi gangli partono i neuroni **postgangliari**, che sono cortissimi e completano il circuito verso il tessuto effettore.

Il nervo vago fornisce la maggiore parte dell'innervazione parasimpatica degli organi toracici e addominali. A livello cardiaco, l'azione principale del parasimpatico impegna il **cuore**, in particolare il nodo senoatriale e il nodo atrioventricolare. La stimolazione vagale comporta una bradicardia (**effetto cronotropo negativo**), una conducibilità atrioventricolare più lenta (**effetto dromotropo negativo**) e una riduzione della contrattilità del miocardio, sebbene su quest'ultimo aspetto si stia ancora discutendo in letteratura [4].

A differenza del sistema simpatico, il parasimpatico **non ha un controllo diretto e diffuso riguardo al tono** vascolare poiché a innervare i vasi è per lo più il sistema simpatico, salvo alcuni distretti prevalenti come le ghiandole salivari o il tratto genitale.

L'effettore principale del sistema parasimpatico è l'**acetilcolina**, che agisce su **recettori colinergici** espressi dalle cellule bersaglio. L'effetto finale varia a seconda del tipo di recettore attivato e del tessuto bersaglio stesso. Per esempio nel cuore, la stimolazione dei recettori colinergici M2, induce un rallentamento della frequenza cardiaca.

In Tabella 1 è rappresentato un riassunto dei recettori simpatici e parasimpatici e le rispettive funzioni sul cuore e i vasi sanguigni.

	Heart				Vessels	
	Receptor	Function			Receptor	Function
		Inotropy	Chronotropy	Dromotropy		
Norepinephrine	α_1	+	+	+	α_1	Vasoconstriction
	β_1	+	+	+	β_1	Vasoconstriction
	β_2	+	+	+	β_2	Vasodilation
Acetylcholine	M ₂	-	-	-	M ₂	Vasodilation

Tabella 1. i recettori e la loro funzione sul cuore e i vasi

1.2.3 Controllo neurale del sistema cardiovascolare

Il sistema nervoso autonomo svolge un ruolo essenziale nel controllo continuo del sistema cardiovascolare. Attraverso circuiti nervosi afferenti ed efferenti, è in grado di modulare rapidamente la frequenza cardiaca, la contrattilità miocardica, la resistenza vascolare periferica e la pressione arteriosa, adattando la circolazione alle necessità metaboliche istantanee dell'organismo [3].

Al centro di questo sistema di regolazione si trovano i **barocettori arteriosi**, localizzati nell'arco aortico e nei seni carotidei. Questi recettori sensoriali rispondono a variazioni della pressione arteriosa rilevando lo stiramento della parete vasale. Quando la pressione aumenta, i barocettori incrementano la frequenza di scarica, inviando segnali afferenti al **centro cardiovascolare del bulbo**, una regione situata nel midollo allungato. Questo centro integra l'informazione e attiva risposte riflesse che riducono la frequenza cardiaca (effetto parasimpatico) e promuovono la vasodilatazione periferica (inibizione del simpatico), abbassando la pressione arteriosa.

Al contrario, una riduzione della pressione arteriosa comporta una diminuzione della scarica barocettiva e una risposta riflessa opposta: attivazione simpatica, aumento della frequenza cardiaca e vasocostrizione sistemica. Questo meccanismo prende il nome di **riflesso barocettivo** ed è uno dei più importanti per il mantenimento dell'omeostasi pressoria a breve termine [4].

Oltre ai barocettori, anche i **chemocettori periferici**, situati nei glomi carotidei e aortici, contribuiscono al controllo cardiovascolare. Essi sono sensibili a variazioni di ossigeno, anidride carbonica e pH. In condizioni di ipossia, ipercapnia o acidosi, stimolano una risposta simpatica che aumenta la ventilazione e favorisce la perfusione dei tessuti vitali.

A livello centrale, l'attività cardiovascolare è modulata da aree superiori come l'**ipotalamo**, che integra informazioni neuroendocrine e comportamentali, e dalla **formazione reticolare** del tronco encefalico, che partecipa alla generazione del tono simpatico basale. Anche la corteccia cerebrale, pur non esercitando un controllo diretto, può influenzare la funzione cardiaca in risposta a emozioni, stress o dolore, tramite connessioni discendenti.

Infine, è importante sottolineare che il controllo nervoso del sistema cardiovascolare si integra con meccanismi **ormonali**, come l'asse renina-angiotensina-aldosterone e la secrezione di vasopressina, e con segnali locali rilasciati dall'endotelio vascolare. Questa integrazione garantisce una risposta in grado di mantenere l'equilibrio emodinamico anche in condizioni dinamiche come l'esercizio fisico, l'ortostatismo o lo stress acuto [4].

CAPITOLO 2 – IL SISTEMA CARDIOVASCOLARE

Il sistema cardiovascolare costituisce una rete funzionale e anatomica essenziale per la vita. È responsabile del trasporto di ossigeno, anidride carbonica, nutrienti, ormoni e prodotti di scarto tra i vari distretti dell'organismo. Oltre a fungere da sistema di distribuzione, partecipa alla regolazione della temperatura corporea, dell'equilibrio acido-base e del volume plasmatico [5]. Per garantire queste funzioni, è necessario un meccanismo propulsivo centrale – il cuore – e un sistema di conduzione e regolazione del flusso – i vasi sanguigni – che lavorano in modo coordinato e adattabile.

In questo capitolo verranno descritti la struttura e il funzionamento del cuore, l'organizzazione dei vasi sanguigni e le caratteristiche dinamiche della velocità del flusso ematico.

2.1 Il cuore

Il cuore rappresenta il nucleo propulsivo del sistema cardiovascolare, la struttura centrale attorno a cui si sviluppa la rete circolatoria. Si tratta di un organo muscolare cavo, di dimensioni contenute ma di importanza vitale, localizzato nel mediastino, tra i due polmoni, protetto anteriormente dallo sterno e posteriormente dalla colonna vertebrale. Il cuore umano pesa in media circa 250-300 grammi, ed è avvolto da una membrana sierosa detta pericardio, che ne facilita i movimenti durante la contrazione e lo isola dalle strutture circostanti [5].

Anatomicamente, il cuore è suddiviso in **quattro camere**: due atri (superiori) e due ventricoli (inferiori). L'atrio destro riceve sangue venoso povero di ossigeno dalla vena cava superiore e inferiore, mentre l'atrio sinistro riceve sangue ossigenato proveniente dai polmoni tramite le vene polmonari. I ventricoli hanno pareti muscolari più spesse e una funzione contrattile: il destro invia sangue ai polmoni tramite l'arteria polmonare, mentre il sinistro lo spinge verso la circolazione sistemica attraverso l'aorta [6].

Il cuore è, quindi, una **doppia pompa**, che agisce in parallelo: il compartimento destro alimenta la circolazione polmonare, mentre quello sinistro gestisce la circolazione sistemica. Le due pompe lavorano in maniera sincrona, garantendo una perfusione costante dei distretti corporei.

Tra le camere cardiache sono interposte le **valvole atrioventricolari**, tricuspidale a destra e mitrale a sinistra, che permettono il passaggio unidirezionale del sangue dagli atri ai ventricoli. All'uscita dei ventricoli troviamo le **valvole semilunari**, polmonare e aortica, che impediscono il reflusso del sangue dopo l'eiezione.

Le pareti cardiache sono costituite da tre strati: **endocardio** (interno), **miocardio** (muscolare) e **epicardio** (superficiale). Il miocardio rappresenta il vero tessuto contrattile e differisce di spessore

tra i vari compartimenti: il ventricolo sinistro, sottoposto a pressioni maggiori, presenta uno spessore nettamente superiore rispetto al destro [5].

La struttura del cuore è quindi il risultato di un adattamento funzionale complesso, modellato per garantire la continuità del flusso ematico e per rispondere alle richieste metaboliche in continua evoluzione.

2.1.1 Il ciclo cardiaco

Il cuore svolge la sua funzione di pompa attraverso un'attività ritmica e coordinata detta **ciclo cardiaco**, che si ripete circa 70-80 volte al minuto in condizioni di riposo. Ogni ciclo presenta due fasi principali: **sistole**, in cui il muscolo cardiaco si contrae e spinge il sangue nei vasi, e **diastole**, durante la quale le camere si rilassano e si riempiono di sangue. Queste due fasi azionano in modo alternato prima gli atri, poi i ventricoli [5].

Durante la sistole ventricolare, le valvole atrioventricolari si chiudono per evitare il reflusso negli atri, mentre le valvole semilunari si aprono per permettere al sangue di essere eiettato nella circolazione polmonare e sistemica. Subito dopo la contrazione, inizia la diastole, durante la quale le valvole semilunari si chiudono e le atrioventricolari si riaprono, in modo tale che possa entrare nuovo sangue nei ventricoli. Questo meccanismo è regolato dalla variazione delle pressioni all'interno delle camere cardiache e dei vasi [5].

La sincronizzazione di questi eventi è resa possibile da un **sistema di conduzione elettrica intrinseco**, che genera e propaga gli impulsi che stimolano la contrazione muscolare. Il **nodo senoatriale (SA)**, che si trova nell'atrio destro, è anche detto il pacemaker fisiologico del cuore: genera potenziali d'azione che si diffondono fino agli atri, stimolandone la contrazione. L'impulso raggiunge poi il **nodo atrioventricolare (AV)**, che introduce un breve ritardo fisiologico utile a garantire il riempimento dei ventricoli prima della loro contrazione [5].

Successivamente, il segnale elettrico viene trasmesso lungo il **fascio di His** e le **fibre di Purkinje**, che si diramano nei ventricoli stimolandone la contrazione in modo sincrono e dall'apice verso la base. L'intero sistema di conduzione è composto da cellule specializzate, con caratteristiche elettriche uniche, distinte da quelle del miocardio contrattile [6].

Questo sistema è anche modulato da fattori esterni, in particolare dal sistema nervoso autonomo: lo **stimolo simpatico** accelera il ritmo cardiaco e aumenta la forza di contrazione, mentre il **parasimpatico** (tramite il nervo vago) ha un effetto rallentante. Questa regolazione consente al cuore di adattarsi rapidamente a variazioni fisiologiche come lo sforzo fisico, le emozioni o i cambiamenti di posizione [5].

In condizioni normali, la durata complessiva di un ciclo cardiaco è di circa **0,8 secondi**, corrispondente a una frequenza cardiaca di 75 battiti al minuto. Circa un terzo di questo tempo è dedicato alla sistole, mentre i due terzi restanti alla fase diastolica.

2.1.2 Struttura della parete cardiaca

La parete del cuore è una struttura altamente specializzata che consente al miocardio di sostenere il lavoro meccanico richiesto per ogni contrazione. È composta da tre strati concentrici, ciascuno con caratteristiche e funzioni specifiche: **endocardio**, **miocardio** ed **epicardio** [5].

L'**endocardio** è lo strato più interno e riveste le camere cardiache, le valvole e i tendini cordali. È costituito da cellule endoteliali appiattite, analoghe a quelle che rivestono i vasi sanguigni, e poggia su una sottile lamina basale con tessuto connettivo [6].

Il **miocardio** rappresenta il vero e proprio tessuto muscolare del cuore e costituisce lo strato intermedio e più spesso. È formato da **cellule muscolari striate** (miociti) unite dal **disco intercalare**, un insieme di giunzioni cellulari e desmosomi che consentono la trasmissione in contemporanea degli impulsi elettrici e delle contrazioni.

Il miocardio presenta uno spessore variabile tra le camere: è molto più spesso nel **ventricolo sinistro**, dove deve generare una pressione sufficiente a spingere il sangue in tutta la circolazione sistemica. Al contrario, il **ventricolo destro** ha una parete più sottile, in quanto il circuito polmonare richiede una pressione minore [5].

L'**epicardio**, o strato più esterno, è in continuità con il **pericardio viscerale**, la membrana sierosa che riveste esternamente il cuore. Questa membrana produce una piccola quantità di liquido pericardico che riduce l'attrito durante le contrazioni e favorisce il movimento libero del cuore all'interno del sacco pericardico [6].

La combinazione di questi strati rende il cuore un organo in grado di svolgere un lavoro ciclico continuo, adattandosi alle variazioni di carico, frequenza e richiesta metabolica.

2.2 I vasi sanguigni

I vasi sanguigni sono i condotti che permettono la circolazione del sangue tra cuore, polmoni e tessuti periferici. Essi si suddividono in tre categorie principali: **arterie**, **vene** e **capillari**, ciascuna con delle caratteristiche adattate alla specifica funzione nel circuito emodinamico.

2.2.1 Le arterie

Le arterie costituiscono la prima tappa del percorso del sangue dopo la sua espulsione dal cuore. La loro funzione principale è quella di trasportare il sangue dal cuore verso i tessuti periferici, mantenendo un flusso continuo e pulsatile. Sono progettate per resistere a pressioni elevate e per

garantire un avanzamento regolare della colonna ematica, anche durante la fase diastolica, quando il cuore è in fase di rilassamento.

La parete arteriosa è composta da tre strati concentrici:

- **Tonaca intima:** è lo strato più interno, costituita da cellule endoteliali e da una membrana basale. In arterie di grosso diametro è presente anche una lamina elastica interna.
- **Tonaca media:** è lo strato più spesso, costituito da muscolatura liscia circolare e fibre elastiche. La sua attività è regolata da stimoli nervosi, ormonali e locali.
- **Tonaca avventizia:** è lo strato più esterno ed è formata da tessuto connettivo e vasi-vasorum, che nutrono le pareti dei vasi stessi.

Questa struttura consente alle arterie di assorbire l'energia cinetica del flusso durante la sistole e rilasciarla nella diastole, contribuendo a mantenere la pressione arteriosa durante l'intero ciclo cardiaco [6].

Le arterie si dividono funzionalmente in:

- **Arterie elastiche** (es. aorta, arterie iliache, carotidi): ricche di fibre elastiche, sono in grado di dilatarsi e assorbire l'onda di pressione generata dalla sistole (compliance arteriosa);
- **Arterie muscolari** (es. arterie femorali, radiali): hanno una tonaca media più spessa e presentano più fibre muscolari lisce. Regolano in modo attivo il diametro del lume e quindi il flusso sanguigno verso i distretti periferici;
- **Arteriole:** rappresentano il punto di transizione verso i capillari. Sono il principale sito di regolazione della resistenza periferica totale, essendo dotate di un controllo vasomotorio molto sensibile. In particolare, la loro vasocostrizione/dilatazione è fondamentale per regolare la pressione arteriosa sistemica e per ridurre/aumentare la portata regionale, come avviene nei muscoli durante l'esercizio fisico o nella cute per la termoregolazione [7].

Una rappresentazione visiva delle arterie e delle loro strutture è raffigurata in Figura 1.

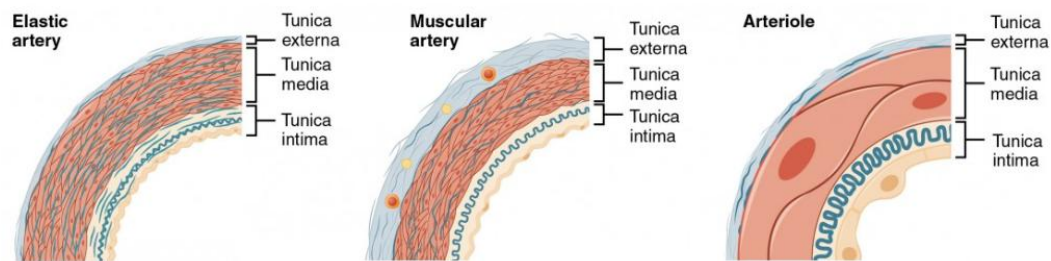


Figura 1. Confronto delle pareti tra le diverse tipologie di arterie [3]

2.2.2 Le vene

Le vene costituiscono il segmento del sistema vascolare incaricato di **riportare il sangue dai tessuti periferici al cuore**. In condizioni fisiologiche, trasportano sangue povero di ossigeno, fatta eccezione per le vene polmonari, che trasportano sangue ossigenato dai polmoni all'atrio sinistro. Rispetto alle arterie, le vene operano in un regime di **bassa pressione**.

La parete delle vene presenta la stessa suddivisione in tre strati delle arterie ma con alcune differenze:

- La **tonaca media** è molto meno sviluppata: contiene meno muscolatura liscia.
- Il lume venoso è **più ampio** e la parete è **più sottile e deformabile**.
- Sono presenti **valvole semilunari endoteliali**, soprattutto nelle vene degli arti inferiori, che impediscono il reflusso sanguigno.

Queste caratteristiche conferiscono alle vene una maggiore **compliance** [6].

Poiché la pressione venosa, soprattutto nei distretti periferici, è insufficiente a garantire il ritorno del sangue al cuore, intervengono vari meccanismi ausiliari:

- **Pompa muscolare scheletrica**: la contrazione dei muscoli degli arti comprime le vene, spingendo il sangue verso l'alto. Le valvole impediscono il reflusso.
- **Effetto di aspirazione toracica**: durante l'inspirazione si crea una depressione intratoracica che favorisce l'afflusso venoso al cuore.
- **Pompa cardiaca indiretta**: la sistole ventricolare crea una caduta pressoria nelle vene cave che contribuisce ad attrarre il sangue verso l'atrio destro.

Insieme, questi meccanismi rendono possibile un flusso **direzionale e continuo**, nonostante la bassa pressione, in particolare negli arti inferiori contro la forza di gravità.

Oltre al trasporto passivo, le vene svolgono una funzione attiva di **regolazione del volume circolante efficace**. In condizioni di bisogno (es. esercizio fisico, perdita ematica, ortostatismo), il sistema simpatico induce **vasocostrizione venosa**, mobilizzando il sangue stoccato nei compartimenti venosi e aumentandone il ritorno al cuore [6].

2.2.3 I capillari

I capillari rappresentano il **punto terminale del sistema arterioso** e l'inizio del sistema venoso. La loro funzione è fondamentale: sono il **luogo degli scambi metabolici** tra il sangue e i tessuti. Nonostante il loro diametro microscopico (circa 5–10 μm), costituiscono la porzione più estesa del sistema vascolare, con una lunghezza complessiva stimata in circa 80.000 km nel corpo umano adulto [5].

Sono composti da un singolo strato di cellule endoteliali appiattite, che poggia su una sottile membrana basale. In alcuni distretti possono essere presenti delle cellule chiamate **periciti**, le quali contribuiscono alla stabilità del vaso e alla regolazione del flusso. A differenza di arterie e vene, i capillari non possiedono tonaca media né avventizia, né contengono muscolatura liscia. Il loro diametro è così ridotto che i globuli rossi devono spesso deformarsi per attraversarli, procedendo in fila singola [6].

In base alla permeabilità e alla struttura dell'endotelio, i capillari si suddividono in tre tipologie principali. I **capillari continui** sono caratterizzati da un endotelio compatto, privo di pori, e si trovano nei muscoli, nel cervello e nei polmoni; in questi distretti la loro funzione è quella di limitare la diffusione delle sostanze, mantenendo un ambiente ben controllato. I **capillari fenestrati** presentano invece pori (o fenestrazioni) che ne aumentano la permeabilità; sono tipicamente localizzati nei reni, nelle ghiandole endocrine e nell'intestino, dove è necessario un rapido scambio di liquidi e soluti. Infine, i **capillari sinusoidi** sono molto più ampi e presentano pareti discontinue; si trovano in organi come il fegato, la milza e il midollo osseo, dove facilitano il passaggio di cellule e macromolecole tra sangue e tessuto.

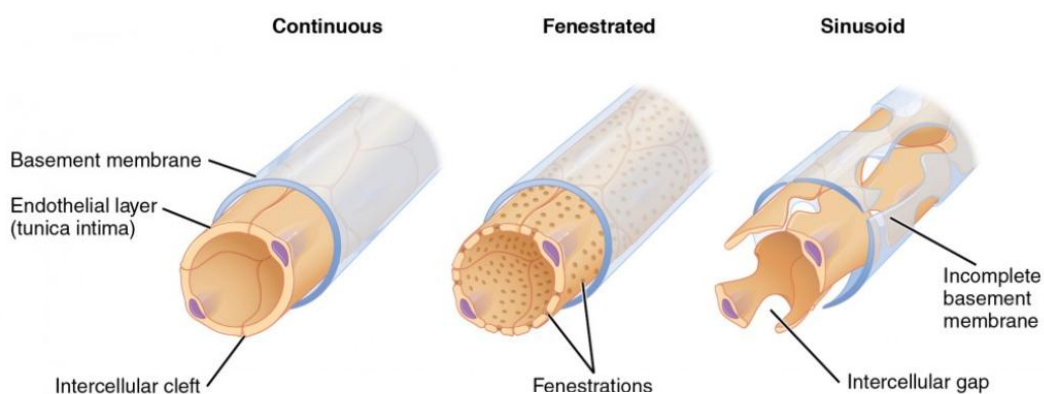


Figura 2: i tre tipi di capillari [3]

2.3 Il flusso sanguigno

La circolazione del sangue è regolata da tre forze fondamentali: il **flusso sanguigno**, la **pressione sanguigna** e la **resistenza vascolare**. Questi tre elementi interagiscono costantemente tra loro e sono responsabili della distribuzione del sangue nei diversi distretti corporei [8].

Il flusso sanguigno rappresenta il volume di sangue che attraversa un segmento vascolare in un'unità di tempo. Si esprime tipicamente in millilitri al minuto (ml/min) e varia sia in funzione della pressione che della resistenza. Più precisamente, il flusso è direttamente proporzionale alla differenza di pressione tra due punti ΔP e inversamente proporzionale alla resistenza R del tratto di vaso interessato. Questa relazione può essere espressa in forma semplificata secondo l'equivalente emodinamico della legge di Ohm:

$$Flusso = \frac{\Delta P}{R}$$

Quest'ultima può essere espressa in modo più preciso attraverso la **legge di Poiseuille**, formulata per descrivere il flusso di un fluido in un tubo cilindrico rigido. È importante però sottolineare che il sistema cardiovascolare non rispetta perfettamente tutte le condizioni previste dal modello (come rigidità dei vasi e flusso laminare perfetto), ma la legge fornisce comunque un'approssimazione utile per comprendere i fattori che influiscono la dinamica del flusso sanguigno [8].

Secondo la legge di Poiseuille, il flusso Q è direttamente proporzionale alla differenza di pressione tra i due estremi del vaso ΔP e alla quarta potenza del raggio del vaso r^4 , ed è inversamente proporzionale alla viscosità del fluido η e alla lunghezza del vaso L . La formula è la seguente:

$$Q = \frac{\pi * \Delta P * r^4}{8 * \eta * L}$$

2.3.1 La pressione sanguigna

Quando si parla di pressione sanguigna si fa riferimento alla **pressione sanguigna arteriosa sistemica** [8], ovvero la pressione esercitata dal sangue sulle pareti dei vasi arteriosi della circolazione sistemica, misurata in millimetri di mercurio (mmHg). Essa varia ciclicamente durante il ciclo cardiaco, riflettendo le fasi di sistole e diastole del cuore e **non è costante lungo tutto il sistema vascolare**: essa è massima nell'aorta e nelle arterie di grosso diametro, e si riduce progressivamente nelle arterie di medio e piccolo diametro, nelle arteriole e infine nei capillari.

I valori di pressione che si misurano comunemente sono: la **pressione sistolica**, che corrisponde al valore massimo raggiunto durante la sistole, e la **pressione diastolica**, ovvero il valore minimo rilevato quando il cuore è in diastole. Un valore pressorio fisiologico in un adulto a riposo è generalmente considerato intorno a 120 mmHg per la sistolica e 80 mmHg per la diastolica.

Un altro valore importante è quello della **pressione arteriosa differenziale** che descrive la differenza tra pressione sistolica e diastolica, e riflette l'ampiezza dell'onda di pressione generata durante ogni contrazione ventricolare. Ad esempio, un individuo con una pressione di 120/80 mmHg ha una pressione differenziale di 40 mmHg [8]. Questo valore fornisce informazioni indirette sulla **compliance arteriosa**, ovvero la capacità di dilatarsi per effetto di una pressione crescente per poi restringersi restituendo il sangue accumulato.

Un altro parametro valutato per comprendere la perfusione tissutale è la **pressione arteriosa media (MAP, Mean Arterial Pressure)**. Essa rappresenta la forza media che spinge il sangue attraverso la circolazione sistemica e può essere approssimata, in condizioni normali, con la seguente formula:

$$MAP = P_{diastolica} + \frac{1}{3} * (P_{sistolica} - P_{diastolica})$$

La MAP è particolarmente rilevante per valutare se la pressione sistemica sia sufficiente a garantire una perfusione adeguata degli organi vitali. Valori inferiori a 60 mmHg sono associati a rischio di ipoperfusione e disfunzione d'organo, in particolare a livello cerebrale e renale [8].

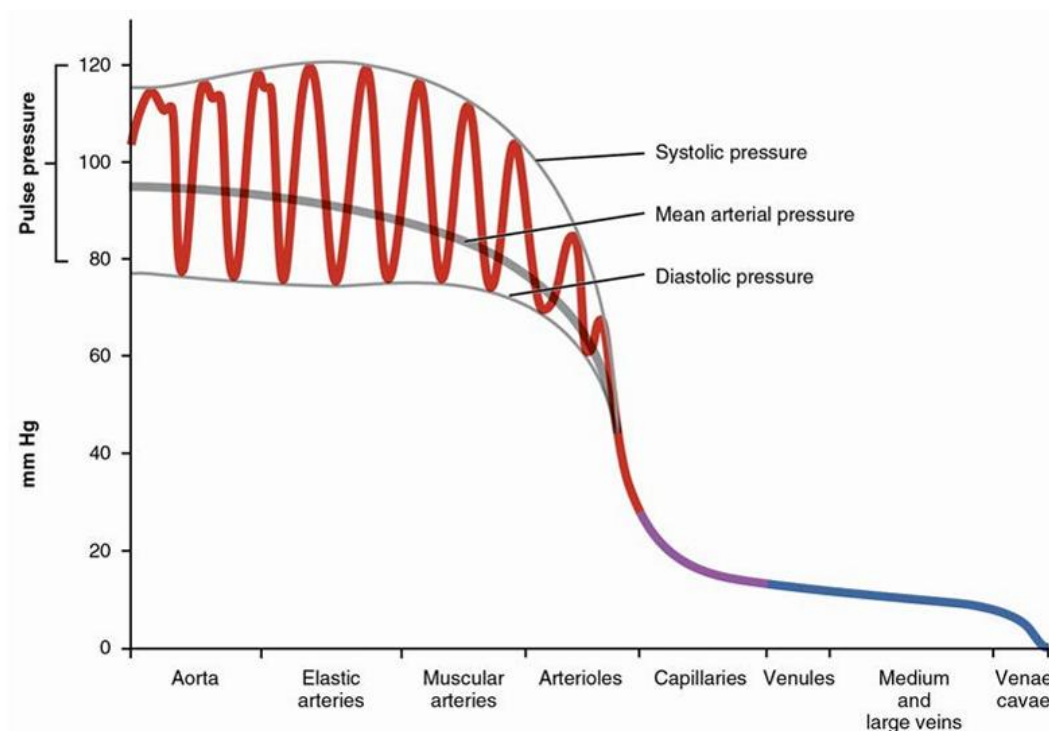


Figura 3: variazione della pressione sanguigna lungo l'albero vascolare [3].

Il controllo della pressione arteriosa è regolato finemente dall'organismo attraverso meccanismi nervosi, ormonali e locali. Piccole variazioni della pressione vengono percepite da recettori specializzati, come i barocettori, che attivano risposte riflesse per riportare la pressione ai valori

fisiologici. Il sistema cardiovascolare, dunque, adatta costantemente la pressione per mantenere un flusso adeguato.

2.3.2 La resistenza vascolare

La **resistenza vascolare** è la forza che si oppone al movimento del sangue all'interno del sistema circolatorio. La resistenza svolge un ruolo fondamentale nella regolazione del flusso ematico poiché determina quanto sangue può raggiungere un determinato distretto per ogni unità di pressione esercitata. Confrontando le due equazioni del flusso è evidente che essa sia definita come:

$$R = \frac{8 * \eta * L}{\pi * r^4}$$

Dunque i principali determinanti della resistenza sono tre: **la viscosità del sangue, la lunghezza del vaso** e soprattutto **il raggio del vaso**. Sebbene tutti e tre abbiano un'influenza sulla resistenza totale, il raggio del vaso è il fattore che la condiziona in modo più marcato per via della sua proporzionalità alla quarta potenza di quest'ultimo.

Questo significa che una piccola variazione del diametro del vaso può avere un effetto molto rilevante sul suo valore. Per esempio, se il raggio si dimezza, la resistenza aumenta di ben sedici volte. Questo principio è alla base del potente effetto della **vasodilatazione** e della **vasocostrizione** nel controllo del flusso sanguigno locale e sistemico [8].

La **viscosità del sangue**, cioè la sua resistenza interna al flusso, è influenzata principalmente dalla concentrazione di elementi corpuscolati, come i globuli rossi. Una maggiore viscosità, come quella che si osserva in condizioni come la policitemia, comporta un aumento della resistenza vascolare. Tuttavia, in soggetti sani, la viscosità ematica tende a rimanere relativamente stabile e ha un impatto modesto sulla regolazione del flusso rispetto al raggio vascolare.

Anche la **lunghezza del vaso** influisce sulla resistenza: vasi più lunghi oppongono una maggiore resistenza al flusso. Sebbene la lunghezza dei vasi non cambi in modo acuto, essa può aumentare in modo cronico nei soggetti con obesità, contribuendo a un incremento della resistenza.

A livello anatomico, il segmento del sistema vascolare che offre la **maggiore resistenza** è costituito dalle **arteriole**, dette infatti “vasi di resistenza”. La loro parete contiene un'elevata percentuale di muscolatura liscia, che può variare rapidamente il diametro del vaso in risposta a stimoli nervosi, chimici e meccanici.

2.3.3 Altri parametri che influenzano il flusso

Oltre ai parametri già citati prima, il flusso sanguigno è influenzato anche dalla **gittata cardiaca**, dalla **compliance dei vasi** e dal **volume totale del sangue**.

La **gittata cardiaca CO** (*cardiac output*) rappresenta il volume di sangue che il cuore espelle in un minuto. È il prodotto tra la frequenza cardiaca HR (battiti per minuto) e dal volume sistolico SV, ovvero la quantità di sangue espulsa durante la sistole:

$$CO = HR * SV$$

In condizioni di riposo, la gittata cardiaca media è di circa 5 litri al minuto in un adulto sano, ma può aumentare fino a 20–25 L/min durante un esercizio intenso [8]. Un aumento del CO, se non compensato da una riduzione della resistenza periferica, porta a un aumento della pressione arteriosa sistemica. Al contrario, una riduzione della gittata può condurre a ipoperfusione e shock.

Un altro elemento fondamentale è la **compliance vascolare**, ovvero la capacità dei vasi di modificare il loro volume in risposta a variazioni di pressione. Questo concetto è particolarmente rilevante per le vene, che sono altamente deformabili e fungono da riserva ematica. La compliance si calcola come il rapporto tra la variazione di volume ΔV e la variazione di pressione ΔP :

$$Compliance = \frac{\Delta V}{\Delta P}$$

Nei soggetti più giovani, le arterie come l'aorta assorbono l'onda di pressione sistolica grazie alla loro alta compliance. Tuttavia, con l'invecchiamento o con patologie come l'aterosclerosi, la perdita di elasticità riduce la compliance arteriosa, contribuendo all'aumento della pressione sistolica e di conseguenza anche della pressione pulsatoria.

Infine, il **volume totale di sangue**. In un adulto medio, il volume ematico è di circa 4,5–6 litri. Una riduzione acuta di questo volume, come in caso di emorragia o disidratazione severa, comporta una riduzione della pressione arteriosa, poiché viene meno il riempimento ventricolare e il ritorno venoso. Al contrario, un aumento del volume, dovuto per esempio a ritenzione idrosalina in caso di insufficienza renale o stimolazione eccessiva del sistema renina-angiotensina-aldosterone, può portare a ipertensione.

2.3.4 La velocità del sangue

Tutti i fattori finora discussi non influenzano solo la quantità di sangue che raggiunge i tessuti, ma anche la **velocità con cui il sangue si muove all'interno dei vasi**. La **velocità del sangue** rappresenta quanto flusso di sangue attraversa l'area della sezione trasversale del vaso.

All'interno delle arterie di grande calibro, come l'aorta, la velocità è **relativamente elevata** e può raggiungere valori compresi tra i 30 e i 50 cm/s. Proseguendo lungo il sistema arterioso, nelle arterie

di medio e piccolo calibro, la velocità si riduce progressivamente a causa dell'aumento della resistenza periferica, che si oppone al movimento del sangue.

Nei capillari, dove avvengono gli scambi di gas, nutrienti e prodotti di scarto con l'interstizio, la velocità del sangue raggiunge i valori più bassi dell'intero sistema: si aggira infatti tra 0.03 e 1 mm/s. Questo rallentamento è fondamentale per garantire un tempo di transito sufficiente affinché gli scambi metabolici possano avvenire [6].

Dai capillari, il sangue defluisce poi nel sistema venoso. Qui, man mano che si procede dalle venule alle vene più grandi, la velocità aumenta nuovamente, sebbene non raggiunga mai i valori tipici del compartimento arterioso. Questo incremento facilita il ritorno del sangue al cuore, supportato da meccanismi ausiliari come la pompa muscolare e l'azione delle valvole venose unidirezionali.

Alterazioni della velocità del flusso ematico possono avere importanti **implicazioni cliniche**. Una **diminuzione locale della velocità**, ad esempio per stasi venosa prolungata, può predisporre alla formazione di trombi, come avviene nella **trombosi venosa profonda** [9]. Al contrario, un **aumento patologico della velocità** può essere segno di **stenosi arteriosa**: il restringimento del lume provoca un'accelerazione del flusso nel punto di stenosi.

In ambito **fisiologico-sperimentale**, test controllati come con il LBNP permettono di studiare l'effetto della riduzione del ritorno venoso e della gittata cardiaca sulla velocità del sangue. Questi test sono utilizzati anche per valutare la risposta compensatoria autonoma in ambienti come la microgravità [10].

2.3.5 Tecniche di misurazione del flusso ematico in ambito biomedicale

La misurazione del flusso ematico rappresenta un aspetto fondamentale nella valutazione dell'efficienza del sistema cardiovascolare. Tuttavia, il flusso nei vasi non è osservabile direttamente e deve essere quantificato attraverso metodi di misurazione che variano per principio fisico, invasività e precisione.

Le tecniche impiegate possono essere suddivise in **invasive** e **non invasive**, ciascuna con indicazioni specifiche. I metodi invasivi forniscono generalmente dati molto accurati e diretti, ma comportano rischi maggiori per il paziente e sono utilizzati principalmente in ambiti critici o durante procedure interventistiche. Le tecniche non invasive, invece, sono ampiamente utilizzate nella pratica clinica per la loro sicurezza sebbene possano essere più sensibili a variabilità legate all'operatore e alla qualità della finestra acustica o anatomica.

Una delle tecniche invasive più utilizzate è il **cateterismo cardiaco**, che consente la misurazione del flusso ematico e della portata cardiaca attraverso due principi: la **termodiluzione** e il metodo di **Fick**. La termodiluzione si basa sull'iniezione di una soluzione a temperatura nota all'interno del cuore e sulla registrazione della variazione termica a valle tramite un sensore posizionato in un'arteria polmonare. Il metodo di Fick, invece, calcola il flusso ematico sulla base del consumo di ossigeno e della differenza artero-venosa di ossigeno, secondo la formula:

$$Q = \frac{V'O_2}{CaO_2 - CvO_2}$$

dove Q è la portata, $V'O_2$ il consumo di ossigeno e $CaO_2 - CvO_2$ la differenza di contenuto di ossigeno tra sangue arterioso e venoso [11]. Questo metodo è applicabile esclusivamente alla stima della **gittata cardiaca globale**, poiché il consumo di ossigeno può essere valutato solo come parametro sistemico dell'intero organismo. Non è invece utilizzabile per la misura del flusso in un singolo distretto vascolare, in quanto non sarebbe possibile quantificare in maniera precisa il bilancio artero-venoso locale di ossigeno.

Passando alle tecniche non invasive troviamo la **Laser Doppler Flowmetry (LDF)**. Questa metodica si basa sull'analisi dello shift Doppler che un fascio laser subisce quando viene diffuso da particelle mobili, in particolare dai globuli rossi presenti nei capillari cutanei. Il segnale risultante è proporzionale al prodotto tra la velocità media e la concentrazione delle cellule ematiche in movimento, fornendo così una misura indiretta e relativa della perfusione locale [12]. La metodica misura in particolare il **flusso cutaneo** e si limita a piccoli volumi di tessuto (nell'ordine di pochi mm^3); per i tessuti più profondi, invece, diventa invasiva, in quanto richiede l'inserimento di una sonda ad ago in prossimità dell'area da analizzare.

Un'altra tecnica non invasiva è la **pletismografia** che si basa sulla registrazione delle variazioni di volume di un segmento corporeo mediante l'applicazione di un trasduttore elastico (estensimetro) in grado di rilevare i cambiamenti di circonferenza legati all'accumulo di sangue durante un'occlusione venosa temporanea [13]. Attraverso questa misura è possibile stimare la portata arteriosa locale e studiare la funzione vascolare in risposta a stimoli farmacologici o manovre sperimentali. La metodica offre però una misura puntuale e non continua, ed è applicabile solo in distretti in cui sia possibile realizzare un'occlusione venosa (tipicamente gli arti superiori o inferiori).

Anche se **non è una tecnica di misura flussimetrica in senso stretto**, l'ecografia Doppler è ampiamente utilizzata per la valutazione emodinamica, grazie alla sua capacità di stimare la velocità

dei globuli rossi all'interno di un vaso sanguigno ma non fornisce una misura di flusso. Solo in condizioni specifiche, ad esempio in studi sull'autoregolazione cerebrale dove si assume che il diametro vascolare resti costante, la variazione di velocità può essere considerata proporzionale alla variazione di flusso [14], [15]. In generale, però, per ottenere una stima della **portata volumetrica**, è necessario combinare l'informazione di velocità con una misura dell'area della sezione del vaso. È proprio questo tipo di approccio che è stato implementato anche nel presente lavoro, sfruttando la componente Color Doppler per l'estrazione della velocità e anche per la misura dell'area del vaso per la successiva stima del flusso.

Infine un'altra tecnica indiretta avanzata è la **Risonanza Magnetica con contrasto di fase** (Phase-Contrast MRI), che consente la misura diretta della velocità del sangue in specifiche sezioni vascolari, senza l'uso di radiazioni ionizzanti. Questo metodo è particolarmente utile nella valutazione di flussi intracardiaci, vascolari centrali e nel contesto delle cardiopatie congenite. L'accuratezza elevata e la possibilità di ricostruzione 3D rendono questa tecnica una risorsa preziosa nella diagnostica cardiovascolare avanzata, sebbene presenti diversi limiti pratici rispetto all'ecografia, quali costo elevato, lunghi tempi di acquisizione, difficoltà di integrazione con altre misure e ridotta applicabilità in protocolli sperimentali che prevedono manovre dinamiche [16].

La scelta del metodo di misurazione dipende dal distretto analizzato, dal grado di invasività accettabile e dal livello di precisione richiesto. In ambito clinico, l'ecografia Doppler rappresenta oggi il miglior compromesso tra accessibilità, sicurezza e contenuto informativo.

CAPITOLO 3 – PRINCIPI DELL' ECOGRAFIA MEDICA

L'ecografia rappresenta una delle tecniche di imaging più diffuse e versatili in ambito medico, grazie alla sua natura non invasiva, all'assenza di radiazioni ionizzanti e alla possibilità di ottenere immagini in tempo reale. A differenza di metodiche come la tomografia computerizzata o la risonanza magnetica, l'ecografia si basa sulla propagazione di onde acustiche ad alta frequenza e sulla loro interazione con i tessuti biologici. Questa caratteristica le conferisce un'elevata accessibilità, rendendola adatta sia per l'impiego clinico quotidiano sia per gli studi sperimentali, in particolare quando è necessario monitorare fenomeni dinamici come il movimento cardiaco, le variazioni respiratorie o il calibro vascolare in risposta a stimoli.

Nel corso degli anni, lo sviluppo tecnologico ha reso disponibili diverse modalità operative e sistemi avanzati di elaborazione del segnale, ampliando notevolmente il campo applicativo dell'ecografia. Attualmente è possibile ottenere immagini bidimensionali e tridimensionali, analizzare la mobilità di strutture anatomiche, stimare velocità di flusso e valutare parametri funzionali in tempo reale. Le sue applicazioni si estendono dalla cardiologia alla ginecologia, dalla neurologia alla fisiologia muscolare, fino all'ambito della ricerca sperimentale, dove l'ecografia viene impiegata anche come strumento di misura emodinamica.

3.1 Fisica degli ultrasuoni

Gli ultrasuoni sono onde meccaniche longitudinali che si propagano nei mezzi materiali sotto forma di variazioni cicliche di pressione. In diagnostica medica si utilizzano frequenze generalmente comprese tra **2 e 15 MHz**, scelte in base al distretto anatomico da esplorare e al compromesso desiderato tra risoluzione spaziale e profondità di penetrazione. Frequenze più alte permettono una maggiore definizione dei dettagli, ma una minore capacità di raggiungere le strutture profonde, mentre frequenze più basse penetrano più a fondo ma forniscono immagini meno dettagliate.

Durante il percorso attraverso i tessuti biologici, le onde ultrasonore vanno incontro a fenomeni fisici che influenzano la qualità e la natura del segnale ricevuto. I principali sono la riflessione, la rifrazione, l'assorbimento e la diffusione (scattering). **La riflessione** rappresenta il fenomeno più utile ai fini diagnostici: il segnale riflesso viene infatti rilevato dal trasduttore e utilizzato per generare l'immagine ecografica. **L'assorbimento**, invece, comporta la dissipazione di parte dell'energia in forma di calore, contribuendo all'attenuazione del segnale in profondità. Tale attenuazione è maggiore alle alte frequenze, motivo per cui la scelta della frequenza è sempre un compromesso tra risoluzione e penetrazione.

La diffusione dell'onda, dovuta alla presenza di strutture di dimensioni inferiori alla lunghezza d'onda, genera la caratteristica texture dell'immagine e contribuisce alla differenziazione tra i tessuti. **La rifrazione**, infine, può modificare la direzione di propagazione dell'onda quando questa attraversa un'interfaccia obliqua tra due mezzi diversi.

Infine, la velocità di propagazione degli ultrasuoni dipende dalle caratteristiche elastiche del mezzo attraversato ma nei tessuti molli umani viene generalmente considerata costante e pari a **1540 m/s**. Questo valore, combinato con il tempo impiegato dall'eco per tornare al trasduttore, permette al sistema di calcolare la profondità della struttura riflettente e di ricostruire un'immagine bidimensionale dell'area esaminata [17] [18].

3.2 Impedenza acustica e interfacce

La propagazione degli ultrasuoni nei tessuti biologici è governata dalle proprietà fisiche del mezzo attraversato. Tra queste, una delle più rilevanti è l'**impedenza acustica**, definita come il prodotto tra la densità del mezzo (ρ) e la velocità del suono (c) in quel mezzo. L'impedenza rappresenta la "resistenza" che un tessuto oppone al passaggio dell'onda acustica e viene espressa in Rayl ($\text{kg/m}^2\text{s}$).

Quando un'onda ultrasonora incontra un'interfaccia tra due tessuti con impedenze diverse, una frazione dell'energia viene riflessa e torna indietro verso il trasduttore, mentre la restante continua a propagarsi. Quanta energia ritorna per effetto della riflessione dipende dal **gradiente di impedenza** tra i due mezzi: maggiore è la differenza, più intenso sarà il segnale di ritorno. Questo principio consente di distinguere tra tessuti adiacenti e costituisce la base fisica dell'immagine ecografica.

Ad esempio, l'interfaccia tra il muscolo e l'osso produce una riflessione netta a causa del marcato salto di impedenza, mentre la transizione tra due tessuti molli, come il fegato e il rene, genera riflessioni più deboli ma comunque rilevabili. In assenza di differenze significative, come nel caso di due mezzi acusticamente simili, l'onda attraversa l'interfaccia con minima perdita di energia, rendendo difficile la distinzione tra le due strutture.

L'impedenza acustica è anche alla base del funzionamento del **gel ecografico**. L'aria, infatti, ha un'impedenza molto bassa rispetto ai tessuti, provocando una riflessione quasi totale dell'onda alla superficie cutanea. L'applicazione di un elemento come il gel, elimina lo strato d'aria tra trasduttore e pelle, consentendo la trasmissione del segnale.

La conoscenza e la gestione delle interfacce acustiche sono quindi fondamentali per garantire una buona qualità dell'immagine e per interpretare correttamente la distribuzione delle riflessioni nei vari piani anatomici [17].

3.3 Generazione e rilevazione degli ultrasuoni

La produzione e la ricezione degli ultrasuoni in ambito ecografico avvengono attraverso un componente chiave: il **trasduttore piezoelettrico**. Questo dispositivo sfrutta il principio fisico della **piezoelettricità inversa**, secondo cui alcuni cristalli, se sottoposti a una tensione elettrica, si deformano meccanicamente e generano vibrazioni ad alta frequenza. Le stesse strutture, quando ricevono un'onda acustica in arrivo, generano a loro volta una differenza di potenziale: questa proprietà viene utilizzata per convertire l'eco riflesso in un segnale elettrico.

Il funzionamento del trasduttore è pulsato: vengono emessi impulsi brevi, separati da intervalli durante i quali il sistema resta in attesa del segnale di ritorno. La durata dell'impulso, la frequenza di ripetizione e la finestra temporale di ascolto sono parametri fondamentali per determinare la risoluzione assiale, la profondità massima di esplorazione e la sensibilità del sistema.

La geometria del fascio ultrasonoro è controllata attraverso l'uso di **array di cristalli** disposti linearmente o curvilinearmente, che permettono di orientare e focalizzare il fascio in modo elettronico. Questo consente di ottenere immagini in tempo reale, esplorando un'ampia regione anatomica con elevata precisione. La focalizzazione migliora la risoluzione laterale e viene applicata a uno o più piani della profondità di scansione.

Il segnale eco riflesso viene rilevato dagli stessi cristalli e convertito in impulso elettrico, amplificato ed elaborato digitalmente. Il sistema di elaborazione calcola la posizione di ciascun punto riflettente in base al tempo di volo del segnale e ricostruisce l'immagine associando l'intensità del segnale alla brillantezza del punto rappresentato.

Il processo di emissione, ricezione ed elaborazione avviene in tempi estremamente rapidi, permettendo all'ecografo di aggiornare l'immagine in tempo reale con frequenze che possono superare i 20 frame al secondo. L'intero sistema costituisce una catena altamente integrata in grado di fornire informazioni morfologiche e funzionali con elevata affidabilità [18].

3.4 Modalità operative dell'ecografia

Nel corso dell'evoluzione tecnologica, l'ecografia si è sviluppata in diverse modalità operative, ognuna con caratteristiche tecniche e applicative specifiche. Le modalità classiche includono l'**A-mode**, il **B-mode** e l'**M-mode**, tuttora utilizzate in vari contesti clinici e sperimentali [17].

La modalità **A-mode** (amplitude mode) è la più semplice dal punto di vista concettuale e rappresenta la forma più antica di ecografia. In questo tipo di visualizzazione, le riflessioni degli ultrasuoni vengono mostrate come picchi verticali su un asse orizzontale che rappresenta la profondità. L'altezza di ciascun picco è proporzionale all'intensità dell'eco riflesso. Pur avendo oggi un utilizzo limitato,

L'A-mode trova ancora applicazione in ambito oftalmologico, dove è utile per misurazioni precise delle strutture oculari in assenza di movimento.

La modalità **B-mode** (brightness mode) è la più utilizzata nella pratica clinica e rappresenta la base dell'imaging ecografico bidimensionale. In questo caso, l'ampiezza dell'eco viene codificata in scala di grigi: i segnali più intensi appaiono più brillanti, mentre quelli deboli risultano più scuri. L'immagine viene costruita combinando più linee di scansione ottenute spazzando il fascio ultrasonoro su un piano. Il B-mode consente di visualizzare in tempo reale la morfologia degli organi e dei tessuti, con buona risoluzione spaziale e frequenze di aggiornamento sufficienti per lo studio dinamico delle strutture mobili.

La modalità **M-mode** (motion mode) deriva dal B-mode ed è specificamente progettata per lo studio del movimento di strutture lungo una singola linea di scansione nel tempo. L'asse orizzontale dell'immagine rappresenta il tempo, mentre l'asse verticale rappresenta la profondità. Le strutture mobili, come le pareti cardiache o le cuspidi valvolari, generano tracciati dinamici da cui è possibile analizzare cicli di contrazione, ampiezze e tempi di movimento con elevata risoluzione temporale. Per questo motivo, l'M-mode è particolarmente utile in cardiologia e in ecografia vascolare, soprattutto quando si desidera valutare le variazioni di calibro in risposta a stimoli meccanici o fisiologici.

3.5 La struttura di un ecografo

Un ecografo diagnostico moderno è costituito da un insieme integrato di componenti hardware e software che permettono la generazione, ricezione ed elaborazione del segnale ultrasonoro. Gli elementi fondamentali comprendono il **trasduttore**, l'**unità di elaborazione elettronica**, il **monitor** e i **sistemi di controllo** [18].

Il **trasduttore** rappresenta l'interfaccia tra il sistema e il paziente. Al suo interno sono presenti cristalli piezoelettrici che, tramite effetto piezoelettrico, convertono impulsi elettrici in onde acustiche e viceversa. Esistono diverse **tipologie di sonde**, ciascuna progettata per specifici distretti anatomici e profondità operative:

- **Sonde lineari:** composte da array rettilinei di elementi piezoelettrici, generano un fascio rettangolare ad alta risoluzione. Sono ideali per lo studio di strutture superficiali come tiroide, vasi periferici, muscoli e tessuti sottocutanei. Operano generalmente a frequenze comprese tra 7 e 15 MHz.

- **Sonde convex o curvilinee:** caratterizzate da un array curvo, offrono un campo visivo ampio a ventaglio, mantenendo una buona risoluzione in profondità. Sono usate in ambito addominale, ostetrico e renale. La frequenza di lavoro è solitamente tra 2 e 6 MHz.
- **Sonde settoriali** (o phased array): emettono il fascio da un'apertura piccola, utile in spazi ristretti come la finestra intercostale. Il campo visivo si apre a ventaglio molto stretto. Sono la scelta standard per ecocardiografia transtoracica.
- **Sonde endocavitarie:** progettate per l'introduzione in cavità corporee (es. transvaginali, transrettali), offrono immagini ad alta risoluzione ravvicinata, con geometria curvilinea e frequenze medio-alte.
- **Sonde a matrice 3D/4D:** impiegano array elettronici su due piani per ottenere volumi tridimensionali in tempo reale. Utilizzate soprattutto in ostetricia e cardiologia.

La scelta della sonda è determinata da una combinazione di fattori anatomici, risolutivi e di accessibilità spaziale. La corretta selezione del trasduttore rappresenta uno degli elementi chiave per ottenere immagini ottimali.

L'**unità centrale** dell'ecografo gestisce l'emissione e la ricezione degli impulsi ultrasonori, la digitalizzazione dei segnali e la loro elaborazione in tempo reale. Sul monitor, l'operatore visualizza l'immagine ecografica e può intervenire su una serie di parametri fondamentali per ottimizzarne la qualità, come la **profondità** che determina l'estensione assiale della scansione, permettendo di visualizzare strutture più o meno profonde, il **guadagno** che regola l'amplificazione complessiva del segnale ricevuto, influenzando la luminosità globale dell'immagine, la **Time Gain Compensation (TGC)** che consente di correggere l'attenuazione del segnale in profondità, migliorando l'omogeneità della visualizzazione, il parametro di **focus** che serve a selezionare il piano focale, ottimizzando la risoluzione laterale in una specifica zona d'interesse e infine, nei trasduttori multifrequenza, la **frequenza di lavoro** che può essere scelta dall'operatore per bilanciare la risoluzione dell'immagine con la necessità di penetrazione nei tessuti più profondi.

3.6 Considerazioni operative e limiti

L'ecografia si è affermata come una tecnica di imaging estremamente diffusa non solo per la sua versatilità, ma anche per le sue caratteristiche intrinseche: è portatile, economica, ripetibile e priva di radiazioni ionizzanti. Questi elementi la rendono ideale per l'utilizzo al letto del paziente, per lo screening su larga scala e per lo studio di fenomeni fisiologici dinamici, in particolare in ambito cardiovascolare, respiratorio e ostetrico.

Tuttavia, l'ecografia presenta anche alcuni limiti strutturali e operativi che ne condizionano l'accuratezza e la riproducibilità. La **dipendenza dall'operatore** è uno dei principali fattori critici: la qualità dell'immagine e la correttezza dell'interpretazione sono fortemente influenzate dall'esperienza, dalla manualità e dalle scelte tecniche di chi esegue l'esame. Inoltre, la presenza di artefatti – come riverberi, ombre acustiche o rinforzi posteriori – può compromettere la leggibilità delle immagini se non correttamente riconosciuta e interpretata.

Dal punto di vista fisico, l'ecografia è limitata dalla **attenuazione del segnale** all'aumentare della profondità, fenomeno che riduce la visibilità delle strutture profonde, specialmente nei pazienti obesi o in distretti protetti da strutture ossee o gassose. Le **interfacce con forte discontinuità acustica**, come quelle tra tessuto e aria o tra tessuto e osso, determinano una riflessione quasi totale dell'onda, impedendo l'esplorazione delle strutture sottostanti.

Alcune soluzioni tecnologiche hanno cercato di mitigare questi limiti: i trasduttori a larga banda, la regolazione dinamica del focus, l'impiego di mezzi di contrasto ultrasonori e l'elaborazione avanzata dei segnali contribuiscono a migliorare l'accuratezza diagnostica.

In conclusione, pur nella sua apparente semplicità, l'ecografia richiede una conoscenza approfondita dei suoi principi fisici, dei suoi strumenti e dei suoi artefatti per poter essere utilizzata in modo efficace [17].

CAPITOLO 4 – L'EFFETTO DOPPLER

L'effetto Doppler è un fenomeno fisico ben noto in acustica e in ottica, descritto per la prima volta nel 1842 dal fisico austriaco Christian Doppler. Esso consiste nella variazione apparente della frequenza di un'onda percepita da un osservatore, causata dal moto relativo tra l'osservatore stesso e la sorgente dell'onda. È un principio che si applica a qualunque tipo di onda, comprese le onde sonore e quelle elettromagnetiche.

Un esempio classico è rappresentato dal cambio di tonalità percepito quando passa un'ambulanza con la sirena accesa: l'aumento della frequenza avvertita mentre il mezzo si avvicina (suono più acuto) e la diminuzione mentre si allontana (suono più grave) sono diretta conseguenza dell'effetto Doppler. Questo fenomeno, sebbene intuitivo nella vita quotidiana, acquisisce una rilevanza particolare in ambito medico, dove viene sfruttato per analizzare il movimento del sangue all'interno dei vasi sanguigni.

Dal punto di vista fisico, quando una sorgente di onde si muove rispetto a un ricevitore, la frequenza dell'onda rilevata (f_r) differisce da quella emessa (f_0) secondo una relazione che, nel caso più generale (in acustica), può essere espressa come:

$$f_r = f_0 \left(\frac{c + v_r}{c - v_s} \right)$$

dove c è la velocità del suono nel mezzo, v_r è la velocità del ricevitore e v_s quella della sorgente. Nella pratica clinica, però, si utilizza una forma semplificata, adattata al caso degli ultrasuoni riflessi da globuli rossi in movimento.

In ecografia Doppler, il trasduttore funge contemporaneamente da sorgente e da ricevitore. Le onde ultrasonore emesse vengono riflesse dai globuli rossi, e il trasduttore riceve l'eco di ritorno con una frequenza leggermente diversa. La **variazione di frequenza Δf** è direttamente proporzionale alla **velocità del sangue** e può essere descritta dall'equazione Doppler:

$$\Delta f = \frac{2f_0 v \cos \theta}{c}$$

dove f_0 è la frequenza dell'onda emessa, v la velocità del flusso sanguigno, θ l'angolo tra il fascio ultrasonoro e la direzione del flusso, e infine c la velocità del suono nei tessuti (~ 1540 m/s).

Questa relazione mostra come l'accuratezza della misura dipenda in maniera particolare dall'angolo di insonazione θ : errori nella sua stima possono alterare significativamente il valore di velocità calcolato. Quando $\theta=90^\circ$, il coseno è zero e non si ha alcun shift di frequenza percepibile; per questo motivo, nella pratica clinica si cerca di mantenere l'angolo Doppler il più vicino possibile ai 60° per garantire misure affidabili e standardizzare l'errore [2].

4.1 Tipologie di modalità Doppler

Nel tempo, l'ecografia Doppler si è evoluta in diverse modalità operative, ognuna delle quali risponde a specifiche esigenze cliniche e offre un diverso grado di dettaglio spaziale, temporale e quantitativo. Le principali tecniche includono il **Doppler continuo**, il **Doppler pulsato**, il **Color Doppler** e il **Power Doppler**.

4.1.1 Il Doppler Pulsato

Il Doppler pulsato è una delle tecniche più utilizzate per la valutazione emodinamica in ambito ecografico. Il suo funzionamento si basa sull'effetto Doppler applicato in **modalità intermittente**, cioè mediante l'emissione e la ricezione alternata di impulsi ultrasonori da parte dello stesso cristallo piezoelettrico. Il Doppler pulsato consente di analizzare il flusso ematico in un **punto specifico** all'interno del vaso sanguigno e questo è possibile perché il sistema associa ciascun eco riflesso a un preciso intervallo temporale, corrispondente alla profondità da cui il segnale proviene, ricostruendo così un profilo di velocità localizzato nel tempo [19].

L'elemento fondamentale per il campionamento selettivo è il cosiddetto **sample gate o volume campione**. Si tratta di una piccola regione spaziale, selezionata dall'operatore, situata lungo il fascio ultrasonoro e rappresentata graficamente sull'immagine bidimensionale come una barra o una finestra posta all'interno del lume vascolare. L'eco riflesso dai globuli rossi che attraversano questa zona viene analizzato in termini di variazione di frequenza come già accennato precedentemente, permettendo la misurazione della velocità del flusso ematico localmente. Il gate ha una dimensione regolabile: un'apertura più piccola consente una migliore risoluzione spaziale e temporale, mentre un'apertura più ampia può includere una porzione maggiore di flusso, ma con perdita di dettaglio e possibile sovrapposizione di segnali provenienti da zone diverse [20].

Un'altra caratteristica importante del Doppler pulsato è la possibilità di spostare liberamente il sample gate, attraverso l'utilizzo di un cursore presente nel dispositivo ecografico, lungo il vaso in modo da campionare zone diverse della sezione vascolare.

Il Doppler pulsato fornisce come risultato un tracciato chiamato **spettro Doppler o sonogramma**, in cui le velocità sono rappresentate sull'asse verticale, il tempo su quello orizzontale e l'intensità del segnale è codificata come ampiezza. Il tracciato viene aggiornato in tempo reale secondo uno scrolling continuo del display, tipicamente da destra verso sinistra e quest'ultimo permette l'analisi

visiva della velocità sistolica, diastolica e media, e il calcolo di parametri derivati come l'indice di resistenza e l'indice di pulsatilità.

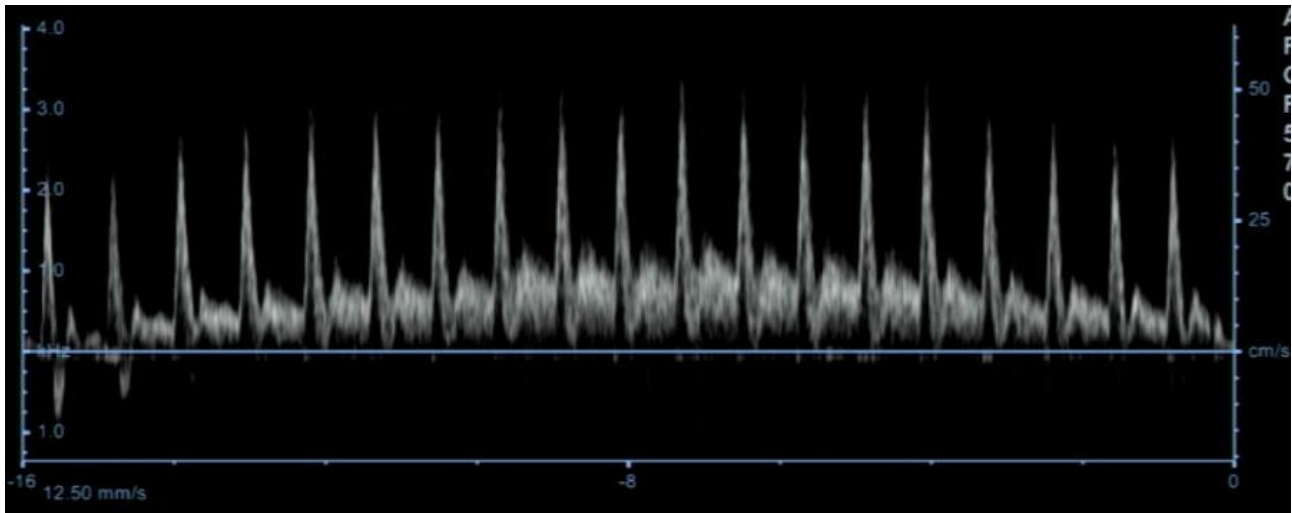


Figura 4: esempio di sonogramma

Il principale vantaggio del Doppler pulsato risiede proprio nella sua capacità di localizzare con precisione il punto di campionamento e di fornire dati quantitativi. Tuttavia, presenta anche importanti limiti. Il più significativo è rappresentato dal fenomeno dell'**aliasing**, che si manifesta quando una velocità di flusso troppo elevata genera uno shift Doppler che supera la **frequenza di Nyquist**, definita come la metà della frequenza degli impulsi inviata (**Pulse Repetition Frequency (PRF)**). In tali condizioni, il sistema interpreta erroneamente il segnale, invertendone la direzione e generando un artefatto che ne compromette la lettura. Un'altra limitazione è di tipo pratico: la visualizzazione del tracciato si basa sull'applicazione di una **Fast Fourier Transform (FFT)** [21], che permette di convertire il segnale ricevuto dal dominio del tempo a quello della frequenza. Per effettuare questa trasformazione, è necessario acquisire **una finestra temporale composta da decine o centinaia di impulsi successivi**. In condizioni ideali, il sample gate rimane fisso nel vaso per tutta la durata della finestra di elaborazione, garantendo una rappresentazione coerente del flusso. Tuttavia, **movimenti respiratori, spostamenti posturali o traslazioni del vaso rispetto alla finestra ecografica** compromettono questa condizione. L'operatore dunque deve continuamente **riposizionare il campionario** e aspettare il tempo necessario affinché vengano inviati gli impulsi e non sempre si riesce con facilità [20]. Nonostante ciò, il Doppler pulsato rappresenta lo standard per l'analisi selettiva della velocità ematica, grazie alla sua accuratezza e flessibilità applicativa.

4.1.2 Il Color Doppler

Il Color Doppler rappresenta una delle modalità più diffuse ed efficaci per lo studio del flusso ematico mediante ecografia. A differenza del Doppler pulsato, che fornisce una misura puntuale e quantitativa della velocità, il Color Doppler restituisce una **mappa cromatica bidimensionale** sovrapposta

all'immagine in B-mode, che mostra in tempo reale la distribuzione spaziale e direzionale del flusso sanguigno all'interno del campo esplorato.

Il principio fisico alla base del Color Doppler è lo stesso dell'effetto Doppler tradizionale: quando un'onda ultrasonora colpisce particelle in movimento (come i globuli rossi), la frequenza dell'eco riflesso cambia in funzione della velocità e della direzione del movimento rispetto alla sonda. Tuttavia, mentre nel Doppler spettrale il segnale riflesso viene analizzato singolarmente e trasformato in un grafico tempo-velocità, nel Color Doppler si utilizza una tecnica statistica per stimare la **velocità media** del flusso in ogni pixel di una determinata area.

Questo approccio richiede una diversa elaborazione del segnale. In ciascun punto dell'immagine, il sistema riceve una serie di impulsi Doppler nel tempo e stima la componente media della frequenza Doppler usando metodi basati sulla **stima dell'autocorrelazione**. A ogni pixel viene quindi associato un colore in base alla velocità media rilevata, alla sua direzione e al segno dello shift Doppler.

La rappresentazione cromatica del flusso ematico si basa su tre parametri fondamentali: **tonalità (hue)**, **saturazione** e **luminosità (luminance)**. Ciascun pixel dell'immagine viene codificato sulla base della **frequenza media Doppler rilevata**, e a seconda della mappa colori selezionata (color map), assume una tonalità che indica la direzione del flusso (positivo o negativo), una saturazione che riflette la coerenza del flusso, e una luminanza proporzionale alla velocità del flusso.

Nella configurazione classica "**BART**" (*Blue Away, Red Towards*), il **rosso** indica flusso **verso** il trasduttore, il **blu** flusso **in allontanamento**. Le variazioni interne a ciascun colore (es. dal rosso scuro al rosso chiaro) rappresentano cambi di velocità: un colore più **luminoso** indica una velocità maggiore, mentre tonalità più scure riflettono velocità più basse. Inoltre si aggiungono tonalità di **verde** ai colori principali per indicare regioni con alta variabilità del flusso. Per esempio, la mescolanza di **blu + verde** crea il **ciano**, mentre **rosso + verde** dà **giallo**. Questa codifica consente di identificare facilmente aree a flusso laminare rispetto a zone turbolente. La legenda dei colori o **color bar** mostrata accanto all'immagine ecografica visualizza la corrispondenza tra colore e velocità, ed è fondamentale per l'interpretazione clinica.

La produzione di un'immagine Color Doppler richiede una sequenza di passaggi computazionali complessi, che devono avvenire rapidamente per restituire un'immagine in tempo reale. L'elaborazione comincia con l'emissione di **una serie di impulsi consecutivi** in ciascuna linea di scansione, a differenza della modalità B-mode che utilizza un solo impulso per linea. Questo schema sequenziale consente di acquisire una serie temporale di echi riflessi da un punto fisso all'interno del tessuto. La variazione di fase tra ciascun impulso ricevuto viene analizzata per stimare la frequenza Doppler media, corrispondente alla velocità del flusso in quel punto.

Per ridurre il tempo di elaborazione, al posto della trasformata di Fourier (usata nel Doppler spettrale), si utilizza un metodo più rapido, l'**autocorrelazione**, un algoritmo che stima lo shift di frequenza media tra impulsi successivi in ciascun punto. Questo approccio non riesce a discriminare le singole componenti di velocità, ma è molto più veloce e di conseguenza è più adatto all'elaborazione e alla stima della velocità media in tempo reale di tutta un'intera immagine [18].

L'area dell'immagine in cui viene applicato il Color Doppler è definita "**box**" **Doppler**, una finestra rettangolare configurabile manualmente. Più grande è il box, maggiore sarà il numero di linee Doppler da elaborare, con conseguente aumento del tempo necessario a completare un frame. Di conseguenza, l'**estensione del box influenza direttamente il frame rate**: un box ampio riduce il numero di fotogrammi al secondo, compromettendo la fluidità e l'efficacia della visualizzazione del flusso, specialmente in strutture in movimento. Per questo motivo, nella pratica clinica si preferisce utilizzare box piccoli e centrati sul vaso di interesse, in modo da preservare un frame rate adeguato.

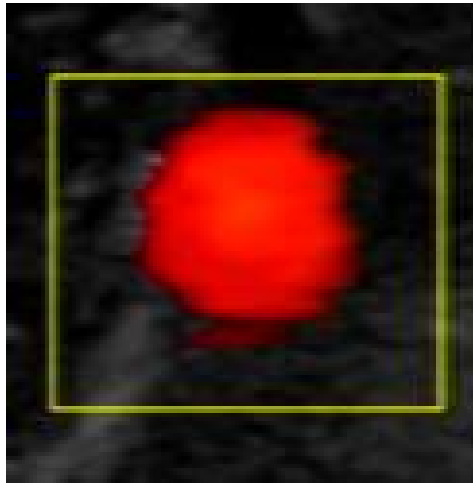
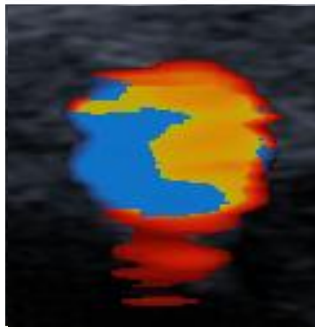
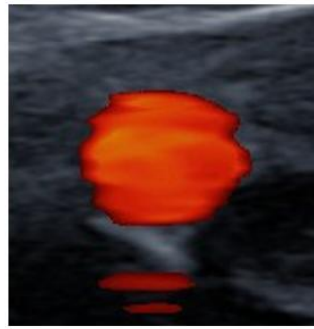


Figura 5: box campione e vaso di interesse

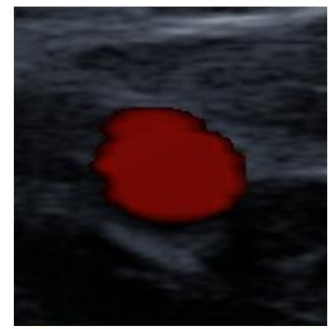
Un altro parametro critico è la **PRF**. Come nella modalità pulsata, essa determina l'intervallo tra un burst e l'altro e limita la massima frequenza Doppler rilevabile. Valori alti di PRF permettono di visualizzare flussi veloci, ma riducono la sensibilità ai flussi lenti. Viceversa, valori bassi migliorano la sensibilità ai flussi di bassa velocità, ma aumentano il rischio di aliasing nei flussi rapidi. La scelta del PRF va quindi sempre adattata al tipo di flusso da valutare.



PRF basso - aliasing



PRF corretto – distribuzione ottimale del colore



PRF alto – colore troppo uniforme

Figura 6: come la PRF influisce sul colore

Un altro strumento disponibile per migliorare la leggibilità ed evitare l'aliasing del segnale Doppler è il cosiddetto **baseline shift**: modificando la baseline (il punto in cui il colore è nero) della colorbar, si aumenta lo spazio cromatico dedicato al flusso in una direzione a discapito dell'altra. Lo shift deve essere regolato in maniera adeguata, altrimenti può portare a una rappresentazione distorta dell'emodinamica, enfatizzando una direzione a scapito dell'altra.

La qualità dell'immagine Color Doppler dipende fortemente dalla regolazione della **color gain**, che regola l'amplificazione del segnale Doppler colorato. Se il gain è troppo basso, si verifica il fenomeno del "**color dropout**", ovvero perdita di segnale in presenza di flusso reale. Al contrario, un gain eccessivo genera artefatti di "**blooming**", con estensione del colore al di fuori del vaso, complicando la corretta identificazione del lume [19]. Sono anche fondamentali i **filtri di parete**, progettati per eliminare i segnali a bassa frequenza provenienti dal movimento delle pareti vasali o dei tessuti circostanti. Anche se necessari per ridurre il rumore, filtri troppo aggressivi possono sopprimere i segnali validi relativi a flussi molto lenti.

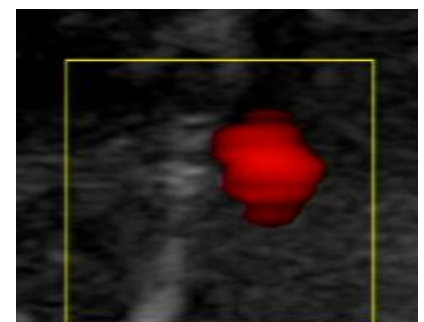
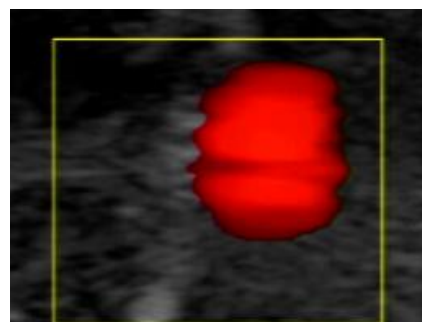
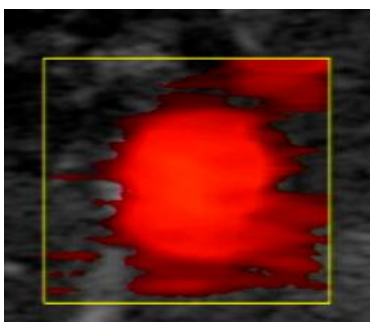


Figura 7: a sx gain troppo alto, al centro gain ottimale e a dx gain troppo basso

Tutti questi parametri – dimensione del box, PRF, gain e filtri– devono essere regolati con attenzione per ottimizzare l'immagine Color Doppler, evitando artefatti, perdite di sensibilità e degrado della risoluzione temporale.

4.1.3 Il Doppler Continuo e il Power Doppler

Oltre alle modalità pulsata e color, l'ecografia Doppler comprende due ulteriori varianti: il **Doppler continuo** e il **Power Doppler**. Il **Doppler continuo (Continuous Wave Doppler)** utilizza due elementi piezoelettrici distinti: uno per l'emissione continua degli ultrasuoni e l'altro per la ricezione costante dell'eco riflesso. Questo sistema consente di misurare velocità ematiche molto elevate, ben oltre la soglia della frequenza di Nyquist, tuttavia il principale limite di questa modalità è l'assenza di localizzazione spaziale infatti il segnale proviene da tutti i punti lungo il fascio insonato, rendendo impossibile attribuire la velocità a una profondità specifica.

Il **Power Doppler**, invece, è una modalità derivata dal color Doppler, in cui non viene codificata la direzione né la velocità del flusso, ma soltanto **l'intensità del segnale Doppler** ricevuto, proporzionale alla **densità dei globuli rossi in movimento**. Questa tecnica risulta **estremamente sensibile ai flussi lenti**, anche al di sotto della soglia di rilevabilità del color Doppler convenzionale, ed è meno soggetta ad aliasing [22]. Tuttavia, essendo privo di informazione direzionale e di capacità di quantificazione delle velocità, non può sostituire le modalità spettrali nella valutazione emodinamica.

4.2 Applicazioni cliniche del Doppler in ecografia

L'introduzione delle modalità Doppler all'interno dell'ecografia ha rivoluzionato l'approccio diagnostico alla circolazione sanguigna, trasformandola in uno strumento capace di fornire **informazioni emodinamiche in tempo reale**. La misurazione della velocità, della direzione del flusso e dei suoi pattern consente di valutare in modo diretto la **funzione vascolare**, supportandone la diagnosi e il monitoraggio.

In ambito **vascolare periferico**, l'ecografia Doppler viene ampiamente utilizzata per identificare **stenosi arteriose** e **trombosi venose profonde**. La tecnica permette di valutare la **presenza del flusso**, la sua **direzione**, la **velocità** e l'eventuale **turbolenza**: tutti elementi fondamentali per stabilire la gravità di una lesione e per guidare l'indicazione terapeutica. Ad esempio, nel caso di **arteriopatia obliterante periferica**, la comparsa di un flusso accelerato, turbolento e post-stenotico è indicativa di una **stenosi significativa**. Analogamente, nel sistema venoso, l'assenza di flusso o l'alterazione della sua direzionalità possono suggerire una **occlusione trombotica** o una **incontinenza valvolare** [18].

In **cardiologia**, il Doppler ha assunto un ruolo fondamentale nell'**ecocardiografia**. Le modalità pulsata e continua vengono usate per misurare le **velocità di flusso attraverso le valvole**, stimare i **gradienti pressori** e identificare **rigurgiti valvolari**. Il Doppler pulsato, in particolare, permette di

analizzare la fase **diastolica** e di valutare la **funzione di riempimento ventricolare**, attraverso il profilo delle onde E ed A nel tratto di afflusso mitralico. Il Color Doppler, invece, fornisce una mappa visiva del flusso intracavitario, consentendo la rilevazione di **getti rigurgitanti**, **shunt settali** e pattern turbolenti difficili da identificare solo con l'imaging bidimensionale [18].

Oltre all'ambito cardiovascolare, il Doppler ha trovato applicazioni essenziali nella **medicina ostetrica e fetale**, dove rappresenta uno strumento di monitoraggio fondamentale per valutare il benessere fetale. L'analisi delle **arterie uterine**, **ombelicali** e **cerebrali medie** del feto consente di studiare la **resistenza vascolare placentare**, stimare il rischio di **preeclampsia**, e identificare precocemente casi di **ritardo di crescita intrauterino (IUGR)**. Gli **indici Doppler**, come l'indice di resistenza (RI) e l'indice di pulsatilità (PI), rappresentano parametri oggettivi per valutare la perfusione. Una ridotta diastole o l'inversione del flusso nella arteria ombelicale sono segnali prognostici negativi. In gravidanza fisiologica, questi indici mostrano una progressiva diminuzione della resistenza periferica con l'avanzare della gestazione, riflettendo una buona funzionalità placentare [18].

Il Doppler ha un ruolo importante anche nella **caratterizzazione delle masse solide**, in particolare nei contesti oncologici. L'identificazione di **vascolarizzazione interna** attraverso modalità Color o Power Doppler può suggerire **neovascolarizzazione tumorale**, fenomeno tipico delle lesioni maligne. Per esempio, un nodulo tiroideo con flusso abbondante centrale o irregolare può essere sospetto per malignità, mentre un pattern periferico uniforme è più suggestivo di benignità. Analoghi criteri vengono utilizzati per lesioni epatiche, prostatiche e mammarie [18].

Infine, il Doppler viene applicato nel **monitoraggio di trapianti**, in particolare renali ed epatici, per valutare la **pervietà vascolare** e la **resistenza intraparenchimale**, elementi predittivi della funzionalità dell'innesto. È anche impiegato nel **follow-up postoperatorio di bypass arteriosi**, **fistole artero-venose** o **endoprotesi**, dove consente di rilevare precocemente segni di stenosi o trombosi [18].

CAPITOLO 5 - MATERIALI E METODI

5.1 Acquisizione dei video ecografici

I dati analizzati sono stati ottenuti da video ecografici acquisiti in modalità Color Doppler mediante un ecografo portatile **Alpinion E-Cube i7**, utilizzando esclusivamente **sonde lineari** con frequenza di 12 MHz. Le registrazioni sono state effettuate principalmente sull'**arteria femorale**, ma anche sull'**arteria brachiale** e sulla **vena basilica**, posizionando la sonda in modo da ottenere una **sezione trasversale stabile** del lume vascolare. Le acquisizioni sono state eseguite in condizioni fisiologiche controllate, su soggetti sani, e includevano fasi di riposo, contrazioni muscolari isometriche volontarie, applicazioni di Lower Body Negative Pressure a diversi livelli di intensità, e manovre di compressione venosa.

Il setup sperimentale prevedeva il posizionamento del soggetto e la regolazione dei parametri ecografici. Inizialmente si agiva sul colore della modalità B-Mode, impostandolo su una scala di grigi uniforme. Si eseguiva poi una **scansione preliminare in modalità Doppler pulsato** del vaso di interesse, per ottenere un'indicazione del range di velocità presente. Sulla base di queste informazioni, si procedeva alla regolazione della **Pulse Repetition Frequency**. La PRF veniva dunque inizialmente abbassata fino alla comparsa dell'aliasing e successivamente aumentata di poco fino alla sua scomparsa, così da individuare il valore minimo utile. Questa scelta è coerente con quanto raccomandato dalla letteratura, dove si suggerisce di impostare la PRF al **valore più basso possibile compatibile con l'assenza di aliasing**, per garantire una buona rappresentazione anche dei flussi più lenti [23]. Successivamente veniva ottimizzato il **color gain** che veniva incrementato progressivamente fino alla comparsa delle prime colorazioni spurie sulle strutture circostanti il vaso, e quindi abbassato fino a ottenere una visualizzazione confinata all'interno del lume del vaso. Tale strategia segue le linee guida tecniche comunemente adottate in ecografia Doppler, nelle quali il gain deve essere impostato al livello massimo compatibile con l'assenza di rumore visivo, definito come *"on or just below the level that generates a little random noise"* [24]. Infine si regolava la dimensione del **colorbox**, in modo da ottenere un framerate adeguato all'analisi.

Poiché il dispositivo non consentiva registrazioni prolungate, l'ecografo veniva collegato a un computer tramite **Framegrabber**. L'acquisizione video era gestita dal software **Spike**, che permetteva di salvare i video e inserire **marker manuali** in tempo reale per evidenziare gli eventi

salienti. Al termine della registrazione, il video veniva salvato in formato “.avi”, mentre i marker venivano esportati in un file separato compatibile con l’ambiente di programmazione.

5.2 Ambiente di sviluppo e struttura del progetto

L’intero algoritmo è stato sviluppato in ambiente **MATLAB**, utilizzando le funzionalità fornite dall’**Image Processing Toolbox** per l’elaborazione dei frame ecografici e l’**App Designer** per la creazione dell’interfaccia grafica interattiva. La scelta di MATLAB è motivata dalla sua versatilità nell’elaborazione di immagini, dalla disponibilità di funzioni di segmentazione avanzata e dalla semplicità nella creazione dell’interfaccia utente.

Il progetto è organizzato in tre principali componenti:

- una cartella **functions**, contenente gli script modulari per ciascuna fase dell’algoritmo (calibrazione, estrazione, segmentazione, conversione velocità);
- una cartella **GUI**, all’interno della quale si trovano la struttura dell’applicazione (*DopplerApp.m*) e gli script logici che gestiscono i diversi eventi dell’interfaccia (caricamento video, calibrazione, analisi e debug);
- uno script **main.m** utilizzato per avviare il programma.

Questa suddivisione garantisce la modularità del codice, la possibilità di eseguire test indipendenti su ciascuna funzione e per essere facilmente estendibile con ulteriori moduli di analisi.

5.3 Struttura generale dell’algoritmo

L’algoritmo implementato consente l’analisi quantitativa del flusso ematico a partire da video ecografici in modalità Color Doppler, attraverso una sequenza di operazioni automatizzate ma supervisionate dall’utente. L’intero flusso è pensato per garantire coerenza tra input visivo (frame ecografico) e output numerico (velocità, flusso), mantenendo il più possibile l’aderenza alla mappa colori mostrata sull’ecografo.

Il processo inizia con il **caricamento del video** e l’apertura del **primo frame**. Su questo frame viene eseguita una **calibrazione iniziale**, che prevede l’estrazione della colormap laterale e il riconoscimento della scala di riferimento (pixel/cm) attraverso delle ROI in formato di screenshot. Queste informazioni vengono poi utilizzate come parametri fissi per tutta la sequenza di analisi.

Inoltre, l’utente seleziona manualmente anche la regione di interesse contenente il vaso. All’interno della ROI, l’algoritmo identifica i **pixel colorati**, li confronta con la colormap e determina la **velocità corrispondente** per ciascun pixel. In parallelo, viene eseguita una segmentazione dell’area vascolare

e viene calcolata l'**area colorata** in pixel, convertita in cm^2 grazie alla scala precedentemente ottenuta.

Una volta associati valori di velocità e area, il sistema calcola la **velocità media e di picco**, e successivamente il **flusso volumetrico**, integrando la velocità su tutta l'area colorata. I risultati ottenuti sono visualizzati in tempo reale nell'interfaccia e vengono salvati in formato ".mat".



Figura 8: Flowchart dell'algoritmo

5.4 Calibrazione iniziale

La fase di calibrazione iniziale è fondamentale per garantire la coerenza tra le informazioni visive contenute nel video Doppler e i dati numerici ottenuti dall'algoritmo. Essa comprende due operazioni distinte ma complementari: l'estrazione della colormap e la determinazione della scala spaziale.

5.4.1 Estrazione della colormap

La prima fase della calibrazione consiste nell'estrazione della **colormap** utilizzata dal sistema ecografico per codificare la velocità del flusso all'interno del box Doppler. Nei video acquisiti, questa mappa è rappresentata da una barra verticale colorata (**color bar**) posta lateralmente all'immagine, con i valori numerici minimo e massimo di velocità indicati accanto. L'algoritmo **calibrateColorMap.m** si occupa dell'estrazione automatica dei colori contenuti nella barra, previa selezione manuale da parte dell'utente dell'area contenente la color bar.



Figura 9: Esempio di color bar

La funzione analizza la color bar colonna per colonna, calcolando la media cromatica su ciascuna riga per ottenere una sequenza ordinata di triplette RGB che rappresentano l'andamento verticale dei colori. Questo passaggio è necessario poiché l'esportazione del video in formati come .avi o .mp4 possono introdurre **lievi alterazioni cromatiche**, tali da rendere non perfettamente omogenei i colori su ogni colonna della color bar. La media per riga consente di attenuare queste discrepanze e ottenere una **rappresentazione più stabile** della scala cromatica. La colormap risultante è salvata in forma

matriciale e ordinata dal colore associato alla velocità negativa fino a quello associato alla velocità positiva. L'utente fornisce in input anche i valori numerici minimo e massimo della scala (espressi in cm/s), letti visivamente dal video originale: questi due estremi permettono di creare un'associazione lineare tra ciascun colore e il corrispondente valore di velocità.

La colormap così costruita rappresenta il riferimento univoco per tutte le operazioni di conversione colore-velocità nei frame successivi.

5.4.2 Riconoscimento della scala di conversione pixel/cm

Per poter tradurre le misure eseguite in pixel in grandezze fisiche reali, è necessario determinare la **scala spaziale** dell'immagine, ovvero il rapporto tra lunghezza in pixel e lunghezza in centimetri. Questa operazione viene svolta dallo script **detectScale.m**.

L'utente è chiamato a selezionare, direttamente sul frame di calibrazione, dei punti appartenenti a un riferimento di lunghezza nota ovvero la barra di scala presente sul display dell'ecografo. Il codice calcola la distanza in pixel tra i punti selezionati e, nota la distanza reale corrispondente (inserita manualmente), determina il **fattore di conversione pixel/cm**. Tale fattore sarà utilizzato in tutte le fasi successive per convertire l'area colorata da pixel a cm^2 ed esprimere correttamente la portata volumetrica in cm^3/s (o mL/s).



Figura 10: Esempio di selezione di barra di scala

5.5 Segmentazione dell'immagine Doppler

5.5.1 Segmentazione dell'area colorata

L'identificazione dei pixel che rappresentano flusso ematico è un passaggio fondamentale dell'algoritmo, poiché costituisce la base su cui vengono poi calcolati velocità e flusso. A partire dalla regione di interesse (ROI), selezionata manualmente dall'utente, viene avviata una procedura di **riconoscimento dei pixel colorati** all'interno del box Doppler. L'identificazione dei pixel

rappresentativi del flusso ematico si basa sull'analisi cromatica dei frame ecografici, convertiti dallo spazio colore RGB allo spazio colore HSV (Hue, Saturation, Value), che risulta più adatto per discriminare i colori in presenza di variazioni di compressione video poiché molto più vicino alla percezione umana [25]. Questa operazione è implementata nella funzione **extractColors.m**.

Dopo la conversione, vengono definite soglie specifiche per i toni caratteristici della mappa Doppler: in particolare, vengono individuate due fasce di **rosso** (una a bassa tonalità e una ad alta, per includere il rosso scuro e il rosso più vicino al giallo), una fascia **blu**, e una **ciano**, corrispondente alla transizione tra blu e verde. Per ciascuna fascia viene creata una maschera logica, che seleziona i pixel con tonalità, saturazione e valore compatibili con i limiti imposti.

Le maschere vengono poi combinate in una singola **maschera binaria complessiva** e l'immagine segmentata finale è ottenuta moltiplicando la maschera finale per l'immagine originale, mantenendo così solo i pixel colorati rilevanti per l'analisi.

Questo approccio non richiede confronti con la colormap precedentemente estratta, ma si affida direttamente all'**identificazione delle fasce cromatiche** principali, rendendo il metodo robusto anche in presenza di variazioni minime nella codifica video o nella compressione.

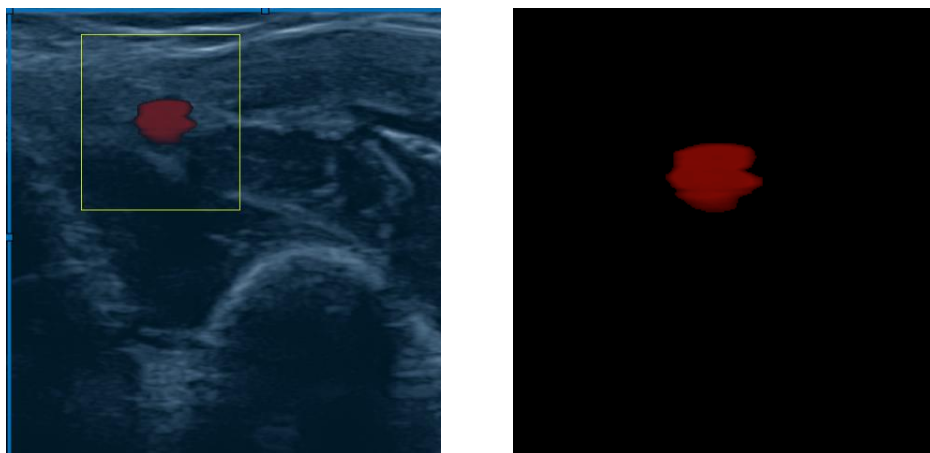


Figura 11: a sinistra immagine doppler originale, a destra immagine doppler dopo estrazione colori

5.5.2 Isolamento dell'arteria

Una volta ottenuta la maschera binaria dei pixel Doppler, il passo successivo consiste nell'isolare la regione che rappresenta il vaso arterioso. Questo processo è gestito dalla funzione **isolateArtery.m**, che riceve in input sia l'immagine originale sia la maschera generata dalla segmentazione cromatica.

La procedura si basa sull'**etichettatura delle componenti connesse** mediante la funzione *bwlabel*, che assegna un indice univoco a ciascuna regione continua della maschera [26]. A ogni regione

etichettata viene poi associato un insieme di **proprietà geometriche** attraverso *regionprops* [27], tra cui area e numero di pixel.

L'algoritmo seleziona automaticamente la **regione con area maggiore**, assumendo che essa corrisponda al vaso target. Questa scelta è giustificata dal fatto che il flusso di interesse, rispetto a eventuali artefatti o altre strutture, tende a occupare una superficie dominante nella ROI selezionata.

La funzione restituisce l'immagine finale con l'arteria evidenziata, la **maschera binaria** contenente solo la regione selezionata, e il valore dell'**area complessiva in pixel** della zona arteriosa. Quest'ultima informazione viene salvata per il calcolo del flusso nella fase successiva, dopo la conversione in centimetri.

5.6 Mappatura colore/velocità e calcolo del flusso

Una volta che i pixel rappresentativi del flusso sono stati identificati e l'area vascolare è stata isolata, è necessario **tradurre l'informazione cromatica** in un dato quantitativo di velocità. Questo passaggio consente di assegnare a ciascun pixel un valore scalare, coerente con la scala Doppler fornita dall'ecografo ed è effettuato dallo script **extractVelocities.m**.

Per ciascun pixel appartenente alla maschera (cioè riconosciuto come parte del flusso), si calcola la **distanza euclidea nello spazio RGB** rispetto a ogni colore della colormap. Il colore con distanza minima viene considerato il più vicino, e la **velocità associata** a quel colore viene assegnata al pixel.

L'algoritmo produce in uscita un'immagine raffigurante la **distribuzione delle velocità** del frame processato con la stessa dimensione dell'immagine originaria, contenente valori in cm/s nei soli pixel validi. Da quest'ultima vengono poi calcolati la **velocità media**, ottenuta come media aritmetica delle velocità assegnate ai pixel della maschera e la **velocità di picco**, corrispondente al valore massimo riscontrato.

Una volta assegnata una velocità a ciascun pixel della mappa Doppler, è possibile stimare il flusso ematico all'interno del vaso. A differenza di un approccio semplificato in cui si calcolerebbe il prodotto tra la velocità media e l'area vascolare, in questo caso l'algoritmo implementa una **integrazione spaziale diretta** delle velocità pixel per pixel.

Per ogni frame, viene infatti considerata l'intera mappa delle velocità generata in precedenza, escludendo i pixel non validi (valori NaN). La somma di tutte le velocità valide viene poi moltiplicata per l'**area di un singolo pixel**, precedentemente calcolata tramite la scala di conversione (pixel/cm). In questo modo, il flusso non è una stima basata su valori medi, ma il risultato della somma dei contributi locali di ciascun punto del vaso:

$$Q = \sum_{i=1}^N A_i * v_i = A_{pixel} * \sum_{i=1}^N v_i$$

dove N è il numero di pixel colorati appartenenti alla regione di interesse, v_i è la velocità stimata dell'i-esimo pixel, e A_i è l'area di un singolo pixel in cm^2 che essendo costante può essere portata fuori dalla sommatoria.

Il valore finale, espresso in cm^3/s , fornisce una misura che tiene conto sia della distribuzione spaziale delle velocità sia della forma effettiva del lume vascolare.

5.7 Interfaccia Grafica (GUI)

Per facilitare l'utilizzo dell'algoritmo da parte di utenti non esperti in MATLAB, è stata realizzata un'interfaccia grafica interattiva tramite **App Designer**, accessibile dal file `DopplerApp.m`. L'interfaccia consente di gestire l'intero processo analitico in modo guidato, suddiviso in fasi distinte, ognuna delle quali è supportata da una funzione dedicata. L'interazione avviene interamente via GUI, senza necessità di accedere direttamente al codice.

5.7.1 Caricamento del video e selezione ROI

Alla pressione del pulsante “Carica video”, viene invocata la funzione `logic_loadVideo.m`. L'utente seleziona un file video ecografico tramite una finestra di dialogo. Dopo la selezione, il primo frame viene visualizzato e l'interfaccia richiede all'utente di selezionare **tre regioni distinte**: una prima contenente la **regione di interesse (ROI)** nella quale si trova il vaso da analizzare, la seconda

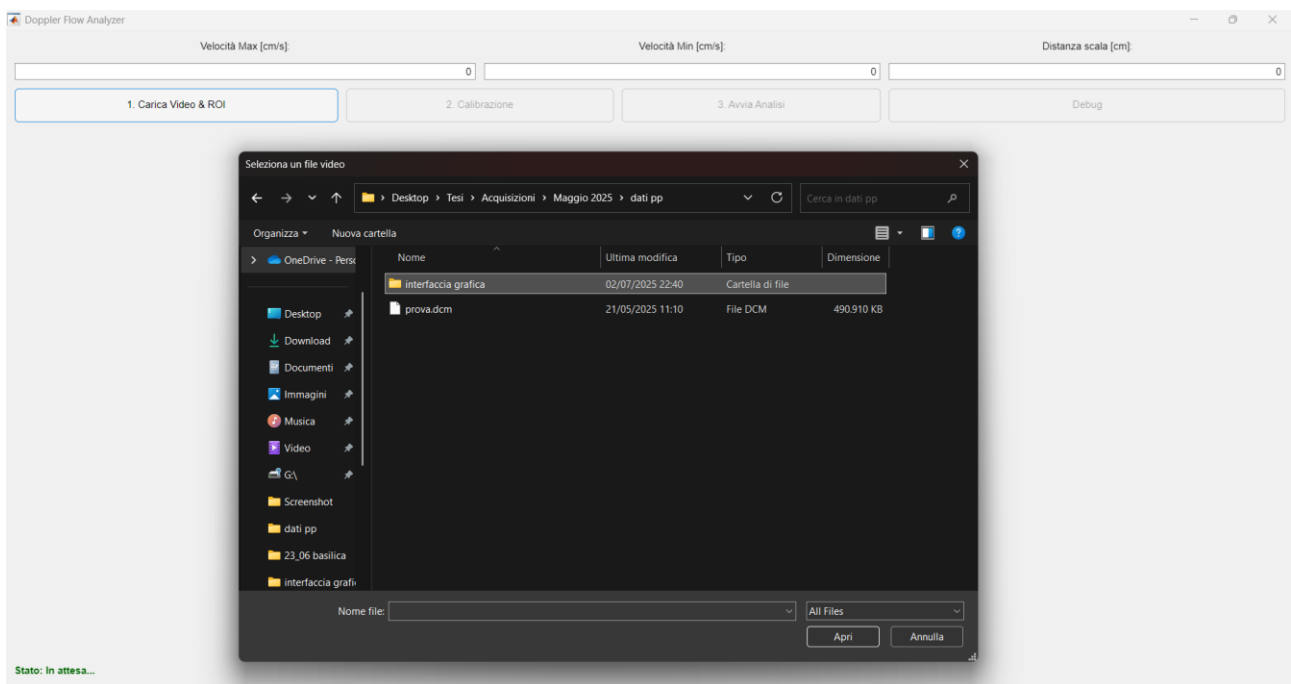


Figura 12: Finestra apertura video

contenente la **colorbar** e una terza che comprende la scala di profondità dell'ecografo. Entrambe le regioni vengono memorizzate in una struttura, che verrà richiamata durante tutta l'elaborazione.

5.7.2 Calibrazione della colormap e della scala

Una volta definite le ROI, la funzione `logic_calibrate.m` consente di eseguire due operazioni essenziali: la **calibrazione della colormap**, attraverso la funzione `calibrateColorMap.m`, e il **calcolo della scala spaziale**, tramite la funzione `detectScale.m`. L'utente inserisce manualmente i valori numerici associati ai limiti della colorbar (velocità minima e massima, in cm/s), oltre alla distanza reale corrispondente a un riferimento lineare visibile nel frame (in cm).

Velocità Max [cm/s]	Velocità Min [cm/s]	Distanza scala [cm]
5.6	-1.2	0.25

Figura 13: box di inserimento valori numerici

5.7.3 Analisi automatica frame per frame

Dopo la calibrazione, l'utente può avviare l'analisi tramite il pulsante "Analizza", che richiama la funzione `logic_analyze.m`. Il sistema scorre automaticamente tutti i frame del video, applicando la segmentazione dei colori Doppler, l'isolamento del vaso, la mappatura delle velocità e il calcolo del flusso, come descritto nei paragrafi precedenti. Durante questa fase, viene mostrata una **barra di avanzamento** che indica lo stato dell'elaborazione. I risultati vengono salvati in array strutturati e visualizzati in tempo reale nell'interfaccia, tramite due grafici dedicati: uno per visualizzazione dei tracciati di velocità e l'altro per il tracciato del flusso.

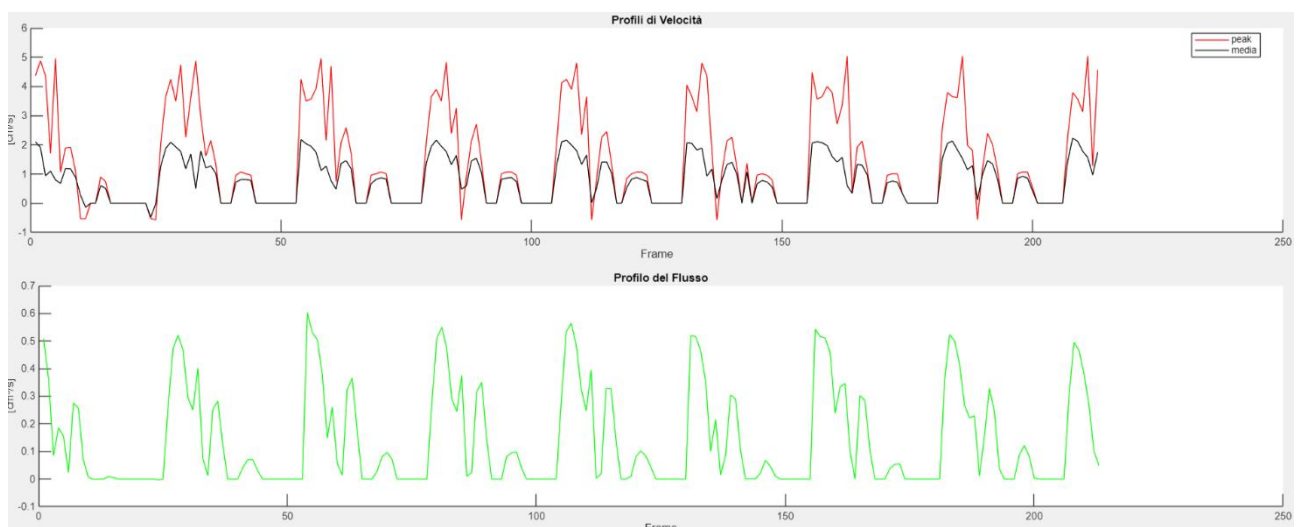


Figura 14: Esempio di tracciato di output dell'algorithm

5.7.4 Funzionalità avanzate: Inverti e Debug

L'interfaccia dispone anche di due strumenti aggiuntivi pensati per migliorare la flessibilità e il controllo sull'analisi.

Il pulsante “**Inverti**”, gestito tramite la funzione `invertCallback`, consente all'utente di invertire la direzione delle velocità assegnate ai pixel. Questa funzione è utile nei casi in cui l'ecografo abbia codificato in modo non convenzionale il flusso in avvicinamento e allontanamento, invertendo il significato dei colori. Premendo il pulsante, il segno delle velocità viene invertito in modo coerente su tutta la mappa Doppler.

Il pulsante “**Debug**”, implementato in `debugCallback`, consente invece la visualizzazione manuale dei frame. Viene aperta una finestra separata con un'interfaccia per selezionare e ispezionare visivamente ogni frame, visualizzando simultaneamente la ROI, la maschera segmentata e i grafici dei parametri emodinamici. È pensato per l'**analisi frame-specifica** e per il controllo qualità in fase di sviluppo o validazione.

CAPITOLO 6 – RISULTATI

Nel percorso di questa tesi sperimentale sono stati eseguiti diversi protocolli progettati per esplorare situazioni fisiologiche differenti, includendo baseline, manovre statiche e dinamiche, e variazioni pressorie controllate. In tutti i casi, la sonda veniva mantenuta in posizione fissa, trasversalmente al vaso, inclinata di circa 60°, e i parametri dell'ecografo (PRF, gain, colormap, colorbox) venivano regolati in maniera adeguata al soggetto secondo i criteri individuati nelle prove di validazione tecnica di cui discuteremo nel sottocapitolo successivo.

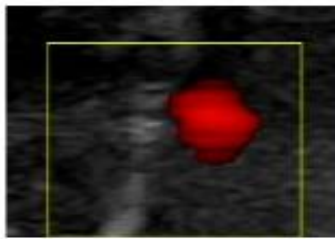
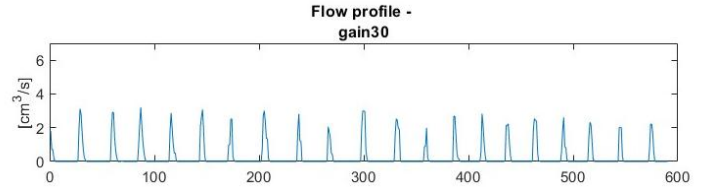
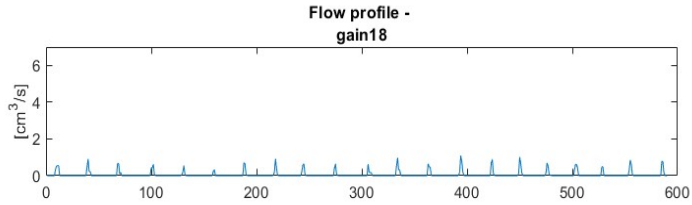
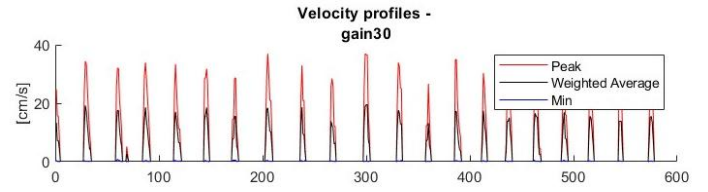
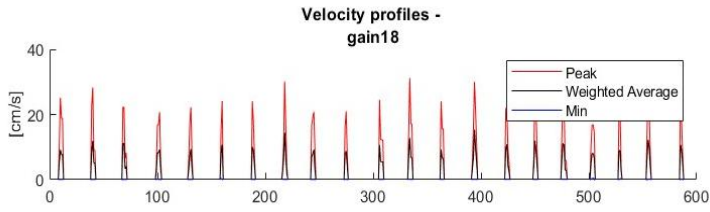
6.1 Prove tecniche

Prima delle prove fisiologiche, sono state condotte alcune **prove tecniche di validazione** per testare la robustezza dell'algoritmo in condizioni controllate. L'obiettivo è verificare come la stima di velocità, flusso e area colorata si comporti al variare dei principali parametri ecografici (guadagno e PRF) e di conseguenza trovare il settaggio migliore dei parametri.

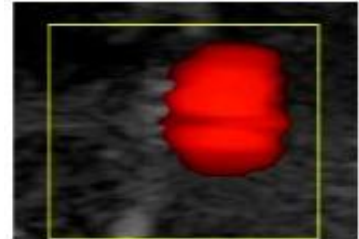
6.1.1 Variazione del guadagno

Obiettivo: Valutare l'impatto della regolazione del **guadagno Doppler** sulla misura di velocità e flusso.

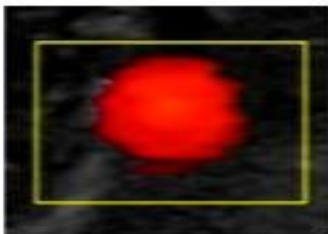
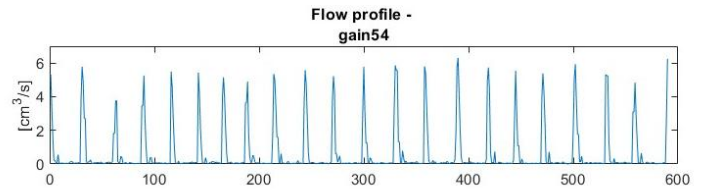
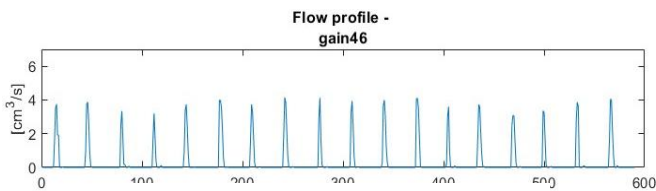
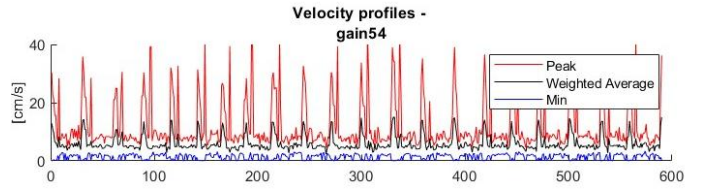
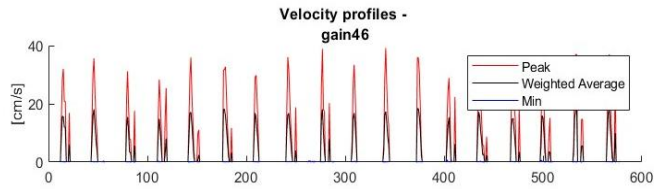
Set-up e protocollo: La sonda ecografica è stata posizionata stabilmente sull'arteria brachiale in sezione trasversale. Dopo una fase di baseline, l'acquisizione Color Doppler è stata ripetuta variando progressivamente il **guadagno** del sistema ecografico, da valori bassi (immagine più "pulita" ma con possibili drop-out del segnale) a valori elevati (maggiore riempimento del colorbox, ma con incremento del rumore e di aree spurie). Tutti gli altri parametri sono stati mantenuti costanti.



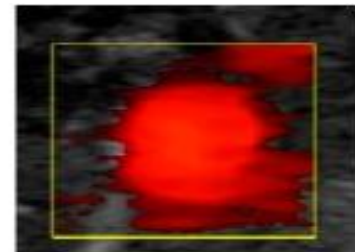
A



B



C



D

Figura 15. Effetto della variazione del guadagno sui parametri stimati. (A) Gain 18, (B) Gain 30, (C) Gain 46, (D) Gain 54. Per ciascun livello sono riportati: il profilo di velocità (picco in rosso, media in nero, minimo in blu), il profilo di flusso volumetrico istantaneo (in cm^3/s) e l'immagine Color Doppler corrispondente. Le ascisse sono in frames e non in secondi.

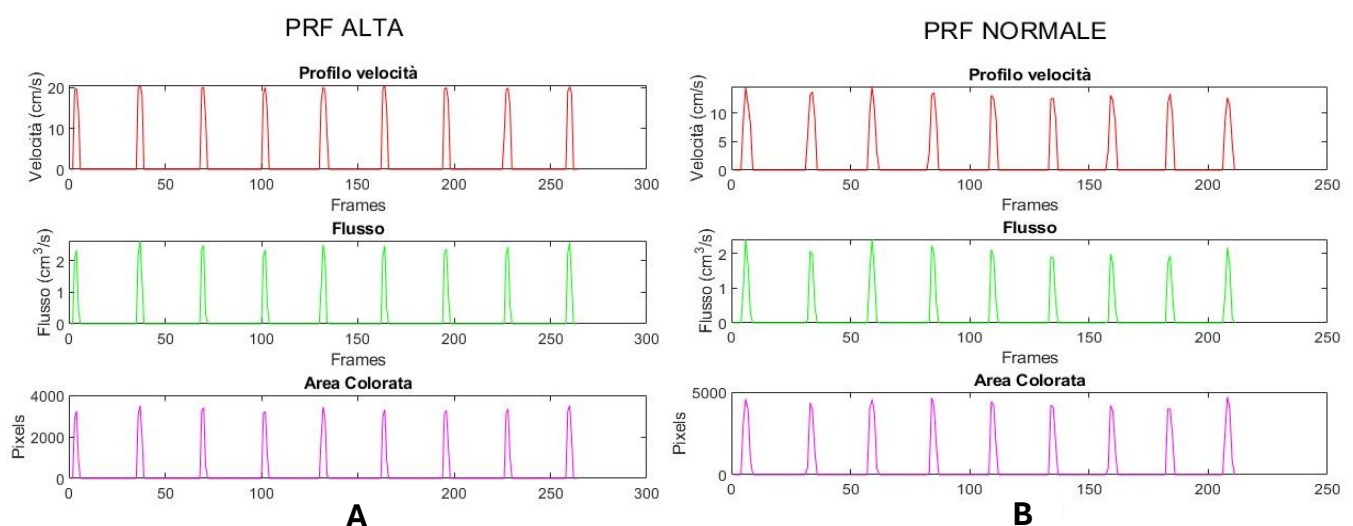
Risultati: La regolazione del guadagno influenza in modo evidente i parametri stimati dall'algoritmo. Con **gain basso** (A, 18) l'area colorata è molto ridotta e i tracciati di velocità mostrano picchi regolari, mentre il flusso appare sottostimato. Con **gain intermedio** (B, 30 – C, 46) l'area colorata è ben definita e stabile, i tracciati di velocità e di flusso sono puliti con profili pulsati regolari: in questo intervallo si ottiene la stima più affidabile. Con gain elevato (D, 54) l'area colorata viene influenzata da artefatti di rumore; i tracciati di velocità diventano instabili, soprattutto nelle velocità minime, e il flusso risulta sovrastimato ma regolare.

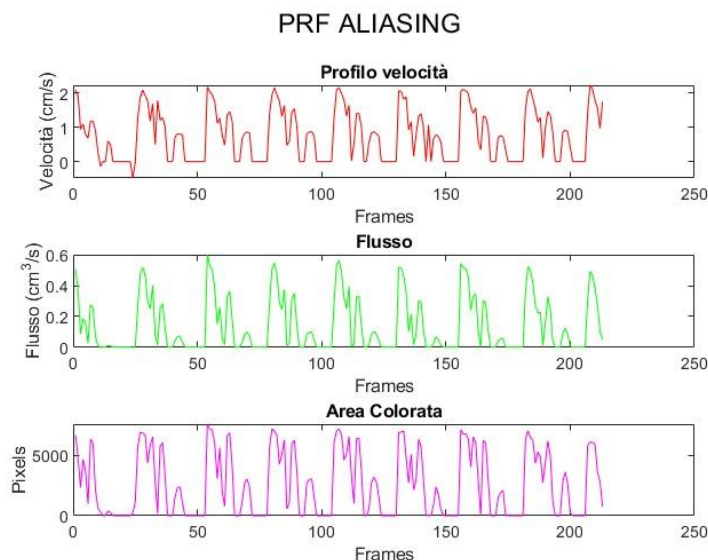
Nel complesso, l'algoritmo mantiene la continuità della misura in tutte le condizioni, ma i dati mostrano che valori di guadagno troppo bassi riducono la sensibilità con perdita di segnale, mentre valori troppo elevati peggiorano la qualità della stima introducendo rumore e sovrastima. L'intervallo intermedio di gain rappresenta quindi il compromesso ottimale per la misura simultanea di velocità, flusso e area colorata.

6.1.2 Variazione della Pulse Repetition Frequency

Obiettivo: Analizzare come la regolazione della Pulse Repetition Frequency (PRF) influenzi la stima Doppler e valutare le condizioni in cui si verificano aliasing e distorsioni dei parametri stimati dall'algoritmo.

Set-up e protocollo: La sonda ecografica è stata posizionata stabilmente sull'arteria brachiale in sezione trasversale. Sono state eseguite tre acquisizioni consecutive in Color variando esclusivamente la PRF e aggiustando di conseguenza il baseline shift. Nella prima acquisizione la PRF è stata impostata a un valore elevato, ben al di sopra della frequenza di Nyquist, nella seconda a un livello intermedio compatibile con la corretta visualizzazione del flusso e nella terza a un valore ridotto, inferiore alla soglia di Nyquist, condizione che produce aliasing.





C

Figura 16. Effetto della PRF su velocità, flusso e area colorata.

- A) PRF alta.
- B) PRF normale.
- C) PRF bassa – aliasing.

Risultati: Con **PRF alta** il profilo di velocità è campionato correttamente e mostra picchi più alti e più stretti (≈ 20 cm/s); il flusso segue in modo proporzionale con spike ben definiti, mentre l'area colorata presenta impulsi netti e regolari. Con **PRF normale** il tracciato resta pulito e pulsatile ma i **valori di picco della velocità risultano più bassi** ($\approx 12\text{--}15$ cm/s); il **flusso** conserva l'andamento ciclico con ampiezza leggermente ridotta e l'**area colorata** mantiene un pattern stabile. Quando la PRF scende sotto la soglia di Nyquist (**condizione di aliasing**), la stima della velocità diventa irregolare e distorta, il flusso risulta sottostimato e molto variabile, e l'area colorata si frammenta. Nel complesso, le figure mostrano chiaramente che la PRF normale offre il miglior compromesso fra sensibilità e assenza di aliasing, mentre la PRF alta tende a riportare valori di velocità di picco più elevati; la PRF bassa introduce aliasing e rende i valori quantitativi poco affidabili.

6.2 Misura durante contrazione intermittente

Obiettivo: Valutare la possibilità di ottenere misure dinamiche di flusso ematico durante l'attività muscolare, verificando la continuità del segnale Color Doppler anche in presenza di spostamenti del vaso indotti dal movimento.

Set-up e protocollo sperimentale: Il soggetto eseguiva movimenti di flesso-estensione del ginocchio contro una resistenza meccanica, mantenendo una tensione muscolare pari al 50% della massima contrazione volontaria (MVC). La misura della MVC e il raggiungimento del livello di sforzo richiesto erano monitorati mediante un estensimetro collegato al sistema di resistenza meccanica. La sonda ecografica veniva posizionata stabilmente in sezione trasversale sull'arteria femorale, e l'acquisizione Color Doppler veniva avviata poco prima dell'inizio del movimento e proseguita per tutta la durata della prova.

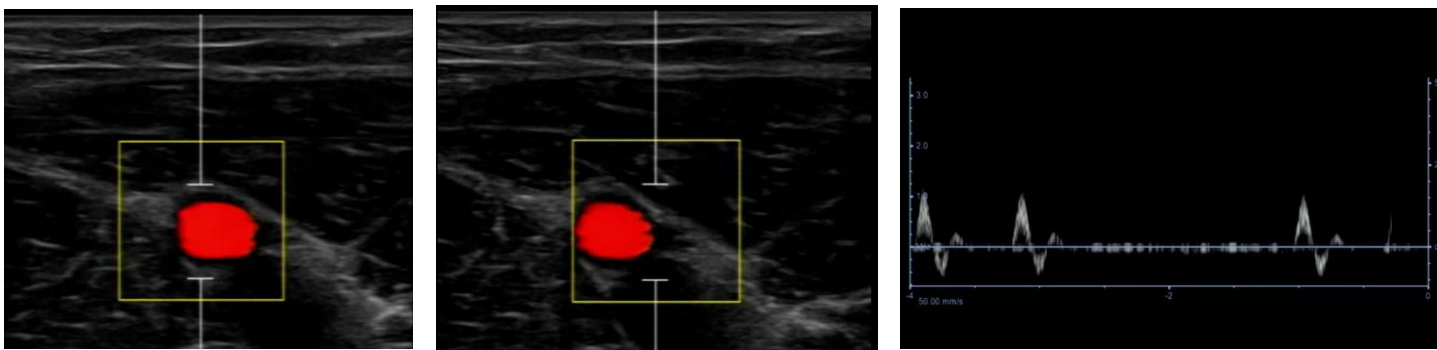


Figura 17. Esempio di come il vaso si sposta rispetto al cursore durante il movimento e di come questo influisca sulla modalità PW (perdita di segnale).

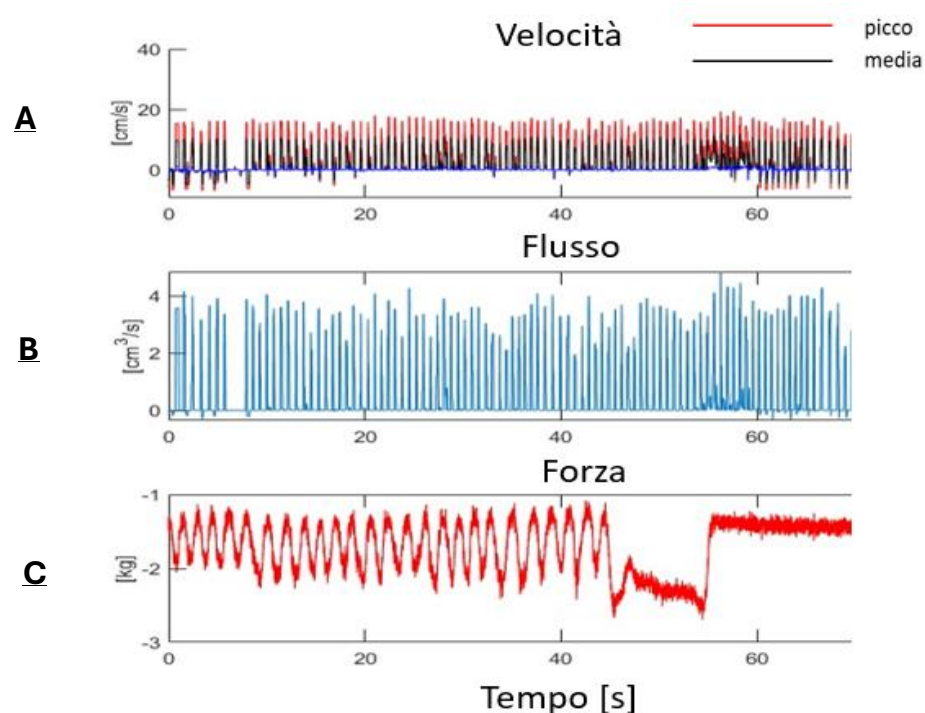


Figura 16: Risposta emodinamica dell'arteria femorale durante una prova di contrazione dinamica del ginocchio.

(D) Andamento della velocità media e di picco del flusso sanguigno nel tempo (in cm/s).

(E) Flusso volumetrico istantaneo (in cm³/s).

(F) Forza esercitata dal soggetto durante il movimento, registrata in tempo reale con estensimetro (in kg).

Più questa grandezza è negativa e più il soggetto sta usando forza

Risultati: Durante la prova di contrazione dinamica del ginocchio, l'algoritmo ha rilevato in modo continuo l'andamento pulsatile del flusso ematico femorale. Le curve di **velocità media e di picco** (Fig. 16A) mantengono infatti il profilo fisiologico pulsato caratteristico del flusso arterioso, nonostante i movimenti del vaso. Anche il **flusso volumetrico istantaneo** (Fig. 16B) mostra una modulazione ciclica stabile, a dimostrazione che la misura Doppler non viene compromessa dagli spostamenti indotti dall'attività muscolare. Questi risultati confermano la capacità dell'algoritmo di preservare la continuità e l'affidabilità della stima del flusso in condizioni dinamiche, laddove la metodologia classica fallisce (Fig. 15).

6.3 Iperemia Funzionale

Obiettivo: Valutare la capacità dell'algoritmo di rilevare l'aumento del flusso ematico indotto da una contrazione isometrica sostenuta, condizione in cui ci si attende un incremento transitorio della perfusione al termine dello sforzo.

Set-up e protocollo: Il soggetto manteneva una contrazione isometrica volontaria dell'arto (50% MVC) per circa 60 secondi, senza movimento articolare. Le acquisizioni Doppler venivano effettuate a livello dell'arteria femorale, con la sonda posizionata stabilmente in sezione trasversale.



Figura 18: setup per l'iperemia funzionale su arteria femorale

Risultati: Durante la contrazione isometrica il segnale Doppler rimane **continuo e pulsatile**. Si osserva un **aumento graduale** dei valori di **velocità** e del **flusso volumetrico** rispetto alla baseline, che si mantiene fino al termine della manovra. **Al rilascio** compare una **fase iperemica transitoria** seguita da un **rientro progressivo** ai livelli di riposo. Nel complesso, l'algoritmo **segue in modo robusto i cambiamenti intra-prova** e mantiene la **continuità della misura** anche durante il **rilascio della contrazione isometrica**, fase in cui si verificano movimenti dei muscoli e dei vasi rispetto alla sonda

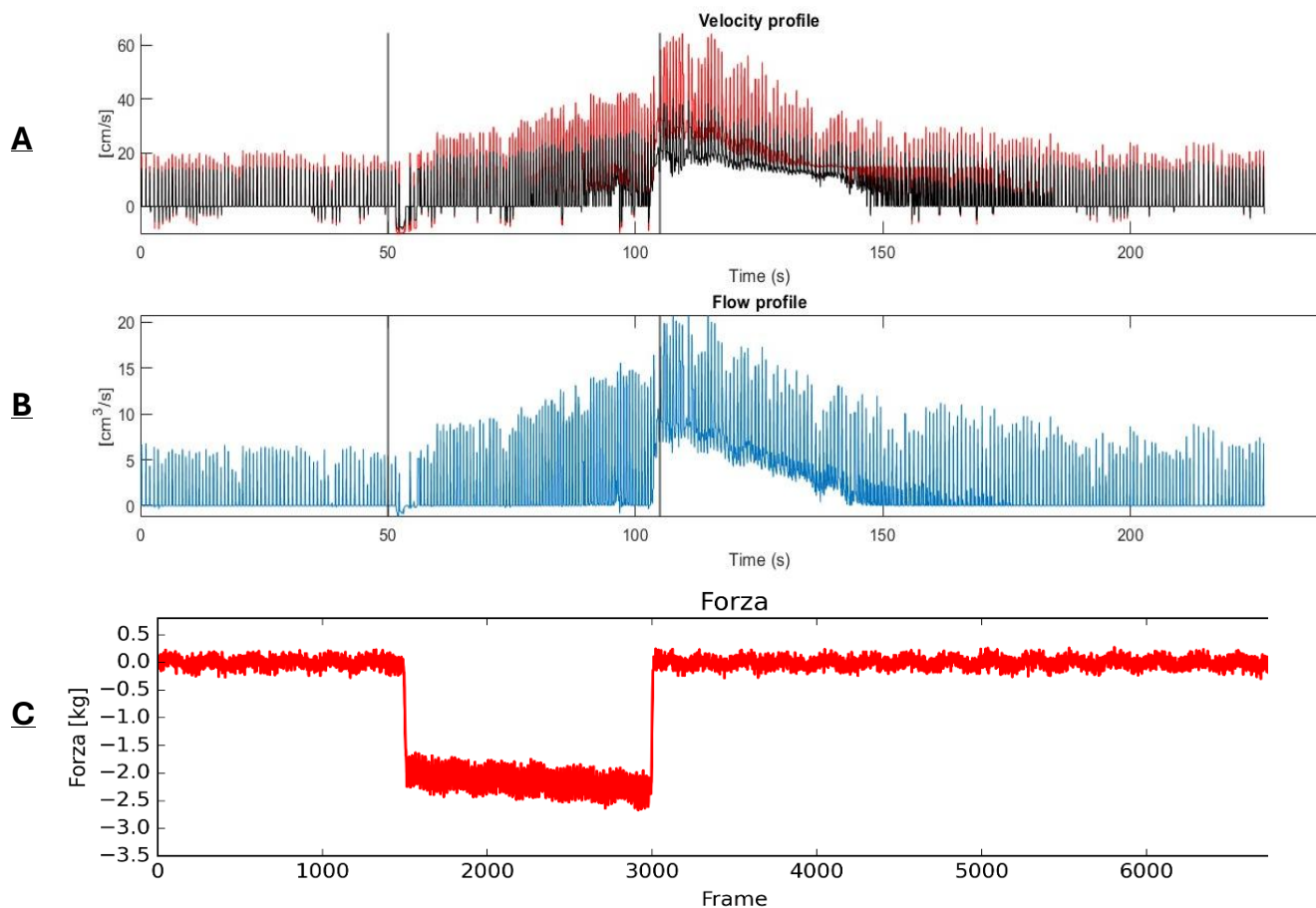


Figura 19. Parametri flussimetrici dell'arteria femorale ottenuti durante contrazione isometrica del ginocchio. Si notino lo sviluppo dell'iperemia funzionale.

(A) Profili temporali della velocità Doppler: velocità di picco (rosso) e velocità media (nero) espressi in cm/s.
 (B) Flusso volumetrico istantaneo (in cm³/s), ascisse in frame.
 (C) Tracciato temporale della forza muscolare espresso in chilogrammi (kg). In ascissa sono riportati i frame (0–7000 a 30 frame/s), in ordinata la forza generata.

La porzione del tracciato compresa tra le due linee verticali nere corrisponde alla fase di contrazione isometrica volontaria del muscolo, preceduta e seguita da periodi di riposo/rilascio.

6.4 Iperemia Reattiva

6.3.1 Cuff a monte della sonda

Obiettivo: Verificare l'efficacia del metodo di misura durante un test di funzionalità vascolare molto utilizzato: l'iperemia reattiva, ossia la risposta emodinamica all'occlusione temporanea dell'afflusso arterioso e il successivo rilascio.

Set-up e protocollo: Una cuff da sfigmomanometro veniva posizionata a monte del vaso di interesse (arteria femorale) e gonfiata fino a 230 mmHg per circa due minuti. La sonda veniva posizionata

sull'arteria, subito dopo la cuff. Durante l'occlusione l'acquisizione Doppler continuava, per poi proseguire al momento del rapido sgonfiaggio della cuff.



Figura 20: setup con cuffia a monte

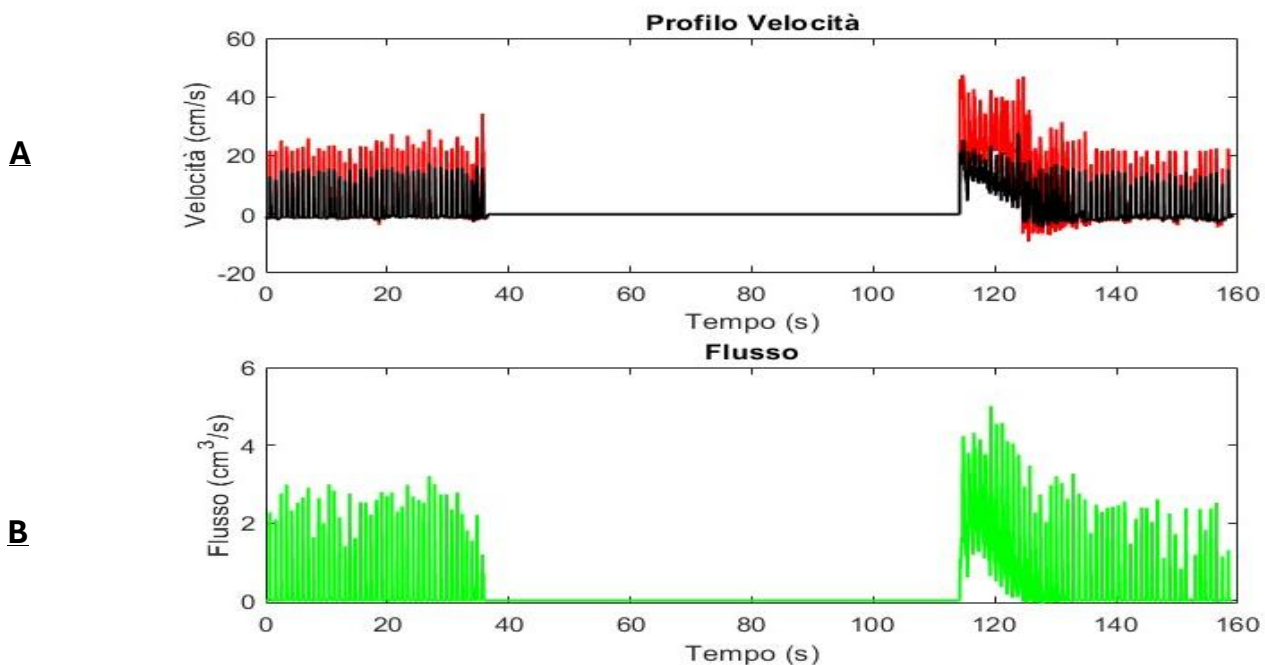


Figura 21. Parametri flussimetrici di arteria femorale durante il protocollo di iperemia reattiva con occlusione con cuffia a monte del quadricipite.

(A) Tracciato temporale della velocità media (linea nera) e di picco (linea rossa) del flusso sanguigno (in cm/s).
 (B) Flusso volumetrico istantaneo (in cm³/s).
 Il periodo di assenza di segnale centrale corrisponde alla fase di occlusione, durante la quale il manicotto è mantenuto gonfio. La riattivazione del flusso avviene dopo il rilascio della pressione.

Risultati: Durante l'occlusione il segnale Doppler si riduceva fino a scomparire, confermando l'assenza di flusso a valle. Al rilascio della cuff, l'algoritmo ha registrato un rapido e marcato incremento della velocità e del flusso, coerente con l'iperemia reattiva attesa, seguito da un graduale ritorno ai valori basali. In particolare, l'algoritmo ha permesso di descrivere l'iperemia dal suo inizio senza che andassero persi i primi cicli cardiaci (dove il flusso è maggiore) a causa di movimenti connessi allo sgonfiaggio della sonda.

6.4.2 Cuff a valle

Obiettivo: Come il caso precedente ma con diversa scelta metodologica: la cuff è posizionata a valle della sonda (quindi si misura comunque l'iperemia reattiva ma non si osserva il blocco del flusso durante occlusione).

Set-up e protocollo: Una cuff da sfigmomanometro veniva posizionata a valle della sonda ecografica, sempre focalizzata sulla arteria femorale, e gonfiata fino a 230 mmHg per circa due minuti, bloccandone presumibilmente il flusso di sangue nell'arteria. L'acquisizione Doppler veniva mantenuta per tutta la durata dell'occlusione e nella fase immediatamente successiva al rilascio.



Figura 23. Setup con cuff a valle

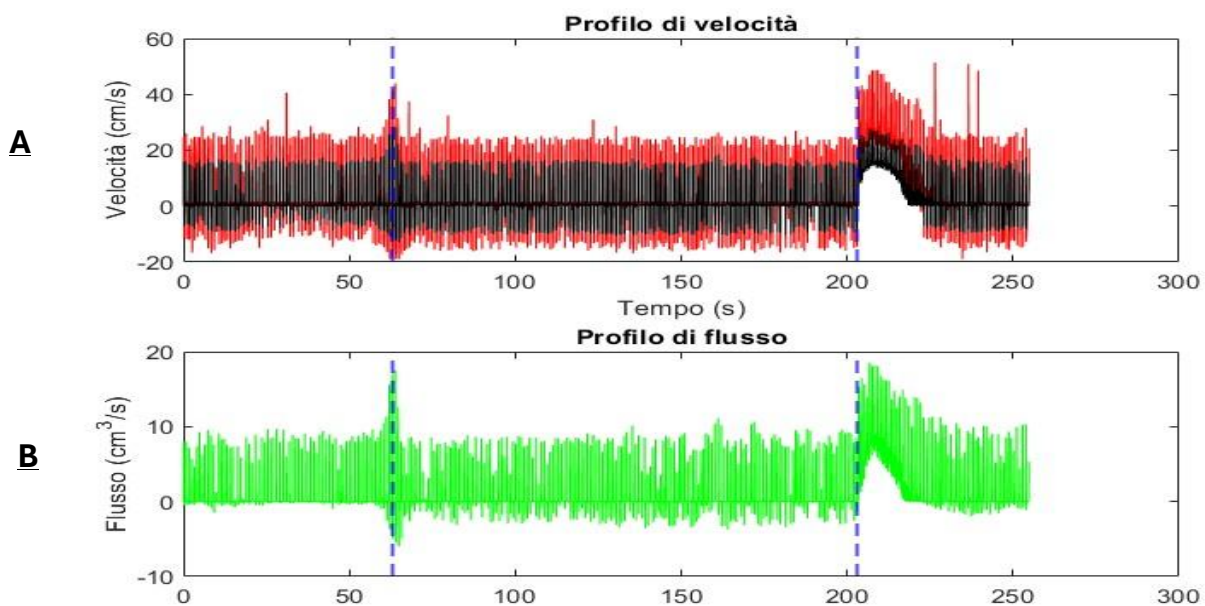


Figura 22. Parametri flussimetrici di arteria femorale durante il protocollo di iperemia reattiva con occlusione con cuff a valle del quadricipite.

(A) Tracciato della velocità di picco (rosso) e della velocità media (nero) del flusso sanguigno nel tempo (in cm/s).
(B) Flusso volumetrico istantaneo (in cm³/s).

Le due linee tratteggiate blu indicano l'inizio e la fine della fase di occlusione.

Risultati: Durante l'occlusione, l'andamento della **velocità pulsata** resta pressoché invariato, coerente con il mantenimento del profilo arterioso fisiologico. Tuttavia, il **flusso volumetrico** mostra una marcata componente **retrograda**, indice dell'accumulo e della difficoltà di deflusso a valle. Al momento dello sgonfiaggio della cuff si osserva la comparsa di un picco di **iperemia reattiva**, con incremento transitorio del flusso rispetto al basale.

6.5 Lower Body Negative Pressure

Obiettivo: Simulare una condizione di ridotto ritorno venoso e ipovolemia relativa per valutare la capacità dell'algoritmo di rilevare variazioni di flusso arterioso negli arti, segno di una vasocostrizione simpatica riflessa, durante l'applicazione di una pressione negativa controllata a quest'ultimi.

6.5.1 Misura a livello dell'arteria brachiale

Set-up e protocollo: L'esperimento è stato condotto posizionando l'arto superiore del soggetto all'interno di una camera a pressione negativa. La sonda ecografica era fissata all'interno del dispositivo stabilmente sull'arteria brachiale, in sezione trasversale attraverso dei supporti meccanici. Dopo una fase basale, è stata applicata una depressione pari a -40 mmHg, mantenuta per 90 secondi, seguita da un ritorno alle condizioni atmosferiche normali. L'acquisizione Doppler è stata avviata in baseline e mantenuta per l'intera durata della manovra.

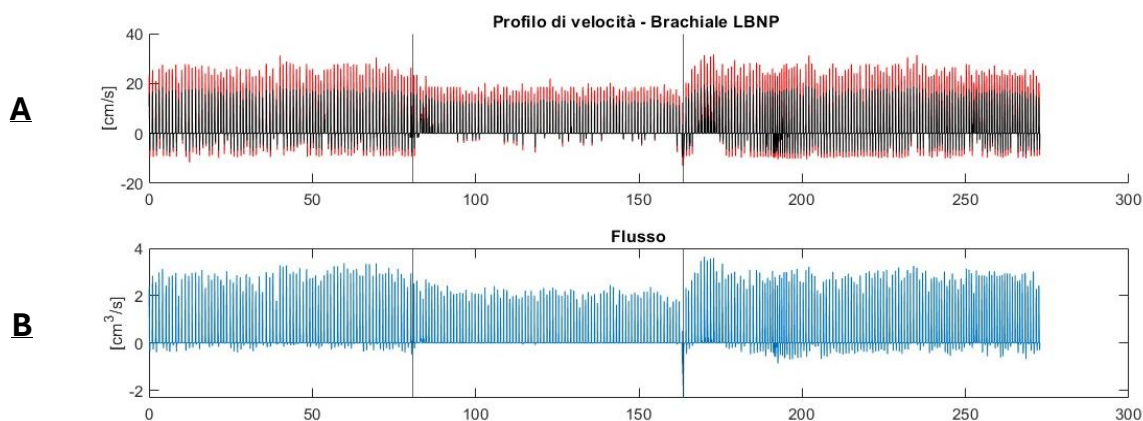


Figura 25. Andamento dei parametri flussimetrici dell'arteria brachiale durante il protocollo di LBNP applicato all'arto superiore ad una depressione di -40 mmHg.

(A) Tracciati della velocità Doppler nel tempo (in cm/s): picco (rosso) e media (nero).
(B) Flusso volumetrico istantaneo (in cm^3/s).

Le tre porzioni evidenziate nel grafico corrispondono alle fasi di baseline e di applicazione della pressione negativa.

Risultati: Durante l'applicazione della pressione negativa (-40 mmHg) si osserva una **progressiva riduzione dei valori di velocità e del flusso volumetrico istantaneo** rispetto alla baseline, dovuta

ad una minore durata del flusso anterogrado per ciclo. Inoltre, la componente **retrograda**, presente in condizioni basali, tende a scomparire durante la manovra, probabilmente troppo bassa di intensità per essere rilevata dall'ecografo. Al rilascio della depressione, i parametri tornano rapidamente ai valori basali.

6.5.2 Misura a livello dell'arteria femorale

Set-up e protocollo: Il soggetto veniva posizionato nella camera inserendo soltanto gli arti inferiori. La sonda ecografica era fissata stabilmente in **sezione trasversale** sulla **arteria femorale** attraverso dei supporti meccanici per minimizzare gli spostamenti durante la manovra. Dopo una fase di **baseline**, veniva applicata una **depressione di -65 mmHg**, mantenuta per alcuni minuti, quindi riportata a **0 mmHg** (rilascio). L'acquisizione Doppler iniziava in baseline e proseguiva ininterrottamente durante tutta la manovra.

Risultati: All'avvio della depressione a -65 mmHg si osserva una **fase iperemica transitoria** con aumento del flusso rispetto alla baseline. Durante il mantenimento della depressione **non emerge una riduzione marcata** dei valori medi di velocità infatti il profilo, dopo essersi ripreso dall'iperemia, rimane su un **plateau** relativamente stabile. Invece il flusso sembra aumentare rispetto al basale. Al termine della depressione è presente un **breve artefatto di misura** coincidente con il ritorno a 0 mmHg, seguito da un ripristino dei tracciati ai livelli basali.

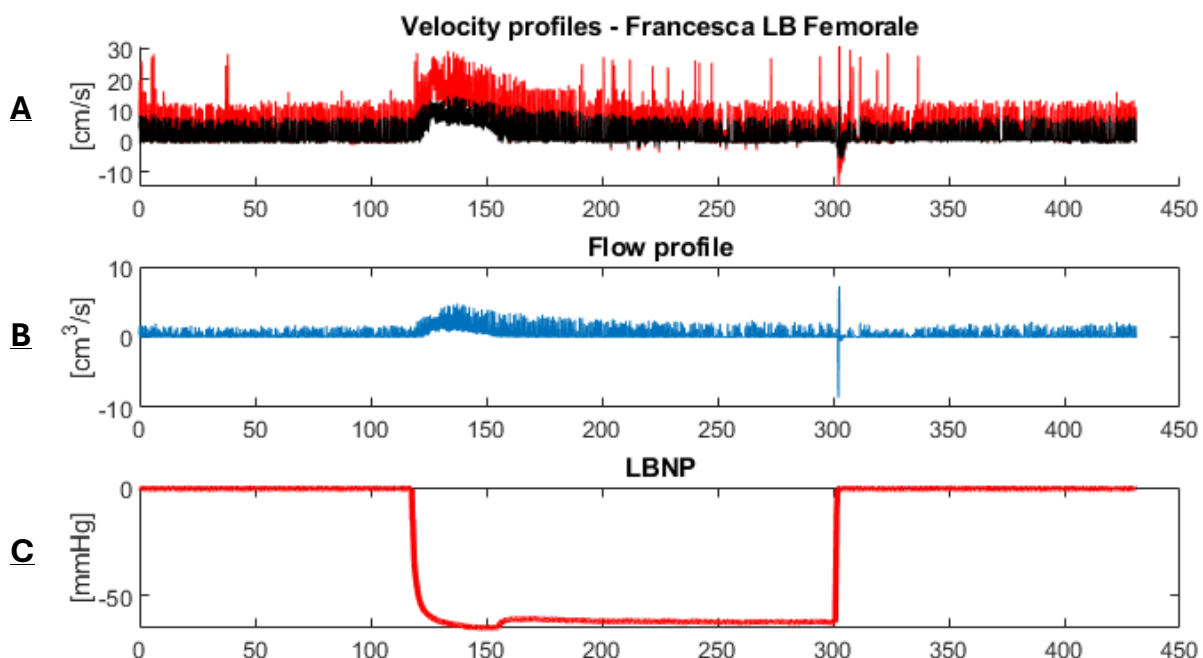


Figura 26. Andamento dei parametri flussimetrici dell'arteria femorale durante il protocollo di LBNP applicato all'arto inferiore ad una depressione di -65 mmHg.

- (A) Tracciati della velocità di picco (rosso) e della velocità media (nero) del flusso sanguigno in cm/s.
 (B) Flusso volumetrico istantaneo (in cm^3/s).
 (C) Andamento della pressione negativa applicata (in mmHg), con fase di depressione centrale a -65 mmHg.

6.6 Compressione Venosa – Vena Basilica

Obiettivo: Valutare il comportamento dei parametri stimati dall'algoritmo in presenza di una riduzione **localizzata del lume di una vena**, verificando come variano **velocità, flusso e area colorata** all'avvio della compressione manuale, e se la riduzione della sezione visibile del vaso venga compensata da un aumento di velocità.

Set-up e protocollo: La sonda ecografica veniva posizionata stabilmente in sezione trasversale sulla **vena basilica** e dopo un periodo di baseline si applicava una **compressione manuale** sull'arto attraverso la sonda stessa. Il soggetto rimaneva in apnea durante tutta la durata della prova (circa 30s).

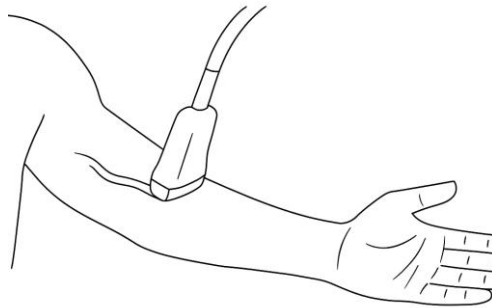


Figura 28. Compressione della vena basilica tramite la sonda ecografica

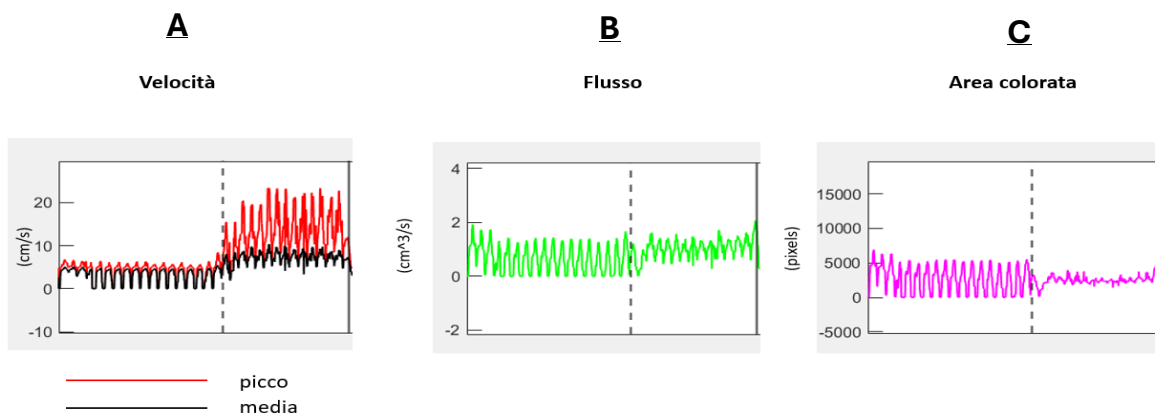


Figura 29. Parametri flussimetrici durante il protocollo di compressione manuale della vena basilica della durata complessiva di 30 secondi.

- (A) Tracciato della velocità di picco (rosso) e della velocità media (nero) nel tempo (in cm/s).
(B) Flusso volumetrico istantaneo (in cm³/s).
(C) Area colorata segmentata (in pixel), rappresentante la superficie vascolare attiva visibile nel frame.

Risultati: All'avvio della compressione il tracciato **di velocità** mantiene un profilo pulsatile ben riconoscibile dovuto all'attività cardiaca dato che il soggetto era in apnea ma mostra un **incremento progressivo** sia della velocità media sia dei picchi sistolici. In parallelo, l'**area colorata** si **riduce nettamente**, segnalando la diminuzione della sezione venosa. Nonostante la riduzione di area, il **flusso volumetrico istantaneo** rimane dello **stesso ordine di grandezza** della baseline coerentemente con l'ipotesi che le resistenze introdotte dalla compressione siano trascurabili e che la portata sia mantenuta. Inoltre, tutti i tracciati durante la compressione non ritornano mai allo zero. Questo è spiegato da un aspetto strumentale: **la compressione rende il flusso più intenso**, così il segnale color supera più spesso la **soglia di intensità del sistema** (e i filtri per basse velocità), **riducendo i drop-out** che a riposo possono far "sparire" parte del segnale perché troppo debole. Di conseguenza, durante la compressione i tracciati risultano **più persistenti** e non si azzerano mai. Questo principio spiega anche perché risulta comunque un minimo aumento di flusso quando dovrebbe restare invariato o al limite leggermente ridotto dalla stenosi venosa.

6.7 Prove velocimetriche

In questo capitolo confrontiamo le stime di **velocità** ottenute dal nostro algoritmo su **Color Doppler** con la misura **standard in Doppler pulsato (PW)** e ne verifichiamo la coerenza in condizioni stazionarie e dinamiche.

6.7.1 Flusso venoso a riposo

Obiettivo: Verificare la concordanza tra la stima di **velocità** dell'algoritmo su Color Doppler (media e picco) e lo **spettro PW** in condizioni stazionarie di flusso venoso.

Set-up e protocollo: Acquisizioni in contemporanea (modalità dual) sulla stessa vena a riposo: Color Doppler con elaborazione dell'algoritmo e simultaneamente misura **PW** sul medesimo tratto. PRF e gain mantenuti uguali e costanti tra i due metodi durante l'acquisizione; inoltre sia la modalità PW che la modalità Color non presentavano correzione d'angolo.

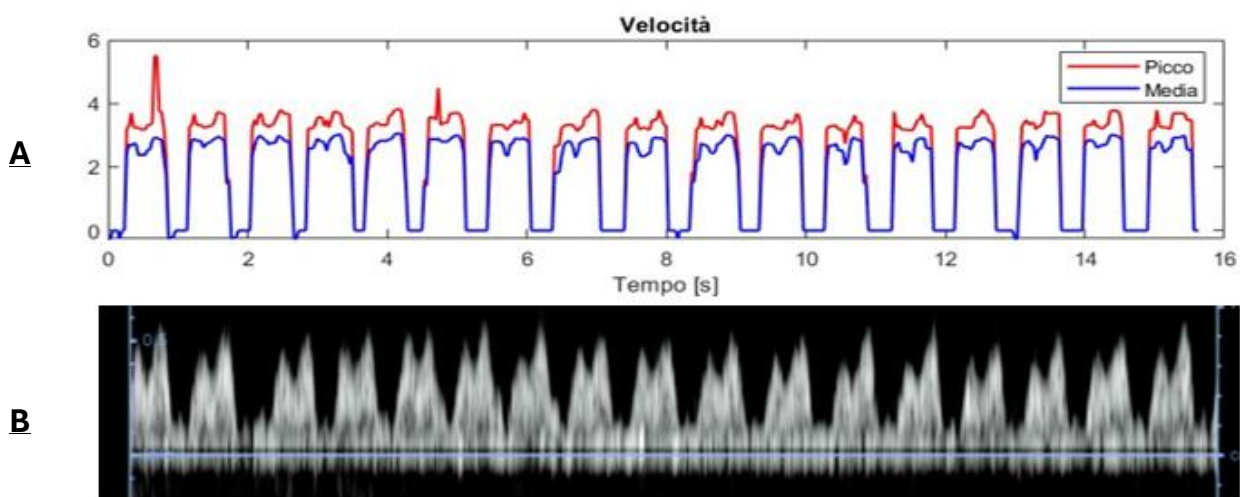


Figura 30. Confronto visivo tra algoritmo (Color Doppler) e Doppler pulsato (PW) a riposo, acquisiti nello stesso istante e allineati sullo stesso numero di cicli cardiaci.

A) Tracce di velocità stimate dall'algoritmo: picco (rosso) e media (blu); tempo in secondi, velocità in cm/s.
B) Spettro PW sulla stessa sede e nello stesso intervallo temporale; scala di velocità indicata dai trattini a destra (≈ 2 cm/s per trattino).

Risultati: L'andamento temporale è sovrapponibile: il profilo pulsatile si ripete in modo regolare e la traccia del **picco** dell'algoritmo segue visivamente l'**inviluppo superiore** dello spettro PW, mentre la **media** si dispone coerentemente su valori inferiori, in linea con l'intensità media dello spettro. La misura con Color rimane continua e leggibile lungo l'intero tratto, senza drop-out rilevanti, confermando un **buon accordo qualitativo** con il riferimento PW.

6.7.2 Iperemia arteria brachiale (velocità di picco)

Obiettivo: Confrontare la **velocità di picco** stimata dall'algoritmo durante una fase di **iperemia funzionale nell'arteria femorale** con il profilo **PW** registrato nella stessa sede, per verificarne la coerenza in dinamica.

Set-up e protocollo: Acquisizioni ravvicinate sull'arteria brachiale: sequenza Color Doppler durante un'iperemia provocata dalla compressione ripetuta di un **handgrip** e misura PW di riferimento in contemporanea.

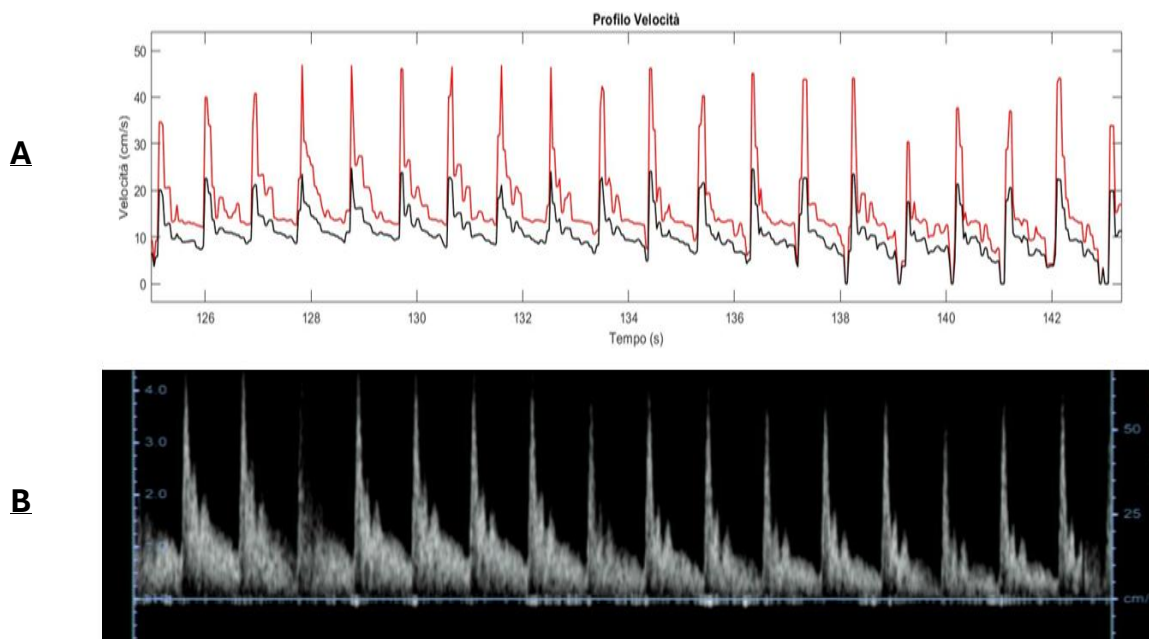


Figura 31. Confronto visivo — Iperemia dell'arteria brachiale (stesso intervallo temporale e stesso numero di cicli).

A) Traccia della velocità di picco stimata dall'algoritmo (cm/s);

B) Spettro Doppler PW acquisito nello stesso intervallo; scala di velocità riportata sul lato destro (5 cm/s per trattino).
Asse delle ascisse in secondi.

Risultati: Il grafico mostra l'andamento della **velocità** durante la fase di **iperemia funzionale** che segue la **compressione ripetuta del handgrip**. Dopo il rilascio della compressione, si osserva un **aumento rapido della velocità** con i **picchi di velocità** (linea rossa) che salgono rapidamente e si mantengono elevati per qualche secondo, per poi decrescere progressivamente. La **velocità media** (linea nera) segue lo stesso andamento, mostrando un incremento durante la fase di iperemia, con ritorno graduale ai valori basali.

Nel confronto con il tracciato **PW** acquisito in contemporanea, i **picchi di velocità** mostrano un andamento molto simile, con una **corrispondenza temporale** tra i picchi di velocità e le fasi di salite e discese nei due tracciati. Tuttavia, la **velocità di picco** nel tracciato **Color Doppler** appare **più bassa** rispetto a quella misurata dalla modalità PW.

6.7.3 Perché Color e PW possono dare valori diversi?

Il **Doppler pulsato (PW)** produce uno **spettro di velocità** nel tempo su un **volume di campionamento puntuale**; l'involuppo superiore dello spettro, chiamato anche profilo delle velocità massime, riflette le componenti più rapide presenti nel gate [28]. Il **Color Doppler**, invece, stima in **ogni pixel** la **frequenza/velocità media** dell'eco (non l'intero spettro) mediante tecniche di **autocorrelazione** su brevi insiemi di impulsi (ensemble), e visualizza il risultato come mappa cromatica [29]. Ne consegue che i "picchi" ottenuti dal nostro algoritmo su Color corrispondono al **massimo delle velocità medie per pixel**, non alla velocità massima spettrale del PW: è fisiologico quindi osservare **picchi più smussati o leggermente più bassi** rispetto al PW, soprattutto quando le componenti ad alta velocità sono **brevi o localizzate** (media spaziotemporale).

Inoltre, il Color impiega **filtri di parete (clutter)** per sopprimere movimenti lenti dei tessuti [30]: se impostati in modo aggressivo, possono attenuare le **basse velocità** (specie diastoliche o retrograde), rendendo il profilo più "sollevato" o privo di piccole componenti inverse; viceversa, PRF e scala colore condizionano la **sensibilità** ai flussi lenti e il rischio di **aliasing**. Questi aspetti strumentali (**media d'ensemble, filtraggio, PRF**) sono intrinseci del Color e spiegano perché, a parità di sede e istante, le tracce possano risultare **più regolari ma meno "estreme"** dei tracciati PW. È quindi una limitazione più della tecnica che dell'algoritmo stesso.

CONCLUSIONI

Il lavoro svolto ha dimostrato la fattibilità di utilizzare il Color Doppler come strumento per la misura del flusso ematico, attraverso lo sviluppo di un algoritmo in grado di estrarre in maniera automatica e continua parametri velocimetrici e flussimetrici dai video ecografici. L'approccio proposto si è rivelato particolarmente utile in condizioni dinamiche, come durante contrazioni muscolari o manovre sperimentali, dove il Doppler pulsato tradizionale soffre di drop-out legati agli spostamenti del vaso rispetto al volume campione. La possibilità di mantenere una misura continua anche in presenza di movimenti rappresenta un vantaggio significativo per applicazioni sperimentali e cliniche che richiedono registrazioni prolungate o durante protocolli fisiologici complessi.

Tuttavia, sono emersi anche alcuni limiti intrinseci sia della tecnica Color Doppler, sia dell'algoritmo implementato. In particolare, la stima delle velocità risente delle impostazioni strumentali (PRF, gain, filtri di parete), che condizionano sensibilità, presenza di aliasing e stabilità della misura. Inoltre, il Color Doppler fornisce una stima della velocità media per pixel, non lo spettro completo come il Doppler pulsato, e questo comporta differenze quantitative soprattutto nei picchi di velocità. Anche la segmentazione dell'area vascolare può risentire di artefatti cromatici o della presenza di flussi turbolenti, con possibili errori nella stima della portata volumetrica.

Per quanto riguarda gli sviluppi futuri, sarà utile introdurre procedure di calibrazione automatica dei parametri di acquisizione, così da ridurre la dipendenza dall'esperienza dell'operatore. Un altro ambito di miglioramento riguarda la segmentazione vascolare, che potrebbe beneficiare di metodi più raffinati di riconoscimento dei contorni per ridurre l'impatto degli artefatti. Saranno inoltre necessarie ulteriori verifiche su un numero più ampio di soggetti e in condizioni cliniche diverse, per consolidarne l'affidabilità e la riproducibilità.

In conclusione, l'approccio basato sul Color Doppler e sulla sua elaborazione automatizzata si configura come una soluzione promettente e complementare rispetto al Doppler pulsato, in grado di ampliare le possibilità di studio del flusso ematico in condizioni dinamiche. Pur con i limiti evidenziati, i risultati ottenuti indicano che questa metodologia merita ulteriori sviluppi e validazioni per diventare uno strumento utile non solo nella ricerca fisiologica, ma anche in ambito clinico quando sia richiesta una misura continua, robusta e non invasiva del flusso vascolare.

BIBLIOGRAFIA

- [1] P. Hoskins, «Principles of Doppler ultrasound», in *Diagnostic Ultrasound*, 2^a ed., P. R. Hoskins, K. Martin, e A. Thrush, A c. di, Cambridge University Press, 2010, pp. 84–95. doi: 10.1017/CBO9780511750885.009.
- [2] M. Meola, J. Ibeas, G. Lasalle, e I. Petrucci, «Basics for performing a high-quality color Doppler sonography of the vascular access», *J. Vasc. Access*, vol. 22, fasc. 1_suppl, pp. 18–31, nov. 2021, doi: 10.1177/11297298211018060.
- [3] E. Marieb e S. Keller, *Essentials of Human Anatomy & Physiology Global Edition*. Pearson Deutschland, 2017. [Online]. Disponibile su: <https://elibrary.pearson.de/book/99.150005/9781292216201>
- [4] R. Gordan, J. K. Gwathmey, e L.-H. Xie, «Autonomic and endocrine control of cardiovascular function», *World J. Cardiol.*, vol. 7, fasc. 4, p. 204, 2015, doi: 10.4330/wjc.v7.i4.204.
- [5] R. E. Klabunde, *Cardiovascular Physiology Concepts*, 2nd ed. Philadelphia: Lippincott Williams & Wilkins, 2011.
- [6] M. SEER Training, «Circulatory System Anatomy», US National Institutes of Health, National Cancer Institute. <https://training.seer.cancer.gov>.
- [7] M. J. Joyner e D. P. Casey, «Regulation of Increased Blood Flow (Hyperemia) to Muscles During Exercise: A Hierarchy of Competing Physiological Needs», *Physiol. Rev.*, vol. 95, fasc. 2, pp. 549–601, apr. 2015, doi: 10.1152/physrev.00035.2013.
- [8] J. G. Betts, K. A. Young, e J. A. Wise, *Anatomy and Physiology 2e*, 2e ed. in Open textbook library. Houston, Texas: OpenStax, 2021.
- [9] Kesieme e Kesieme, «Deep vein thrombosis: a clinical review», *J. Blood Med.*, p. 59, apr. 2011, doi: 10.2147/JBM.S19009.
- [10] N. Goswami, A. P. Blaber, H. Hinghofer-Szalkay, e V. A. Convertino, «Lower Body Negative Pressure: Physiological Effects, Applications, and Implementation», *Physiol. Rev.*, vol. 99, fasc. 1, pp. 807–851, gen. 2019, doi: 10.1152/physrev.00006.2018.
- [11] A. J. Layon, A. Gabrielli, K. E. Wood, e M. Yu, A c. di, *Civetta, Taylor & Kirby's critical care*, Fifth edition. Philadelphia: Wolters Kluwer, 2018.
- [12] K. U. Frerichs e G. Z. Feuerstein, «Laser-Doppler flowmetry: A review of its application for measuring cerebral and spinal cord blood flow», *Mol. Chem. Neuropathol.*, vol. 12, pp. 55–70, 1990.
- [13] S. Wythe, T. Davies, D. Martin, M. Feelisch, e E. Gilbert-Kawai, «Getting the most from venous occlusion plethysmography: proposed methods for the analysis of data with a rest/exercise protocol», *Extreme Physiol. Med.*, vol. 4, fasc. 1, p. 8, dic. 2015, doi: 10.1186/s13728-015-0027-8.
- [14] R. Aaslid, K. F. Lindegaard, W. Sorteberg, e H. Nornes, «Cerebral autoregulation dynamics in humans.», *Stroke*, vol. 20, fasc. 1, pp. 45–52, gen. 1989, doi: 10.1161/01.STR.20.1.45.
- [15] C. Willie *et al.*, «Utility of transcranial Doppler ultrasound for the integrative assessment of cerebrovascular function», *J. Neurosci. Methods*, vol. 196, fasc. 2, pp. 221–237, 2011.
- [16] M. Markl, A. Frydrychowicz, S. Kozerke, M. Hope, e O. Wieben, «4D flow MRI», *J. Magn. Reson. Imaging*, vol. 36, fasc. 5, pp. 1015–1036, nov. 2012, doi: 10.1002/jmri.23632.
- [17] P. R. Hoskins, K. Martin, e A. Thrush, A c. di, *Diagnostic ultrasound: physics and equipment*, Third edition. Boca Raton London New York: CRC Press, 2019.
- [18] F. W. Kremkau, «Diagnostic ultrasound: principles and instruments», *No Title*, 1998.
- [19] A. Shah e A. Irshad, «Sonography doppler flow imaging instrumentation», 2022.
- [20] S. Ambrogio *et al.*, «Pulsed Wave Doppler Measurements of Maximum Velocity: Dependence on Sample Volume Size», *Ultrasound Med. Biol.*, vol. 48, fasc. 1, pp. 68–77, gen. 2022, doi: 10.1016/j.ultrasmedbio.2021.09.006.
- [21] J. A. Jensen, *Estimation of blood velocities using ultrasound: a signal processing approach*. Cambridge University Press, 1996.
- [22] M. Rubin, L. Bree, e S. Adler, «Power Doppler US: A Potentially Useful Alternative to Mean Frequency-based Color Doppler US'».
- [23] L. Terslev, A. P. Diamantopoulos, U. M. Døhn, W. A. Schmidt, e S. Torp-Pedersen, «Settings and artefacts relevant for Doppler ultrasound in large vessel vasculitis», *Arthritis Res. Ther.*, vol. 19, fasc. 1, dic. 2017, doi: 10.1186/s13075-017-1374-1.
- [24] S. T. Torp-Pedersen e L. Terslev, «Settings and artefacts relevant in colour/power Doppler ultrasound in rheumatology», *Ann. Rheum. Dis.*, vol. 67, fasc. 2, pp. 143–149, feb. 2008, doi: 10.1136/ard.2007.078451.

- [25] Department of Computer Science, Lady Doak College, Madurai, D. Hema, Dr. S. Kannan, e Department of Computer Applications, School of Information Technology, Madurai Kamaraj University, Madurai, «Interactive Color Image Segmentation using HSV Color Space», *Sci. Technol. J.*, vol. 7, fasc. 1, pp. 37–41, gen. 2019, doi: 10.22232/stj.2019.07.01.05.
- [26] The MathWorks, Inc., *bwlabel - Label connected components in 2-D binary image*. MathWorks, 2025. [Online]. Disponibile su: <https://it.mathworks.com/help/images/ref/bwlabel.html>
- [27] The MathWorks, Inc., *regionprops - Measure properties of image regions*. MathWorks, 2025. [Online]. Disponibile su: <https://www.mathworks.com/help/images/ref/regionprops.html>
- [28] D. H. Evans e W. N. McDicken, «Doppler ultrasound: physics, instrumentation, and signal processing», *No Title*, 2000.
- [29] C. Kasai, K. Namekawa, A. Koyano, e R. Omoto, «Real-time two-dimensional blood flow imaging using an autocorrelation technique», *IEEE Trans. Sonics Ultrason.*, vol. 32, fasc. 3, pp. 458–464, 1985.
- [30] S. Bjaerum, H. Torp, e K. Kristoffersen, «Clutter filter design for ultrasound color flow imaging», *IEEE Trans. Ultrason. Ferroelectr. Freq. Control*, vol. 49, fasc. 2, pp. 204–216, 2002, doi: 10.1109/58.985705.