

1 INTRODUZIONE

Il flusso di fluidi nel sistema cardiovascolare è un processo complesso e tridimensionale, in cui sia la velocità che la pressione variano nello spazio. Questa complessità richiede spesso simulazioni numeriche per un'analisi dettagliata. Tuttavia, modelli semplificati come il modello Windkessel forniscono utili approfondimenti sulle dinamiche cardiovascolari imitando il carico sul cuore.

Il modello Windkessel a tre elementi rappresenta l'albero arterioso sistemico utilizzando tre parametri chiave:

1. **Resistenza periferica (R_p):** rappresenta la resistenza combinata di tutte le piccole arterie, arteriole e capillari.
2. **Compliance arteriosa totale (C):** rappresenta la somma delle compliance di tutte le arterie, con la porzione più grande localizzata nell'aorta prossimale e nelle altre arterie conduttrici.
3. **Impedenza caratteristica (Z_c):** riflette l'impedenza dell'aorta prossimale, che è correlata alla velocità dell'onda di polso (c) e all'area della sezione trasversale aortica (A) dalla relazione: $Z_c = \rho \cdot c \cdot A$, dove ρ è la densità del sangue

Questo progetto utilizza il modello Windkessel per calcolare vari parametri cardiovascolari per tre pazienti diversi. Le metriche chiave analizzate includono la gittata cardiaca (CO , in L/min), il volume di eiezione (SV , in mL/battito) e la resistenza vascolare (R , in mmHg·min/L). Inoltre, viene esplorato l'effetto della resistenza variabile su questi parametri.

I risultati del presente studio saranno utilizzati per migliorare le nostre conoscenze sull'applicabilità e sui limiti del modello Windkessel in diverse condizioni fisiologiche e in fasce di età.

2 MATERIALI E METODI

Il progetto si compone di tre diverse analisi. Innanzitutto, abbiamo selezionato i dati forniti (P , Q) da tre pazienti per calcolare diversi parametri cardiovascolari come la gittata cardiaca (CO), volume sistolico (SV) e resistenza vascolare (R). Per questo, abbiamo importato i nostri dati in MATLAB e tracciato i grafici dello stroke volume per visualizzare e comprendere meglio i dati. Quindi, abbiamo applicato le equazioni indicate nella pagina seguente. Per abbreviare il codice incluso nel rapporto, presenteremo solo i dati per il caso 16, ma per casi 17 e 18, seguiremo esattamente lo stesso processo.

Nella seconda sezione, dobbiamo analizzare i modelli 3-WK per ciascuna coppia (P , Q). Prescrivendo la velocità del flusso sanguigno (Q), la pressione (P) sarà valutata utilizzando il modello 3-WK. Pertanto, verrà generata una pressione simulata, che poi confronteremo con la pressione misurata. Per fare ciò, abbiamo utilizzato l'equazione di $P_{in}(t)$ fornita nella dichiarazione di progetto. Questa calcola la pressione (P_{in_16}) in diversi passaggi temporali in base a determinati parametri del sistema e ingressi come portata (Q_16), resistenza ($R1_16$, $R2_16$), capacità (C_16) e uscita pressione (P_{out_16}). Simula la risposta dinamica del sistema dove la pressione è influenzata dai sia da entrambi i flussi che dal comportamento resistenza-capacità. Nel tempo, il sistema accumula gli effetti del flusso passato e la pressione decade secondo un modello esponenziale. Il risultato è una pressione profilo (P_{in_16}) che riflette queste dinamiche, con l'ultima porzione del profilo estratta per ulteriori informazioni analisi (P_{in_16ult}). Successivamente, per valutare fino a che punto il modello rappresenta la realtà, si utilizzeranno i seguenti quattro errori calcolati: l'errore relativo medio punto a punto, l'errore nella pressione media, l'errore nella pressione sistolica e l'errore nella pressione diastolica. Gli errori sono definiti secondo le definizioni riportato nel lavoro di Boileau et al. (2015).

Nella terza sezione, dobbiamo analizzare l'influenza della resistenza distale del modello 3-WK, $R2$, sul sistema cardiovascolare. Per fare ciò, sarà prescritta la portata sanguigna Q e verrà valutata una nuova pressione P . Per ciascuna coppia, $R2$ verrà aumentato del 25% e diminuito del 25%. Lo scopo principale è analizzare come la modifica della resistenza ($R2_16$) influisce sulla pressione risposta nel tempo. Il codice simula e visualizza il comportamento della pressione in ingresso al

sistema (Pin_16) nel tempo quando la resistenza del sistema (R2_16) viene aumentata e diminuita. Presenta due diversi scenari:

1. La risposta della pressione quando la resistenza R2 viene aumentata del 25%.
2. La risposta della pressione quando la resistenza R2 viene ridotta del 25%.

Il confronto con una pressione di riferimento (PP_16) aiuta ad analizzare il comportamento del sistema in diverse condizioni di resistenza. Quindi, il codice estrae il segmento finale di due array di pressione, Pin_16dec (per diminuito resistenza) e Pin_16inc (per una maggiore resistenza), corrispondente all'ultima lunghezza (t_16). Memorizza questi valori finali in due nuovi array, Pin_16dec_ult e Pin_16inc_ult. Ciò consente di analizzare o confrontare la parte finale dei dati di pressione per i casi di resistenza aumentata e diminuita in un intervallo di tempo più breve.

4 DISCUSSIONE

In base ai risultati ottenuti, abbiamo riscontrato un aumento della gittata cardiaca e del volume sistolico insieme, riflettendo un cuore più efficiente che pompa più sangue ad ogni battito. Inoltre, come la resistenza vascolare diminuisce, il sistema cardiovascolare si adatta per accogliere l'aumento gittata cardiaca, garantendo che la pressione sanguigna non aumenti eccessivamente. L'equilibrio tra output cardiaco e resistenza vascolare riflette la capacità del corpo di mantenere una circolazione stabile, probabilmente attraverso meccanismi come la vasodilatazione o cambiamenti nella funzione cardiaca.

Inoltre, abbiamo anche compreso l'impatto della resistenza sulla dinamica della pressione. Le due trame illustrano la risposta del sistema quando la resistenza R2 viene aumentata (a $1,25 * R2$) e diminuita (a $0,75 * R2$). Nel caso del paziente 16, la curva blu per l'aumento della resistenza (Pin_16inc) mostra a notevole aumento iniziale della pressione, seguito da una graduale stabilizzazione. Questo comportamento è in linea con aspettative, quando aumenta la resistenza periferica del sistema arterioso, aumenta la difficoltà del sangue a fluire attraverso le piccole arterie e i capillari. Al contrario quando la resistenza periferica è ridotta, si crea una situazione in cui è più facile per il sangue fluire attraverso il sistema arterioso e si crea una riduzione della pressione arteriosa: una minore resistenza significa che il cuore esercita una pressione minore per mantenere il flusso sanguigno, con conseguente diminuzione della pressione arteriosa.

Come spiegato nelle conclusioni, i dati dei pazienti 17 e 18 sono stati generati da un computer; pertanto, i grafici risultanti presentano caratteristiche distinte rispetto a quelli derivati da pazienti reali dati. Concentrandoci sugli ultimi valori registrati nei vettori Pin_16dec_ult e Pin_16inc_ult, possiamo valutare chiaramente le prestazioni del sistema, eliminando l'influenza dei valori iniziali. Queste letture delle pressioni finali facilitano una migliore visualizzazione e analisi della dinamica della pressione.

5 CONCLUSIONI

Il volume sistolico, la quantità di sangue espulso dal cuore ad ogni contrazione, varia da bambini e adulti a causa delle differenze nelle dimensioni corporee, nella struttura del cuore e nelle esigenze metaboliche. Nei neonati, il volume medio della sistole è inferiore, in genere tra 3 e 5 millilitri per battito, riflettendo il loro dimensioni del cuore più piccole e volumi di sangue inferiori i bambini crescono, la loro gittata sistolica aumenta, raggiungendo circa 50-70 ml per battito nei bambini più grandi e negli adolescenti. Negli adulti, il normale il volume della sistole varia generalmente da 60 a 100 millilitri per battito, a seconda di fattori come composizione corporea, livello di forma fisica e salute generale. Comprendere queste variazioni aiuta a valutare la funzione cardiovascolare e sviluppare cure mediche adeguate alle diverse età dei gruppi. Tenendo presente queste informazioni, possiamo concludere che il paziente 16 è un bambino; quindi, i dati lo sono misurati in modo reale, mentre i pazienti 17 e 18 sono adulti con dati generati dal computer.