

LETTURA FISIOLOGICA DELLO SPETTRO HRV

Respirazione, bande VLF/LF/HF, baroriflesso e indici cardio-vagali

NeuroHRV Dynamic

© 2026 Dott. Claudio Boschin. Tutti i diritti riservati.

Il presente documento, inclusi testi, schemi, immagini, elaborazioni concettuali e materiali didattici originali, è protetto dalla normativa sul diritto d'autore. È vietata la riproduzione, distribuzione, modifica o utilizzazione, totale o parziale, con qualsiasi mezzo, senza preventiva autorizzazione scritta dell'autore, fatti salvi gli utilizzi consentiti dalla legge.

Autore: Dott. Claudio Boschin.

Introduzione

Questo manuale è pensato per imparare a leggere i grafici di densità spettrale di potenza della Heart Rate Variability (HRV) senza cadere nelle scorciatoie interpretative più comuni. Il percorso parte dagli intervalli RR, passa per le bande VLF, LF e HF, integra la respirazione e arriva al baroriflesso, alle oscillazioni di Mayer e agli indici pNN50, RMSSD, SD1 e RR medio.

Sommario

Introduzione.....	3
1. Dall'intervallo RR alla HRV	5
1.1 Tre famiglie di misure	5
2. Come leggere uno spettro di potenza.....	5
2.1 Asse orizzontale: frequenza	5
2.2 Asse verticale: densità di potenza.....	6
2.3 Altezza del picco e area della banda non sono la stessa cosa	6
3. Bande VLF, LF e HF: che cosa significano davvero.....	6
3.1 VLF: che cosa può significare e che cosa non possiamo concludere	6
4. Respirazione e aritmia sinusale respiratoria	7
4.1 Quando il respiro cade nelle HF	7
4.2 Quando il respiro rallenta e cade nelle LF	7
5. Baroriflesso, onde di Mayer e ritmo di circa 0,1 Hz.....	7
5.1 Perché compare spesso il ritmo di 0,1 Hz.....	8
5.2 Che cosa significa un picco RR a 0,1 Hz.....	8
5.3 Baroreflex sensitivity: quando si può parlare di misura del riflesso	8
6. pNN50, RMSSD, SD1 e RR medio: che cosa aggiungono	8
7. I sette scenari interpretativi.....	9
7.1 Picco in LF e respirazione in LF.....	10
7.2 Picco in HF e respirazione in HF.....	10
7.3 Picco in LF, respirazione in HF, indici cardio-vagali in aumento	10
7.4 Picco in LF, respirazione in HF, indici cardio-vagali in diminuzione	11
7.5 Picco in HF e respirazione in LF	11
7.6 Picco in VLF e respirazione in LF	12
7.7 Picco in VLF e respirazione in HF	12
8. Lettura guidata di due esempi spettrali	14
8.1 Esempio 1: Baseline -> Occlusione 1 -> Occlusione 2.....	14

8.2 Esempio 2: Baseline -> Post-stimolo.....	15
9. Occlusione, muscoli mandibolari e ipotesi trigemino-autonomica.....	16
9.1 Come formulare correttamente l'ipotesi.....	16
10. Il problema delle finestre da 125 secondi	16
11. Errori interpretativi da evitare.....	17
12. Approfondimento - caos, spettro HRV e articolo di Wu et al. (2009).....	18
12.1 Il concetto di "HF caos".....	18
12.2 Che cosa cambia nella lettura di LF/HF	19
12.3 Collegamento con LZC e con un indice Omega/LZC in NeuroHRV Dynamic	19
12.4 Limiti: che cosa possiamo trasferire a registrazioni di 125 secondi	20
Bibliografia.....	21

1. Dall'intervallo RR alla HRV

La frequenza cardiaca non è perfettamente regolare. Anche in condizioni di riposo, la distanza temporale tra due battiti sinusali consecutivi cambia continuamente. Quando il segnale è un ECG, si parla di intervalli RR; dopo aver escluso artefatti e battiti non sinusali, si usa spesso il termine NN, normal-to-normal.

$$HR \text{ (bpm)} \text{ circa } 60000 / RR \text{ medio (ms)}$$

Un RR medio che aumenta corrisponde, a parità di ritmo sinusale, a una frequenza cardiaca media che diminuisce. Un RR medio che diminuisce corrisponde invece a una frequenza cardiaca che aumenta. La HRV non è la frequenza cardiaca: descrive quanto e come gli intervalli tra i battiti oscillano nel tempo.

1.1 Tre famiglie di misure

Famiglia	Domanda a cui risponde	Esempi
Dominio del tempo	Quanto variano gli intervalli battito-battito?	RMSSD, pNN50, SDNN
Dominio della frequenza	A quali ritmi si concentra la variabilità?	VLF, LF, HF, picchi spettrali
Non lineare / geometrico	Come è organizzata la dinamica, oltre alla sola ampiezza?	SD1, SD2, entropy, ricorrenza

Il vantaggio di una lettura integrata è che nessun singolo numero deve sostenere da solo l'interpretazione fisiologica. Per esempio, un grande picco LF può avere significati diversi a seconda della frequenza respiratoria e dell'andamento di RMSSD, SD1, pNN50 e RR medio.

2. Come leggere uno spettro di potenza

La densità spettrale di potenza (PSD) scompone la variabilità degli intervalli RR in oscillazioni di diversa frequenza. È utile pensarla come un analizzatore che separa una melodia complessa nelle sue componenti ritmiche.

2.1 Asse orizzontale: frequenza

La frequenza ed espressa in hertz (Hz), cioè cicli al secondo. Il reciproco della frequenza fornisce la durata di un ciclo.

$$\text{Periodo (s)} = 1 / \text{frequenza (Hz)}$$

Frequenza	Durata di un ciclo	Equivalente se fosse respirazione
0,04 Hz	25 s	2,4 atti/min
0,10 Hz	10 s	6 atti/min
0,15 Hz	6,7 s	9 atti/min
0,25 Hz	4 s	15 atti/min
0,40 Hz	2,5 s	24 atti/min

2.2 Asse verticale: densità di potenza

Nei grafici HRV la PSD è comunemente espressa in ms^2/Hz . Un punto alto indica che molta della variabilità è concentrata vicino a quella frequenza. Non descrive la forza meccanica del cuore e non è una misura diretta di energia metabolica o nervosa.

2.3 Altezza del picco e area della banda non sono la stessa cosa

Per calcolare la potenza LF (Low Frequency) o HF (High Frequency) conta l'area sotto la curva all'interno della banda, non solo la massima altezza del picco. Un picco molto alto e stretto può contenere meno potenza di un rilievo più basso ma molto largo.

Potenza LF = integrale della PSD da 0,04 a 0,15 Hz

Potenza HF = integrale della PSD da 0,15 a 0,40 Hz

3. Bande VLF, LF e HF: che cosa significano davvero

Banda	Intervallo convenzionale	Lettura fisiologica prudente
VLF	0,0033-0,04 Hz	Oscillazioni molto lente. In registrazioni più lunghe sono state associate a influenze termoregolatorie, umorali/RAAS e vasomotorie, ma non esiste un unico generatore fisiologico accettato. In finestre brevi la stima è poco robusta e sensibile a trend e non stazionarie.
LF	0,04-0,15 Hz	Miscela di modulazioni; coinvolge baroriflesso, oscillazioni vasomotorie, componenti vagali e, se lenta, respirazione.
HF	0,15-0,40 Hz	Regione respiratoria nell'adulto a riposo; fortemente legata alla modulazione cardio vagale quando coincide con il respiro.

La suddivisione in bande è una convenzione analitica, non una mappa anatomica. Il confine a 0,15 Hz non separa il simpatico dal parasimpatico. In particolare, la potenza LF non è un misuratore diretto del tono simpatico cardiaco. La letteratura moderna sottolinea che la LF riflette interazioni complesse e può essere fortemente modulata dal baroriflesso e dal vago.

Da evitare

LF = simpatico e HF = parasimpatico è una semplificazione eccessiva. Anche LF/HF non va interpretato come un misuratore quantitativo del cosiddetto equilibrio simpatico-vagale.

3.1 VLF: che cosa può significare e che cosa non possiamo concludere

La banda VLF (0,0033-0,04 Hz) contiene oscillazioni con periodi approssimativamente compresi tra 25 secondi e 5 minuti. A differenza della HF respiratoria e della classica oscillazione LF vicina a 0,1 Hz, la VLF non ha un singolo generatore fisiologico dimostrato. Su registrazioni più lunghe sono state proposte influenze termoregolatorie,

vasomotorie e neuro-umoral, compreso il sistema renina-angiotensina-aldosterone. Queste associazioni non autorizzano a etichettare un picco VLF come simpatico, parasimpatico o baroriflesso in modo automatico.

Quando la respirazione misurata e chiaramente in LF o in HF, un picco distinto sotto 0,04 Hz non coincide con la frequenza fondamentale della RSA. Il picco VLF deve quindi essere trattato come una componente lenta separata. Prima di attribuirgli un meccanismo fisiologico bisogna escludere trend del segnale, deriva della baseline, non stazionarie, variazioni lente della profondità o della frequenza respiratoria, artefatti.

Regola VLF

Se il picco principale è sotto 0,04 Hz, la prima domanda non è "quale ramo autonomico lo produce?" ma "la finestra è abbastanza lunga (> 5 minuti) e il segnale è sufficientemente stazionario per considerare reale questa oscillazione?"

4. Respirazione e aritmia sinusale respiratoria

La respirazione è uno dei principali modulatori a breve termine della frequenza cardiaca. Durante l'inspirazione la frequenza tende ad aumentare; durante l'espirazione tende a diminuire. Questa oscillazione prende il nome di aritmia sinusale respiratoria (RSA) ed è fortemente mediata dalla modulazione vagale cardiaca.

$$\text{Frequenza respiratoria (Hz)} = \text{atti/min} / 60$$

$$\text{Atti/min} = \text{frequenza respiratoria (Hz)} \times 60$$

4.1 Quando il respiro cade nelle HF

A 15 atti/min la frequenza respiratoria è 0,25 Hz, quindi ricade nella banda HF. Se il principale picco HRV è vicino a 0,25 Hz, il quadro è fortemente coerente con una componente RSA respiratoria.

4.2 Quando il respiro rallenta e cade nelle LF

A 6 atti/min la frequenza respiratoria è 0,10 Hz. La stessa modulazione respiratorio-vagale viene quindi spostata dentro la banda LF. In questa condizione un grande picco LF non deve essere etichettato automaticamente come simpatico.

Criterio di coincidenza

Se la frequenza del picco HRV coincide con la frequenza respiratoria, la respirazione è una spiegazione forte del picco. La dimostrazione migliore richiede però una misura respiratoria indipendente e simultanea, non soltanto una stima ricavata dagli RR.

5. Baroriflesso, onde di Mayer e ritmo di circa 0,1 Hz

Il baroriflesso è un sistema di feedback rapido che contribuisce a stabilizzare la pressione arteriosa. I barocettori del seno carotideo e dell'arco aortico rilevano lo stiramento della parete arteriosa e inviano informazioni ai centri cardiovascolari bulbari. La risposta efferente modula il vago cardiaco, il simpatico cardiaco e il tono vascolare.

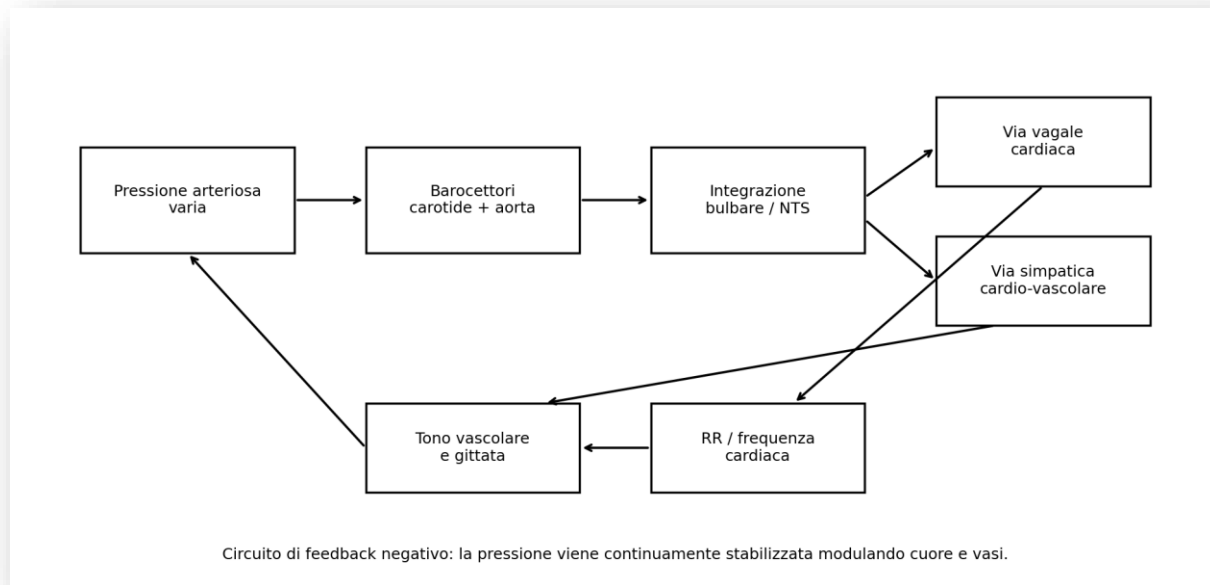


Figura 1. Schema funzionale semplificato del circuito baroriflesso.

5.1 Perché compare spesso il ritmo di 0,1 Hz

La regolazione cardiovascolare contiene ritardi fisiologici. Il circuito chiuso pressione -> barocettori -> sistema autonomico -> cuore/vasi -> pressione può quindi oscillare. Nell'uomo una frequenza caratteristica e vicina a 0,1 Hz, cioè un ciclo ogni circa 10 secondi. Le oscillazioni lente della pressione arteriosa in questa regione sono comunemente chiamate **onde di Mayer**.

5.2 Che cosa significa un picco RR a 0,1 Hz

Un picco HRV intorno a 0,1 Hz può essere compatibile con dinamiche baroriflesse, ma non dimostra da solo il baroriflesso. Se il soggetto respira anch'esso a 0,1 Hz, il picco può essere in gran parte respiratorio e risonante.

Se invece la respirazione è chiaramente in HF, l'oscillazione LF richiede una spiegazione diversa dal semplice trascinamento respiratorio e la modulazione baroriflessa/vasomotoria diventa una delle ipotesi principali.

5.3 Baroreflex sensitivity: quando si può parlare di misura del riflesso

Per quantificare realmente la sensibilità baroriflessa (BRS) occorre mettere in relazione variazioni della pressione arteriosa sistolica con variazioni dell'intervallo RR. Una grande oscillazione LF della HRV non equivale quindi automaticamente a una grande sensibilità baroriflessa.

6. pNN50, RMSSD, SD1 e RR medio: che cosa aggiungono

Indice	Che cosa misura	Lettura fisiologica principale	Cautela
pNN50	% di coppie NN consecutive che differiscono >50 ms	Variabilità rapida; correlata a modulazione cardio-vagale	Soglia rigida di 50 ms; può essere meno stabile di RMSSD.

Indice	Che cosa misura	Letture fisiologica principale	Cautela
RMSSD	Radice quadrata della media dei quadrati delle differenze successive	Variabilità battito-battito, prevalentemente vagale	Dipende da qualità RR e contesto; non misura "quantità di vago" in valore assoluto.
SD1	Dispersione trasversa del Poincaré plot	Variabilità rapida; molto vicina concettualmente a RMSSD	Non è indipendente da RMSSD; va letto come descrittore geometrico correlato.
RR medio	Durata media degli intervalli		La frequenza cardiaca stessa influenza l'ampiezza di alcuni indici HRV.

pNN50, RMSSD e SD1 sono fortemente correlati perché derivano tutti, in modi diversi, dalle differenze battito-battito.

Se cambiano nella stessa direzione, la lettura è più coerente. Se pNN50 raddoppia ma RMSSD e SD1 restano quasi invariati, conviene controllare quanto il cambiamento dipenda dal superamento della soglia dei 50 ms.

Importante

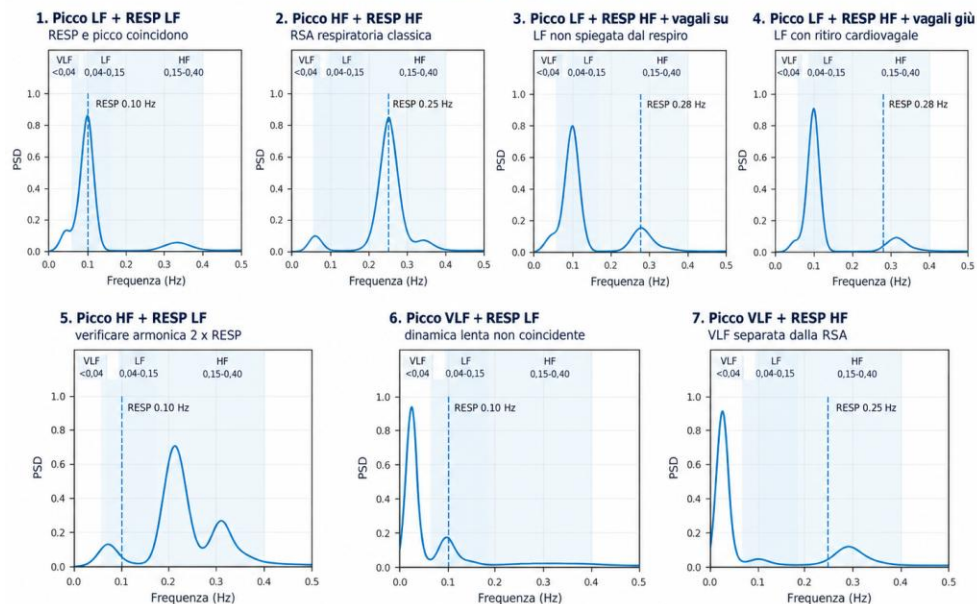
Un raddoppio del pNN50 non significa che l'attività vagale sia raddoppiata. Significa che è raddoppiata la percentuale di differenze NN consecutive superiori a 50 ms. La traduzione fisiologica deve essere sostenuta dalla concordanza con RMSSD, SD1, RR medio, respirazione e qualità del segnale.

7. I sette scenari interpretativi

I sette scenari seguenti non sono diagnosi automatiche. Sono un modo ordinato per separare il fenomeno osservato nel grafico dalla sua interpretazione fisiologica probabile. I primi cinque riguardano soprattutto LF e HF; gli ultimi due aggiungono i casi in cui il picco dominante cade in VLF.

I sette scenari interpretativi

Schemi simulati a scopo didattico



Schemi simulati a scopo didattico. Bande: VLF <0,04 Hz; LF 0,04-0,15 Hz; HF 0,15-0,40 Hz.

Figura 2. Atlante didattico dei primi sette scenari LF/HF/VLF. Curve simulate: non sono dati clinici.

7.1 Picco in LF e respirazione in LF

Esempio: picco RR a 0,10 Hz e respirazione a 0,10 Hz. La spiegazione più parsimoniosa è una forte componente respiratoria spostata nelle LF dalla respirazione lenta. Vicino a 0,1 Hz può aggiungersi una risonanza del sistema cardiorespiratorio e baroriflesso.

Formula interpretativa

"Picco LF coincidente con la frequenza respiratoria: componente respiratoria lenta molto probabile; possibile amplificazione risonante intorno a 0,1 Hz."

7.2 Picco in HF e respirazione in HF

Esempio: respirazione a 0,25 Hz e picco RR a 0,25 Hz. Questa è la situazione classica della RSA nella banda HF. L'interpretazione come modulazione respiratorio-vagale è forte, soprattutto se RMSSD, SD1 e pNN50 sono coerenti.

Formula interpretativa

"Picco HF sovrapponibile alla frequenza respiratoria: pattern coerente con aritmia sinusale respiratoria e modulazione cardio-vagale."

7.3 Picco in LF, respirazione in HF, indici cardio-vagali in aumento

Esempio: respirazione a 0,28 Hz, ma picco dominante RR vicino a 0,10 Hz; contemporaneamente pNN50, RMSSD e SD1 aumentano e il RR medio si allunga. La respirazione non spiega direttamente il picco LF. L'insieme è compatibile con aumento della modulazione cardio-vagale e presenza di una oscillazione lenta cardiovascolare; il coinvolgimento baroriflesso e una ipotesi fisiologicamente plausibile.

L'aumento dell'RR medio rafforza l'ipotesi di una risposta associata a rallentamento della frequenza cardiaca, ma non consente, da solo, di attribuirne il meccanismo al baroriflesso o a una risposta trigemino-vagale. La valutazione diretta della sensibilità baroriflessa richiederebbe infatti la registrazione della pressione arteriosa battito-battito. NeuroHRV Dynamic consente tuttavia di confrontare pNN50, RMSSD, SD1 e RR medio rispetto a una condizione di riferimento, come la baseline, evidenziandone l'aumento o la diminuzione. L'andamento concorde di questi parametri può fornire al clinico un'indicazione descrittiva compatibile con una possibile modulazione cardio-vagale e baroriflessa, senza rappresentarne una dimostrazione diretta.

Formula interpretativa

"Oscillazione LF non coincidente con la respirazione, associata ad aumento concorde della variabilità cardio-vagale e allungamento RR: pattern compatibile con modulazione baroriflessa/cardio-vagale, da confermare con misura pressoria."

7.4 Picco in LF, respirazione in HF, indici cardio-vagali in diminuzione

Esempio: respirazione a 0,28 Hz, picco RR vicino a 0,10 Hz, ma pNN50, RMSSD e SD1 diminuiscono e il RR medio si accorcia. Qui la lettura cambia: il cuore mostra minore variabilità rapida e una frequenza media più alta. Il quadro è compatibile con ritiro della modulazione cardio-vagale.

La contemporanea persistenza o crescita di una oscillazione LF può riflettere una dinamica lenta vasomotoria/baroriflessa. Le onde di Mayer della pressione sono associate a oscillazioni del tono vasomotorio e dell'attività simpatica vascolare; tuttavia, la LF della HRV non permette di quantificare direttamente il simpatico cardiaco.

Una seconda possibilità è che la pressione oscilli molto mentre la risposta cardio-vagale a tali oscillazioni sia relativamente debole. Per questo "grande LF" e "baroriflesso più efficace" non sono sinonimi.

Formula interpretativa

"Oscillazione LF non respiratoria con riduzione concorde degli indici cardio-vagali e accorciamento RR: pattern di ritiro cardio-vagale con persistenza di dinamica lenta vasomotoria/baroriflessa; eventuale incremento simpatico non è dimostrabile dalla sola HRV."

7.5 Picco in HF e respirazione in LF

Esempio: respirazione a 0,10 Hz ma picco HRV a 0,20 Hz o 0,30 Hz. Prima di attribuire il picco HF a un nuovo meccanismo autonomico bisogna verificare le armoniche della respirazione. Una respirazione non sinusoidale a 0,10 Hz può generare componenti a $2 \times 0,10 = 0,20$ Hz e $3 \times 0,10 = 0,30$ Hz.

Se il picco HF non è un multiplo della frequenza respiratoria, bisogna controllare la stima RESP, la regolarità respiratoria, artefatti, ectopie e interpolazioni. Solo dopo queste esclusioni ha senso discutere una modulazione rapida non strettamente respiratoria.

Formula interpretativa

"Picco HF non coincidente con la frequenza respiratoria lenta: verificare prima armoniche respiratorie, qualità della stima RESP e artefatti; non attribuire automaticamente il picco a maggiore attività vagale." Anche in questo caso andremo a valutare pNN50, RMSSD e SD1 e il RR.

7.6 Picco in VLF e respirazione in LF

Esempio: picco RR dominante a 0,02 Hz e respirazione a 0,10 Hz. Le due frequenze non coincidono: il picco VLF non è quindi la fondamentale respiratoria. La respirazione lenta può produrre una componente distinta in LF intorno a 0,10 Hz, mentre il picco VLF descrive una oscillazione molto più lenta.

In una finestra breve le prime ipotesi da controllare sono trend, non stazionarie, deriva della baseline, variazioni lente del pattern respiratorio e artefatti. Solo se la componente VLF è ripetibile e confermata in registrazioni più lunghe si può discutere il possibile contributo di regolazioni vasomotorie, termoregatorie o neuro-umoral. Il classico ritmo baroriflesso/Mayer vicino a 0,1 Hz appartiene invece alla regione LF, non alla VLF.

pNN50, RMSSD, SD1 e RR medio possono descrivere ciò che accade contemporaneamente alla modulazione cardiaca rapida, ma non identificano la sorgente della VLF. Una loro crescita o riduzione caratterizza una risposta parallela, non trasforma il picco VLF in un marcatore vagale o simpatico specifico.

Formula interpretativa

"Picco VLF distinto dalla respirazione in LF: non attribuirlo direttamente alla RSA o al baroriflesso. In registrazioni brevi verificare prima durata; solo su scale temporali più lunghe (maggiori di 5 minuti) discutere possibili regolazioni lente."

7.7 Picco in VLF e respirazione in HF

Esempio: picco RR dominante a 0,02 Hz e respirazione a 0,25 Hz. La classica RSA, se presente, è attesa vicino alla frequenza respiratoria in HF; un picco separato in VLF non è quindi spiegato direttamente dalla frequenza respiratoria fondamentale.

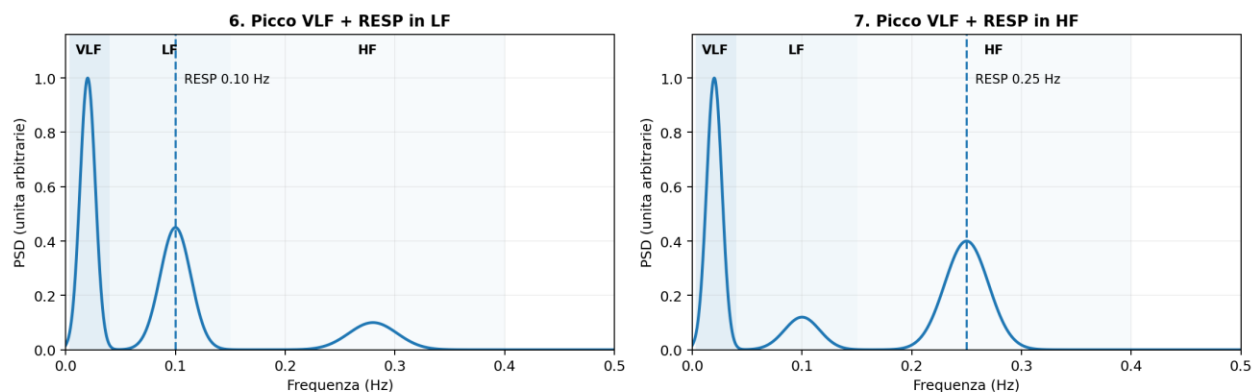
Prima di invocare un meccanismo autonomico lento bisogna verificare che il picco non derivi da non stazionarietà, drift, ectopie, interpolazione o variazioni lente del pattern respiratorio. Una respirazione mediamente in HF può, infatti, avere profondità o frequenza che cambiano lentamente nel tempo; questa modulazione lenta può lasciare componenti a frequenze inferiori senza che la VLF rappresenti una seconda RSA indipendente.

Se la VLF persiste in registrazioni più lunghe, e stabile tra ripetizioni e non segue le variazioni respiratorie, può essere descritta come dinamica lenta cardiovascolare da approfondire. Per attribuirle a pressione, vasomotricità o baroriflesso servono misure indipendenti, soprattutto pressione arteriosa battito-battito.

Formula interpretativa

"Picco VLF con respirazione in HF: la RSA fondamentale dovrebbe comparire in HF. Considerare la VLF una componente lenta separata e, nelle finestre brevi, verificare prima non stazionarietà, pattern respiratorio e qualità del segnale."

Scenari VLF: il picco molto lento non coincide con la frequenza respiratoria



Curve simulate a scopo didattico. In finestre di 125 s la VLF va interpretata con particolare cautela.

Figura 2B. Atlante didattico dei due scenari VLF con respirazione rispettivamente in LF e in HF. Curve simulate: nelle finestre da 125 s la VLF va considerata con particolare cautela.

Scenario	Prima interpretazione	Cosa serve per rafforzarla
LF picco + RESP LF	Respirazione lenta / RSA spostata in LF	Respirazione reale simultanea; coerenza picco-RESP
HF picco + RESP HF	RSA respiratorio-vagale	RMSSD/SD1/pNN50 coerenti
LF picco + RESP HF + vagali su	Oscillazione lenta + modulazione cardiovascolare aumentata; baroriflesso plausibile	Pressione battito-battito, BRS/coerenza
LF picco + RESP HF + vagali giù	Ritiro cardiovascolare + dinamica lenta vasomotoria/baroriflessa	Pressione, BRS, eventualmente misure simpatiche
HF picco + RESP LF	Prima cercare armoniche/artefatti	Respirazione reale, spettro respiratorio, qualità RR
VLF picco + RESP LF	VLF non coincidente con la fondamentale respiratoria; prima escludere trend/non stazionarietà. Una RSA lenta separata può coesistere in LF.	Registrazione più lunga, respirazione reale/spettro respiratorio, ripetibilità e controllo del preprocessing.
VLF picco + RESP HF	Componente lenta separata dalla classica RSA HF; prima verificare drift, non stazionarietà e modulazioni lente del respiro.	Registrazione più lunga, respirazione reale, ripetibilità; pressione battito-battito se si ipotizza un meccanismo vascolare/baroriflesso.

8. Lettura guidata di due esempi spettrali

Nei due esempi seguenti i confini di banda sono stati sovrapposti ai grafici originali per facilitare l'apprendimento. La lettura è descrittiva: dalle sole immagini non si possono ricavare con precisione le aree integrate LF/HF né dimostrare il meccanismo fisiologico.

Densità spettrale di potenza

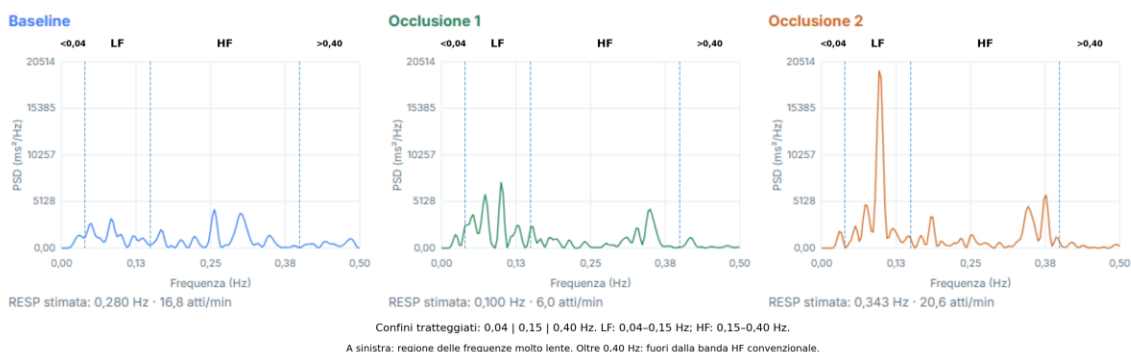


Figura 3. Esempio 1: Baseline, Occlusione 1, Occlusione 2 con confini LF/HF.

8.1 Esempio 1: Baseline -> Occlusione 1 -> Occlusione 2

Baseline: la schermata riporta RESP stimata a circa 0,280 Hz (16,8 atti/min), quindi nella regione HF. La potenza è distribuita su più componenti, con picchi sia nelle LF sia nelle HF.

Occlusione 1: RESP stimata a circa 0,100 Hz (6 atti/min). Poiché la frequenza respiratoria cade nelle LF, i picchi in questa regione possono essere fortemente influenzati dalla respirazione lenta. Non è corretto tradurre automaticamente l'aumento LF in aumento simpatico.

Occlusione 2: compare un grande picco vicino a 0,10 Hz, mentre la schermata riporta RESP stimata a circa 0,343 Hz (20,6 atti/min). Se la stima respiratoria fosse corretta e indipendentemente verificata, il picco LF non sarebbe spiegato dal respiro. Diventerebbe quindi rilevante verificare RMSSD, SD1, pNN50, RR medio e, idealmente, pressione arteriosa battito-battito.

Domanda corretta per Occlusione 2

Il picco a circa 0,10 Hz è accompagnato da aumento o riduzione della modulazione cardio-vagale rapida? La risposta a questa domanda distingue lo scenario 3 dallo scenario 4.

Densità spettrale di potenza

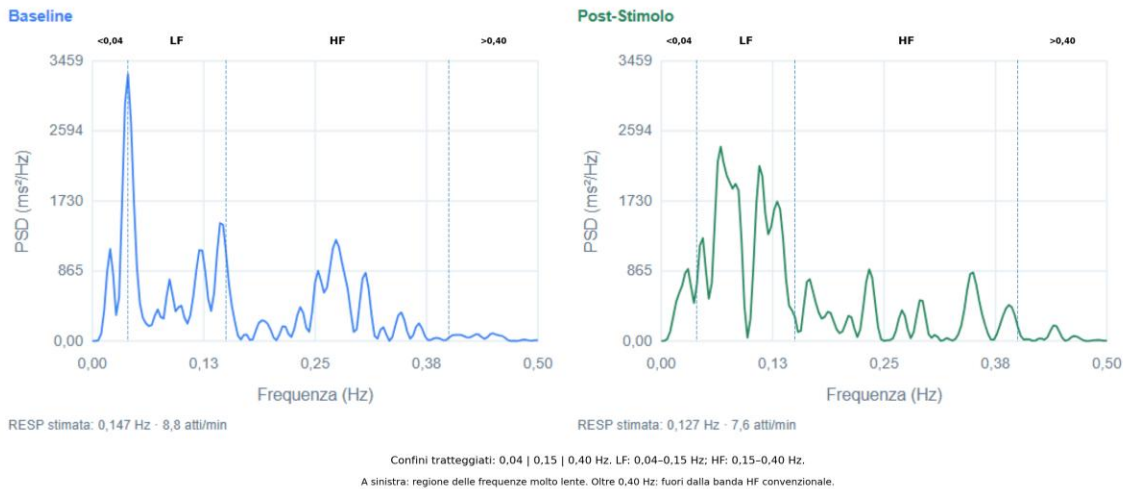


Figura 4. Esempio 2: Baseline e Post-stimolo con confini LF/HF.

8.2 Esempio 2: Baseline -> Post-stimolo

Baseline: il picco più alto è molto vicino alla regione di confine VLF/LF; sono presenti anche componenti LF e HF. La RESP stimata è circa 0,147 Hz, cioè vicina al limite di 0,15 Hz.

Post-stimolo: la regione LF appare più ampiamente occupata da picchi rilevanti; la RESP stimata è circa 0,127 Hz, quindi dentro LF. In questo caso la respirazione stessa può contribuire in modo importante alla crescita della potenza LF. Per confrontare realmente le due fasi, servono le aree di banda e non solo le altezze dei picchi.

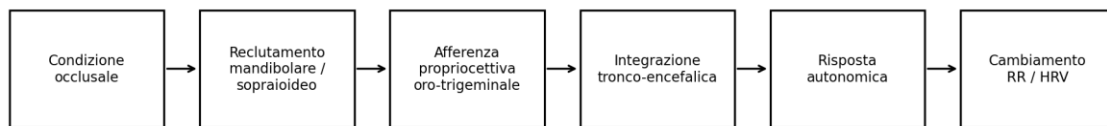
Le soglie sono convenzioni

Passare da 0,147 a 0,153 Hz non significa che il sistema nervoso sia improvvisamente passato da "LF" a "HF" in senso biologico. Il confine a 0,15 Hz è analitico; la fisiologia è continua.

9. Occlusione, muscoli mandibolari e ipotesi trigemino-autonomica

Una condizione occlusale può modificare il reclutamento dei muscoli mandibolari, la propriocezione e le afferenze somatosensoriali del distretto oro-facciale. Esistono vie trigemino-autonomiche e il riflesso trigemino-cardiaco e un fenomeno fisiologico documentato. Studi sperimentali sul serramento dentale hanno descritto risposte autonome e una possibile componente vagale specifica rispetto ad altri compiti isometrici.

Questo non consente però di dedurre, dalla HRV, quale singolo muscolo sia stato attivato.



Catena ipotetica: la HRV può supportare il passaggio finale, ma non identifica da sola muscolo o via afferente.

Per verificare il meccanismo: EMG + respirazione reale + pressione battito-battito + HRV.

Figura 5. Catena ipotetica fra condizione occlusale, reclutamento muscolare, afferenza e risposta HRV.

9.1 Come formulare correttamente l'ipotesi

Se un'occlusione produce RR medio più lungo e aumento concorde di pNN50, RMSSD e SD1, è ragionevole descrivere una maggiore modulazione cardio-vagale. Se nello stesso tempo compare una oscillazione LF non coincidente con il respiro, si può discutere un possibile coinvolgimento di circuiti baroriflessi e, nel contesto oro-mandibolare, una possibile modulazione trigemino-autonomica.

10. Il problema delle finestre da 125 secondi

Una finestra di 125 secondi (come nei test inseriti in NeuroHRV Dynamic) può essere utile per confronti dinamici, ma impone limiti interpretativi alle frequenze più lente. In termini intuitivi, bisogna chiedersi quanti cicli completi della frequenza di interesse siano contenuti nella finestra.

Frequenza	Periodo	Cicli in 125 s	Commento
0,01 Hz	100 s	1,25	VLF profonda: troppo pochi cicli per una interpretazione robusta.
0,02 Hz	50 s	2,5	VLF: solo 2,5 cicli; molto sensibile a trend e non stazionarietà.
0,03 Hz	33,3 s	3,75	VLF alta: ancora pochi cicli per una attribuzione fisiologica forte.

Frequenza	Periodo	Cicli in 125 s	Commento
0,04 Hz	25 s	5	Confine VLF/LF: pochi cicli, interpretazione lenta fragile.
0,05 Hz	20 s	6,25	LF molto bassa: ancora relativamente pochi cicli.
0,10 Hz	10 s	12,5	Piu informativo per una oscillazione dominante a 0,1 Hz.
0,25 Hz	4 s	31,25	Molti cicli: componente respiratoria rapida meglio rappresentata.

Per una trasformata di Fourier semplice, 1/125 s corrisponde a circa 0,008 Hz come spaziatura fondamentale delle frequenze; la risoluzione effettiva dipende però dalla finestatura, dal metodo spettrale e dalla stazionarietà del segnale. Le VLF sono particolarmente difficili da interpretare in registrazioni così brevi. Gli standard classici usano tipicamente circa 5 minuti per le analisi short-term, pur esistendo letteratura su finestre più brevi per specifici indici.

Per il tuo protocollo

Nelle fasi da 125 s è più prudente dare maggiore peso a: qualità RR, picchi ben definiti, respirazione, RMSSD/SD1/pNN50, RR medio e confronto entro-soggetto. Evitare conclusioni forti sulle componenti molto lente e sulle VLF.

11. Errori interpretativi da evitare

- Confondere frequenza del picco con frequenza cardiaca: 0,10 Hz significa un ciclo ogni 10 s, non 6 battiti cardiaci al minuto.
- Usare l'altezza massima del picco come sinonimo della potenza integrata della banda.
- Dire LF = simpatico senza considerare respirazione e baroriflesso.
- Dire HF = vago senza verificare che il picco sia plausibilmente respiratorio.
- Interpretare LF/HF come percentuale o bilancia diretta tra simpatico e parasimpatico.
- Considerare un raddoppio del pNN50 come raddoppio dell'attività vagale.
- Definire "baroriflesso aumentato" senza una misura della pressione arteriosa e della sua relazione con RR.
- Attribuire un cambiamento HRV a un preciso muscolo mandibolare senza EMG.
- Ignorare artefatti, ectopie, respirazione irregolare o modifiche della frequenza cardiaca media.
- Trattare le soglie 0,15 e 0,40 Hz come confini biologici rigidi invece che convenzioni analitiche.
- Interpretare un picco VLF ottenuto in 125 secondi come prova di un preciso meccanismo autonomico: nelle frequenze molto lente pochi cicli, trend e non stazionarietà possono dominare il risultato.

12. Approfondimento - caos, spettro HRV e articolo di Wu et al. (2009)

[L'articolo di Wu](#) e collaboratori affronta una domanda che cambia il modo di guardare uno spettro HRV: le oscillazioni che osserviamo nelle bande LF e HF sono soltanto fluttuazioni casuali oppure contengono una dinamica non lineare, organizzata e in parte deterministica? Gli autori propongono che, almeno in condizioni specifiche, una parte importante della variabilità cardiaca normale non sia semplice rumore ma presenti una firma caotica misurabile.

Nel loro lavoro questa firma è strettamente legata alla componente respiratoria HF nei soggetti sani.

Idea centrale. Caos non significa disordine puro. In dinamica non lineare un sistema caotico può essere deterministico, molto sensibile alle condizioni iniziali e apparentemente irregolare. Di conseguenza, "irregolare", "casuale" e "caotico" non sono sinonimi.

Wu et al. analizzarono registrazioni Holter di 24 ore in tre gruppi: 13 soggetti giovani (32 +/- 8 anni), 16 soggetti definiti dagli autori "elderly" (56 +/- 10 anni; alcuni con sospetta coronaropatia ma senza storia di infarto, scompenso, disfunzione respiratoria o diabete) e 14 pazienti con scompenso cardiaco congestizio, NYHA III-IV (56 +/- 12 anni), non trattati con beta-bloccanti. I dati furono suddivisi in segmenti di 12 minuti, circa 800 battiti ciascuno, per seguire le variazioni durante le 24 ore.

Lo spettro fu calcolato con un modello auto regressivo di ordine 15 (algoritmo di Burg); la potenza LF venne integrata fra 0,04 e 0,15 Hz e la potenza HF fra 0,15 e 0,40 Hz. In parallelo, gli autori applicarono una procedura di "noise titration" per distinguere una dinamica non lineare da un processo puramente lineare-stocastico.

Il principio è intuitivo. Prima si verifica se un modello non lineare predice la serie RR significativamente meglio di un modello lineare. Se la non linearità è rilevata, viene aggiunto progressivamente rumore bianco fino a quando il vantaggio del modello non lineare scompare. La quantità di rumore necessaria per "neutralizzare" la non linearità viene espressa come noise limit (NL). Nel metodo usato dagli autori, NL > 0 è considerato evidenza di dinamica caotica; NL = 0 significa invece che il caos non è rilevabile oppure che è già mascherato dal rumore di fondo.

Gli autori usarono anche la detection rate (DR), cioè la percentuale di segmenti nei quali la non linearità veniva rilevata entro una finestra temporale di tre ore. DR descrive quindi quanto frequentemente compare la firma non lineare; NL esprime il livello relativo della firma caotica nei segmenti in cui essa è identificata.

Il risultato più importante non è che "più caos è sempre meglio", ma che il tipo e la collocazione della dinamica caotica cambiano con fisiologia, età e malattia. La tabella seguente sintetizza il quadro descritto dagli autori.

Aspetto	Giovani	Gruppo "elderly"	Scompenso cardiaco
Potenza HF/LF	Più elevata, con chiara modulazione circadiana	Ridotta rispetto ai giovani, soprattutto in ampiezza	Marcatamente depressa e con scarsa modulazione circadiana
Firma caotica	Presente e dipendente dal ciclo sonno-veglia	Livello relativo simile ai giovani	Firma media ridotta; episodi transitori legati soprattutto a battiti anomali residui
Interpretazione proposta	"HF caos" largamente associato alla RSA	Ampiezza spettrale minore senza perdita proporzionale della firma relativa	Perdita dell'HF caos fisiologico; caos transitorio di natura diversa

12.1 Il concetto di "HF caos"

Nei soggetti giovani e nel gruppo "elderly", DR e NL correlavano fortemente con la potenza HF e soltanto debolmente con la potenza LF. Gli autori interpretarono questo risultato come evidenza che gran parte della dinamica

caotica del battito normale fosse veicolata dall'aritmia sinusale respiratoria (RSA). Per questo introdussero l'espressione "HF caos".

Il modello fisiologico proposto distingue due elementi: la respirazione contribuirebbe alla struttura dinamica irregolare/non lineare della RSA, mentre il tono autonomico cardiaco ne modulerebbe l'ampiezza relativa. Di notte, nei soggetti senza scompenso, l'aumento della modulazione vagale e la riduzione dell'opposizione simpatica si associavano a RR medio più lungo e maggiore potenza HF.

Un risultato didatticamente importante è la dissociazione fra ampiezza della HRV e livello relativo di caos. Nel gruppo "elderly" la potenza HF e LF risultava ridotta rispetto ai giovani, ma DR e NL erano simili. In altre parole, il segnale poteva essere meno ampio senza diventare automaticamente più "povero" dal punto di vista della dinamica non lineare rilevata con quel metodo.

Questo passaggio invita a non identificare la qualità della regolazione con la sola quantità di variabilità. Due soggetti possono avere potenze spettrali molto diverse e conservare, almeno secondo la metrica utilizzata nello studio, una struttura dinamica relativa simile.

Nei pazienti con scompenso cardiaco avanzato la potenza LF e HF e la loro modulazione circadiana erano fortemente depresse. La detection rate della non linearità era ridotta: il ritmo risultava spesso più regolare e privo della firma HF osservata nei gruppi senza scompenso. Tuttavia, in alcuni segmenti comparivano valori molto elevati di NL.

L'analisi dei tracciati mostra che questi picchi transitori di "chaos" erano in gran parte associati a battiti ectopici non riconosciuti e ad altri battiti anomali, comprese pause compensatorie post-ectopiche. Quando tali eventi venivano rimossi manualmente, in esempi chiave la non linearità non risultava più rilevabile. Quindi il chaos transitorio dello scompenso non aveva lo stesso significato del chaos HF respiratorio dei soggetti sani.

12.2 Che cosa cambia nella lettura di LF/HF

Nel campione sano/"elderly" dello studio, LF/HF era inversamente correlato a DR e NL. Gli autori proposero che, in quel particolare contesto e su segmenti di 12 minuti, la componente LF funzionasse in parte come un "rumore fisiologico di fondo" rispetto al caos HF; pertanto, LF/HF poteva comportarsi approssimativamente come l'inverso di un rapporto segnale/rumore dell'HF caos.

Avvertenza degli stessi autori. Questa interpretazione di LF/HF non è universale. Gli autori sottolineano esplicitamente che dinamiche caotiche significative possono comparire anche nella componente LF in altre circostanze. Quindi LF/HF deve essere interpretato caso per caso e non come una misura generale del "bilanciamento simpato-vagale" o della quantità di caos. Il **Modulo Ω /LZC** presente in NeuroHRC Dynamic permette di inquadrare meglio il caos deterministico da quello stocastico/rumore

Wu et al. confrontarono la noise titration con l'Approximate Entropy (ApEn). Nonostante marcate differenze circadiane e patologiche nelle misure spettrali e caotiche, ApEn cambiava poco e non tracciava in modo sensibile la stessa fisiologia. Il messaggio metodologico è importante: una misura di irregolarità o complessità non dimostra automaticamente la presenza di caos deterministico.

In termini pratici: alta entropia può derivare anche da rumore; bassa entropia può indicare regolarità; il caos, invece, richiede una dimostrazione specifica di dinamica non lineare deterministica. Queste grandezze possono essere correlate, ma non sono intercambiabili.

12.3 Collegamento con LZC e con un indice Omega/LZC in NeuroHRV Dynamic

Questo articolo non studia la Lempel-Ziv Complexity (LZC) e non la valida come test di caos. LZC quantifica la complessità di una sequenza simbolizzata, cioè quanta novità strutturale compare nella stringa analizzata; non distingue da sola se tale complessità provenga da caos deterministico oppure da rumore stocastico.

Di conseguenza, se in un motore HRV si usa un modulo Omega/LZC per descrivere la qualità della complessità o per confrontare struttura deterministica e componente stocastica, e metodologicamente prudente considerarlo un indicatore complementare. Non dovrebbe essere etichettato come prova diretta di "caos" sulla sola base del lavoro di Wu et al. Il valore del paper è soprattutto concettuale: ricorda che la complessità osservata deve essere scomposta in struttura, rumore e meccanismo fisiologico.

12.4 Limiti: che cosa possiamo trasferire a registrazioni di 125 secondi

Questo punto è cruciale. Wu et al. lavorarono su segmenti di 12 minuti, circa 800 battiti, estratti da Holter di 24 ore. Le nostre finestre di 125 secondi sono molto più brevi. Lo studio quindi non valida direttamente l'uso della noise titration, di DR/NL o di un concetto di "HF chaos" su segmenti di 125 secondi.

Inoltre, il campione era piccolo, il gruppo con scompenso comprendeva pazienti NYHA III-IV senza beta-bloccanti e il gruppo definito "elderly" aveva età media di circa 56 anni. Le conclusioni sono molto interessanti dal punto di vista meccanicistico, ma non devono essere trasformate automaticamente in regole diagnostiche universali o in soglie cliniche per protocolli occlusali.

NeuroHRV Dynamic

Bibliografia

1. Task Force of the European Society of Cardiology and the North American Society of Pacing and Electrophysiology. Heart rate variability: standards of measurement, physiological interpretation and clinical use. *Eur Heart J.* 1996;17(3):354-381. PMID 8737210. [Link](#)
2. Shaffer F, Ginsberg JP. An Overview of Heart Rate Variability Metrics and Norms. *Front Public Health.* 2017;5:258. doi:10.3389/fpubh.2017.00258. [Link](#)
3. Billman GE. The LF/HF ratio does not accurately measure cardiac sympatho-vagal balance. *Front Physiol.* 2013;4:26. doi:10.3389/fphys.2013.00026. [Link](#)
4. Goldstein DS, Benth O, Park MY, Sharabi Y. Low-frequency power of heart rate variability is not a measure of cardiac sympathetic tone but may be a measure of modulation of cardiac autonomic outflows by baroreflexes. *Exp Physiol.* 2011;96(12):1255-1261. doi:10.1113/expphysiol.2010.056259. [Link](#)
5. Julien C. The enigma of Mayer waves: Facts and models. *Cardiovasc Res.* 2006;70(1):12-21. doi:10.1016/j.cardiores.2005.11.008. [Link](#)
6. Russo MA, Santarelli DM, O'Rourke D. The physiological effects of slow breathing in the healthy human. *Breathe (Sheff).* 2017;13(4):298-309. doi:10.1183/20734735.009817. [Link](#)
7. Laborde S, Mosley E, Thayer JF. Heart Rate Variability and Cardiac Vagal Tone in Psychophysiological Research: Recommendations for Experiment Planning, Data Analysis, and Data Reporting. *Front Psychol.* 2017;8:213. doi:10.3389/fpsyg.2017.00213. [Link](#)
8. La Rovere MT, Pinna GD, Raczak G. Baroreflex sensitivity: measurement and clinical implications. *Ann Noninvasive Electrocardiol.* 2008;13(2):191-207. doi:10.1111/j.1542-474X.2008.00219.x. [Link](#)
9. Tapiainen AA, Zaproudina N, Lipponen JA, et al. Autonomic responses to tooth clenching and handgrip test. *Acta Odontol Scand.* 2022;80(5):389-395. doi:10.1080/00016357.2022.2027514. [Link](#)
10. Conti M, Traina G, Tonlorenzi D. Mandibular extension as a trigger of the proprioceptive trigeminocardiac reflex. *Turk J Med Sci.* 2025;56(1):1-6; eCollection 2026. doi:10.55730/1300-0144.6131. [Link](#)
11. Wu GQ, Arzeno NM, Shen LL, Tang DK, Zheng DA, Zhao NQ, Eckberg DL, Poon CS. Chaotic signatures of heart rate variability and its power spectrum in health, aging and heart failure. *PLoS One.* 2009;4(2):e4323. doi:10.1371/journal.pone.0004323. PMID:19183809; PMCID:PMC2629562.
12. Heathers JAJ. Everything Hertz: methodological issues in short-term frequency-domain HRV. *Front Physiol.* 2014;5:177. doi:10.3389/fphys.2014.00177.