

Nuove Opportunità

NUOVE OPPORTUNITA' DI APPROFONDIMENTO NELLA DISTINZIONE OSPETOPATICA

By Nicette Sergueef, Kennet E., DO, FAOO, Thomas Glonek, DO

Contributo originale

Impulso ritmico cranico in relazione alle oscillazione Traube-Hering-Mayer: confronto laser-doppler e palpazione Gli autori sviluppano un protocollo che misura simultaneamente il meccanismo respiratorio dato dall'impulso ritmico cranico, come concetto fondamentale dell'osteopatia, e l'oscillazione Traube-Hering-Mayer. Il riconoscimento che questi fenomeni possono essere contemporaneamente monitorati e registrati offre la possibilità di ulteriori ricerche.

L'impulso ritmico cranico in relazione all'oscillazione Traube-Hering-Mayer: confronto tra il sistema laser-Doppler e la palpazione Il meccanismo primario respiratorio (PRM), come si manifesta dall'impulso ritmico cranico (CRI), concetto fondamentale dell'osteopatia craniale, e l'oscillazione di Traube-Hering-Mayer hanno una straordinaria somiglianza. A causa di questo, gli autori sviluppano un protocollo che misura simultaneamente entrambi i fenomeni. Statistiche hanno dimostrato che il CRI è molto vicino al flusso di bassa frequenza dell'oscillazione THM come misurato con il sistema laser-Doppler Transonic System BLF 21 Perfusion Monitor. Questa analisi permette nuove scoperte ai concetti teorici del meccanismo fisiologico del confronto PRM/CRI e della terapia del cranio.

Dunque sono garantiti i confronti tra il PRM/CRI e la conoscenza della fisiologia della oscillazione THM In più, il riconoscimento che questi fenomeni possano essere contemporaneamente monitorati e registrati, crea una opportunità per maggiore ricerche in ciò che è distinzione tra la scienza e la pratica della medicina osteopatica. - parole chiavi: medicina osteopatia, osteopatia del cranio, sistema primario di respirazione, impulso ritmico del cranio, sistema cardiovascolare. sistema linfatico, flusso laser-Doppler, oscillazione Traube-Hering-Mayer. Nel 1865, Traube registrò le misure della fluttuazione della pressione del polso con la frequenza della respirazione esistenti dopo che la respirazione era stata arrestata. Queste scoperte furono convalidate da Hering nel 1869. Separatamente, Mayer identificò un'oscillazione simile con un ritmo più basso nel 1876. Questi fenomeni, oggi conosciuti come oscillazioni di Traube-Hering-Mayer (THM), sono stati misurati confrontando la pressione del sangue, il ritmo cardiaco, la contrattilità cardiaca, il flusso del sangue nei polmoni e nella corteccia cerebrale, il movimento del flusso cerebrospinale e l'intero flusso sanguigno, compreso il sistema venoso e la regolazione termica. Questo fenomeno di tutto il corpo, che rivela una velocità leggermente minore a quella della respirazione autonoma, porta ad una somiglianza straordinaria con il sistema respiratorio primario (PRM). Il PRM fu per la prima volta descritto dal Sutherland nel 1939. Nel 1961, Woods coniò il termine impulso ritmico cranico (CRI) per descrivere la sensazione tangibile del PRM. Si ritiene che il PRM sia integralmente vincolato al metabolismo cellulare. Magoun affermò: Questo ciclo manifesta come pulsa il ritmo cranico e rappresenta lo scambio metabolico dinamico in ogni cellula, in ogni fase dell'azione. Il PRM interessa tutte le regioni del corpo. Il CRI, come manifestazione del PRM, è più evidente nella palpazione del cranio. Ad ogni modo, è percepibile in ogni parte del corpo. E' descritto in termini di ampiezza e di velocità: identificato dalla maggioranza degli autori con un ritmo normale da 10 a 14 cicli per minuto. Il PRM/CRI, sebbene sincronizzato alla respirazione, ha una frequenza indipendente dai ciclo cardiaci e respiratori.

Il PRM/CRI è un aspetto controverso della medicina osteopatica. E' un fenomeno abbastanza misterioso da essere facilmente trascurato da medici inesperti. Questa convinzione ha condotto molti a dubitare della sua esistenza ed a stabilire inesattamente che non è mai stato misurato. Molti autori, in ogni caso, hanno riportato la misurazione del CRI. Fryman, Upledger e Vredevoogd, Geiger e MacPartland hanno commentato la similitudine tra THM e CRI. Fernandez e Lecine hanno tentato di misurare entrambi i fenomeni simultaneamente, ma non sono stati in grado di dimostrare una statistica della relazione. Noi sviluppiamo un protocollo che misura contemporaneamente THM e PRM/CRI.

Metodi - soggetti Dodici soggetti sani maggiorenni e consenzienti (sei maschi - 6 femmine nessuna incinta) furono selezionati tra gli studenti del Chicago College di Medicina Osteopatica (Midwestern University, Downer Grove, Ill)

Condizioni e protocollo Gli esami del cranio furono effettuati da uno degli autori (N.S.), in sequenza, nel corso di una giornata in un piccolo ufficio silenzioso, dotato di strumentazione essenziale, luce fornita da lampade ad incandescenza, ad una temperatura vicina ai 20° C. Prima di ogni esame, sul lobo dell'orecchio sinistro di ogni soggetto era stata posta una sonda adesiva Doppler Prima dell'inizio dell'acquisizione di dati i soggetti sostavano in tranquillità per circa 5 minuti appoggiati al tavolo di prova. Era essenziale che la sonda ed i fili conduttori fossero privi di tensione e che il sangue circolasse normalmente sul lobo dell'orecchio. L'apparecchio Laser-Doppler forniva misurazione della velocità del sangue (emoglobina), e contemporaneamente, l'esaminatore a capotavola verificava l'impulso cranico con tocchi leggeri delle mani sulla zona parietale. Sia l'esaminatore che il soggetto erano connessi ad un video e tastiera di computer. Si è provveduto alla registrazione di verifica per un periodo di due minuti. Nel corso di tale periodo, l'esaminatore, a suo piacere e sottovoce pronunciava la lettera "f" nel momento in cui iniziava una flessione del cranio, ed un altro esaminatore alla tastiera del computer, registrava il primo risultato riportato dal sistema di calcolo del flusso. Quindi, seguirono registrazioni di una sequenza di allungamenti (e) e di flessioni (f) Questo sistema avrebbe potuto portare al massimo ad un ritardo della registrazione del CRI di un 150 milionesimo di secondo, 300millesecodi considerando il tempo di reazione di entrambi gli esaminatori. In sequenza, per

ogni soggetto furono registrate fenomeni della durata ininterrotta di 5 minuti.

Laser & Doppler Il monitor di perfusione (Transonic System Inc, Ithaca, NY) determina la velocità Doppler dello scambio degli eritrociti nella circolazione del sangue e quell'informazione è registrata per i successivi dati di riduzione. Questo dispositivo utilizza una sonda in fibra ottica che si appoggia alla pelle senza creare alcun disagio al paziente. La sonda è costituita di due fibre: la prima invia un raggio laser al tessuto, l'altra trasferisce la luce riflessa da questo tessuto ad un rilevatore fotografico per il successivo processo elettronico (WinDaq Data Acquisition e Palyback Software e da Transonic System)

Registrazione dati e statistiche Il sistema computerizzato ha permesso di riproporre successivi processi avendo registrato i tempi e la frequenza. La palpazione ed i dati ottenuti dal calcolo del flusso circolatorio furono confrontati prendendo campioni accoppiati di test statistici con il metodo Dupont e Plummer. Per un'equa analisi, furono valutati i confronti tra le frequenze THM medie dei soggetti e l'analisi di una serie di test di Bonferroni.

I risultati La Figura 1 riporta i dati di due soggetti che rivelano tutte le caratteristiche dopo 12 registrazioni. Le oscillazioni ondegianti si riferiscono al calcolo del cambio di velocità del sangue percepita attraverso il lobo dell'orecchio (registrate come produzione di tensione); le linee verticali denotano la flessione e l'estensione attraverso la palpazione (registrate dalla tecnica). Nella registrazione di sette minuti presentata in Figura 1, le oscillazioni dell'alta frequenza dei dati Doppler derivanti dalle pulsazioni del cuore, sono compresse e appaiono come suoni spettrali, mentre le oscillazioni di bassa frequenza possono essere facilmente osservate. La prima traccia dell'evento (estremo segno sinistro) di ogni segmento registrato rivela una flessione. Quindi la traccia denota alternanza tra estensione e flessione durante tutta la sequenza. Nella Figura 2, sopra, sono riportati i dati del secondo soggetto in relazione al tempo per dimostrare la struttura del ciclo cardiaco e la relazione di quest'ultimo all'oscillazione THM. Sono riportati tre cicli THM. L'ampiezza delle onde THM sono circa il doppio di quelle prodotte dal ciclo cardiaco. Il ciclo THM è in corrispondenza dei repentini cambi della velocità del sangue, in più è di un'importanza che deve essere facilmente verificabile dalle tecniche osteopatiche, in particolare se questi cambi di velocità del sangue sono proporzionali agli scambi di volume del sangue (da comparare a Burch e colleghi). La rivelazione del Laser Doppler produce dati sulla velocità del sangue con cura di dettagli che i primi strumenti non permettevano, garantendo l'osservazione di una struttura superiore e maggiore quantità di segnali precisi. Nella Figura 1 in rapporto al tempo appaiono alcune caratteristiche: (1) Il dato oscilla ad una frequenza regolare di 0.1 cicli al secondo (6 cicli al minuto); (2) l'ampiezza del segnale non è costante, ma oscilla tra valori più alti e più bassi, apparendo come uno schema ad onde; (3) l'ondeggiamento mostra dei punti dove il segnale è soppresso o distorto. Questi punti sono causati da interferenze di altri segnali che si sovrappongono. Interferenze costruttive danno invece vita a segnali di grande ampiezza. (4) A causa delle interferenze il segnale THM cambia nel tempo. Così non è sempre possibile mettere in relazione una flessione al calcolo massimo del flusso circolatorio. Dopo un'inversione di segnale, la flessione potrebbe corrispondere al minimo Doppler. Ciò che può essere determinato e correlato con la scoperta della palpazione è il ritmo periodico, definito dalle posizioni nel tempo dei punti di massima e minima, gli apici delle onde (massima e minima) corrispondono ai momenti in cui la velocità del sangue cambia, passando dallo zero. (5) La frequenza dell'oscillazione non è costante, ma come dimostreremo più avanti, varia nel tempo in modo regolare - le registrazioni dei punti di massima nel tempo appaiono nei dati del soggetto 9 nella figura 1. La variazione del segnale nel tempo indica una modulazione di frequenza tra segnali che interagiscono ed implica la presenza di una capacità nel meccanismo fisiologico responsabile delle oscillazioni di velocità del sangue. Le sequenze dei segnali nelle Figure 1 e 2 mostrano le seguenti caratteristiche: (1) La sequenza assomiglia alle onde lente di Traube-Hering, parte dei dati Doppler. Praticamente per tutte le registrazioni, i segnali corrispondono nel tempo ad entrambi i picchi (massimo e minimo) nel test Doppler. (2) I segnali non appaiono per ciascun massimo e minimo; piuttosto, corrispondono ad ogni ciclo intero di oscillazione, indicando un adiacente massimo o minimo. (3) Nonostante li indichino, ci sono momenti in cui il segnale cade tra il punto di massima e quello di minima. Perciò si identificano incongruenze tra i segnali e le indicazioni degli apici. (4) La palpazione del cranio può essere effettuata nonostante il verificarsi di "nodi"; nel test Doppler, senza provocare modificazioni. (5) La frequenza dei segnali cambia nel tempo in modi regolari in relazione ai cambi registrati nei dati forniti dal Doppler.

Lo spettro di potenza Laser - Doppler La figura 3 rappresenta lo spettro di potenza di calcolo per 13 minuti, utilizzando un'energia di media di valore 10. Lo spettro di potenza è calcolato dal riferimento campo-tempo (energia vs. tempo), come presentato nelle Figure 1 e 2, attraverso una trasformazione Fourier per produrre uno spettro di campo-frequenza (energia vs. frequenza). Nello spettro della Figura 3 il segnale componente è unito all'informazione Doppler campo-tempo. Le frequenze dei segnali individuali sono indicate sull'ascissa, mentre i corrispondenti segnali di estensione sono in relazione al contributo che ciascun segnale offre alla registrazione originale del campo-tempo. I componenti di bassa frequenza che danno origine alle oscillazioni THM nella registrazione Doppler hanno una serie di frequenza da 0 a 0.5 cicli al secondo (30 cicli al minuto). Per esempio, il segnale a 0.32 cicli al secondo è stato assegnato all'andamento respiratorio, mentre il segnale a 0.02 cicli al secondo, da parte di numerosi autori, al componente della regolazione termica. Importante in questo studio è il segnale di grande ampiezza a 0.10 cicli al secondo, le cui origini non si sono ancora scoperte, ma che è stato assegnato all'indicatore della pressione. L'ampiezza dei tre segnali in Figura 3 indica che sono i principali componenti della lenta oscillazione ad onde osservata nell'originale calcolo del flusso circolatorio nei dato campo-tempo. Questo è illustrato nella Figura 4 che è uno spettro di trasformazione Fourier inversa dopo aver filtrato l'alta frequenza. Questo procedimento rimuove i

componenti dal dato originali che superavano gli 0.5 cicli al secondo.

Segnali minori non assegnati sono stati osservati dallo spettro di potenza. Di nota un segnale a 0,39 cicli al secondo. Le oscillazioni di questa serie di frequenze hanno determinato trattarsi della vasomotricità linfatica. Alcuni segnali minori armonizzano i segnali maggiori; altri potrebbero rappresentare le funzioni fisiologiche fondamentali. Ciascuno contribuisce a dare complessità alla registrazione alla nota campo-tempo.

Informazioni combinate: quantità del dato campo-tempo Descrizione. 12 soggetti partecipanti allo studio, di questi 11 hanno forniti informazioni utili all'analisi, mentre per il dodicesimo non è stata effettuata la registrazione del sistema Doppler, in quanto i segnali erano quasi impercettibili. Ad ogni modo, la trasformazione Fourier (campo-frequenza) conteneva tutte le caratteristiche nei rimanenti 11.

Le frequenze registrate dei picchi di massima e minima furono distribuite uniformemente tra le undici informazioni dei test (n=613; medie=56; serie 39 a 77). Ci furono 166 flessioni e 162 estensioni (n=328) associate equamente tra massima (n=164) e minima (n=164), con nessuna correlazione tra l'evento di massima e minima e la palpazione di una flessione o estensione (valore R di Pearson= 0.085).

Confronto calcolo Laser Doppler - palpazione. Il momento in cui accade l'evento di picco di massimo o minimo nel sistema Doppler fu confrontato con il tempo registrato per la più vicina flessione o estensione. Questo rapporto dei due tempi non ha presentato alcuna difficoltà. Solo per il 2% dei casi l'assegnazione del segnale fu problematica perché il punto di flessione/estensione cadeva in prossimità del picco massimo o minimo o perché nel rapporto segnale/rumore era insufficiente per localizzare il punto di massimo o minimo. Ad ogni modo è stato possibile risolvere ogni ambiguità per mezzo di un filtro spettrale o di pratiche di estensione. Esaminando le flessioni e le estensioni registrate per gli undici soggetti ed i loro corrispondenti calcoli di flusso circolatorio di massima e minima, i due gruppi erano gli stessi: tra i due test, la palpazione per determinare la flessione/estensione e il calcolo del picco massimo/minimo non c'era alcuna differenza di tempo nel calcolo dei valori (n=328; differenza media tra le coppie, tempo di calcolo del flusso-tempo di palpazione = 0.078). Come già anticipato dalla Figura 1 e 2, i valori "tempo" erano correlati. Un confronto statistico fu ripetuto dopo aver introdotto una reazione in ritardo di 150 millesimo di secondo per il tecnico nella stima della flessione/estensione. Questo calcolo causò una leggera convergenza delle due medie con un cambio del segno della differenza media (differenza media tra le coppie 0.072). Il valore della statistica era 0.527 (alpha, 0.336; differenza 0.0724; sigma 1,3614; N=328). L'aggiunta di questo ritardo, in ogni modo, fece in modo che le medie differenziassero notevolmente (differenza di media tra le coppie 0.222, SD 1.361).

Variazioni di frequenze medie fra soggetti. Le frequenze oscillatorie di media ottenute dal sistema laser-Doppler e dalla palpazione differivano tra i soggetti, sebbene le condizioni di sperimentazione fossero uguali per tutti (supini, svegli o al riposo) - Tavola 1. Per avvalorare la tesi della variazione furono testati confronti tra calcoli accoppiati di medie (P<0.5) - Tavola 2. Su 55 possibili combinazioni di studio sulle coppie, 38 differivano con significato. Variabilità della frequenza. Come menzionato precedentemente, il calcolo del flusso circolatorio e della palpazione sui soggetti hanno rivelato la presenza di frazioni di alta e bassa frequenza, che si alternano in modo periodico, facendo pensare all'esistenza di una componente di modulazione della frequenza. Inoltre, questi cambi di frequenza non erano in alcun modo correlati agli analoghi cambi in ampiezza registrati nei test.

Per documentare tali cambiamenti e per valutare la loro ampiezza, tra i dati di ciascun soggetto, furono selezionati, all'interno di questi ultimi, due gruppi contigui, di circa 10 cicli completi ciascuno, il più corto ed il più lungo tra tutti. Tutte le frequenze individuate furono separate tra ciascun dato per lo meno di due minuti. Le frequenze per ogni ciclo (cicli al minuto) furono calcolate in base al tempo e coppie di segmenti lunghi e corti dei dati di ogni soggetto vennero confrontati con il test per verificare l'uguaglianza delle medie. Nella Tavola 3 sono riportati due esempi, uno della frequenza più alta (soggetto 8), l'altra di quella più bassa (soggetto 11).

Le differenze medie tra una sequenza di frequenze più alte e più basse tra ogni soggetto sono una importante statistica (P<0.1), con l'alta frequenza (soggetto 8) che segna una differenza di 1.51 cicli al minuto e la bassa (soggetto 11) di 1.73 cicli al minuto.

Commenti La statistica ha dimostrato che l'impulso ritmico cranico è concomitante con le fluttuazioni di bassa frequenza nella velocità del sangue, come calcolato dal Sistema laser-Doppler con il monitor Perfusion Transonic System BLF 12. In più questa concomitanza, è sostenuta in ogni punto della registrazione, anche se la frequenza del cambio di velocità del sangue può variare al massimo del 20% (Tavola 3). Queste scoperte implicano che il meccanismo primario respiratorio in rapporto all'impulso ritmico cranico e l'oscillazione Traube-Hering-Mayer sono simultanee, se non addirittura lo stesso fenomeno. Si aprono così nuove possibilità di approfondimento per l'applicazione dei concetti teorici del meccanismo PRM/CRI e della terapia cranica. Si garantisce, perciò, il confronto tra PRM/CRI e le attuali conoscenze del meccanismo fisiologico dell'oscillazione Traube-Hering-Mayer. Il meccanismo respiratorio primario (PRM). Il PRM è descritto come una forza di guida associata all'attività del metabolismo cellulare. L'oscillazione Traube-Hering-Mayer è strettamente coinvolta al flusso circolatorio periferico e di conseguenza alla perfusione dei tessuti.

La circolazione e l'omeostasi della temperatura corporea sono considerate essere il risultato dell'oscillazione THM. È possibile escogitare una spiegazione del PRM grazie alla messa in opera delle nostre conoscenze sull'oscillazione THM. L'oscillazione THM intacca tutti i tessuti del corpo, mediante il suo impatto con l'intero sistema circolatorio. Il sangue pompa dal cuore, il suo ritmo fluttua sotto l'influenza dell'oscillazione THM arrivando in tutti gli strati del corpo attraverso arterie le cui pareti si contraggono in sintonia con la frequenza THM.

La pressione e la velocità del sangue sono pertanto oscillazioni conseguenti alla frequenza THM. Lo scambio metabolico

cellulare accade all'interno dello spazio interstiziale, che si presenta, per il 99,9%, nella forma di gel: il fluido, pertanto, non ha facoltà di movimento così come in un semplice liquido. Ad ogni modo, il gel interstiziale dimostra elasticità: qualcosa è in grado di facilitare il movimento nello spazio extra cellulare. Il flusso del sangue e le variazioni di pressione all'interno delle spesse pareti del sistema arterioso sono meno compresse del sangue che scorre nei capillari e che entra nel sistema venoso. La capacità delle sottili pareti venose permette una fluttuazione di grande volume con spostamenti proporzionati di strutture adiacenti. In alcuni tessuti è stato possibile dimostrare la reazione contrattile alla dilatazione dei capillari.

È stato proposto che la vasomotricità arteriosa e venosa e la fluttuazione della pressione del sangue generate dall'oscillazione THM contribuiscono alla distribuzione dei fluidi extravascolari e possono facilitare lo scambio del flusso tra capillari e pareti linfatiche. In questo modo, il meccanismo di controllo locale (diretto) e neurale (indiretto) agiscono in sinergia, soddisfacendo le richieste metaboliche ed i tessuti periferici. Localmente, l'attività della muscolatura del letto vascolare si modifica e si integra in virtù dei cambiamenti nella composizione del fluido extracellulare. Il controllo neurale è esercitato per mezzo di speciali sensori che terminano nelle cellule periferiche all'interno dei centri integrativi del sistema nervoso centrale. La reazione accade per modificare il livello di ossigeno, di biossido di carbonio e della concentrazione di ioni idrogeno, così per variare la temperatura del sangue e del fluido extracellulare. Oppure, come suggerì Magoun per il meccanismo respiratorio primario, l'oscillazione THM facilita l'interscambio metabolico in ogni cellula, con ogni fase di azione.

I fenomeni del corpo. Il confronto PRM/CRI e l'oscillazione THM sono facilmente riscontrabili in ogni parte del nostro organismo. L'oscillazione THM si riconosce attraverso quello che accade al nostro corpo: numerosi autori la hanno registrata simultaneamente nell'indice della mano destra, nell'indice del piede destro e nel lobo dell'orecchio destro. Ritmo PMR/CRI. Il PRM/CRI hanno generalmente un ritmo costante che varia da 0.17 a 0.23 cicli al secondo (da 10 a 14 cicli al minuto). Molti ricercatori hanno calcolato l'impulso ritmico cranico, servendosi di varie metodologie, sia su soggetti umani che animali, identificando ritmi che variano da 0.083 a 0.23 cicli al secondo (da 5 a 14 cicli al minuto). Inoltre, Becker descrive due componenti del confronto PRM/CRI. Sono il "corso veloce" al ritmo da 0.13 a 0.20 cicli al secondo (da 8 a 12 cicli al minuto), e il "corso lento" a 1 ritmo di 0.01 cicli al secondo (0,6 cicli al minuto). Fryman, tentò di determinare la relazione esistente tra gli scambi volumetrici periferici ed il ciclo ritmico del cranio, utilizzando un conduttore di pressione applicato alla testa al monitor dell'impulso ritmico cranico, connesso ad un pletismografo attaccato al braccio o al dito. Così facendo, notò che le registrazioni del movimento del cranio coincidevano con gli scambi di volume appendicolari. Inoltre, si rilevarono dei lenti cicli lunghi della durata di 50 - 60 secondi, ma si pensò non essere in relazione ai movimenti del cranio. Upledger e Karni, utilizzando lo stesso sistema di calcolo, identificarono una nuova frequenza da 0.15 a 0.18 cicli al secondo ed una frequenza ancora più lenta da 0.02 a 0.03 cicli al secondo. Nell'ambito dell'oscillazione THM sono distinguibili due frequenze degne di discussione. La componente Traube-Hering mostra una serie di frequenze che variano da 0.09 a 0.17 cicli al secondo o da 5 a 10 cicli al minuto. La componente Mayer invece mostra frequenze da 0.01 a 0.09 cicli al secondo o da 0.6 a 5.4 cicli al minuto. Si potrebbe discutere sull'esistenza di una frequenza coincidente tra l'oscillazione THM ed il confronto sistema respiratorio/impulso cranico; d'altra parte, è improbabile parlare di coincidenza tra due frequenze distinte. Relazione tra confronto sistema respiratorio/impulso cranico e respirazione polmonare. La respirazione polmonare è sempre stata associata, sebbene indipendente al meccanismo respiratorio primario/impulso cranico. La cooperazione respiratoria del paziente è spesso connessa al trattamento del cranio. Si è detto che la manipolazione del cranio interessa la respirazione e spontanei respiri profondi si sono verificati al termine di un ciclo terapeutico. Come dimostrato dall'analisi Fourier (Figura 3 e 4), tutte le componenti dell'oscillazione THM, Mayer (da 0.01 a 0.09 cicli al secondo), Traube-Hering (da 0.09 a 0.17 cicli al secondo), respirazione (da 0.2 a 0.3 cicli al secondo) sono separate. Ad ogni modo, le componenti a 0.01-0.09 e a 0.09-0.17 cicli al secondo, sono connesse e possono essere modulate dalla componente della respirazione a 0.2-0.3 cicli al secondo. Fluttuazione del fluido cerebrospinale e movimento del sistema nervoso centrale. Il meccanismo respiratorio/impulso cranico è costituito di cinque parti distinte. Di queste la fluttuazione del fluido cerebrospinale (CSF) e l'intrinseca mobilità del sistema nervoso centrale sono di particolare interesse nel contesto dell'oscillazione THM. Il movimento del cervello e del fluido cerebrospinale in relazione al ciclo cardiaco sono stati dimostrati utilizzando una risonanza magnetica. Durante la sistole, c'è un netto influsso di sangue nel cervello che ne causa un'espansione in volume. Questo produce uno spostamento caudale della zona centrale del cervello e del sistema cerebrale. In concomitanza al cambio di volume del cervello, una quantità di fluido cerebrospinale è spostato dai ventricoli agli spazi subaracnoidi intercraniali. Durante la sistole, il fluido cerebrospinale si muove mediamente dai ventricoli laterali della corteccia cerebrale al terzo ventricolo e, in direzione cranio caudale, al quarto ed allo spazio subaracnoide attorno al midollo spinale. Durante la diastole, con il ritorno allo stato iniziale del cervello, il fluido cerebrospinale si muove in direzione opposta. Il quarto ventricolo funziona come aula di scambio, permettendo il movimento del fluido cerebrospinale. Il sistema deve dimostrare capacità. Le oscillazioni del metabolismo della corteccia cerebrale (9.58 cicli al secondo verificati in un gatto sveglio e non anestetizzato) associate alle fluttuazioni del volume del sangue sono state dimostrate da uno spettrofotometro di ossidazione citocromatica corticale. I dati ottenuti suggeriscono che gli aumenti ciclici nel metabolismo ossidativo corticale rappresentano il processo primario di movimento, seguito da cambi emodinamici che interessano il volume del sangue nel cranio. Si presume che la registrazione ad onde dell'oscillazione THM sia derivata utilizzando ultrasuoni su soggetti umani coscienti ed in salute. Mentre il volume del sangue nel cervello aumenta, il fluido cerebrospinale è spostato all'interno del cervello agli spazi extracraniali subaracnoidi, aumentandone la quantità nel sacco spinale. Mentre il volume del sangue diminuisce, la tensione del sacco spinale facilita il ritorno del fluido cerebrospinale nel cranio. A causa di questa sincronia

con l'oscillazione THM, il fluido cerebrospinale potrebbe essere descritto come flusso e riflusso. Intervento e manipolazione del meccanismo respiratorio primario /impulso cranico. Il trattamento di manipolazione diretto ad interessare il meccanismo respiratorio primario in rapporto all'impulso cranico è spesso utilizzato per modulare la frequenza, l'ampiezza e la direzione dell'onda. La cooperazione respiratoria di un paziente può essere connessa al trattamento del cranio. Sono stati segnalati spontanei respiri profondi al termine di un ciclo terapeutico. Interventi sulla frequenza avvengono quando si hanno due sistemi oscillatori non lineari che sono accoppiati e sui quali si lavora in contemporanea pur mantenendo frequenze diverse. L'accoppiamento agisce in modo da rinchiudere le due oscillazioni in una frequenza comune. L'oscillazione THM è stata fatta salire utilizzando alterazioni ritmiche della posizione del corpo, esposizioni a cambi di temperatura, attività respiratoria. Altri interventi, utilizzando recettori di pressione e riflessi di vasomotricità; (limite minimo della lunghezza d'onda 0.0841 cicli al secondo, limite massimo 0.1176 cicli al secondo). Interventi sull'oscillazione per mezzo della respirazione, utilizzando una serie di frequenze similari alla respirazione da 5 respiri al minuto (0.12 cicli al secondo) a 7 (0.12 cicli al secondo). Sebbene, la manipolazione del cranio coinvolga altri interventi più complessi che possono variare il meccanismo respiratorio primario in rapporto all'impulso cranico, il concetto dell'intervento oscillatorio offre un'interessante spiegazione di un aspetto del trattamento così come proposto da MacPartland e Mein.

Conclusioni Il risultato di questo studio indica che il meccanismo respiratorio primario in rapporto all'impulso cranico e l'oscillazione Traube-Hering-Maver accadono simultaneamente. sebbene non rappresentino lo stesso esatto fenomeno. Come la pressione del sangue, il glucosio ed altri parametri diagnostici, il meccanismo respiratorio primario/impulso cranico e l'oscillazione THM sono elementi unici ed individuali (Tavola 2). Mentre i modelli clinici per il meccanismo respiratorio primario/impulso cranico sono stati calcolati, il significato delle deviazioni dai valori di norma esistono solo come aneddoti. Allo stesso modo, la gamma delle oscillazioni THM sono state calcolate, ma esiste scarsa informazione sulla loro importanza a riguardo delle condizioni patologiche. L'uso del sistema laser-Doppler fornisce un valido metodo per documentare i valori della velocità del sangue e la loro importanza clinica. Può anche fornire un approfondimento di studio del meccanismo respiratorio primario in rapporto all'impulso cranico per mezzo della nostra conoscenza dell'oscillazione THM e la comprensione della respirazione primaria. Il laser-Doppler potrebbe offrire l'opportunità di studio della manipolazione del cranio. L'oscillazione THM può ben rappresentare un aspetto della complessità clinica delle scoperte di Sutherland. Spiega l'andamento ed il ritmo dell'impulso cranico ed offre approfondimento sul meccanismo fisiologico del sistema respiratorio primario. Può rappresentare una componente della mobilità intrinseca del CNS. Non spiega ancora i movimenti complessi osservati con la palpazione, non offre spiegazioni sulla disfunzione degli strati delle membrane, ma offre il mezzo per approfondimenti nella medicina osteopatia grazie al riconoscimento dell'impulso cranico. Tratto da: JAOA The Journal of American Osteopathic Association.

Marzo 2001, Volume 101 Numero 3