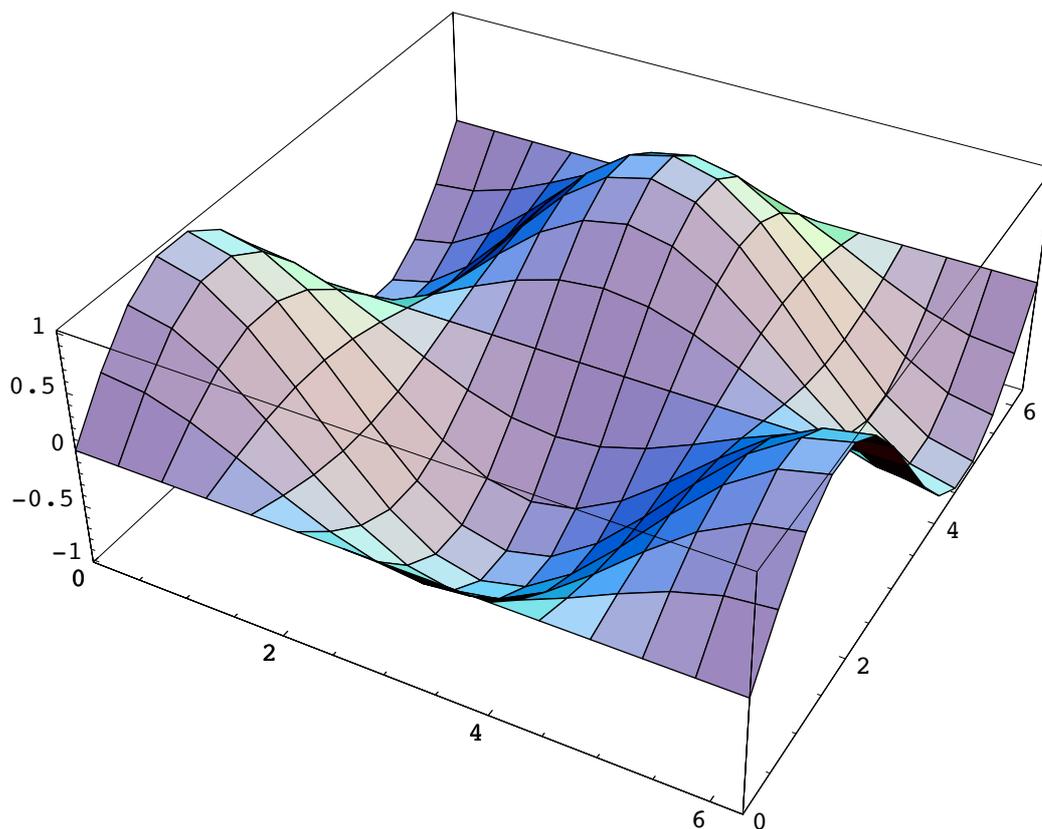


B.S.W.I.

(Brain Sleep Wave Induction)

di: Riccardo Mazza

Studio per la stimolazione neurale indotta tramite acustica



Index

I - Introduzione,

A) Scopo, 2

II - B.P.S. (Brainwaves Psychoacoustic Simulation)

II A) Principio Operativo, 2

II A - 1) MF La Fondamentale Mancante, 2

II A - 2) AM - Modulazione d'Ampiezza, 4

II B - 1) Filtri, 6

II B - 2) Curve di risonanza, 7

II C) Concusioni, 8

III - Metodologia

III A) Psicofisiologia del Sonno, 9

III A 1) Stadi del sonno, 10

III A 2) Struttura del sonno, 10

III A 3 - a) Interazione tra ambiente e cervello che dorme, 12

III A 3 - c) Organizzazione strutturale degli arousal: CAP, 13

III A 3 - d) CAP e rumore, 13

III A 4) Addormentamento, 14

III A 4 - a) EEG, 14

III A 4 - b) Polisonnografia, 15

III A 4 - c) Analisi quantitative dei segnali EEG, 15

IV - Analisi, IV

IV A) Obiettivo, 16

IV B) Stadio a Modello Unico - SU, 16

IV B - 1) Stadio 1: SU-1, 17

IV B - 2) Stadio 1: SU-2, 19

IV B - 3) Conclusioni, 20

IV C) Struttura a Modelli Differenziati: SC, 21

IV C - 1) SC-1, 21

V - Mascheramento

V A) CAP e Rumore, 22

V B) Bande Critiche, 22

V C) Rumore Mascherante: MN, 25

VI - Struttura Tecnica del B.S.W.I.

VI A) Riassuntivo, 27

VI B) Generazione, 27

VI C) Conclusioni, 29

Appendix A**A) Introduzione, 30****B) Struttura dell'RPD, 30****C) Analisi, 31****D) - Esperimento A,**

D 1) Procedura, 33

D 2) Rilevamento, 34

D 3) Analisi, 34

E) Scheda Tecnica, 35**F) Conclusioni e considerazioni, 36****G) Scheda tipo per rilevazione RPD, 37**

Appendix B

A) **Introduzione**, 39

B) **REZON -Software per la rilevazione RPD**, 39

B 2) - Procedura 41

B 2 a) Generazione di δ , 41

B 2 a) Generazione di δ , 41

B 2 b) Archiviazione di δ (*opzionale*), 41

B 2 c) Rilevamento, 42

B 2 d) Analisi, 43

C) - **B.P.S.**, 44

C 1) Linguaggio, 44

C 2) La Classe BPS, 45

C 3) La Classe RezModel, 47

D) **B.S.W.I.**, 48

E) **Conclusioni**, 49

Appendix C

A) **Procedura Generale**, 50

B) - **Analisi BPS**, 50

B 2) BPS Pure, 52

B 3) BPS SU-1, 54

B 4) BPS SU-2, 56

C) **Analisi dei Rumori Mascheranti**, 58

D) **Analisi dei B.S.W.I.**, 59

E) **Conclusioni**, 60

Allegato I

A) Descrizione Generale, 61

B) Analisi, 63

C) Modello RPD, 64

D) Schede RPD (Esperimento A)

Scheda 1, 66

Scheda 2, 68

Scheda 3, 70

Scheda 4, 72

Scheda 5, 74

Scheda 6, 76

Scheda 7, 78

Scheda 8, 80

Scheda 9, 82

Scheda 10, 84

Scheda 11, 86

Allegato II

A) Classi, 89

A 1 BSWI, 93

A 2 FastF, 94

A 3 PlayBack, 95

A 4 RezModel, 96

B) Eseguibili, 98

B SU 1, 99

B SU 2, 101

B Rezon, 105

Bibliografia

Bibliografia 106-108

L'Autore 109

B.S.W.I.

(Brain Sleep Wave Induction)

(di: Riccardo Mazza)

I - Introduzione

A) Scopo

Lo scopo del B.S.W.I è quello di sviluppare una tecnologia funzionale che abbia la proprietà di indurre attraverso stimoli fisico-acustici, una stimolazione a impulsi di frequenza data nella zona del cranio.

Cio' potrebbe favorire una fase di maggior relax nella fase di addormentamento e quindi un coadiuvamento al sonno.

Nel 1954 Hess dimostrava che stimolazioni a bassa frequenza (3 -7 Hz) del talamo mediale (tra i tratti di Vico D'.Azur e di Meynert) provocavano nel gatto uno stato comportamentale di sonnolenza seguito da uno stato non differenziabile dal sonno spontaneo.

Studi successivi in cui veniva registrata anche l'attività EEG confermarono che stimolazioni a bassa frequenza della lamina midollare talamica inducevano sonnolenza e quindi sonno, non differenziabili da quelli spontanei neanche dal punto di vista elettroencefalografico.

La ricerca si articola in 3 fasi principali:

1) Lo sviluppo di un sistema acustico-fisico che possa ricreare una stimolazione a bassa frequenza nella zona del talamo simile a quelle registrate nell'EEG durante le fasi dell'addormentamento e del sonno.

2) Una codifica di tali sistemi che sia siglabile secondo le fasi del sonno standard (Rechtschaffen, Kales 1968).

3) La creazione degli strumenti tecnici (matematica, software ecc.) che comprenda i punti 1 e 2 di cui sopra e la loro sperimentazione su soggetti a campione.

II - B.P.S. (Brainwaves Psychoacoustic Simulation)

A) Principio Operativo

La simulazione delle onde cerebrali tramite B.P.S. ha lo scopo di riprodurre per induzione, l'autogenerazione psicologica-acustica e conseguente sincronismo di onde elettriche al di sotto della soglia delle frequenze udibili dell'orecchio umano ($< 20\text{Hz}$).

Onde tipiche di queste grandezze sono ad esempio definite come gli stadi del sonno di ritmo α , θ , σ , δ (Loomis, Harvey e Hobart 1937).

L'algoritmo del B.P.S. è in realtà strutturato in due diverse fasi. Una prima fase MF atta a ricreare psicoacusticamente la frequenza del ritmo f_n utilizzando il principio psico-acustico della fondamentale mancante.

Segue una fase AM atta a raggruppare per sintesi granulare in modulazione di ampiezza l'MF alla stessa frequenza di f_n . Le due fasi avvengono comunque in contemporanea generando un'onda unica e omogenea nel dominio del tempo e della frequenza.

1) MF - La Fondamentale Mancante

Questo principio si basa sul fenomeno per il quale il nostro sistema uditivo è sensibile alle ripetizioni cicliche causate dalla sovrainpressione di coppie di toni puri secondo le relazioni armoniche di frequenza della membrana basilare (Houtsma e Goldstein, 1972).

Ad es. considerando due toni puri con intervallo pari a una 5° musicale (di frequenza f_1 e $f_2 = \frac{3}{2} f_1$), la fig.1a mostra la vibrazione (somma) di una particolare relazione di fase. Nota che il modello si ripete esattamente dopo un tempo τ_0 che risulta essere doppio rispetto a τ_1 periodo del tono con minor frequenza.

Questo significa che la *frequenza della ripetizione* $f_0 = 1/\tau_0$ del modello vibrante di una quinta è uguale alla metà della frequenza della nota più grave (Roederer 1995).

$$f_0 = \frac{1}{2} f_1$$

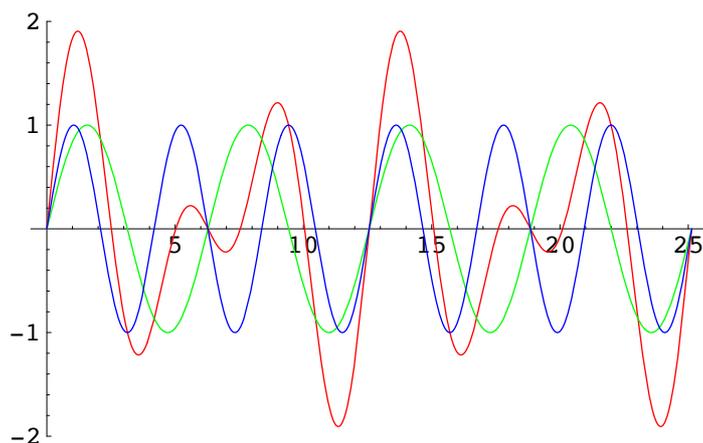


Fig. 2 a

Questa ripetizione della fondamentale dipende dalla relazione di somma e sottrazione dei toni formanti.

Così se noi integriamo in una sommatoria frequenze multiple della fondamentale (mancante) partendo ad esempio da $2f_0$ avremo $f_0 = 2f_0 + 3f_0 + 4f_0 \dots + nf_0$ dove n è un numero intero multiplo di f_0 . La loro differenza sarà sempre un rafforzare la ripetizione f_0 .

Poiché la membrana basilare comincia ad essere sensibile al di sopra dei 20Hz, possiamo formulare la sommatoria per $f_0 = pf_0 \dots + nf_0$ dove p è un numero intero per cui $pf_0 \geq 20\text{Hz}$.

Considerando quindi un tono semplice:

$$f_0 = \text{Sin } \omega \tau$$

Integrando avremo la ripetizione ciclica di un modello alla frequenza della fondamentale mancante f_0 . Fig 2b:

$$f_0 = \sum_{i=p}^n i (\text{Sin } [i \omega t])$$

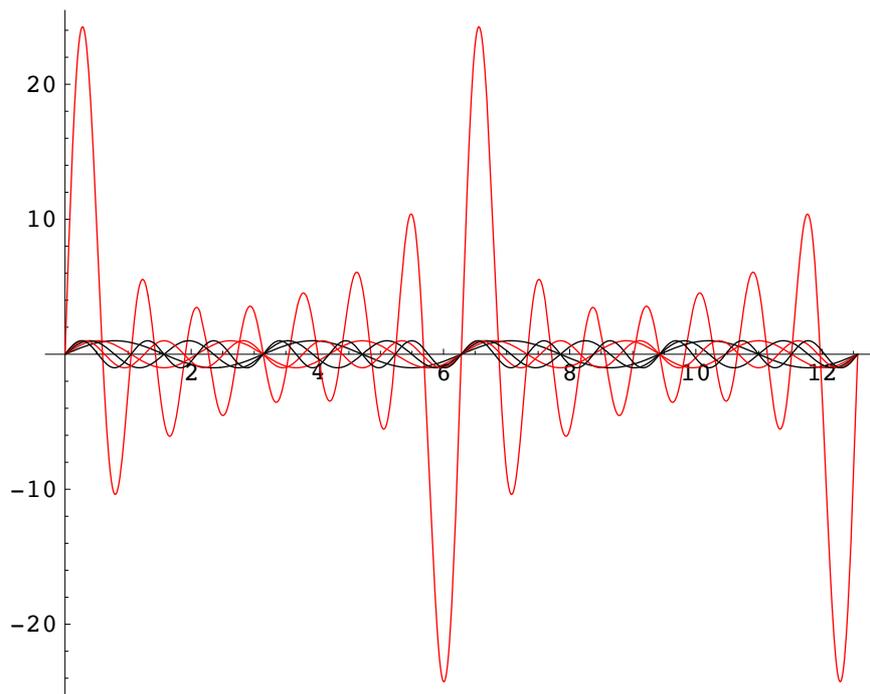


Fig. 2 b

2) AM - Modulazione d'Ampiezza

A causa della risposta non lineare dell'orecchio umano, l'informazione neurale relativa alla posizione di massima di risonanza della membrana basilare non è chiaramente definita (Goldstein, 1973).

Poichè l'obbiettivo è quello di stimolare la percezione di frequenze al di sotto della soglia dei 20Hz, limite sotto il quale l'orecchio umano non è in grado di operare, la modulazione verrà riconosciuta come un impulso e non come un'altezza sonora.

Il riconoscimento da parte del cervello di un impulso tuttavia non è lineare, ma in funzione della durata dell'impulso stesso e della pressione sonora necessaria. In pratica un suono di breve durata deve essere più forte rispetto ad un suono più lungo (Everest, 1994).

Come si può notare dalla figura 1c brevi impulsi di note o rumori sono meno udibili di impulsi più lunghi. La discontinuità della zona da 100 a 200ms è correlata al tempo di integrazione dell'orecchio.

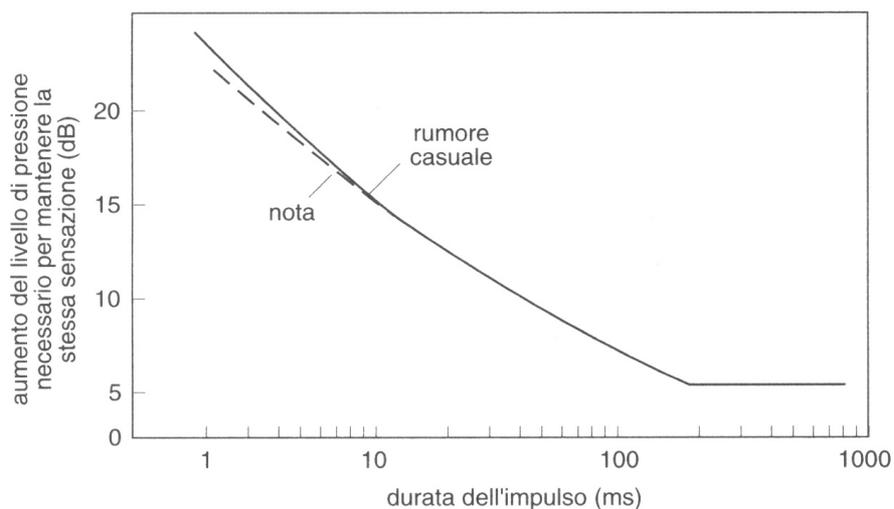


Fig. 2 a

Creando un modello MF e modulando in ampiezza tale modello ad una frequenza $f_m = f_0$ agiremo sulla pressione sonora come punto di attrazione per la definizione di f_0 .

Per semplicità consideriamo la funzione modulante di tipo sinusoidale. Tuttavia per quanto detto sopra per tutte quelle frequenze per cui $\omega\tau > 10\text{Hz}$, occorrerà generare una funzione non lineare in modo da generare un valore d'ampiezza (involuppo) maggiore di zero per un tempo inferiore ai 100ms:

La sommatoria di MF in AM:

$$f_0 = \left\{ \text{Sin} [\omega\tau] \sum_{i=p}^n i (\text{Sin} [i \omega\tau]) \right\}$$

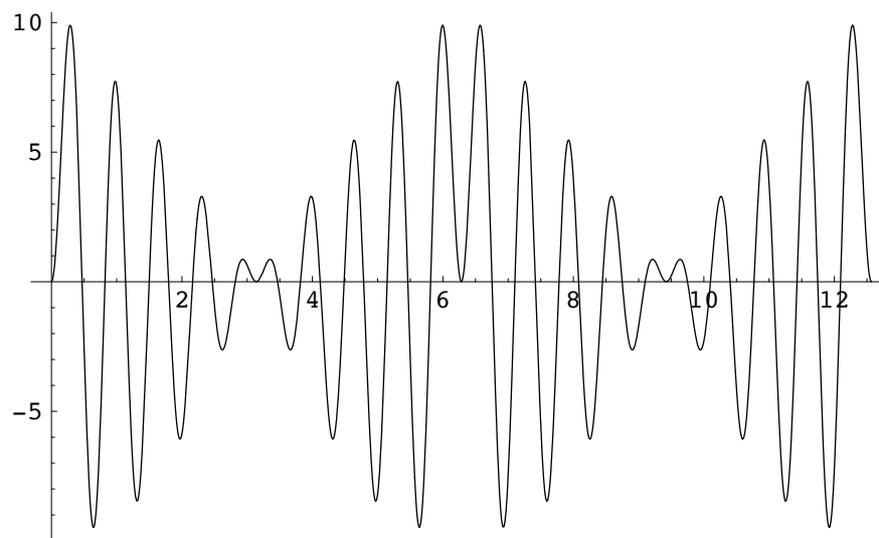


Fig. 2 b

B) Risonanza

Sebbene sia dimostrato che influssi esterni quali appunto il suono possano causare un'omeostasi reattiva, che coordina le continue rettifiche rese necessarie dai cambiamenti indotti dall'ambiente (Moore-Ede, 1986), la effettiva generazione dei ritmi del sonno avviene nella zona del Talamo (Hess, 1954).

Utilizzando il cranio come *risonatore* (vedi sottosez.2) e creando una zona di picco all'interno degli armonici contenuti nel modello AM, saremo in grado di provocare una effettiva vibrazione nella zona talamica.

Il picco massimo dovrà coincidere con il punto di ampiezza massima del modello AM in modo da garantire la discriminazione della fondamentale f_0 .

1) Filtri

Per limitare progressivamente la zona di picco alla massima ampiezza dell'involuppo AM, possiamo impiegare un filtro passa alto ed un filtro passa basso.

Utilizzando ad esempio la relazione generale per un filtro FIR di M° ordine (Moore, 1990):

$$y[n] = a_0 x[n] + a_1 x[n-1] + \dots + a_M x[n-M]$$

abbiamo la possibilità di creare una curva morbida di ricostruzione limitando la banda della cellula modulata. Analogamente a quanto avviene in un convertitore D/A, il filtro permetterà la ricostruzi-

one dell'onda eliminando l'effetto di *aliasing*.

In realtà se la pendenza del filtro passabasso è sufficiente, diventa possibile integrare l'MF anche per $f_0 < 20\text{Hz}$. Nella pratica l'impostazione dei coefficienti è tecnica in quanto dipende dalle caratteristiche del mezzo di riproduzione digitale (vedi *Appendice B*).

2) Curve di risonanza

Per poter indurre una effettiva stimolazione di tipo fisico nella zona del talamo, possiamo utilizzare la proprietà acustica della *risonanza* per cui un corpo detto *risonatore*, può estrarre energia da un corpo vibrante trasformandola in energia efficientemente per una data frequenza. In questo modo possiamo effettivamente trasformare un tipo di energia da un punto a un altro.

Nel nostro caso possiamo determinare una curva di risonanza per il cranio umano ed applicare una serie di intensità appropriate solo sulle frequenze del *risonatore* (vedi *Appendice A*).

Un metodo efficace per modellare per bande un segnale è quello di utilizzare una trasformata z .

La risposta di qualsiasi filtro digitale può essere caratterizzata dalla sua *funzione di trasferimento* complessa tipicamente chiamata $H(z)$. z è la variabile della *frequenza complessa*.

Possiamo calcolare la risposta in frequenza e di fase di un filtro digitale sostituendo z al familiare $e^{j\omega}$, dove ω varia tra valori che rappresentano meno-più metà della frequenza di campionamento.

$H(e^{j\omega})$ è quindi molto simile allo spettro in quanto il suo *ordine di grandezza* (o *ampiezza*), $|H(e^{j\omega})|$, descrive la risposta in frequenza del filtro, mentre la sua *fase* $\text{pha}[H(e^{j\omega})]$ rappresenta la risposta di fase del filtro (Moore, 1990).

Data quindi una forma d'onda discreta $x(n)$, definita per tutti i valori di n , la sua trasformata z è definita come:

$$X(z) = \sum_{n=-\infty}^{\infty} x(n) z^{-n}$$

Dove z è la variabile complessa.

La figura 1c mostra un esempio di risposta in frequenza di un insieme di filtri secondo uno schema di risonanza.

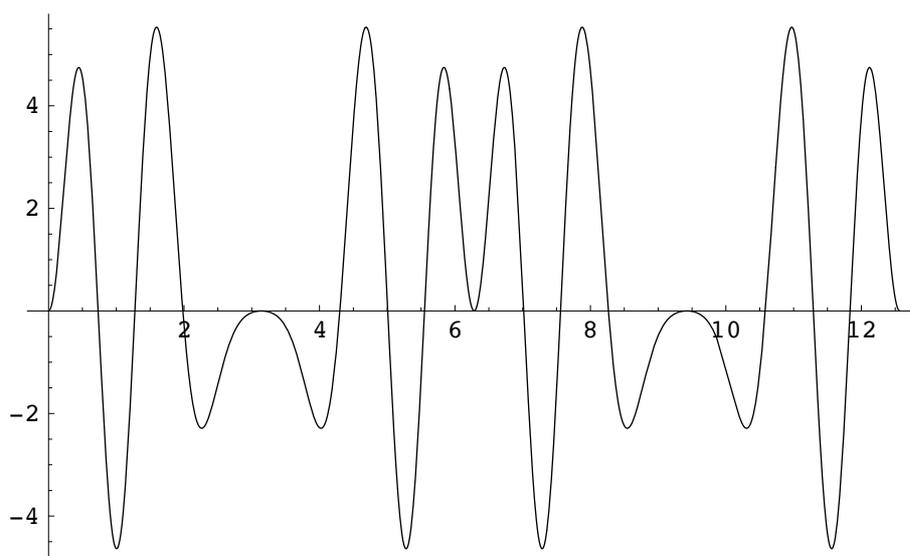


Fig. 2 c

C) Conclusioni

Il *B.P.S.* è principalmente uno studio metodologico il cui scopo è quello di dare atto ad una procedura operativa che permetta la creazione di strumenti matematici (*vedi Appendice B*) capaci di dare vita ad una ulteriore sperimentazione del campo della Psicofisiologia del sonno limitatamente agli stadi descritti dalla Polisonnografia convenzionale (Rechtschaffen, Kales, 1968).

Non esistendo tecniche assolute, l'uso congiunto di più tecniche può consentire di raggiungere risultati migliori (Casagrande, De Gennaro, 1998) ed è con questo spirito che il *B.S.W.I.* viene qui sviluppato.

L'approfondimento di ulteriori principi di psicoacustica (quali il mascheramento, l'isofonia ed in generale tutto ciò che concerne la reazione della membrana basilare alle sollecitazioni dinamiche del suono), verranno analizzati più in dettaglio nella sezione seguente in quanto tecniche di supporto alla Psicofisiologia del sonno.

Nota: Il *B.P.S.* può essere sviluppato indipendentemente in altri campi al di fuori della Psicofisiologia del sonno, tuttavia la sua struttura semplificata è in questa sede stata esposta unicamente in funzione del *B.S.W.I.*

III - Metodologia

A) Psicofisiologia del Sonno

Le sezioni che seguono sono tratte da "Psicofisiologia del sonno" (Casagrande, De gennaro, 1998). Il *B.S.W.I.* verrà invece esposto nel cap. IV Analisi.

Lo studio dei fattori relativi alla materia è molto vasto e non si vuole in alcun modo attraverso queste citazioni approfondire ulteriormente l'argomento per altro esaurientemente corredato di una vasta bibliografia (vedi *bibliografia*).

I paragrafi che seguono sono stati rielaborati e ricollegati unicamente in base alla specifica esigenza relativa alla creazione di un algoritmo funzionale (*B.S.W.I.*) che possa avvalersi di tesi già accertate e riconosciute.

Il modello di riferimento a cui verranno applicati i fattori tecnici e di studio oggetto di questa ricerca sono riferiti ai ritmi del sonno registrati in EEG secondo il sistema internazionale "10-20" (Jasper, 1958).

I principali ritmi riportati per le aree corticali dove il ritmo si registra in maniera più evidente sono riportati nella tabella 3.1 (Casagrande, De Gennaro, 1998).

<u>Ritmo EEG</u>	<u>Frequenza</u>	<u>Ampiezza</u>	<u>Aree corticali</u>	<u>Stati comportamentali</u>
Delta	0.5 - 3.5 Hz	75 - 200 μV	Frontale	Sonno (stadio 3 e 4)
Theta	4 - 7 Hz	50 - 75 μV	Frontale Centrale Temporale	Sonno (stadio 1 - REM) Sonnolenza Veglia
Alfa	8 - 12 Hz	< 50 μV	Occipitale Parietale Centrale	Veglia (a occhi chiusi) Sonno (stadio 1 - REM)
Sigma	12 - 14 Hz	< 50 μV	Centrale	Sonno (stadio 2) In misura minore (stadi 3 e 4 - 1)
Beta	15 - 35 Hz	< 20 μV	Precentrale Frontale	Veglia
Gamma	35 - 50 Hz	< 10 μV	Precentrale frontale	Veglia

Tabella 3.1

1) Stadi del sonno

Lo stadio 1 si caratterizza per la presenza di onde theta che occupano più del 50% dell'intera epoca. Nella transizione dallo stadio 1 allo stadio 2 si registrano i primi fusi del sonno (12-16hz) la cui durata non oltrepassa però il mezzo secondo.

Nello stadio 2 aumenta il ritmo theta. Compiono i complessi K e i fusi del sonno (attività sigma 12-16Hz): piccoli treni di onde caratterizzate da un progressivo aumento e altrettanto graduale diminuzione di ampiezza, con ampiezza variabile da 5 a $50\eta V$, durata di 0.5-2.0 secondi, frequenza da 3 a 10 al minuto.

I complessi K sono onde bifasiche ad alto voltaggio ($>75\mu V$), hanno una durata di almeno 0.5 sec. e spesso sono immediatamente seguiti da un fuso del sonno. I fusi e i complessi K sono fenomeni transitori; se per un periodo maggiore a tre minuti non se ne rileva la presenza questa porzione di registrazione viene siglata come stadio 1.

Lo stadio 3 si caratterizza per una notevole presenza (tra il 20 e il 50%) di onde delta, che si rilevano su uno sfondo EEG simile a quello dello stadio 2. Nello stadio 3 i fusi del sonno possono essere presenti o assenti; sono presenti i complessi K.

Lo stadio 4 si caratterizza per una notevole presenza di ritmo delta (almeno 50%), che raggiunge valori di massima ampiezza e minima frequenza. Nello stadio 4 i fusi del sonno possono essere presenti o assenti; sono presenti i complessi K.

Lo stadio REM è caratterizzato da un tracciato EEG desincronizzato, con frequenze miste e prevalenza del ritmo theta, del tutto simile a quello dello stadio 1. Solitamente si registra una prominente presenza di onde alfa, che si presentano con una frequenza di 1-2 cicli più lenta di quella registrata durante la veglia (Johnson, Nute, Austin, 1967). Sono assenti i fusi del sonno e i complessi K.

2) Struttura del sonno

Sulla base di una registrazione e della siglatura polisonnografica standard, il sonno può essere suddiviso in una fase NREM e in una fase REM che si alternano ciclicamente ogni 90 minuti circa. Il sonno di un giovane adulto è generalmente costituito da circa 5 NREM-REM, con una durata complessiva di 7.5 ore di sonno.

Il primo ciclo di sonno inizia con lo stadio 1 (da 1 a 7 minuti circa). Allo stadio 1 segue lo stadio 2 che persiste per circa 10-25 minuti. Con il progredire dello stadio 2 si assiste alla comparsa e al successivo graduale incremento del ritmo delta. Segue lo stadio 3 che ha una durata di pochi minuti. Compare quindi lo stadio 4 (20-40 minuti). Allo stadio 4 può seguire un brevissimo periodo di stadio 3 (1-2 minuti), quindi alcune epoche di MA (*movement arousal*) e/o MT (*movement time*) preannunziano il passaggio allo stadio 2, che perdura per un periodo di circa 5-10 minuti.

Si presenta quindi il primo episodio di sonno REM che nel primo ciclo ha una durata assai breve (1-5 minuti). Il primo ciclo NREM-REM ha una durata compresa tra 70 e 100 minuti; i successivi hanno una durata compresa tra 90 e 120 minuti circa (Carskadon, Dement, 1994).

Tabella 3.2 Percentuale della veglia, dei singoli stadi del sonno, del sonno NREM e REM in una normale notte di sonno (da: Carskadon, Dement, 1994).

<u>Stadio / Stato</u>	<u>Percentuale</u>
Veglia	≤ 5
Stadio 1	2 - 5
Stadio 2	45 - 55
Stadio 3	3 - 8
Stadio 4	10 - 15
Sonno NREM	75 - 80
Sonno REM	20 - 25

3) Cyclic Alternating Pattern (CAP)

Ogni sistema vivente, a elevato grado di complessità, è un sistema autocorrettivo. Il concetto di omeostasi è un concetto forte in tutte le teorie neurofisiologiche e contiene in sé il concetto di memoria e la possibilità di correzione.

Sebbene caratterizzato da un ridotto regime di trasformazione di energia, il sonno rappresenta un processo attivo sostenuto da una duplice regolazione omeostatica (Moore-Ede, 1986):

- a) Un' omeostasi predittiva, che garantisce uno sviluppo endogeno programmato del profilo del sonno.
- b) Un' omeostasi reattiva, che coordina le continue rettifiche rese necessarie dai cambiamenti indotti dall'ambiente.

Pertanto, l'architettura finale di una notte di sonno emerge dall'interazione dinamica tra i vincoli interni e l'adattabilità funzionale del cervello che dorme agli eventi ricorrenti (Parrino, Terzano,

1998).

a) Interazione tra ambiente e cervello che dorme

Un importante meccanismo di regolazione del sonno è situato nel talamo (in particolare nel nucleo reticolare talamico), ossia in una posizione cruciale nella catena di trasformazione dei messaggi che giungono alla corteccia cerebrale e che agisce da sottosistema critico capace di proiettare in modo differenziato gli effetti della sua azione.

La differenza fondamentale tra la veglia e il sonno NREM è la trasformazione di un cervello aperto e responsivo in un o chiuso e oscillante.

Pertanto, nel mondo reale, il cervello che dorme esplora e pesa tutte le informazioni filtrate attraverso i circuiti talamo-corticali preservando o modificando adeguatamente i suoi stati interni. I livelli di vigilanza, regolati da substrati chimici e neurali, interagiscono continuamente con tutto ciò che ha luogo nel cervello nell'organismo e nell'ambiente. L'architettura di una notte di sonno emerge dall'equilibrio dinamico tra i vincoli del programma ipnico e le operazioni regolatrici che il cervello effettua per trasformare gli eventi perturbatori in elementi basilari dell'organizzazione del sonno (Atlan, 1972).

b) Arousal EEG

Ogni *arousal* (in genere un'intrusione di ritmo alfa) deve avere una durata di almeno 2 secondi.

Riconoscendo i limiti dei criteri standard, una serie di regole sono state proposte dall'American Sleep Disorders Association (ASDA, 1992) per siglare gli *arousal* indipendentemente dal sistema di Rechtschaffen e Kales. In base a questi criteri, gli *arousal* vengono definiti come una brusca variazione nella frequenza EEG, che può includere frequenze theta, e/o frequenze più alte, ma non fusi del sonno. Gli *arousal* devono essere preceduti da almeno 10 secondi di sonno continuo.

Nonostante queste valide regole, grosse incongruenze emergono dall'analisi di questi criteri. Innanzi tutto perché nell'accezione ASDA, gli *arousal* sono considerati esclusivamente in associazione con l'invecchiamento e con i disturbi del sonno, mentre una certa quota fisiologica di *arousal* spontanei è presente in tutti i soggetti di ogni età.

C'è tutta una letteratura consolidata sugli equivalenti dell' *arousal - phases d'active, transitoire* (Schieber, Muzet, Ferriere, 1971), *microarousal* (Halasz, Kundra, Rajna et al., 1979), complessi K, complessi K-alfa (Raynal, Montplaisir, Dement, 1974), *delta burst* - che ne dimostrano l'occorrenza costante nel sonno umano normale.

c) Organizzazione strutturale degli arousal: CAP

Nel resoconto dell'ASDA si afferma inoltre che "gli *arousal* producono un sonno frammentato", ma non viene fornita alcuna indicazione per misurare l'effettivo impatto degli *arousal* sulla continuità del sonno. Infine, secondo l'ASDA gli *arousal* sono eventi indipendenti che solo in alcuni casi ricorrono con una frequenza di circa uno al minuto.

Questi dati sono a favore di un ritmo di *arousal* spontaneo endogeno nell'EEG del sonno. Il pattern bifasico composto da *arousal* transitori (fase A) interrotti periodicamente dalle attività di fondo del sonno NREM (fase B) e noto come *Cyclic Alternating Pattern* o CAP.

Ciascuna fase del CAP ha una durata minima di 2 secondi e massima di 60 secondi. Fasi A isolate ovvero l'assenza di fasi A per almeno 60 secondi consecutivi rientrano nel *Non-Cyclic Alternating Pattern* o NCAP.

CAP e NCAP non sono distribuiti in maniera casuale nell'arco della notte. Nell'ambito dell'architettura ipnica, le sequenze CAP accompagnano l'addormentamento, i cambi di stadio, i risvegli intrasonno e soprattutto le transizioni sonno NREM al sonno REM.

Il CAP rappresenta un meccanismo attivo che tenta di mantenere stabile il livello del sonno per mezzo di fluttuazioni controllate del livello di vigilanza.

d) CAP e rumore

La relazione tra rumore e sonno è molto complessa. Il cervello che dorme contrariamente all'apparenza comportamentale, esplora il mondo esterno soprattutto attraverso l'udito; esso è costantemente aperto alle stimolazioni esteriori, che elabora automaticamente e a cui reagisce modulando in profondità degli stadi o ritornando in condizioni di veglia.

In base al loro grado di disturbo o pericolosità, gli stimoli ambientali inducono a variazioni delle attività bioelettriche cerebrali e modifiche delle risposte neurovegetative sincronizzate con il variare della profondità e della stabilità del sonno.

4) Addormentamento

Il termine addormentamento si riferisce all'intervallo di tempo compreso tra il momento in cui l'individuo si dispone a dormire (il momento della "buonanotte") e il momento in cui sopraggiunge un periodo di sonno prolungato. L'addormentamento rappresenta pertanto la fase di transizione dalla veglia al sonno. A livello di senso comune, il processo a cui si fa riferimento è ben noto e la definizione di addormentamento è univoca.

Operazionalmente invece la sua descrizione è problematica perché esistono definizioni elettrofisiologiche, comportamentali e soggettive non univoche del sonno (Casagrande, 1991). Pertanto rimangono ancora aperte numerose questioni, prima tra queste quella della definizione dell'inizio del sonno, che non consente di indicare chiaramente il limite finale della fase d'addormentamento, e quella, strettamente connessa alla prima, di una chiara descrizione del processo di transizione dalla veglia al sonno.

Tali limiti sono per lo più riconducibili all'adozione, nello studio dell'addormentamento, del sistema standard di classificazione delle fasi del sonno di Rechtschaffen e Kales (1968). In base a tale sistema, lo stato di veglia quieta (stadio W), che precede il sonno, viene definito dalla presenza nell'EEG di onde alfa e/o da attività a basso voltag-

gio e con frequenze miste.

Quando l'attività alfa è presente in percentuale inferiore al 50% di un'epoca del tracciato EEG e in quest'ultimo si evidenzia un'attività a basso voltaggio e con frequenze miste, si registra il passaggio allo stadio 1 del sonno.

a) EEG

Variazioni del ritmo alfa e del ritmo theta. In genere si ritiene che gli indici EEG siano gli indicatori più attendibili dei passaggi di stato (Oswaid, 1960).

Oswaid (1960) sottolinea che la transizione dalla veglia al sonno è un processo graduale e continuo che si caratterizza per un rallentamento del ritmo alfa. L'interruzione del ritmo alfa si accompagna all'emergenza di un ritmo a 4-6 Hz, la cui comparsa definisce generalmente l'ingresso nel sonno.

Convenzionalmente (Rechtschaffen, Kales, 1968) e generalmente (Agnew, Webb, 1972; Bohlin, 1971; Ogilvie, Wilkinson, 1984) il decremento del ritmo alfa è stato considerato il migliore indice e l'indicatore più stabile della transizione dalla veglia al sonno, mentre il ritmo theta è stato considerato, da molti autori, il migliore indicatore EEG dell'avvenuto ingresso nel sonno (Decoster, Foret, 1979; Liberson, Liberson, 1965; Oswaid, 1960; Tizard, 1966a, b; Velasco, Velasco, Cepeda et al., 1980).

b) Polisonnografia

Sistema di classificazione di Foulkes e Vogel (1965). Tale sistema propone una suddivisione dell'addormentamento in quattro fasi, sulla base delle variazioni congiunte dell'EEG e dell'attività oculomotoria. Nella transizione veglia-sonno a un canonico periodo di veglia (rappresentato dalla prima fase dell'addormentamento) segue un periodo di veglia caratterizzato da chiari indicatori di sonnolenza (la seconda fase dell'addormentamento); a queste due fasi seguono, in successione, lo stadio 1 (la terza fase dell'addormentamento) e infine lo stadio 2 (la quarta fase dell'addormentamento).

Tabella 4.1. Classificazione degli stadi EEG nella transizione dalla veglia al sonno (da: Bente 1964).

Stadio	Caratteristiche EEG
A1	Ritmo alfa continuo nelle regioni occipitali, temporali e centrali
A2	Attività alfa regolare che inizia a rallentare. Ritmo alfa predominante nelle regioni parietali
A3	Rallentamento dell'attività alfa nelle regioni centrali e parietali. Ritmo alfa discontinuo nelle regioni occipitali. Ritmo alfa predominante nelle regioni parietali e pre-centrali
A4	Rallentamento generalizzato del ritmo alfa, che diventa discontinuo. Attività poliritmica. Presenza di attività EEG a 16 - 30 Hz
B1	Desinconizzazione generalizzata. Attività EEG a 16 - 30 Hz
B2	Attività EEG desincronizzata, a basso voltaggio (inferiore a 40 μV), con frequenza a 5 - 7 Hz. Predominante nelle regioni centrali.

c) Analisi quantitative dei segnali EEG

L'analisi spettrale ha evidenziato che i ritmi delta e sigma non solo consentono la miglior discriminazione tra gli stadi del sonno ma anche la migliore definizione del passaggio di stato tra veglia e sonno (Lubin, Johnson, Austin, 1969). L'analisi spettrale evidenzia che l'incremento del ritmo delta rappresenta il migliore indicatore del passaggio dalla veglia allo stadio 1 (Johnson, Lubin, Naitoh et al., 1969). Si osserva inoltre che nello stadio 1 il ritmo theta prevale nelle regioni anteriori e il ritmo alfa in quelle posteriori (Banquet, 1981).

Complessivamente l'attività alfa predomina nelle regioni posteriori nella fase iniziale della transizione veglia-sonno e gradualmente si sposta nelle regioni anteriori. L'attività sigma non subisce variazioni dallo stadio 1 allo stadio 5.

Dalla veglia allo stadio 1 si assiste a un progressivo decremento di ampiezza delle componenti primarie dei potenziali evocati uditivi, che nella fase finale dello stadio 1 raggiungono il 25% della loro ampiezza in stato di veglia (Fruhstorfer, Bergstrom, 1969).

IV - Analisi

A) Obiettivo

L'obiettivo dell'analisi è finalizzato alla ricerca di una struttura tecnica-funzionale che stimoli la sincronizzazione di alcuni ritmi del sonno causando uno stato di maggior relax nella fase dell'addormentamento e del primo sonno.

Essendo primariamente indirizzata alle prime fasi del sonno verranno prese in considerazione solo onde facenti parte dello stadio NREM.

A causa delle molteplici variabili che possono sorgere a causa della complessità della materia, sono stati sviluppati due principali costrutti atti da una parte alla semplificazione strutturale, cercando però di mantenere un buon rapporto di precisione e accuratezza nelle sue componenti fondamentali.

1) Costruzione di un unico stadio a modello unico SU.

Ciò può implicare anche l'utilizzo di più ritmi, ma creati come unica soluzione di continuità e comunque percepiti come un unico flusso non ciclico.

2) Strutturazione di un ciclo a modelli differenziati SC.

Questa piattaforma comprende la creazione di diversi ritmi e fasi che susseguendosi all'interno di un modello temporale, costituiscono un ciclo completo. Questo ciclo verrà comunque percepito come tale e quindi sarà ripetibile di per sé, oppure collegabile ad un ciclo differente.

B) SU

In base alla struttura del sonno (Sez. III) allo stadio 1 composto in prevalenza da onde theta segue lo stadio 2 in cui il ritmo theta aumenta progressivamente fino a diventare ritmo sigma.

La caratteristica attività sigma manifestata attraverso i fusi del sonno e i complessi K, ci danno i parametri da utilizzare per una generazione simulata alitmicamente in tecnologia *B.P.S.*

In questa prima fase dedicata alla stimolazione sulle primissime fasi del sonno si propongono due diversi algoritmi.

Uno stadio 1(SU-1) composto da onde semplici lineari indirizzato principalmente alla fase di pre addormentamento (relax) e uno stadio 2 (SU-2) più strutturato e complesso inerente alla fase di addormentamento (sonnolenza).

1) Stadio 1: SU-1

Lo stadio SU-1 propone una modulazione che emula lo stadio theta tra un range:

$$4\text{Hz} \leq \theta \leq 7\text{Hz}.$$

Ad esempio se consideriamo una funzione sinusoidale semplice (tono puro) e operiamo una modulazione in frequenza nel range del ritmo theta, otteniamo una effettiva oscillazione della forma d'onda frequenza fondamentale f_0 :

$$\sin \left[\left\{ \sum_{i=0}^1 i (\sin [i x + \sin [\sum_{k=4}^7 k (x)]] \right\} \right]$$

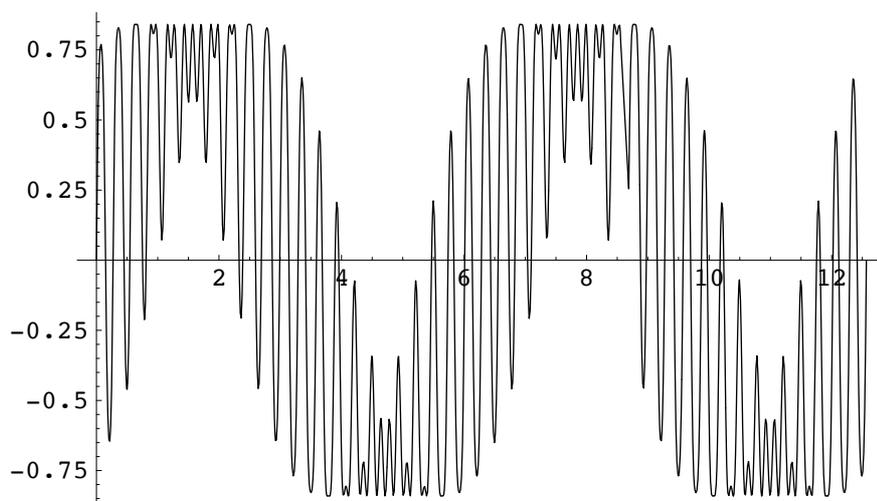


Fig. 4.1

A questo punto possiamo sostituire l'integrale del *B.P.S.* al tono puro impostando i valori per una frequenza f_0 che sia compresa tra i 4 e i 7Hz.

La modulazione in frequenza avviene tra il *B.P.S.* che agisce da portante a frequenza fissa e un insieme di oscillazioni che si integrano nel range specificato (in questo caso quello del ritmo theta).

Ciò opera un cambiamento nella forma d'onda che oscilla tra il range del ritmo theta e che riproduce abbastanza similmente il grafico prodotto da un EEG durante la fase 1 del sonno.

$$\mathbf{Sin} [\{ \sum_{i=p}^n i (\mathbf{Sin}[i x + \mathbf{Sin} [\sum_{k=4}^7 k (x)]]) \}]$$

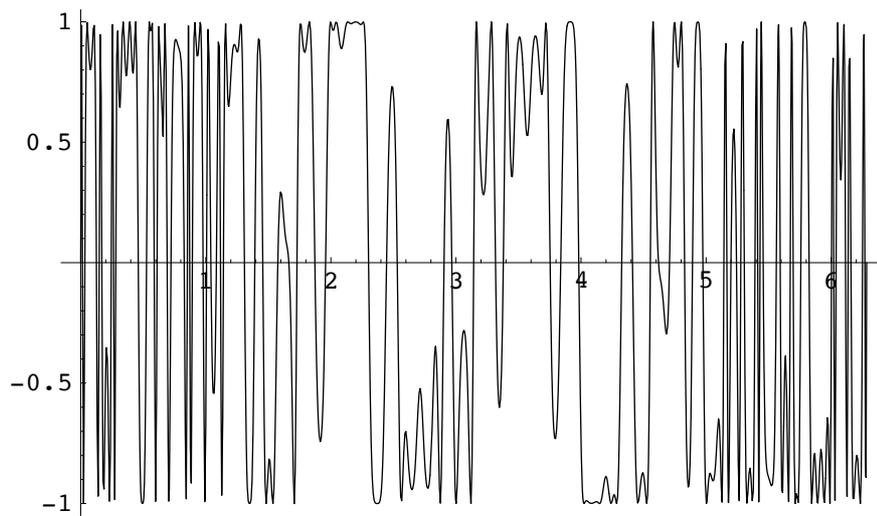


Fig. 4.2

Il grafico della funzione SU-1 è alquanto simile ad un tracciato EEG in stadio 1.

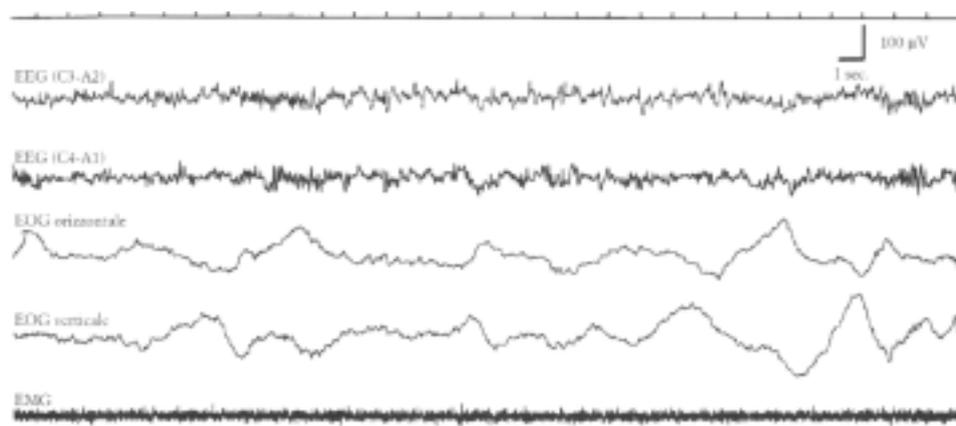


Figura 1.6: Un'epoca di stadio 1.

2) Stadio 1: SU-2

Lo stadio SU-2 si ripropone di simulare uno stadio 2 in cui aumenta il ritmo theta e contemporaneamente vengono introdotti complessi K e fusi del sonno. Questi ultimi hanno caratteristiche sigma.

Poichè le onde sigma ($< 50\mu\text{V}$) hanno un ampiezza inferiore rispetto alle onde theta ($50 - 75 \mu\text{V}$) possiamo ad esempio includerle introducendo una ulteriore modulazione B.P.S. di ampiezza.

Per rispettare al massimo le relazioni del modello impostiamo il valore di ampiezza della modulazione con un rapporto di 1:2.5 (calcolando una media di $62,5\mu\text{V}$ per le onde theta e di $25\mu\text{V}$ per le onde sigma).

Non volendo in questa fase creare un ciclo a modelli differenziati SC, ma semplicemente un meccanismo a flusso continuo di risonanza ritmica, i treni sigma verranno sommati in modo continuo e non ad intervalli di 3-5 min. per una durata di 0.5 sec come avverrebbe nella realtà.

$$\text{Sin} [\{ \sum_{i=p}^n i ((2.5) \text{Sin} [i x + \text{Sin} [\sum_{k=4}^7 k (x)]]) + \text{Sin} [\sum_{l=12}^{14} l (x)] \}]$$

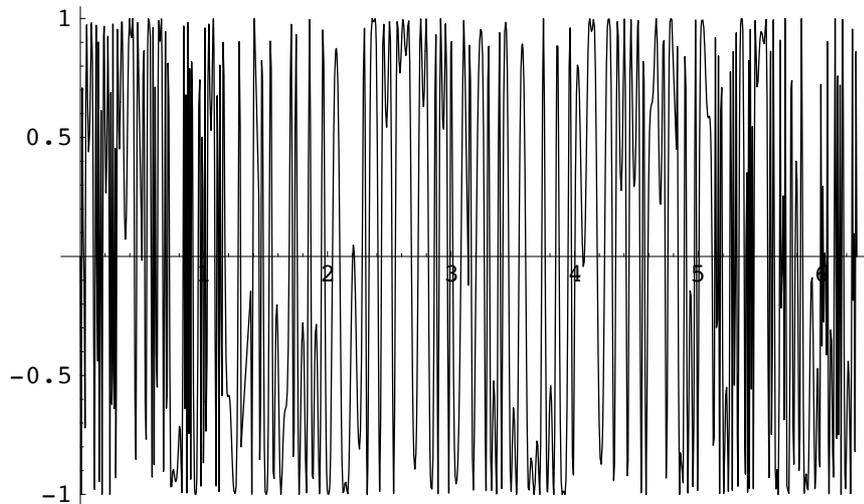
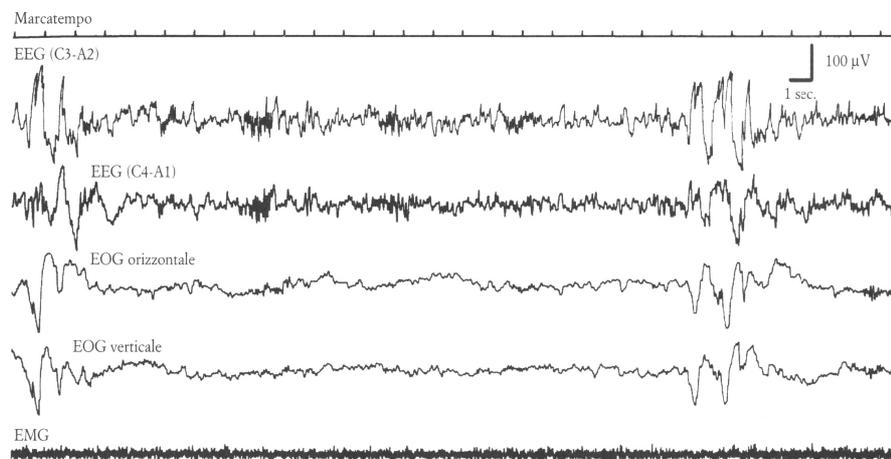


Fig. 4.3

Come si può notare anche in questo caso il modello ha una forte similitudine con un tracciato EEG relativo allo stadio 2 (da Casagrande, de Gennaro, 1998). La modulazione in frequenza introdotta ha visibilmente generato treni di onde sigma similmente al tracciato.



LA REGISTRAZIONE POLIENFALICA DEL S

3) Conclusioni

L'SU offre una soluzione semplice e facilmente realizzabile data la sua linearità temporale.

Ciò dovrebbe anche ridurre il rischio di introduzione di elementi di disturbo causati da bruschi cambiamenti di ritmo o di ampiezza, che nel caso di una stimolazione acustica renderebbe critica la regolazione del volume.

Inoltre modulando in frequenza e in ampiezza le diverse componenti, se ne ricava una nuova forma d'onda del tutto omogenea. Ciò rende nulla la relativa differenza di ampiezza e frequenza (che avviene solo a livello numerico e quindi linearmente).

Sicuramente l'SU può essere facilmente impiegato per una semplice sperimentazione a mezzo diffusore acustico, senza particolari attenzioni se non al volume generale dell'onda. Tale volume dovrebbe comunque essere impostato per livello medio (RMS) data la scarsità di picchi in un'onda così generata.

C) Struttura a Modelli Differenziati: SC

La struttura a modelli differenziati necessita di un mezzo di archiviazione tecnico che permetta la riproduzione di B.P.S. secondo una linea temporale.

Il modello di seguito proposto comprende un intero ciclo del sonno NREM di circa 70 min. In questo modo è possibile ad esempio utilizzare dei normali CD Audio della durata di 80 min.

1) SC-1

La tabella 4.4 mostra il rapporto temporale di onde simulate riprodotte in un ciclo NREM.

Stadio	Ritmo	Frequenza	Ampiezza	Tempo
1	Theta	4 - 7 Hz	50 - 75 μV	5 min.
2	Sigma	12 - 14 Hz	$\leq 50 \mu\text{V}$	20 min .
3	Delta	2.5 - 3.5 Hz	70 - 90 μV	5 min.
4	Delta	0.5 - 2.0 Hz	120 - 200 μV	30 min.
2	Sigma	12 - 14 Hz	$\leq 30 \mu\text{V}$	10 min.

Le ampiezze qui misurate in *Volts* necessita no di una ridefinizione in termini di pressione sonora.

Utilizzando come riferimento l'ampiezza massima delle onde theta (200 μV) e minima delle onde sigma (1 μV), potremmo utilizzare una mappa lineare per tradurre un range di valori in un'altro.

$$Y = \frac{(X - X_{\min})(Y_{\max} - Y_{\min})}{X_{\max} - X_{\min}} + Y_{\min}$$

Tecnicamente diventa così possibile mantenere una relatività di valori gestibile da qualsiasi sistema di misurazione standard in db (come ad esempio i dbDFS in un sistema digitale ecc.).

Mentre nell'SU non esiste una relazione diretta di ampiezza in quanto unico flusso d'onda modulata

in frequenza al suo interno, in questo caso le relazioni tra i differenti stadi del sonno devono essere rispettate.

V - Mascheramento

A) CAP e Rumore

La relazione tra rumore e sonno è molto complessa. Il cervello che dorme, contrariamente all'apparenza comportamentale, esplora il mondo esterno soprattutto attraverso l'udito; esso è costantemente aperto alle stimolazioni esteriori, che elabora automaticamente e a cui reagisce modulando la profondità degli stadi o ritornando in condizioni di veglia. Il limite di tollerabilità e la soglia di risveglio dipendono dagli stati funzionali del sonno, ma anche dalle caratteristiche fisiche e affettive dello stimolo acustico (Oswald, Taylor, Treisman, 1960).

Per quel che concerne le variabili macrostrutturali, la somministrazione continua di rumore bianco (scelto in quanto stimolo indifferenziato e privo di valenze affettive) a 45, 55, 65 e 75 db in 5 notti diverse randomizzate provoca, una riduzione graduale del sonno a onde lente, in particolare dello stadio 4, e del sonno REM, che viene compensata da una espansione progressiva del sonno leggero (stadi 1 e 2) e da un aumento della veglia intrasonno (Casagrande, De Gennaro, 1998).

B) Bande Critiche (Lombardo, Valle, 2002).

Nella letteratura psicoacustica tradizionale sono stati condotti estesi studi con esperimenti di mascheramento, e l'ampiezza di banda con cui lavorano i filtri uditivi ha assunto il nome di *banda critica* (Fletcher). La banda critica rappresenta la gamma di frequenze all'interno della quale si verificano all'interno del mascheramento: l'idea generale è che i suoni possono essere discriminati perfettamente dal nostro apparato uditivo solo quando ricadono in diverse bande critiche; quando ricadono nella stessa banda critica, la discriminazione diventa più difficile, ed è possibile solo in determinate condizioni.

L'introduzione delle bande critiche permette di misurare la frequenza in un modo che sia uniforme dal punto di vista percettivo, legata all'estensione delle bande critiche. Questa tende a rimanere costante fino a 500 Hz (si tratta di un'estensione leggermente inferiore a 100 Hz); oltre i 500 Hz, le bande critiche diventano più ampie, e una stima grossolana è che si estendono per un po' meno del 20% rispetto alla frequenza posta al centro della banda.

Si arriva a un massimo di estensione di 4-6 kHz per l'ultima banda critica. L'intera gamma di frequenze udibili viene partizionata in 25 bande critiche. L'estensione diventa una nuova unità di misura della frequenza, il *bark* (così denominato da Barkhausen). La conversione tra Hz e *bark* avviene nel modo seguente:

- se la frequenza è inferiore a 500 Hz, basta dividere per 100:

$$\text{freq-in-bark} = \text{freq-in-Hz}/100;$$

- se la frequenza è superiore a 500 Hz, si applica l'espressione:

$$\text{freq-in-bark} = 9 + 4 \log_2 (\text{freq-in-Hz}/1000).$$

Nella Tabella 5.1 vi è uno schema riassuntivo delle bande critiche. La tabella indica in prima colonna il numero di banda critica, in seconda colonna la frequenza al centro della banda, in terza colonna gli estremi della banda.

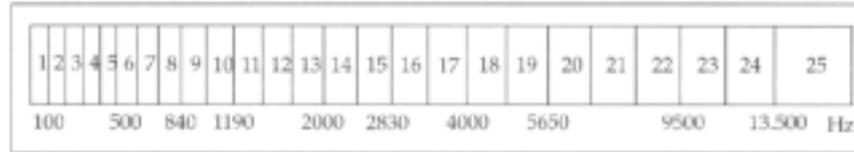
Numero di banda	Centro della banda (Hz)	Estremi banda e estensione (Hz)
1	60	fino a 100 (~80)
2	150	100 - 200
3	250	200 - 300 (100)
4	350	300 - 400 (100)
5	450	400 - 500 (100)
6	550	500 - 600 (100)
7	655	600 - 710 (110)
8	775	710 - 840 (130)
9	920	840 - 1000 (160)
10	1095	1000 - 1190 (190)
11	1300	1190 - 1410 (230)
12	1545	1410 - 1680 (270)
13	1840	1680 - 2000 (320)
14	2190	2000 - 2380 (380)
15	2605	2380 - 2830 (450)
16	3095	2830 - 3360 (530)
17	3680	3360 - 4000 (640)
18	4380	4000 - 4760 (760)
19	5205	4760 - 5650 (890)
20	6175	5650 - 6270 (1050)
21	7360	6720 - 8000 (1280)
22	8750	8000 - 9500 (1500)
23	10400	9500 - 11300 (1800)
24	12400	11300 - 13500 (2200)
25	16700	da 13500 (~6500)

Tabella 5.1

Come si nota, le prime bande hanno un'estensione di 100 Hz intorno al centro; la banda 7 ha un'estensione di 110 Hz (meno del 20% di 655), la banda 19 ha un'estensione di 890 Hz (meno del 20% di 5205).

La Figura 5.16 è invece una rappresentazione schematica della membrana basilare, con un'indicazione dell'estensione relativa delle bande critiche.

Figura 5.16
Estensione
relativa delle
bande critiche
sulla membrana
basilare



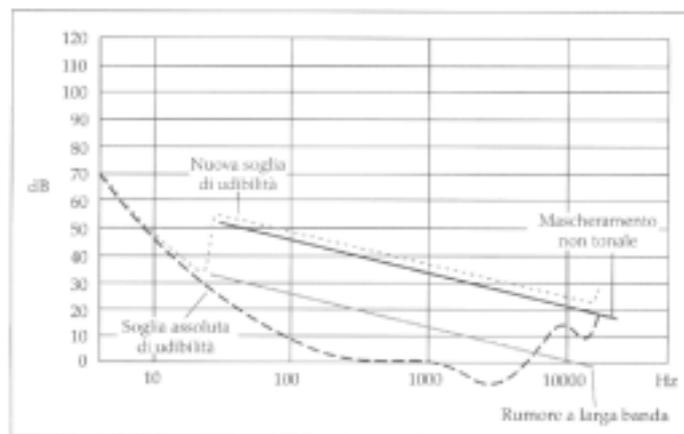
La soglia di mascheramento di un tono, detto tono mascherato, è il livello di intensità al quale esso si riesce ad ascoltare anche in presenza di un altro tono, detto tono mascheratore.

Ovviamente la soglia di mascheramento varierà con il livello del tono mascheratore. La quantità di energia che viene mascherata è la differenza tra la soglia di mascheramento e la soglia assoluta di udibilità.

Nella Figura 5.18, il diagramma frequenza-intensità rappresenta il mascheramento operato da un rumore a larga banda, che si estende per tutta la gamma dell'udibile con intensità che privilegiano le basse frequenze.

Il mascheramento imposto dal rumore è dato dalla linea a esso parallela a un'intensità superiore di qualche decina di decibel. Di nuovo, tutti i suoni al di sotto della linea non è possibile udarli in presenza del rumore considerato.

Figura 5.18
Mascheramento
non tonale



Nella descrizione del mascheramento abbiamo implicitamente assunto che il fenomeno riguardi i suoni che sono presenti in contemporanea al suono mascheratore. In termini più precisi, il fenomeno è detto mascheramento simultaneo.

C) Rumore Mascherante: MN

L'introduzione di un rumore diffuso modellato in base allo schema di reazione della membrana basilare alle bande critiche sfruttando il fenomeno di mascheramento può a livello teorico ridurre notevolmente la sensibilità dell'individuo ai rumori esterni.

L'azione dovrebbe essere mantenuta ≤ 40 db in modo da non generare *arousals* da stimolo acustico (vedi paragrafo A).

La diminuzione del CAP rate dovrebbe essere conseguenza diretta del mascheramento che a causa della curva psicacustica delle bande critiche, agisce anche verso gli stimoli acustici esterni presenti nell'ambiente (traffico cittadino ecc.). Ciò dovrebbe aumentare l'effetto del B.P.S. una volta combinato insieme.

Tale rumore sarà più presente sulle frequenze più basse diminuendo la frequenza di taglio man mano che si sale sulle frequenze più alte.

Il rumore può facilmente essere generato per sintesi con una trasformata inversa di Fourier e modellato secondo la lista v_s :

$$\frac{1}{\sqrt{n}} \sum_{s=1}^n v_s e^{-2 \pi i (r-1) (s-1) / n}$$

Nella fig. 5.2 un esempio di rumore rosa generato per IFFT con un taglio di frequenza di 3db/ottava.

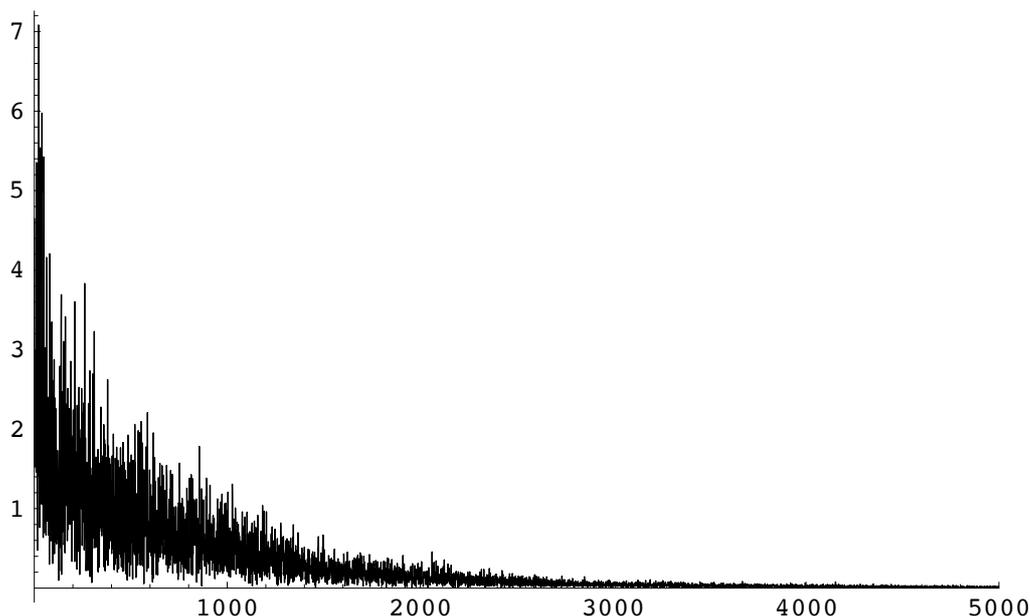


Fig. 5.2

D) Modulazione Ripetitiva: RM

Alcune importanti ricerche nel campo del processo cognitivo del cervello nel processo della percezione musicale (Noorden 1975, Detusch 1982, Sundberg 1992), dimostrano come il sistema neurale operi in modo da avere il minimo sforzo possibile nel processo identificativo della musica e di altri messaggi sensoriali, il sistema cerca di scaricare tutte le informazioni superflue riducendo al minimo la percezione di quelle necessarie (Roederer, 1995). E' dimostrato infatti che ritmi musicali ripetitivi

iducono a stati di rilassamento e di simil-trance (Wilson, 1994).

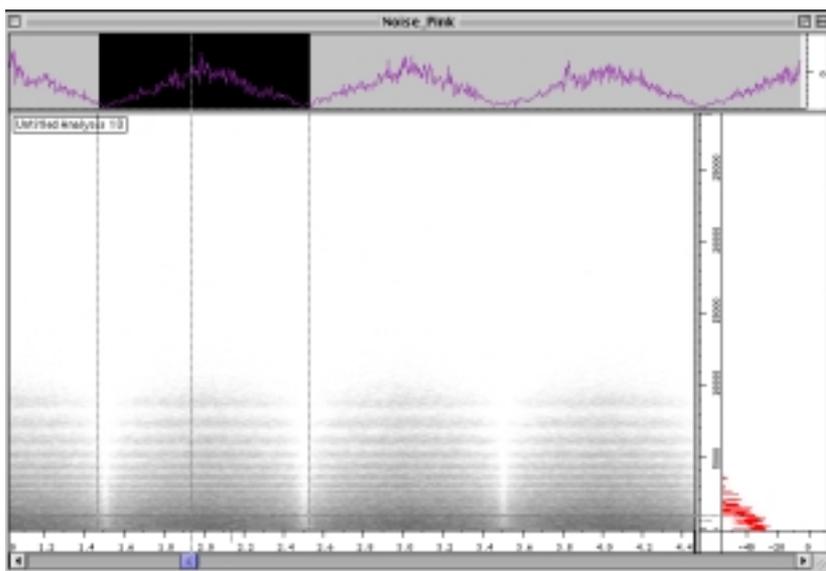
Ricerche inoltre indicano che rumore bianco intonato sulle basse frequenze, serve come mascheramento per tutti gli altri rumori (Pierce, 1994).

La modulazione ripetitiva RM consiste nel modulare in ampiezza con un ciclo molto lento il rumore mascherante generato.

Ciò introduce un elemento ulteriore nel modello del BSWI atto a ridurre al minimo l'*Arousal*.

Il cervello dopo alcuni cicli (nell'ordine di logni 3-4 sec.) in base allo stato di percezione cognitiva può facilmente prevedere il ciclo successivo (che deve ripetersi esattamente dopo lo stesso tempo). Il *B.P.S.* sarà così percipibile in modo maggiore durante l'ampiezza minima del ciclo, riducendo ulteriormente l'effetto mascherante sul *B.P.S.*

Figura 5.3 Un Sonogramma di un rumore rosa modulato nel tempo.



VI - Struttura tecnica del B.S.W.I.

A) Riassuntivo

La strutturazione del *B.S.W.I.* è composta di vari elementi che interagiscono tra loro. E' infatti l'insieme degli elementi strutturati che può dar luogo alla sperimentazione effettiva.

Il *B.S.W.I.* agisce principalmente attraverso il *B.P.S.* utilizzato a sua volta come parte integrante di tecniche specifiche (SU-1, SU-2 ecc.).

Il *B.P.S.* agisce secondo 3 modalità contemporaneamente:

- 1) Psico-acusticamente attraverso lo stimolo autogenerato dalla membrana basilare sulla fondamentale mancante f_0 (Houtsma e Goldstein, 1972).
- 2) Acusticamente per mezzo della pressione sonora effettivamente generata dalla modulazione di ampiezza con frequenza pari a f_0 .
- 3) Fisiologicamente tramite l'utilizzo di un sistema stazionario di formanti per bande risonanti su modello del cranio umano.

Al *B.P.S.* vengono aggiunti elementi psico-fisiologici al fine di ridurre al minimo l'effetto degli *Arousal* indotto dallo stimolo acustico. Questi elementi in particolare utilizzano principi di mascheramento e psico-acustica attraverso:

- 1) La generazione di un rumore bianco modellato sulle bande critiche che agisce da attenuatore degli stimoli acustici esterni (Pierce, 1994).
- 2) La modulazione a cicli lenti del rumore mascherante ripetitivamente a cicli sempre uguali che induce a maggior relax e ulteriore attenuazione al rumore indotto (Wilson, 1994).

B) Generazione

La generazione del *B.S.W.I.* avviene per sintesi. La creazione di software dedicato permette la effettiva generazione in audio digitale del *B.S.W.I.*

L'Appendice C mostra alcune *patches* già programmate a tal fine.

E'chiaro che per poter riprodurre con una certa accuratezza le onde del *B.P.S.* occorrono caratteristiche hardware che garantiscano un'adeguata risposta dinamica e in frequenza (ad es. un convertitore D/A a 16 bit e 44.1KHz di SR).

Poichè i filtri di ricostruzione (sez. B par. 1) sono impostabili tramite i loro coefficienti è possibile costruire l'algoritmo in base alle specifiche tecniche del mezzo di diffusione (altoparlante, convertitore ecc).

In pratica una pulsazione in *B.P.S.* è sempre riproducibile all'interno di un range di frequenze, pur

mantenendo parzialmente le proprie caratteristiche. E' chiaro che a maggior taglio sul filtro passa-basso corrisponde una minor percezione relativa all'aspetto della fondamentale mancante.

Un buon compromesso può essere quello di un sistema che agisca all'interno di un range di 80/100Hz di taglio di frequenza minima (filtro Passa Alto) e 1000Hz di frequenza massima (filtro Passa Basso)..

La fig. 6.1 mostra un ciclo di onda theta simulata in *B.P.S.*

I filtri (un LPF e un HPF Bessel di 1° ordine) sono stati impostati con taglio rispettivamente a 80Hz e 500 Hz.

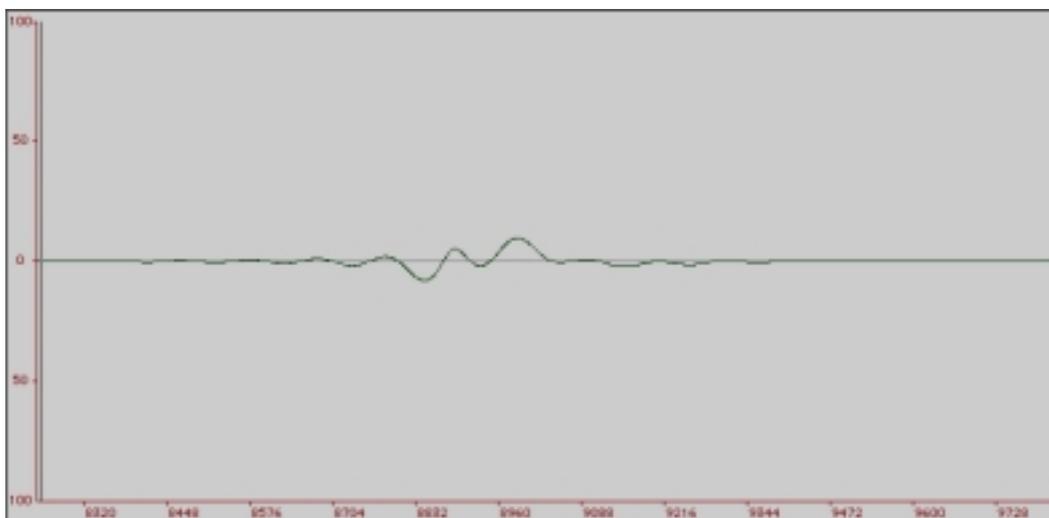


Fig. 6.1 onfa theta sintetizzata in *B.P.S.* rappresentata nel dominio del tempo

La fig. 6.2 mostra lo stesso rappresentato in un sonogramma dopo un FFT.

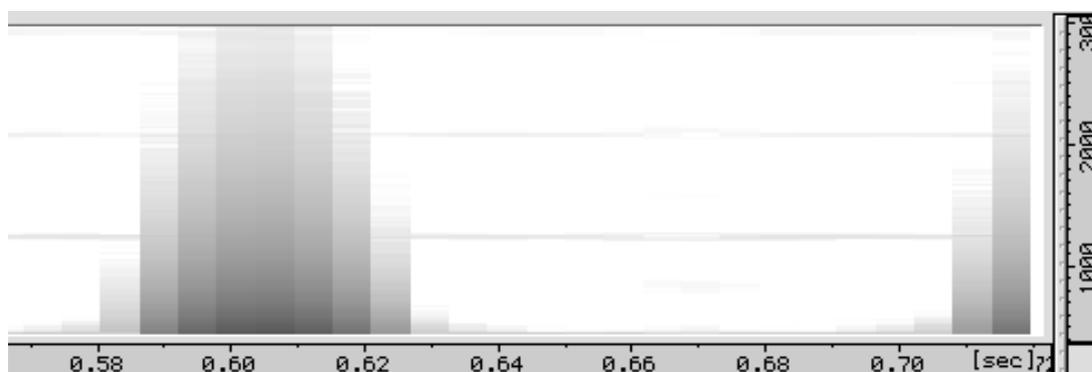


Fig.6.2 onda theta sintetizzata in *B.P.S.* rappresentata nel dominio delle frequenze.

Si rimanda all'*Appendice C* per un'analisi approfondita dei segnali prodotti per sintesi in tecnologia *B.P.S* e *B.S.W.I.*

C) Conclusioni

B.S.W.I non è una tecnologia univoca e definita, ma un insieme di fattori tecnici, algoritmici e sperimentali atti al conseguimento di una stimolazione nervosa a frequenza data utilizzando l'energia acustica.

Lo studio qui presentato è solo un possibile esempio di elementi combinati in tal senso. Molte varianti e alternative sono tuttavia possibili e potranno essere sviluppate in modo indipendente anche per altri aspetti della psico-fisiologia.

L'insieme di fattori psicofisici abbinati ad una struttura più prettamente fisica acustica, facilita la stimolazione dal punto di vista teorico soprattutto a causa di un reciproco supporto negli aspetti comuni della materia.

Il *B.P.S* è la parte matematica e rappresenta l'algoritmo fondamentale relativo alla generazione degli stimoli indotti per una data frequenza.

Concludendo il *B.S.W.I* in questo particolare studio è stato esplicitato nelle metodologie dell' *SU-1*, *SU-2* e *SC-1* e *MN*. Molte altre tecniche potranno essere sviluppate in questa direzione.

Trattandosi fondamentalmente di una simulazione per modelli fisici, i supporti software/hardware sono di facile realizzazione per questo tipo di applicazione. Si demanda comunque alle appendici per ulteriori approfondimenti e analisi.

Appendix A

Array risonante su modello del cranio umano - RPD

(di: Riccardo Mazza)

A) Introduzione

Vi sono molte tecniche di analisi per la rilevazione delle frequenze di risonanza su un corpo. Una delle più note è quella olografica (Reinicke, Cremer, 1970) che permette di individuare le bande di risonanza per mezzo delle differenze di oscillazione utilizzando un raggio laser.

A causa della difficoltà e degli elevati costi per l'utilizzo di tale tecniche è stata messa a punto una metodologia più specifica atta ai nostri scopi.

Questa tecnica che chiameremo RPD (Resonance Phase Difference) è stata studiata unicamente per lo scopo di rilevare un array indicativo di frequenze risonanti relative al cranio umano di una persona vivente (Mazza 2002).

E'chiaro che uno studio di questo genere rimane limitato ed impreciso per scopi differenti da quello di cui sopra, mentre invece è sufficiente al conseguimento dei parametri funzionali da applicare ell'inetrno dell'algoritmo del *B.P.S.*

B) Struttura dell' RPD

L'RPD funziona su un principio di analasi per differenze tra un corpo stimolato acusticamente e l'ambiente circostante.

Per fare ciò occorrono due funzioni simultanee ed una successiva analisi.

Il principio è quello di comparare due segnali risultanti da una identico impulso acustico relativi uno al corpo da analizzare e l'altro ad un corpo noto.

Se come corpo noto utilizziamo una camera anecoica o semi-anecoica, saremo in grado di comparare le riflessioni prodotte dal corpo che vogliamo analizzare sommando in due segnali con inversione di fase a 180° .

Perchè ciò possa avvenire occorre rispettare alcune modalità:

- 1) Il segnale di riferimento emesso deve essere generato da un' unica sorgente.
- 2) Qualsiasi mezzo fisico interposto deve essere identico (microfoni ecc.)
- 3) L'ambiente circostante non deve avere riflessioni (anecoico).
- 4) I due segnali devono essere ripresi da due convertitori A/D correlati in fase.

5) I due microfoni devono essere coincidenti.

C) Analisi

L'analisi dei due segnali avviene susseguentemente al loro campionamento e si articola in due fasi distinte:

- 1) Sottrazione del segnale comune per annullamento di fase.
- 2) Analisi delle risultanti rimaste dopo la sottrazione.

Per ciò che riguarda il punto 1), se le condizioni del paragrafo B) sono state rispettate, sarà sufficiente invertire di fase 180° uno dei due segnali e quindi provvedere alla loro somma algebrica.

Tutto ciò che è comune ai due segnali (il segnale diretto, le riflessioni del mezzo, la risonanza degli involucri dei microfoni ecc.) andrà a zero annullandosi.

Sebbene la coincidenza dei microfoni sia stata fatta accuratamente è possibile introdurre una terza fase di sottoanalisi del mezzo puro rilevando il segnale di riferimento senza il corpo da analizzare. Invertire quindi di fase a 180° uno dei segnali e aggiungere la risultante invertita a sua volta di fase a 180° sulla risultante. Ciò dovrebbe sottrarre anche le piccole differenze che possono derivare dalla non perfetta coincidenza delle capsule microfoniche.

Per ciò che riguarda il punto 2), ovvero l'analisi vera e propria delle risultanti ci occorrono due valori fondamentali per poter ricostruire un modello risonatore da applicare al *B.P.S.*, le frequenze e le ampiezze relative.

a) Analisi di Fourier

L'analisi di Fourier più generalmente definita nel trattamento di segnale come:

$$\int_{-\infty}^{\infty} f(t) e^{-2\pi i \omega t} dt$$

Trova poi specifiche applicazioni attraverso software o calcolatori che ne operano con un'algoritmo più veloce chiamato FFT.

Poichè una trasformata di Fourier è attuabile solo per ciò che riguarda segnali ciclici, per una miglior resa utilizzeremo come segnale di riferimento una senoide che varierà la sua frequenza in un tempo dato a parità di ampiezza.

$$\sin (f_{n+1} 2 \pi \tau)$$

Dove f_n è la frequenza di partenza utile a cui viene aggiunto un passo ad esempio di 1Hz in un determinato tempo.

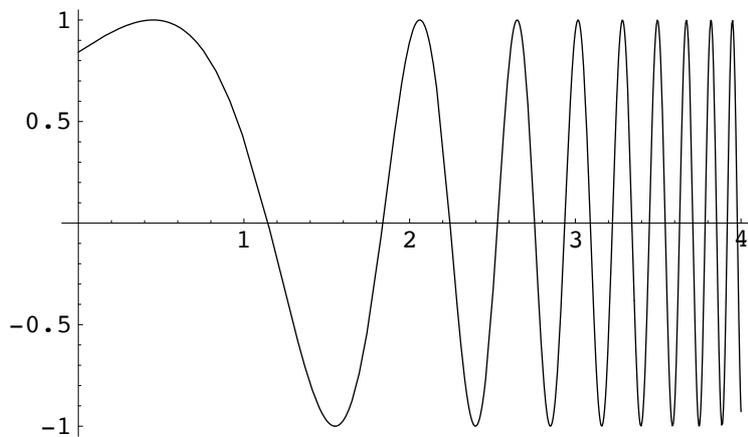
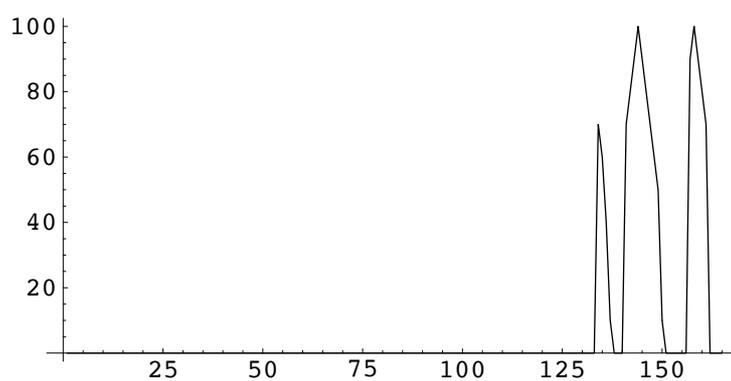


Fig. C1

Questo tempo viene analizzato dall'algorithm FFT tipicamente operando un'operazione di *windowing*.

Impostando il *windowing* per la frequenza più bassa che andremo ad analizzare saremo in grado di rilevare in modo preciso, su un asse temporale tutte le frequenze con relative ampiezze.

A questo punto tracciando un grafico e unendo i punti delle risultanti, otterremo il modello a cui far riferimento. **Fig. C2**



D) Esperimento A

1) Procedura

L'esperimento in questione utilizza l'RPD per la rilevazione di punto di risonanza sulla zona superiore di un cranio umano su un essere vivente.

Per effettuare la rilevazione verrà utilizzato uno stetoscopio posizionato a contatto con la parte del cranio da rilevare.

Lo stetoscopio verrà reciso nella parte di giuntura prima della forcella e lì verrà applicata la capsula microfonica in miniatura.

Un'identico stetoscopio sarà preparato nello stesso modo per garantire coerenza del mezzo (par. B punto 2). La testa del secondo stetoscopio sarà posizionata in modo da essere coincidente con la prima, interponendo però un sottile strato di materiale isolante in modo da non avere frequenze indotte dalla vibrazione del primo mezzo.

L'esperimento è stato condotto in una camera semianecoica (vedi specifiche scheda tecnica).

Uno speciale software opportunamente preparato (vedi scheda tecnica) genera un'onda sinusoidale pura variandone in modo continuo la frequenza tra i limiti massimo e minimo impostati.

Poichè la lunghezza d'onda è inversamente proporzionale alla frequenza il loro prodotto è costante:

$$k = \lambda f$$

considerando la velocità di propagazione nell'aria del suono come costante avremo la possibilità di calcolare la frequenza in relazione alla lunghezza d'onda:

$$f = \frac{344 \text{ (m / s)}}{\lambda \text{ (m)}}$$

Assumendo come superficie interessata al calcolo delle risonanti quella del cranio umano, possiamo porre un limite minimo alle frequenze da considerare nel nostro modello.

Così ad esempio per un diametro di 60 cm il limite minimo sarà:

$$f_{\min} = 344 \div 0.6 = 573,3 \text{ Hz}$$

Imposteremo quindi il valore di f_{\min} come frequenza di partenza per il tono semplice che verrà emesso da Rezon per la rilevazione, inoltre avremo la possibilità di effettuare dei test sul mezzo tecnico utilizzando quelle frequenze al di sotto di f_{\min} .

Il sistema sarà poi in grado di registrare in contemporanea i due segnali provenienti dai microfoni.

Occorre inoltre effettuare una taratura preliminare in modo da essere certi che i pre-amplificatori microfonici emettano esattamente lo stesso livello di segnale, altrimenti non avremo una perfetta cancellazione di fase.

Per fare ciò verrà emesso un tono fuori dal range specificato e di frequenza non risonante (ad es. 100 Hz). I due segnali verranno sommati con un'inversione di fase di 180° . Si opererà quindi in tempo reale sul livello dei preamplificatori fino ad annullamento del segnale.

2) Rilevamento

Di seguito le fasi effettive per l'acquisizione (campionamento), l'analisi e l'archiviazione dei risultati.

Procedura:

- a) Applicare il terminale α dello stetoscopio sulla parte del cranio voluta.
- b) Effettuare la taratura a 100Hz (vedi paragrafo A)
- c) Emissione del tono standard e campionamento simultaneo di α e β .
- d) Somma di $-\delta$ (invertito a 180°) ad α e β (sottrae le diff. dei mezzi)
- e) Inversione a 180° di β e quindi somma delle due onde.
- f) Archiviazione come θ_1 (il numero è per la parte del cranio rilevata).
- g) Ripetere la procedura da a) per le restanti part del cranio

3) Analisi

L'analisi verrà fatta generando un sonogramma per FFT ed annotando i risultati.

Procedura:

- a) Caricare θ_1 ed effettuare un FFT con window size di 512 che garantisce una fondamentale di 430.7Hz.
- b) Annotare i risultati di ampiezza significativa ($> 20\%$ del picco max.)
- c) Ripetere b) per $\theta_2, \dots, \theta_n$
- d) Tracciare tutti i valori di ampiezza in % rispetto al picco massimo rilevato tra tutti θ in funzione della frequenza.
- e) Unire i punti vicini tra loro (come in fig. 2).

Il punto e) sarà il nostro modello fisico che ci servirà per creare una serie di filtri risonanti di ampiezze e Q simili al grafico.

Il filtro sarà poi applicato al *B.P.S.* prima della somma con rumore di mascheramento.

E) Scheda tecnica

Di seguito la scheda tecnica relativa alle apparecchiature e software impiegati per l'esperimento.

- Camera semi-anecoica (vedi allegato I)
- N.2 Stetoscopi identici
- N1 Diffusore Event 20/20 biamplificato 300W
- N.2 Microfoni AKG miniature serie 300s
- N.2 Preamplificatori Presonus servocontrollati con uscita ottica digitale
- Interfaccia ottica ASIO e D/A - Echo Layla con Wordclock BNC
- Powerbook Macintosh Titanium con PCMCIA - Layla controller
- Software di gestione Rezotest (c) Riccardo Mazza Interactive Sound
- Software di editing Pro Tools TDM (c) digidesign

- Software di analisi Audiosculpt (c) IRCAM Parigi

F) Conclusioni e considerazioni

Sebbene questo sistema non offra la precisione di sistemi al laser, con i dovuti accorgimenti è possibile ottenere risultati buoni e funzionali.

In particolare le micro differenze che possono avvenire nel corso dell'esperimento, quali il cambiamento dell'umidità e della temperatura dell'aria, i piccoli spostamenti della testa, le variazioni di livello di δ rispetto alle rilevazioni di α e β ecc. non annulleranno completamente il rumore non risonante, per cui occorre sacrificare le ampiezze più basse impostando una soglia postulata a priori che può essere ad esempio una percentuale del picco massimo rilevato (20-30%).

In questo modo otterremo comunque un insieme significativo e sufficiente ai nostri scopi che sono diretti a creare una risonanza nella scatola cranica.

Un'altra considerazione ha a che fare con il livello (volume) del test.

E' consigliabile generare una pressione sonora elevata (>90dbSPL), in quanto il test essendo condotto su una persona vivente deve tenere conto di fattori di assorbimento organici, quali la cute, i vasi sanguigni ecc.). Eventualmente è possibile utilizzare dei tappi per le orecchie sia per l'operatore che per la persona analizzata. Inoltre, campionando diverse zone del cranio è comunque possibile (e molto probabile) che si ottengano risultati simili per certe frequenze. Questi valori ovviamente non vanno sommati sul grafico. Sono possibili due approcci distinti entrambi i quali possono offrire diversi vantaggi e svantaggi.

Il primo consiste nel fare la somma algebrica delle rilevazioni simili e quindi tracciarne il valore sul grafico.

Questo metodo favorisce la risonanza diffusa sul cranio di certe frequenze che possono essere più deboli singolarmente e quindi tende a diminuire l'effetto di frequenze che hanno mostrato una maggior energia in punti localizzati.

Il secondo metodo è quello di tracciare l'ampiezza più alta rilevata tra frequenze simili. Questo metodo tende a localizzare maggiormente le zone di risonanza, sfruttando meglio le singole energie risonanti nelle varie zone del cranio, ma rispettando meno la sua naturale disposizione risonante.

In ultima analisi pur utilizzando uno step e un windowing adeguato nell' FFT, non è possibile individuare realisticamente una singola frequenza (ad es. 1051Hz) come risonante. L'unione dei punti del grafico ha lo scopo di fornirci un range (Q) seppur ristretto di frequenze (ad es. $1030 \leq Q \leq 1060$). In questo modo possiamo programmare i filtri in modo funzionale al modello.

Si rimanda all'allegato II per la valutazione delle singole schede e dei risultati conseguiti.

G) Scheda tipo per rilevazione RPD

Scheda N. _____ Eseguito da: _____ data: _____

Soggetto(Nome/Cognome): _____

Circonferenza del cranio: _____, Sesso (M) (F), Età: _____

Materiale utilizzato (microfoni, amplificatori di segnale ecc.):

Tipo: _____ Marca: _____ Mod. _____

1) Trimming del mezzo (δ) - *Una tantum*:

Segnale taratura Hz _____

Valore di $\alpha\beta$ _____ (se significativo archiviare la risultante)

2) Rilevamento

Posizione sul cranio _____

Taratura Hz _____ Segnale residuo db _____

Tono: limmin (Hz) _____ limmax (Hz) _____ sec _____

Somma di $\alpha\beta$: θ _____

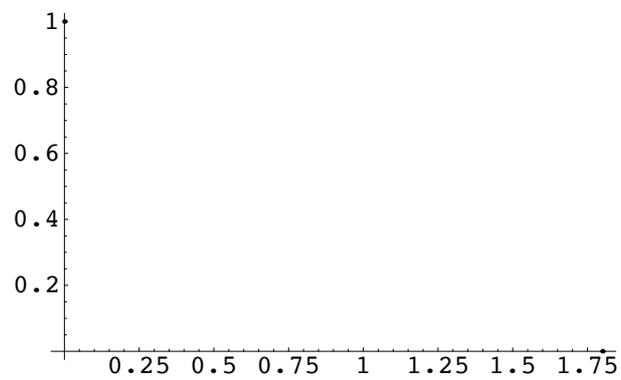
3) Analisi di θ

Software _____ Autore _____

FFT: Size _____ W size _____ W step _____ Fun (Hz) _____

θ

Hz. _____ db _____ Hz. _____ db _____



Appendix B

Software

A) Introduzione

Questa sezione illustra più in dettaglio alcuni degli strumenti informatici per la produzione di B.P.S., del B.S.W.I. dell'RPD ecc.

Data la vastità degli strumenti sviluppati negli anni in questo settore, analizzeremo di seguito solo quei programmi scritti da Riccardo Mazza per lo specifico compito della ricerca.

Molti altri strumenti di ricerca sono stati creati nelle fasi intermedie, per cui i programmi di seguito esposti sono il risultato di librerie informatiche già strutturate negli anni.

B) REZON - Software per la rilevazione RPD

Rezon è un software appositamente dedicato alla rilevazione di curve di risonanza secondo la metodologia dell'RPD (vedi Appendice A).

Rezon lavora esclusivamente su piattaforma Macintosh e processore PPC.

Il linguaggio con cui è stato sviluppato è SC2, un linguaggio derivato da smalltalk e dedicato alla ricerca audio. Lavorando a livello di interrupt si può ottenere un'adeguata precisione sia nella registrazione che in riproduzione di audio digitale.

Il programma è standard ASIO, quindi può gestire schede di acquisizione audio digitale comunemente reperibili in commercio purchè compatibili con questo standard.

Si raccomanda tuttavia di utilizzare interfacce munite di buoni convertitori AD/DA, poichè il programma permette la sommatoria per differenza di fase durante la rilevazione già alla sorgente (A/D).

1) Funzioni del Programma

Rezon è stato scritto per ottemperare in modo semplice e veloce a tutte le procedure relative al RPD.

Rezon può infatti generare in tempo reale il tono sinusoidale di riferimento e contemporaneamente registrare due segnali esterni (microfoni ecc.) α e β effettuando la variazione di fase a 180° su β e registrandone il risultato su disco rigido sottoforma di file audio digitale compatibile con lo standard AIFF.

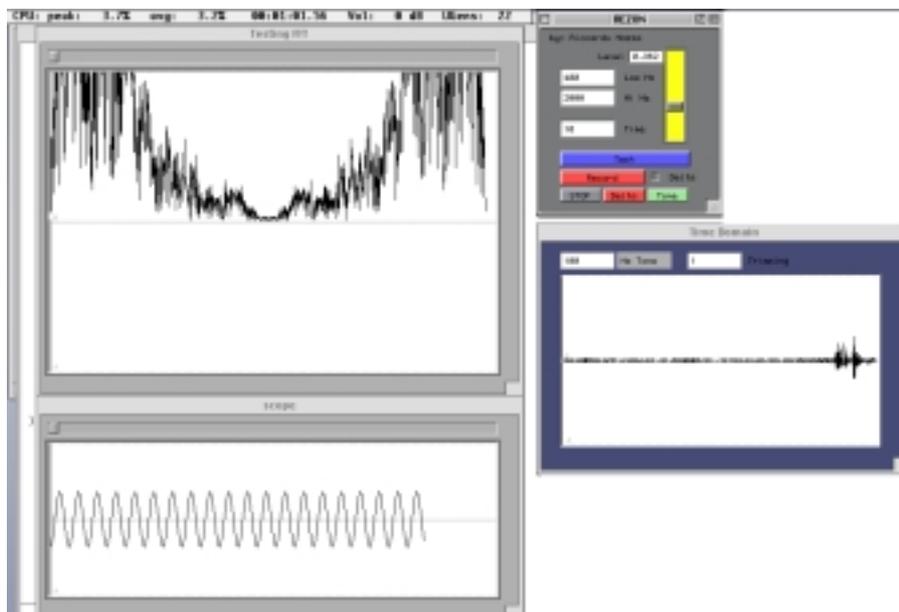
La registrazione avviene ad una frequenza di campionamento di 44.1KHz e 16 bit.

Rezon permette inoltre la visualizzazione delle risultanti θ e δ nel dominio del tempo e delle frequenze in tempo reale sia durante il playback che durante la registrazione.

I parametri sono impostabili direttamente dall'interfaccia grafica del software utilizzando il mouse o immettendo i valori direttamente con la tastiera del computer.

Le funzioni di regolazione avvengono in virgola mobile con risoluzione a 32bit e sono impostabili in step millesimali.

Nella figura A1 una schermata di Rezon.



2) Procedura

a) Configurazione

Utilizzare un'interfaccia audio che abbia almeno 2 ingressi e due uscite. Gli ingressi 1 e 2 dell'interfaccia corrispondono a α e β , collegare quindi i preamplificatori microfonici.

L'uscita 1 dell'interfaccia genera i toni di riferimento e analisi, a cui andrà collegato il diffusore acustico.

a) Generazione di δ

Impostare la frequenza di riferimento (generalmente $\leq 50\text{Hz}$) utilizzando la box numerica denominata "Hz Tone" nella finestra Time Domain.

Il fader giallo nella finestra principale determina il volume generale di qualsiasi tono generato dal sistema (playback).

Dopo aver sistemato i microfoni per l'analisi del mezzo (vedi *Appendice A*), premere il tasto "Tone" nella finestra principale.

L'emissione verrà catturata dai microfoni (non registrata). I due segnali (α e β) vengono sottratti ($\beta = 180^\circ$ fase) e la risultante visualizzata sia nel dominio del tempo (finestra Time Domain), sia in quello delle frequenze (FFT).

Questa ultima visualizzazione è puramente strumentale in quanto l'analisi delle frequenze effettive verrà operata in seguito tramite software specializzati (vedi *Appendice C*).

Regolare quindi i livelli dei preamplificatori microfonici fino ad ottenere un livello della risultante prossimo allo zero.

Se il segnale non presenta livelli significativi entro il range di frequenze di interesse, non è necessario archiviare la risultante δ e quindi saltare la sezione successiva e procedere con le rilevazioni, altrimenti archiviare il file secondo la procedura che segue.

b) Archiviazione di δ (opzionale)

Rezon permette la generazione di un file audio digitale che è la risultante δ , che è la differenza presente nel mezzo data dalla non perfetta coincidenza delle capsule microfoniche.

Il file generato viene automaticamente chiamato *DeltaFile* e posto in una cartella chiamata "Bounced". È molto importante che questo file non venga spostato né rinominato, in quanto gestito automaticamente dal programma che provvederà a sottrarlo a θ al momento opportuno.

Successive archiviazioni di δ sostituiscono il file originale, per cui se si ha la necessità di conservare diversi file δ , assicurarsi di farne una copia dalla cartella Bounced prima di effettuare la successiva archiviazione.

Una volta regolati i livelli e scelto il tono di riferimento come da punto b) di cui sopra, procedere alla generazione del file premendo il tasto Delta nel pannello principale.

Il file avrà l'esatta durata secondo l'impostazione data nella box numerica denominata "Time" posta nel pannello principale (in secondi).

E' importante quindi prima di procedere all'archiviazione, stabilire quella che sarà la durata del tono principale, in modo da euguagliare δ e θ .

c) Rilevamento

Il rilevamento vero e proprio consiste in due fasi, la prima è quella della taratura dei microfoni a cui segue la rilevazione vera e propria

(vedi *Appendix A*).

La taratura avviene in modo analogo alla generazione di δ premendo il tasto Tone dal pannello principale dopo aver scelto una frequenza di riferimento al di fuori del range di risonanza individuato per quel determinato corpo.

Dopo aver posizionato i rilevatori, premere il tasto Tone e quindi regolare i livelli dei preamplificatori microfonici in modo da minimizzare il livello della risultante α - β che verrà rappresentato in tempo reale sia nel dominio del tempo (finestra Time Domain), sia nel dominio delle frequenze (FFT).

Questa operazione è manuale e non implica nessuna archiviazione della risultante in quanto atta solo all'ottimizzazione del rilevamento stesso.

Fatto ciò si può procedere al rilevamento.

Impostare il range di frequenze per il quale si intende tracciare la curva di risonanza (questo dipende principalmente dalle dimensioni del corpo).

Le frequenze minima e massima si inseriscono utilizzando le due box numeriche denominate rispettivamente "Low Hz" e "Hi Hz" per i valori di frequenza minima e massima.

Il range agisce in due modi contemporaneamente, per prima cosa infatti stabilisce la frequenza di partenza e quella di arrivo del tono semplice che verrà emesso e quindi imposta un filtro passa alto per la frequenza più bassa già in fase di acquisizione ottimizzando così la resa microfonica a favore delle frequenze di interesse.

Premendo il tasto Test dal pannello principale, è possibile effettuare un test prima di procedere all'acquisizione vera e propria di θ .

L'emissione del tono di riferimento avviene per il range di frequenze specificato in un tempo prefissato impostabile dalla box numerica denominata Time (in secondi). La curva per cui verrà variata la frequenza di oscillazione della sinusoidale nel tempo è lineare.

Innescata la procedura Test verrà quindi emesso il tono dall'uscita dell'interfaccia, mentre verranno campionati (non registrati) α e $-\beta$ a cui è possibile sottrarre in tempo reale δ precedentemente acquisito.

Per aggiungere $-\delta$ occorre abilitare la checkbox denominata Delta posta vicino al tasto Record nel pannello principale, in questo modo verrà sommato direttamente alla somma dei microfoni il file DeltaFile invertito di fase 180° .

La risultante $\theta = (\alpha-\beta)-\delta$, verrà rappresentata sia nel dominio del tempo nella finestra Time Domain, sia in quello delle frequenze (FFT).

Premendo il tasto Record si procederà alla generazione (archiviazione) del file risultante θ che verrà posto nella cartella Bounced e automaticamente nominato *ThetaFile*.

Come già avvenuto per la gestione dei *DeltaFile* ogni rilevazione successiva sostituisce il *ThetaFile* in quel momento presente. Archiviare quindi una copia del file rinominandolo prima di effettuare una nuova rilevazione.

Record registra la risultante in un unico file con frequenza di campionamento 44.1Khz a 16 bit in formato AIFF standard, compatibile con qualsiasi applicativo di editing audio che supporta il formato.

d) Analisi

L'analisi dei vari file θ archiviati durante le rilevazioni viene effettuata utilizzando appropriati programmi di analisi del suono.

Sebbene Rezon provveda alla visualizzazione nel dominio delle frequenze delle varie risultanti, ciò è funzionale solo alla regolazione manuale di α e β e non sufficiente per l'analisi stessa.

In questa sperimentazione è stato utilizzato il software professionale Audiosculpt (c) dell'IRCAM di Parigi.

Con questo programma è possibile effettuare una FFT con size e windowing impostabile, visualizzarne il sonogramma e salvare l'analisi in formato testo. Vedi le singole schede per l'analisi effettiva relativa a questa sperimentazione, mentre si demanda all'*Appendix C*, per un esempio di analisi grafica relativo ad una rilevazione θ .

Una volta tracciati i punti di tutte le schede in base alle analisi si ottiene la curva "modello" per le risonanze volute (vedi l'allegato alle schede RPD).

C) B.P.S.

Gli elementi matematici sviluppati per il B.P.S. sono basati sulla creazione di onde per modelli fisici.

Il modo più efficiente e aperto per ottenere ciò è quello di strutturare gli algoritmi come *classi* di un linguaggio di programmazione ad oggetti. Così facendo sarà possibile creare un numero elevato di singoli programmi a seconda delle esigenze invece di costruire un singolo software che cerchi di soddisfare tutte le casistiche (come nel caso di Rezon).

La scelta del linguaggio è in questo caso specifica su SDK di tipo tecnico-scientifico. Ciò è stato fatto per pura convenienza dell'autore, è chiaro che la matematica del B.P.S. può essere sviluppata con successo tramite qualsiasi altro linguaggio come il c++ ecc.

1) Linguaggio

Il linguaggio di programmazione a cui faranno riferimento gli esempi che seguono è SuperCollider 2, un ambiente di sviluppo dedicato per la ricerca audio e derivato da *smalltalk*.

Questi linguaggi derivano dagli sviluppi dei linguaggi Music sviluppati da Max Matthews e poi ripresi da molti autori tra cui J. McCartney autore appunto di SC2. Per poter eseguire i listati che seguono occorre un computer Macintosh PPC possibilmente con processore G3 o superiore il runtime di SC2 di cui si può effettuare liberamente il download presso il sito. www.audiosynth.com.

La lettura dei listati dovrebbe risultare comunque familiare anche ad un programmatore C ecc.

SC2 usa degli oggetti audio chiamati Unit Generators, da cui è possibile generare funzioni come filtri, oscillatori ecc. chiamando le istanze delle proprie classi.

In ogni caso gli esempi relativi alle classi sviluppate per il B.P.S. sono solo indicativi e funzionali alla sperimentazione. Programmi e procedure dedicate dovranno essere di volta in volta messi a punto a seconda del risultato che si vuole ottenere.

2) La Classe BPS

La classe BPS genera direttamente l'oscillazione digitale in base al tono puro e alle sue varianti SU(pag. 15).

Di base la classe ha tre *methods* che generano appunto i tre modelli.

Di seguito la classe BPS in SC2:

```
BPS {
    //the pure bps function
```

```

*pure { arg missingFreq, sineArray=10, level,
        hpf=20,lpf=200 ;
        var sum, bpspure, filter, out;
        //the summing function
        sum = {arg s; s+2*missingFreq};
        bpspure = SinOsc.ar (Array.fill (
            sineArray.value, sum),0,
            LFSaw.kr(missingFreq.value,
                level/sineArray.value
            )//the oscillator modulated
        );
        filter = LPF.ar (HPF.ar(bpspure, hpf), lpf);
        ^out = Mix.ar (filter)
        // mixed because of the array
    }

    //the sul function
*sul { arg missingFreq, sineArray=10, level,
        hpf=20,lpf=200, suFreq=7, ratio=1;
        var sum, sul, filter, out;
        //the summing function
        sum = {arg s; s+2*missingFreq};
        sul = SinOsc.ar (Array.fill
            (sineArray.value, sum)
            +
            LFTri.kr(missingFreq.value*ratio,
                suFreq.value),0,
            LFSaw.kr (missingFreq.value,
                level/sine
                Array.value

```

```

    ));

    filter = LPF.ar (HPF.ar(su1, hpf), lpf);
    ^out = Mix.ar (filter)
}

//the su2 function
*su2 { arg missingFreq, sineArray=10, level,
      hpf=20, lpf=200, suFreq=7, ratio=1, train=10,
      trimTrain=1;
      var sum, sum2, su1, filter, trains,
          modTrain, out;

//the summing function
sum = {arg s; s+2*missingFreq};
sum2 = {arg s; s+2*train};

//the 2nd summing function
su1 = SinOsc.ar (Array.fill
(sineArray.value, sum)
+
    LFTri.kr(missingFreq.value*ratio,
             suFreq.value), 0,
            LFSaw.kr (missingFreq.value,
                      (level/(sineArray.value+1))-0.2
                      ) //the oscillator modulated
);

trains = HPF.ar (SinOsc.ar
(Array.fill (5, sum2)));
modTrain = LFTri.kr(train.value,
                    (level.value*0.4)

```

```

        *trimTrain.value);
    filter = LPF.ar (HPF.ar(sul+modTrain, hpf),
                    lpf);
    ^out = Mix.ar (filter)
}
}

```

3) La Classe RezModel

La classe RezModel utilizza un insieme di filtri (array) opportunamente tarati secondo i rilevamenti fatti in RPD tracciati sul cranio umano (vedi Allegato II).

Vi sono due variazioni tecniche per ora per la ricostruzione del modello. Il metodo rpd crea la simulazione utilizzando un insieme di filtri risonanti mentre il metodo .rpd2 utilizza una serie di filtri passabanda facendo passare solo le frequenze interessate.

Ambo i metodi producono il risultato richiesto, tuttavia producono modifiche sostanzialmente differenti allo spettro del B.P.S. emesso.

La scelta dell'uno o dell'altro metodo può essere meglio valutata in base ai criteri specifici relativi all'insieme degli elementi che comporranno il B.S.W.I. nella sua fase operativa.

Un ulteriore metodo mask è stato inoltre implementato per praticità. Questo metodo crea un modello per bande critiche applicabile ad eventuali generazioni sonore con funzione di mascheramento (vedi sez. mascheramento pag. 21)

```

RezModel {
    *rpd{arg input, mul;
        //the resonant model according rpd                //of human
skull
        var filter;

        filter=Klank.ar(`[[517,738,783,1329,1402,
                                1624,1919],
                        [0.088,0.092,0.201,0.276,
                        0.048,0.18, 0.1]

```

```

        ], input, mul:mul.value
    );
    ^filter
}

*rp2{arg input, qFactor, lpf=0.2;
//a variation using a filter //Bandpass

var filter;
filter=Mix.ar (BPF.ar(input, [517,738,783,
                            1329,1402, 1624, 1919],
                            qFactor.value)
)
^RLPF4.ar (filter, lpf.value)
}
*mask {arg input, qFactor;
//the resonant model according critical bands
var filter;
filter= Mix.ar( BPF.ar(input,
[16.770, 12.400,10.400, 8750, 7360, 6175,
5205,4380,3680,3095,2605,2190,1840,1545,1300,1095, 920, 775,655,
550, 450,350, 250, 150, 60], qFactor.value
)
);

^filter
}
}

```

D) B.S.W.I.

La stesura preliminare del software BSWI richiama tramite le classi sopradescritte tutti gli elementi che compongono l'algoritmo.

I BPS nelle sue forme (su-1, su-2 ecc.) modellato in rpd, a cui può essere aggiunto un rumore mascherante (rumore rosa o bianco ecc.) a cui è stato applicato il modello per bande critiche ecc.

Il programma è in grado di generare digitalmente il file relativo al risultato generato in quel momento. In questo modo si possono effettuare vari test in differenti situazioni.

La figura C1 raffigura una schermata del BSWI software in un momento operativo

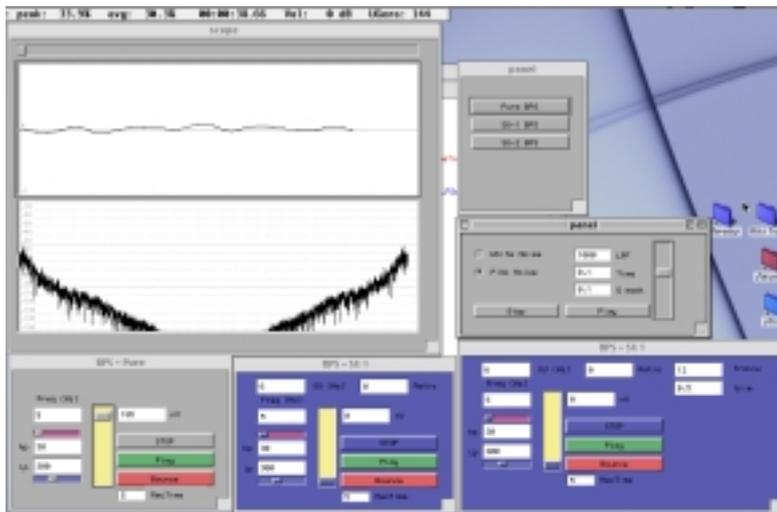


Figura C

Si rimanda all'appendice C per l'analisi di alcune forme d'onda generate con il BSWI.

E) Conclusioni

Gli strumenti informatici fin qui sviluppati, rappresentano un sistema comodo e pratico per una prima sperimentazione analitica.

Le applicazioni tutttavia sviluppabili sono molte e non devono necessariamente far uso di questi strumenti.

Le BPS possono ad esempio essere facilmente generate tramite sintetizzatori provvisti di un adeguato numero di oscillatori semplici e di filtri. Il rumore mascherante può essere derivato da registrazioni opportunamente filtrate ecc.

La struttura algoritmica del BSWI tutttavia deve essere prodotta in modo alquanto accurato, per cui l'uso degli strumenti informatici sviluppati è raccomandabile almeno nella creazione dei modelli di analisi.

L'Allegato I contiene i listati completi relativi a tutti i programmi BSWI.

Appendix C

Analisi

A) Procedura generale

Di seguito sono riportati i risultati delle analisi relativi ad alcune situazioni generate dai programmi BSWI.

Queste sono solo degli esempi che hanno lo scopo di chiarificare meglio ciò che effettivamente avviene durante la simulazione acustica dei modelli BPS e BSWI.

Le varie analisi partono da una semplice generazione BPS senza alcun modello risonatore applicato, fino ad un complesso SU-2 con risonatore e mascheramento.

Le varie schede raffigurano la schermata del programma di analisi, mentre si rimanda alla consultazione dei file completi in formato testo contenuti nel CD-Rom allegato.

Il programma utilizzato per le analisi è Audiosculpt dell'IRCAM di Parigi (c), mentre tutte le generazioni sono state effettuate direttamente utilizzando solo i programmi BSWI sviluppati da Riccardo Mazza (c).

Si noti come l'inviluppo e la definizione dei sonogrammi sia sempre intellegibile e ben delineata. Ciò è dovuto anche all'azione dei filtri passa alto e passa basso che ricostruiscono l'algoritmo B.P.S.

Le ampiezze sono state indicate in ηV in modo da dare un riferimento relativo tra i diversi ritmi. E' chiaro che ciò è solo una interpretazione da mappa lineare tra dbDFS e i valori delle onde del sonno.

B) Analisi BPS

1) BPS Semplice

Di seguito l'analisi relativa ad alcuni momenti in BPS semplice, senza alcun modello di risonanza applicato o variazioni SU.

Freq (Hz)	Amp (ηV)	Filtri (HPF - LPF)	Descrizione Onda	Nome del File
6.3	68	20 - 211	Theta	BPS_Theta
17.2	38	20 - 291	Sigma	BPS_Sigma
3.5	192	20 - 172	Delta	BPS_Delta

FgB1-BPS Theta

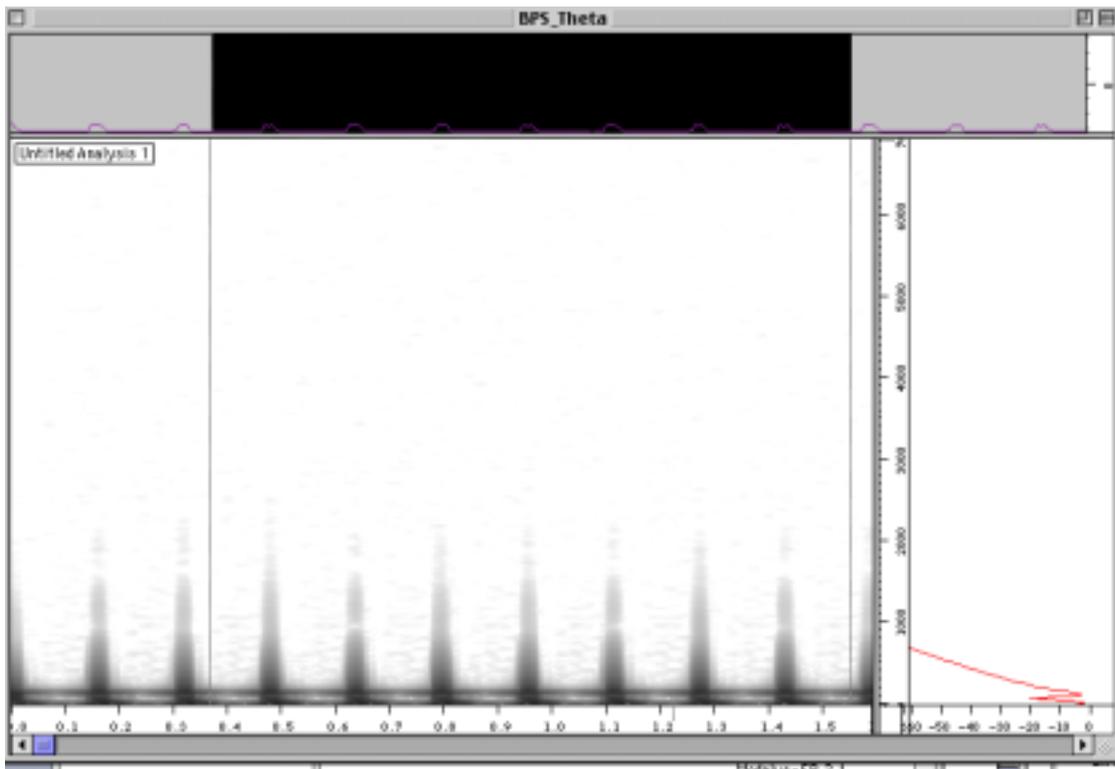


Fig B2 - BPS Sigma

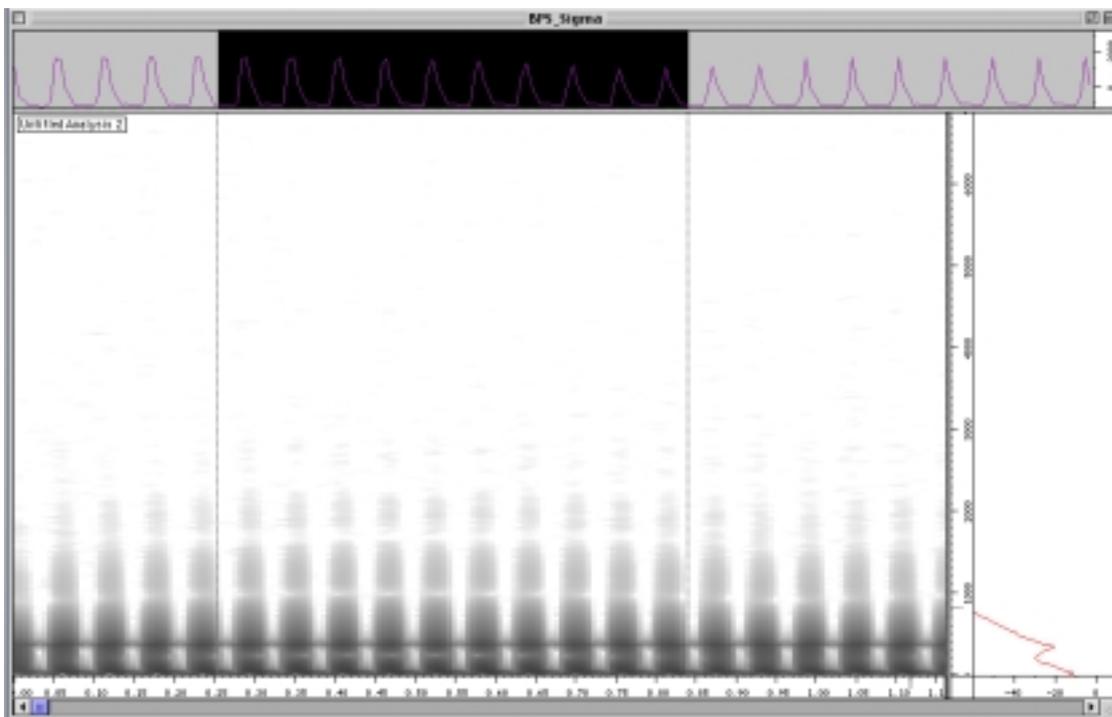
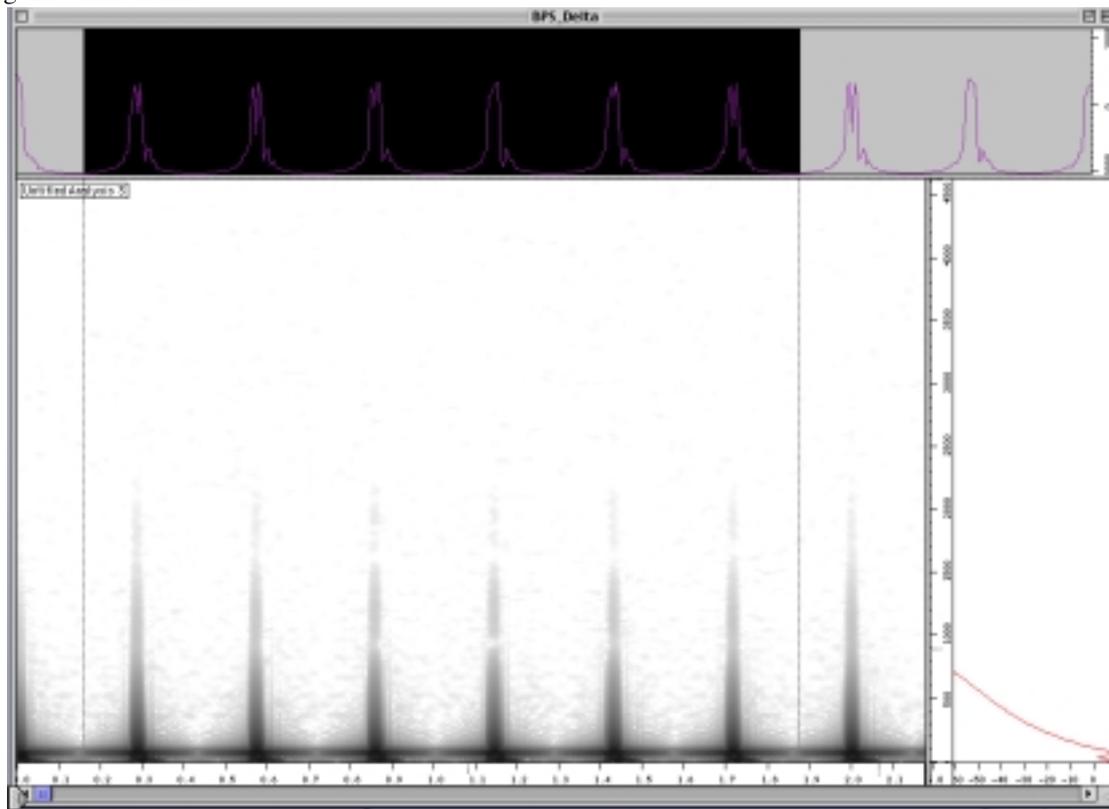


Fig. B3 - BPS Delta



2) BPS - Pure

Di seguito l'analisi relativa ad alcuni momenti in BPS semplice, ma con applicata la curva di risonanza rilevata in RPD (vedi Appendix A e Allegato I).

Freq (Hz)	Amp (ηV)	Filtri (HPF - LPF)	Descrizione Onda	Nome del File
5.9	70	20 - 240	Theta	Pure_Theta
18.6	42	20 - 240	Sigma	Pure_Sigma
1.5	200	20 - 190	Delta	Pure_Delta

Fig. B4

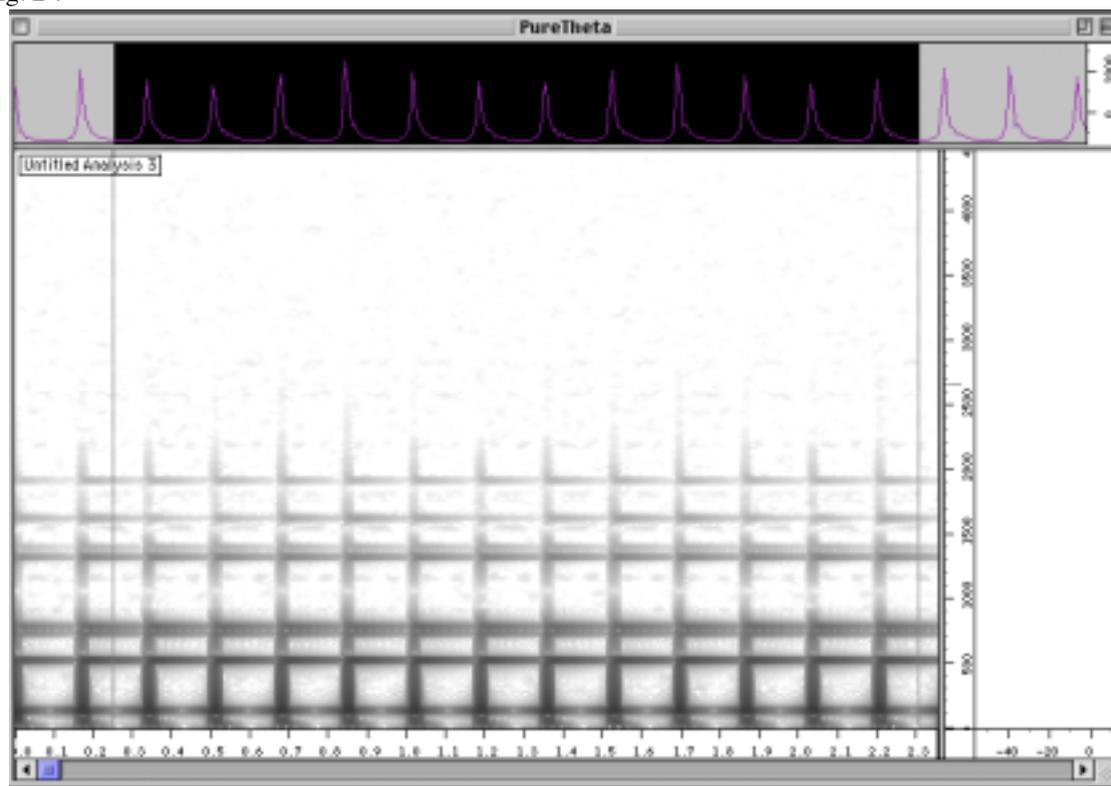


Fig. B5

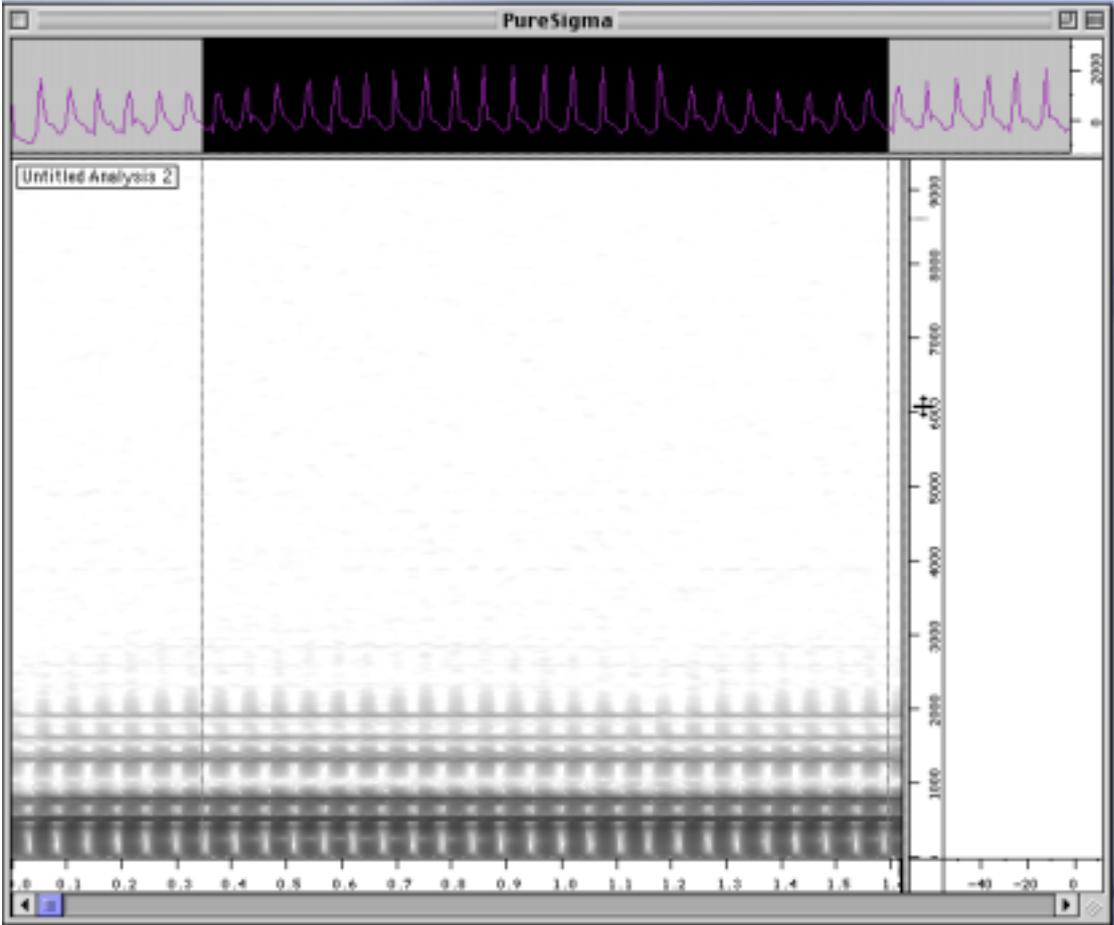
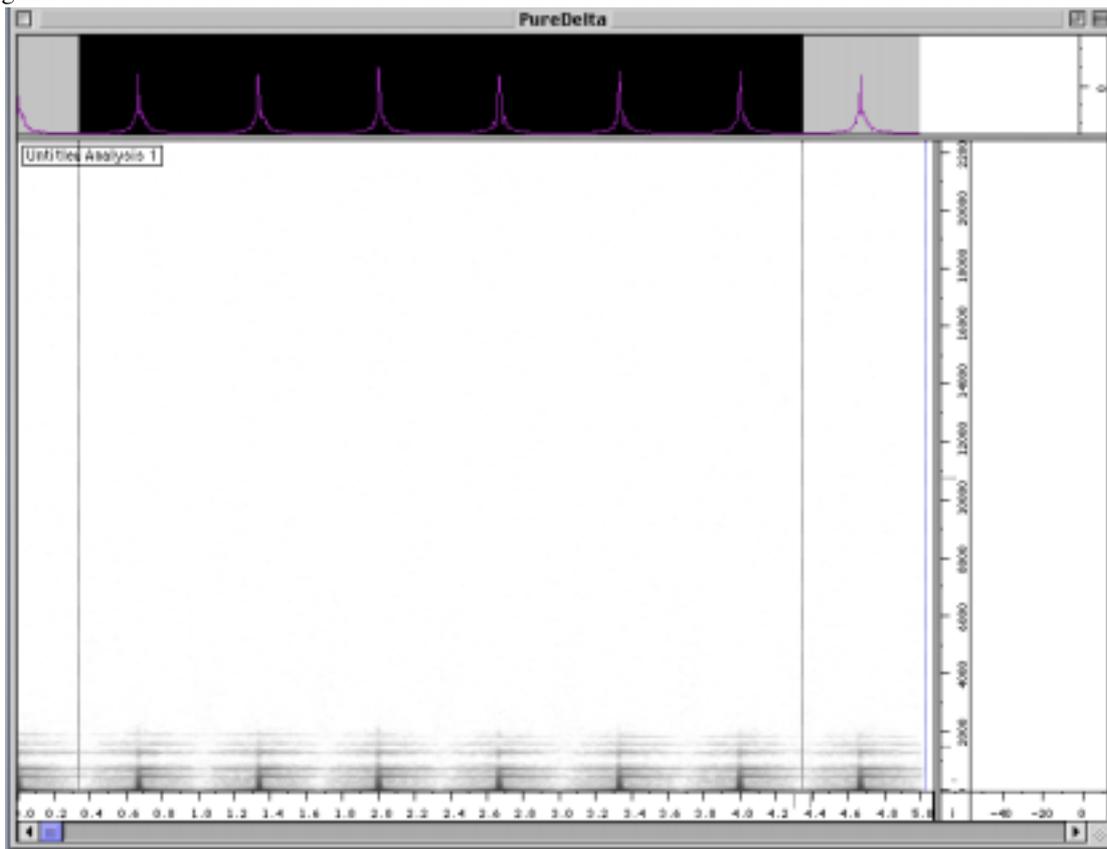


Fig. B6



3) BPS - SU-1

Di seguito l'analisi relativa ad alcuni momenti utilizzando l'algoritmo SU-1, con applicata la curva di risonanza rilevata in RPD (vedi Appendix A e Allegato I).

I due campi aggiuntivi nella tabella sono riferiti alle implementazioni di controllo sul software relative all'SU1. In particolare FM controlla la frequenza della modulazione in frequenza introdotta, mentre Ratio ne determina la frequenza in base alla frequenza fondamentale (ad es. se Ratio=1 significa che la modulazione avverrà ad ogni ciclo, se Ratio=0.5 avverrà un ciclo su due c.).

Come si può notare, il bilanciamento tra questi due parametri determina una maggior o minor risposta di linearità del modello, permettendo una riproduzione più simile a quelle riscontrate sul triaccato EEG.

Freq (Hz)	Amp (μ V)	F. (HPF - LPF)	FM (Hz)	Ratio	Onda	File
6.36	58	30 - 148	6.36	0.78	Theta	SU1_Theta
15.5	46	20 - 130	7	0.09	Sigma	SU1_Sigma
5.39	178	20 - 95	5.39	1	Delta	SU1_Delta

Fig. B7

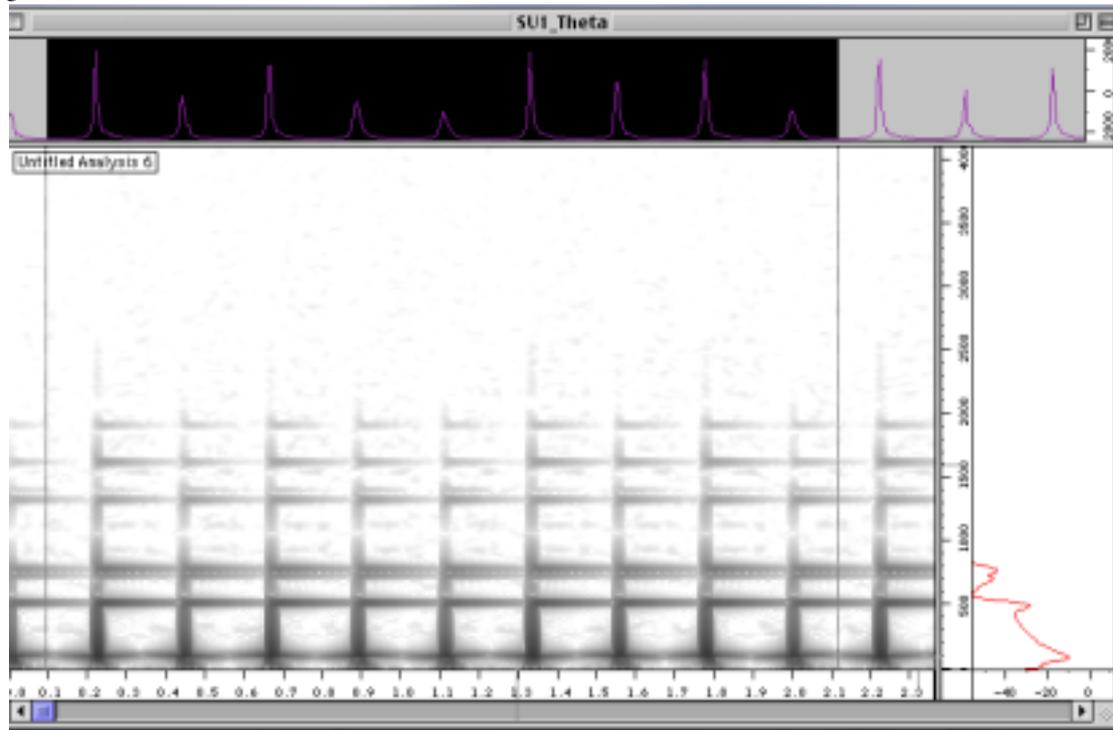


Fig. B8

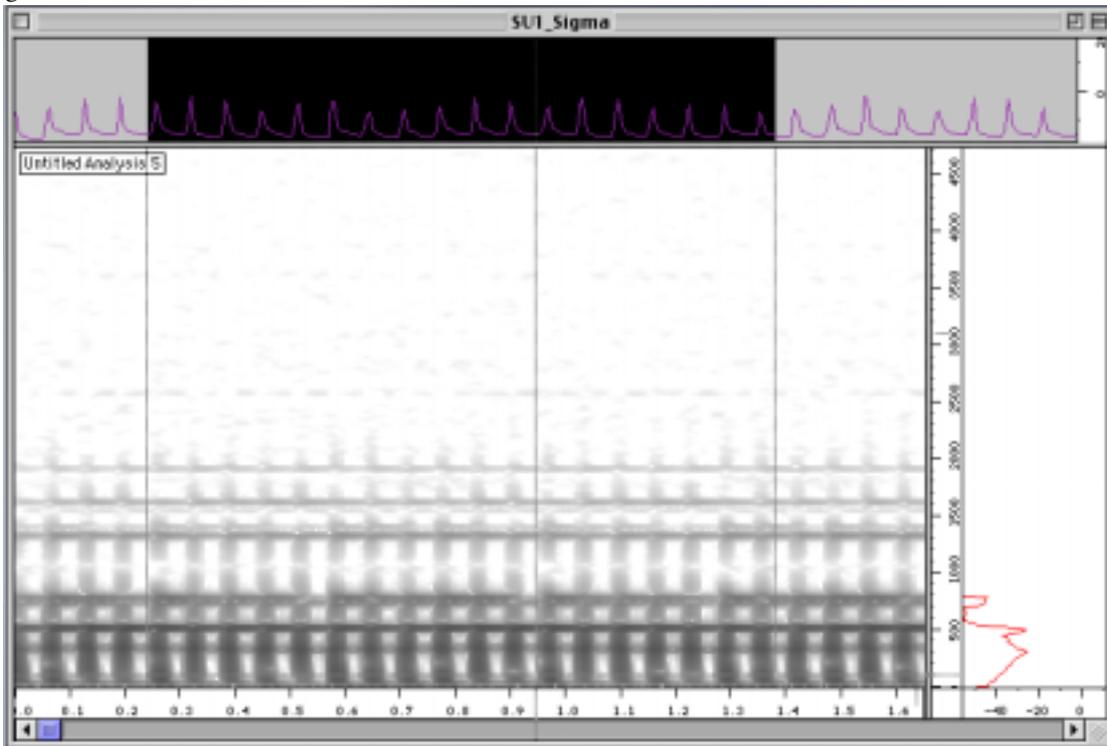
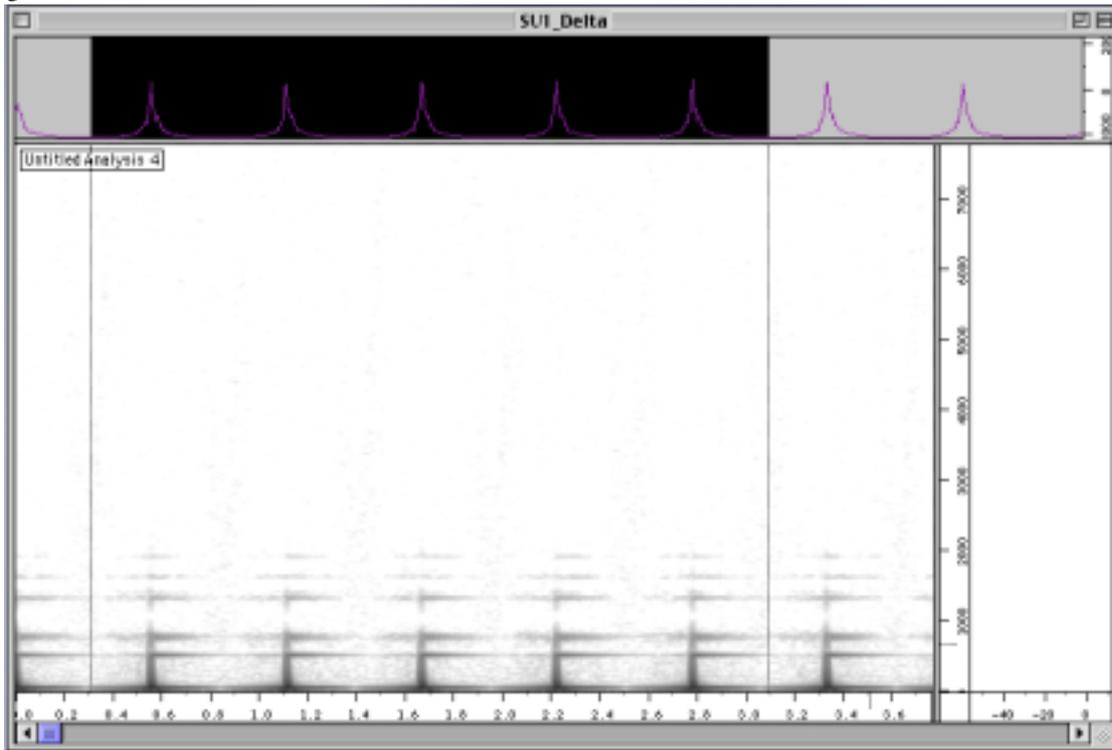


Fig. B9



4) BPS - SU-2

Di seguito l'analisi relativa ad alcuni momenti utilizzando l'algoritmo SU-2, con applicata la curva di risonanza rilevata in RPD (vedi Appendix A e Allegato I).

I due campi aggiuntivi nella tabella sono riferiti alle implementazioni di controllo sul software relative all'SU2. In particolare AM controlla la frequenza della modulazione in ampiezza aggiunte, mentre Trim ne determina il livello in relazione alla generazione BPS SU1 globale (ad es. Trim=1 significa che il livello della modulazione in ampiezza è lo stesso dell'onda base in quel momento generata, Trim=0.5 vuol dire che è al 50% ecc.).

In questo modo è possibile sperimentare la simulazione di diversi fusi del sonno e complessi K su modello di EEG effettuati.

f. (Hz)	Amp (ηV)	HPF - LPF	FM (Hz)	Ratio	AM	Trim	Onda	File
7.4	67	20 - 190	6	0.04	13.46	0.77	Theta	SU2_Theta
16.3	49	20 - 400	5.32	0.3	12.29	0.83	Sigma	SU2_Sigma
3.4	164	20 - 231	4.2	0.78	13.31	0.66	Delta	SU2_Delta

Fig. B10

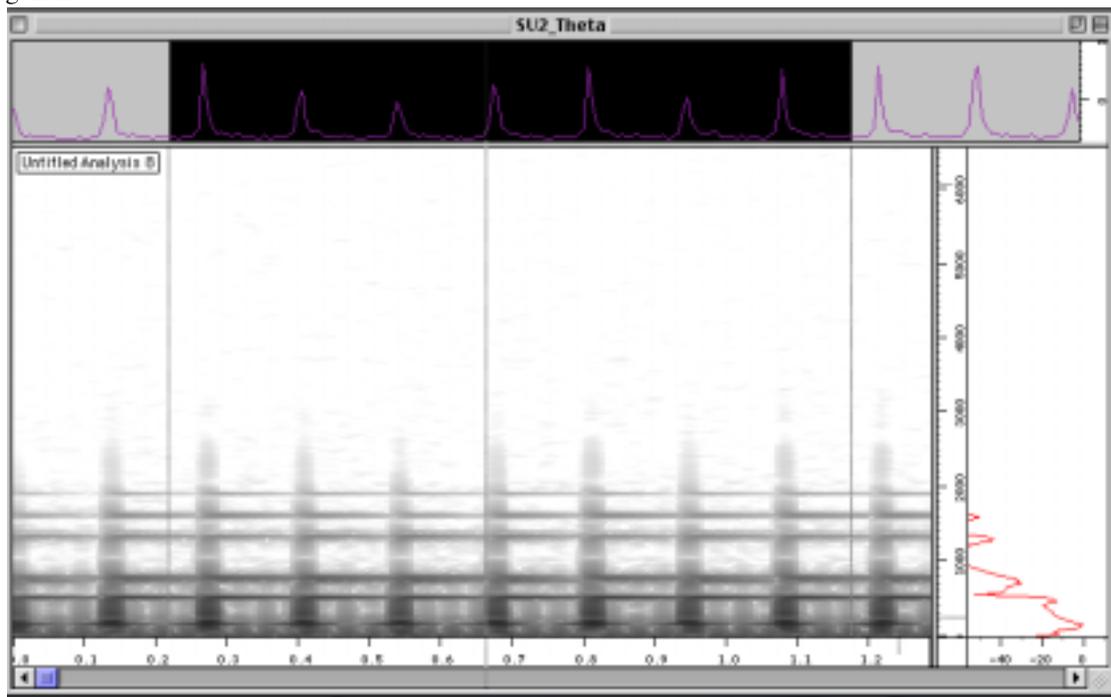


Fig. B11

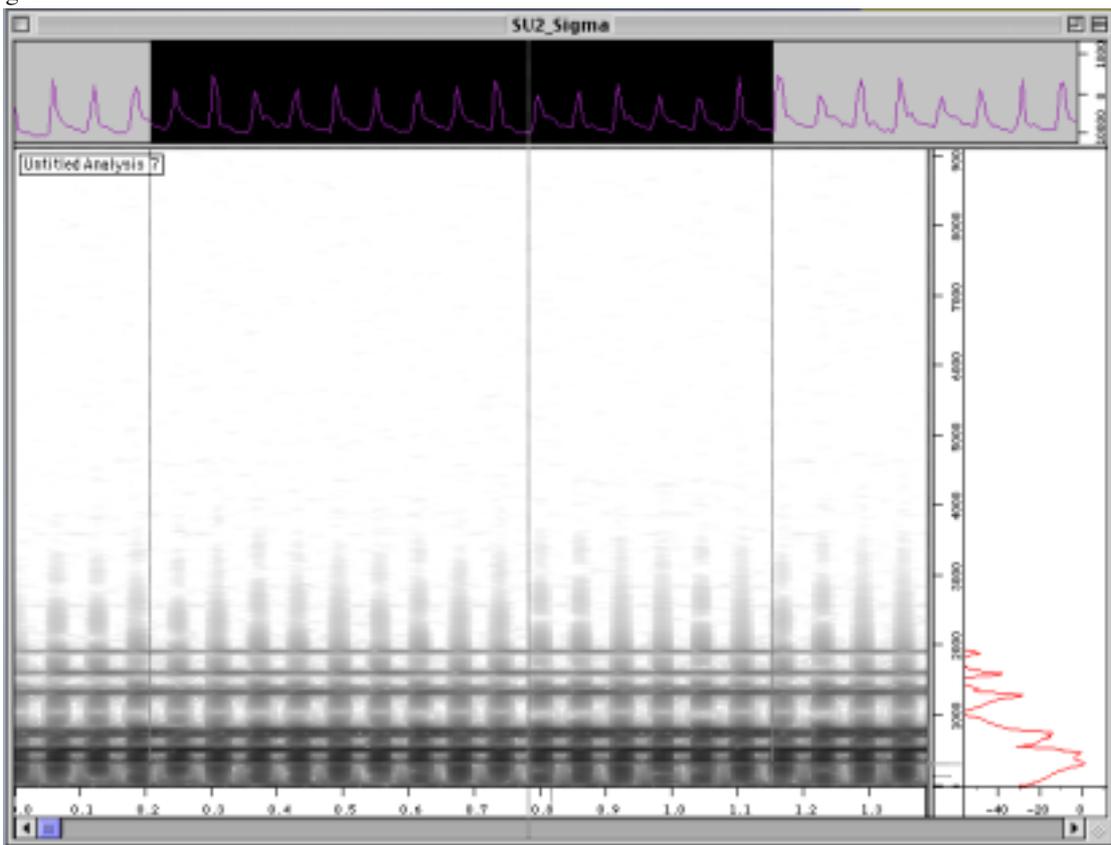
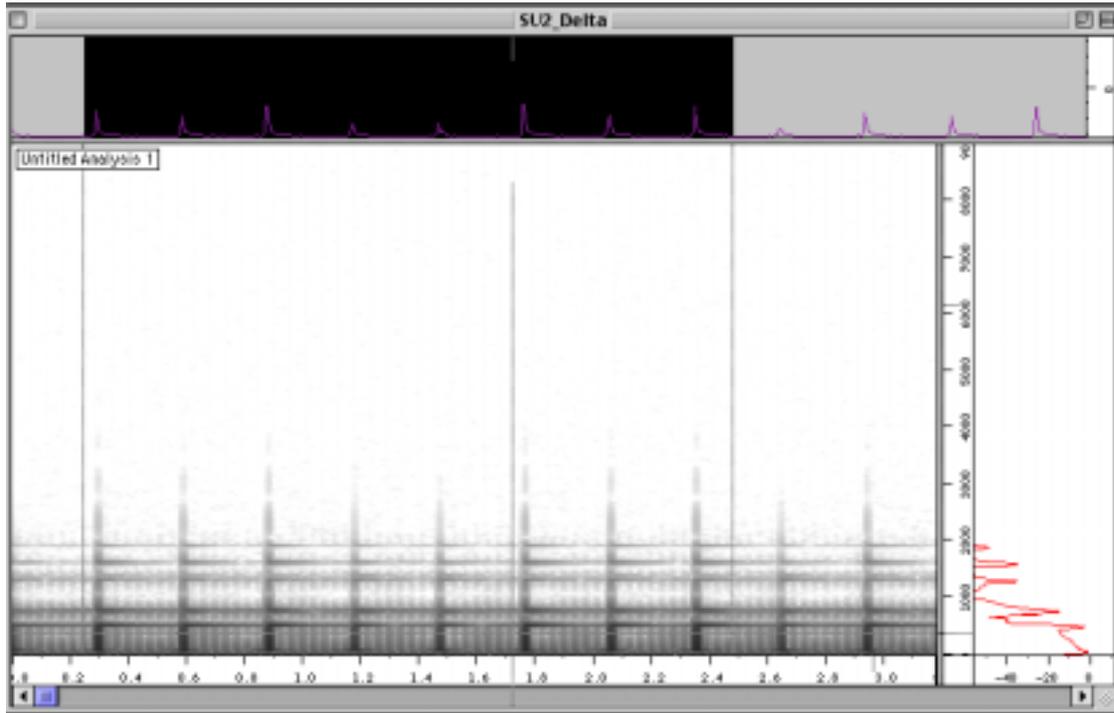


Fig. B12



C) Analisi dei Rumori Mascheranti

Le analisi che seguono sono relative a due rumori a banda larga a cui è stato applicato il modello per bande critiche analizzato precedentemente.

In particolare sono stati utilizzati un rumore bianco ed un rumore rosa. Ambo i segnali sono stati filtrati con un passabasso in modo da avvicinare il modello finale a quello di risposta non lineare fisiologica dell'orecchio.

Questi due esempi sono solo indicativi e funzionali al BSWI. Ambo i rumori e i modelli a bande critiche sono stati generati con i software BSWI.

Il modello a bande critiche si basa su una serie di filtri passabanda, il parametro Q ne determina la campanatura. I valori vanno da 0 a 1.

Rumore	Q (mod. bande critiche)	Filtro LPF	Nome del File
Bianco	0.298	1650	Noise_White
Rosa	0.032	1000	Noise_Pink

Fig. C1

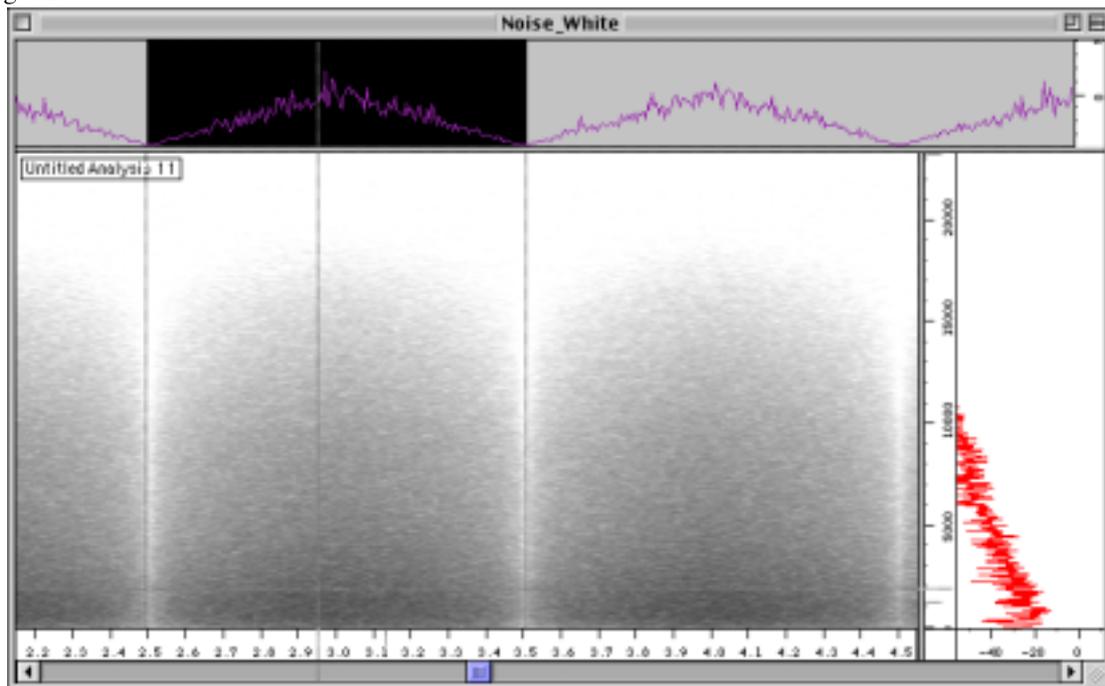
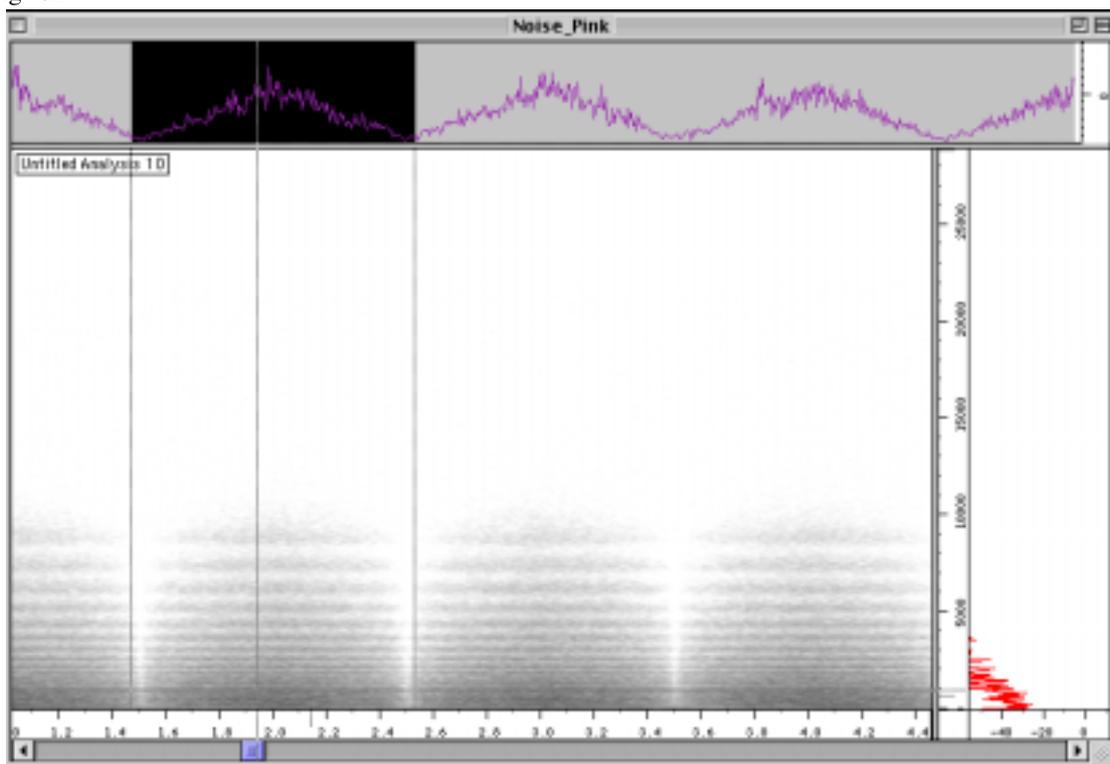


Fig. C2



D) Analisi dei B.S.W.I

Di seguito un esempio di analisi in B.S.W.I. completa. All'algoritmo in SU2 modellato in RPD, viene aggiunto un rumore modulato di mascheramento modellato per bande critiche.

Questo è un esempio di prodotto finito applicabile a cui associare una possibile sperimentazione.

Si noti come il rumore mascherante non intervenga sulla generazione B.P.S. che mantiene pressochè inalterate le proprie caratteristiche di spettro.

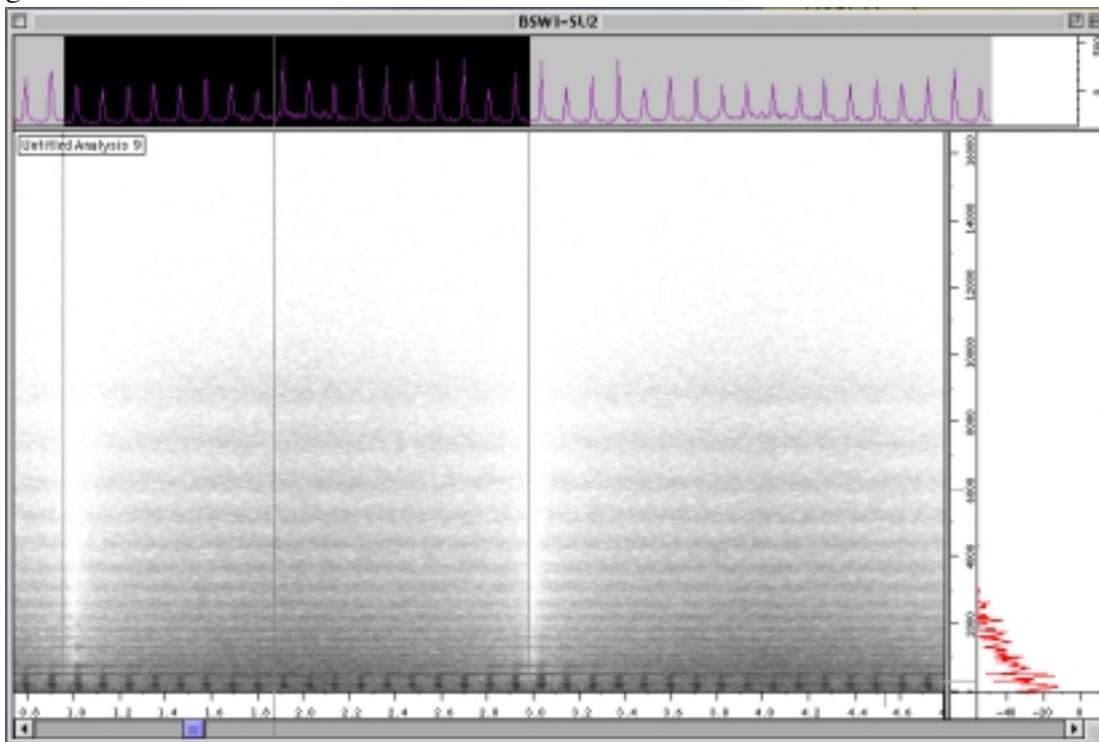
Caratteristiche dell' SU2:

f. (Hz)	Amp (ηV)	HPF - LPF	FM (Hz)	Ratio	AM	Trim	Onda	File
8.9	69	20 - 240	6.15	0.16	13.09	0.8	Theta	BSWI_SU2

Caratteristiche del rumore:

Rumore	Q (mod. bande critiche)	Filtro LPF
Rosa	0.079	990

Fig. D1



E) Conclusioni

Gli strumenti messi a punto per il BSWI si sono dimostrati efficaci a livello fisico-matematico, ma non è stato effettuato alcun test su soggetti idonei.

I modelli sviluppati fin ora rappresentano un punto di partenza e non un punto di arrivo, in quanto innumerevoli tecniche e variabili possono essere introdotte e sviluppate in modo indipendente.

Tutta la documentazione allegata nel CD-Rom trova corrispettivo nei file audio relativi, per cui è possibile approfondire la materia eventualmente tramite ulteriori analisi basate su tecniche differenti da quelle impiegate qui (Fourier ecc.)

Allegato I

Schede e rilevazioni RPD

A) Descrizione Generale

Le schede che seguono fanno riferimento alla rilevazione fatta in RPD utilizzando il programma Rezon in camera semi-anechoica.

Sono stati rilevati tutti i punti relativi all'emisfero destro su un soggetto di media età secondo il sistema 10-20 della Federazione Internazionale EEG.

Piochè l'analogia relative ai punti di rilevamento sul cranio è soltanto funzionale al tracciato di un modello risonatore, ciò che vale per un emisfero è vero anche per l'altro, per cui è stato sufficiente effettuare l'analisi con 10+1 tests denominati per praticità secondo il sistema 10-20.

La Fig. 1 raffigura il sistema impiegato e la loro denominazione.

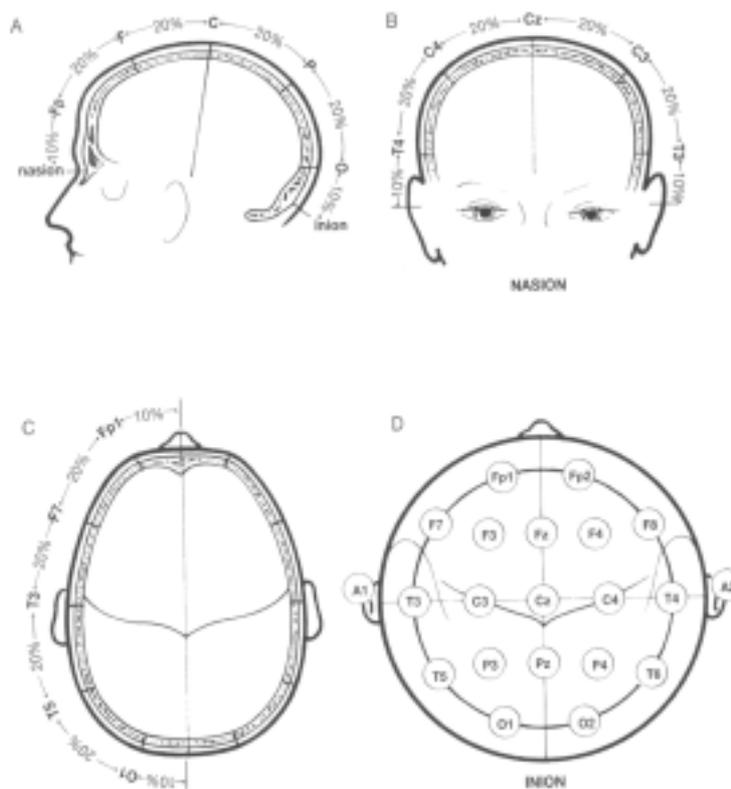


Figura 1.3 Posizionamento degli elettrodi secondo il sistema 10-20 della Federazione Internazionale di EEG. Nella figura (A) è raffigurato il posizionamento degli elettrodi sulla linea mediana antero-posteriore; nella figura (B) è raffigurata la disposizione degli elettrodi sulla linea coronale latero-laterale; nella figura (C) è raffigurata la disposizione degli elettrodi sulla linea orizzontale; nella figura (D) è riportato un montaggio con 21 elettrodi

I rilevamenti sono stati effettuati utilizzando due stetoscopi identici recisi all'inizio della forcina a cui sono stati applicati due microfoni opportunamente isolati.

Nella Figura 2 la fotografia del mezzo in camera anecoica all'atto della rilevazione del mezzo.



Le due capsule α e β corrispondenti ai due diaframmi sono state tra loro opportunamente isolate con uno strato di gomma in modo da minimizzare la diafonia tra le due capsule.

Il diaframma α è quello applicato di volta in volta alla parte di cranio da analizzare, mentre il diaframma β separato da uno strato isolante è direzionato in modo opposto.

Il diffusore acustico è stato posizionato perpendicolarmente al sistema in modo da minimizzare le differenze derivate dall'assorbimento generato dalle parti a contatto.

Nella Figura 3 un momento del rilevamento



B) Analisi

I files prodotti dalle singole rilevazioni sono stati analizzati in susseguente utilizzando un software dedicato professionale per l'analisi armonica e spettrale.

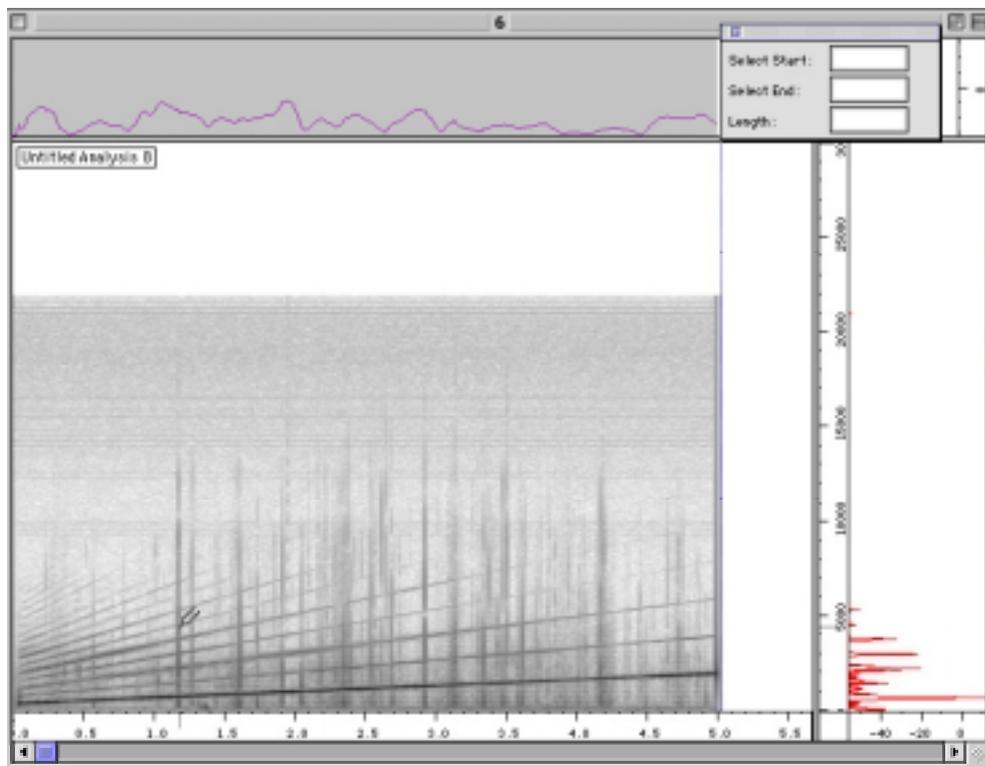
Come si può notare dalla figura 4, lo spettrogramma mostra alcune zone di picco nel dominio del tempo che corrispondono ad una maggior energia trasmessa dalla struttura ossea per quella frequenza generata dal tono emesso in quel momento.

Abbiamo tendenzialmente scelto un massimo di 3 - 4 frequenze significative per rilevazione. Come evidenziato dallo spettro in realtà non è quasi mai una singola frequenza ad entrare in risonanza, bensì un range più o meno ampio di frequenze adiacenti con una punta massima di picco, che corrisponde a quella da noi segnata sulle schede.

Nel tracciato finale pertanto il nostro modello utilizzerà un parametro che abiliterà una certa *campana* per quella determinata frequenza (vedi report finale).

Ogni analisi è stata comunque generata come file di testo per ogni window dell'FFT. Date le dimensioni di ogni analisi (circa 300 pagine cad.) si allega un CD-Rom contenente i files audio stessi e i singoli testi per ogni scheda.

Figura 4. Una schermata di Audiosculpt relativa ad un momento dell'analisi.



C) Modello RPD

Di seguito i risultati tracciati su di un grafico relativi all'analisi effettuata in RPD.

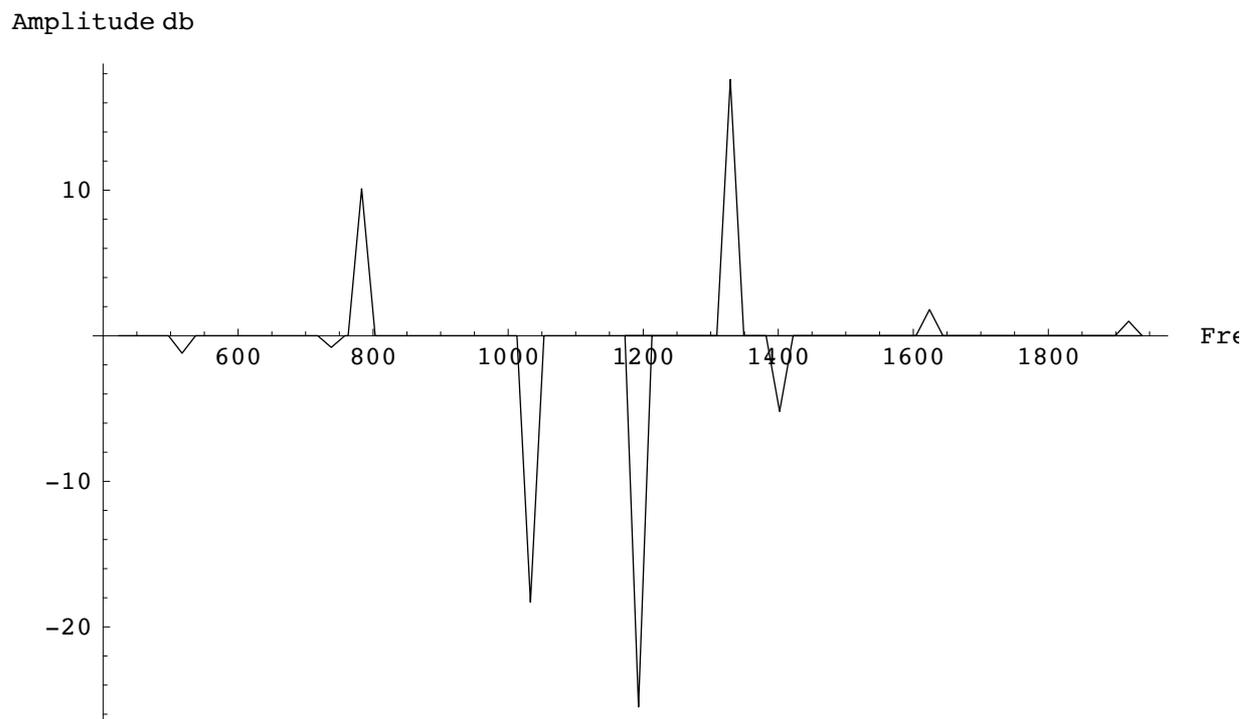
La tabella qui riportata è relativa alla somma algebrica delle frequenze riportate nelle singole schede. Ciò favorisce la somma delle zone con più alto valore di risonanza e penalizza quelle a bassa resa energetica.

In questo modo il modello che sarà implementato nelle B.P.S. sarà maggiormente efficace a minor resa di pressione acustica.

Nota: I valori al di sotto di - 20db non sono stati riportati

$f_1 = 443.0$	$a_1 = -0.0$	$f_{13} = 0.0$	$a_{13} = 0.0$	$f_{25} = 0.0$	$a_{25} = 0.0$	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>
$f_2 = 517.0$	$a_2 = -1.2$	$f_{14} = 0.0$	$a_{14} = 0.0$	$f_{26} = 0.0$	$a_{26} = 0.0$	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>
$f_3 = 738.0$	$a_3 = -0.8$	$f_{15} = 0.0$	$a_{15} = 0.0$	$f_{27} = 0.0$	$a_{27} = 0.0$	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>
$f_4 = 783.0$	$a_4 = 10.1$	$f_{16} = 0.0$	$a_{16} = 0.0$	$f_{28} = 0.0$	$a_{28} = 0.0$	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>
$f_5 = 1033.0$	$a_5 = -18.3$	$f_{17} = 0.0$	$a_{17} = 0.0$	$f_{29} = 0.0$	$a_{29} = 0.0$	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>
$f_6 = 1329.0$	$a_6 = 17.6$	$f_{18} = 0.0$	$a_{18} = 0.0$	$f_{30} = 0.0$	$a_{30} = 0.0$	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>
$f_7 = 1402.0$	$a_7 = -5.2$	$f_{19} = 0.0$	$a_{19} = 0.0$	$f_{31} = 0.0$	$a_{31} = 0.0$	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>
$f_8 = 1624.0$	$a_8 = 1.8$	$f_{20} = 0.0$	$a_{20} = 0.0$	$f_{32} = 0.0$	$a_{32} = 0.0$	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>
$f_9 = 1919.0$	$a_9 = 1.0$	$f_{21} = 0.0$	$a_{21} = 0.0$	$f_{33} = 0.0$	$a_{33} = 0.0$	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>
$f_{10} = 1193.0$	$a_{10} = -25.5$	$f_{22} = 0.0$	$a_{22} = 0.0$	$f_{34} = 0.0$	$a_{34} = 0.0$	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>
$f_{11} = 0.0$	$a_{11} = 0.0$	$f_{23} = 0.0$	$a_{23} = 0.0$	$f_{35} = 0.0$	$a_{35} = 0.0$	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>
$f_{12} = 0.0$	$a_{12} = 0.0$	$f_{24} = 0.0$	$a_{24} = 0.0$	$f_{36} = 0.0$	$a_{36} = 0.0$	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>

$Q = 20;$



Come si può notare da modello le zone che rispondono meglio come risuonatori sono quelle intorno agli 800Hz e ai 1300Hz. Sfruttando questo potenziale e concentrandolo in queste zone otterremo un'effettiva vibrazione ossea nella zona del cranio.

Resonant Test per rilevazione RPD

Scheda N.1 Eseguito da: Mazza R. data: 18 - 11- 2002

Soggetto(Nome/Cognome): Bozzola Paolo

Circonferenza del cranio: 55 cm, Sesso (M), Età: 25

Materiale utilizzato (microfoni, amplificatori di segnale ecc.):

Tipo: 2 Microfoni micro	Marca: AKG S-300	Mod. CK-97 0
Tipo: Premplificatori	Marca: Presonus	Mod. Digimax
Tipo: Diffusore	Marca: Event	Mod. 20/20
Tipo: Interfaccia AD/DA	Marca: Echo	Mod. Layla
Tipo: 2 Stetoscopi	Marca: WelchAllyn	Mod. 40mm CR+Verp.
Tipo: Computer	Marca: Macintosh	Mod. Titanium G4/400
Tipo: Software	Marca: Rezon	Mod. _____
Tipo: _____	Marca: _____	Mod. _____
Tipo: _____	Marca: _____	Mod. _____
Tipo: _____	Marca: _____	Mod. _____

1) Trimming del mezzo (δ) - *Una tantum*:

Segnale taratura Hz 100

Valore di $\alpha\text{-}\beta$: ≤ 56 dbDFS (non significativo)

2) Rilevamento

Posizione sul cranio **F7**

Taratura Hz 100

Tono: limmin (Hz) 400 limmax (Hz) 2000 sec. 5

Somma di $\alpha\text{-}\beta$: **$\theta 1$**

3) Analisi di $\theta 1$

Software Audiosculpt Autore IRCAM

FFT: Size 512 W size 512 W step 64 Fun (Hz) 430

4) Risultante analisi -> θ_1

Il grafico esprime le frequenze e le ampiezze rilevate dal programma di analisi (vedi report completo denominato *out_nscheda*).

Il Q indica la campana in Hz.

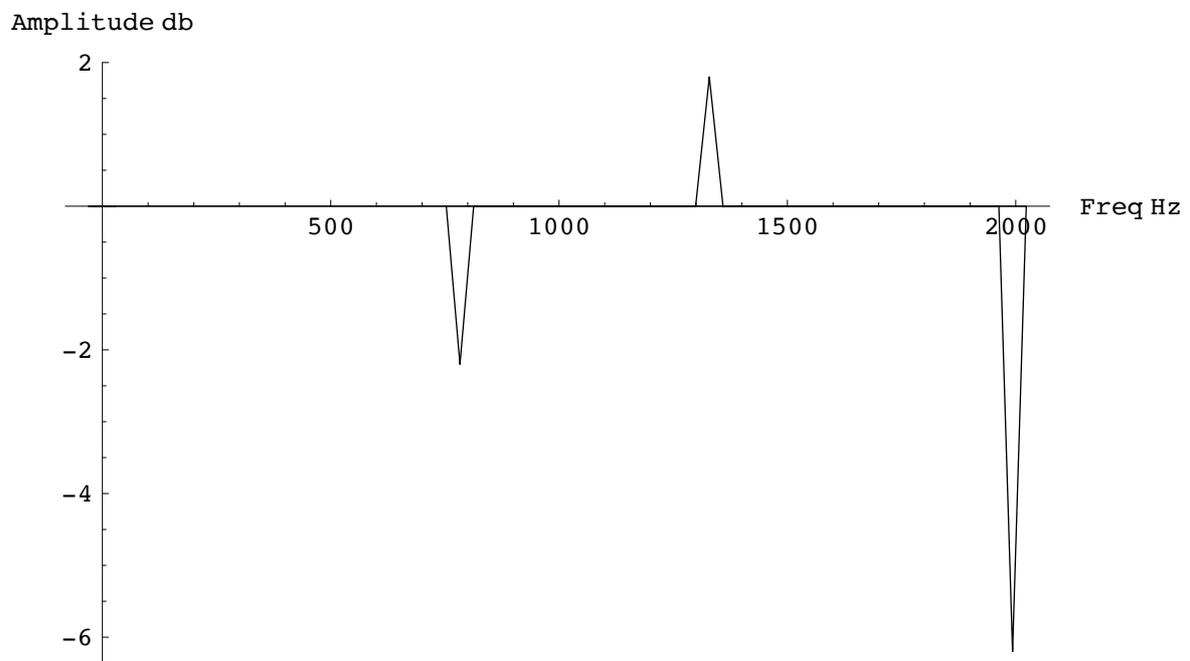
$$f_1 = 783.0; \quad a_1 = -2.2;$$

$$f_2 = 1329.0; \quad a_2 = 1.8;$$

$$f_3 = 1993.0; \quad a_3 = -6.2;$$

$$f_4 = 0.0; \quad a_4 = 0.0;$$

$$Q = 30.0;$$



Resonant Test per rilevazione RPD

Scheda N.2 Eseguito da: Mazza R. data: 18 - 11- 2002

Soggetto(Nome/Cognome): Bozzola Paolo

Circonferenza del cranio: 55 cm, Sesso (M), Età: 25

Materiale utilizzato (microfoni, amplificatori di segnale ecc.):

Tipo: 2 Microfoni micro	Marca: AKG S-300	Mod. CK-97 0
Tipo: Premplicatori	Marca: Presonus	Mod. Digimax
Tipo: Diffusore	Marca: Event	Mod. 20/20
Tipo: Interfaccia AD/DA	Marca: Echo	Mod. Layla
Tipo: 2 Stetoscopi	Marca: WelchAllyn	Mod. 40mm CR+Verp.
Tipo: Computer	Marca: Macintosh	Mod. Titanium G4/400
Tipo: Software	Marca: Rezon	Mod. _____
Tipo: _____	Marca: _____	Mod. _____
Tipo: _____	Marca: _____	Mod. _____
Tipo: _____	Marca: _____	Mod. _____

1) Trimming del mezzo (δ) - *Una tantum*:

Segnale taratura Hz 100

Valore di α - β : ≤ 56 dbDFS (non significativo)

2) Rilevamento

Posizione sul cranio **Fp1**

Taratura Hz 100

Tono: limmin (Hz) 400 limmax (Hz) 2000 sec. 5

Somma di α - β : $\theta 2$

3) Analisi di $\theta 2$

Software Audiosculpt

Autore IRCAM

FFT: Size 512 W size 512 W step 64 Fun (Hz) 430

4) Risultante analisi $\rightarrow \theta_2$

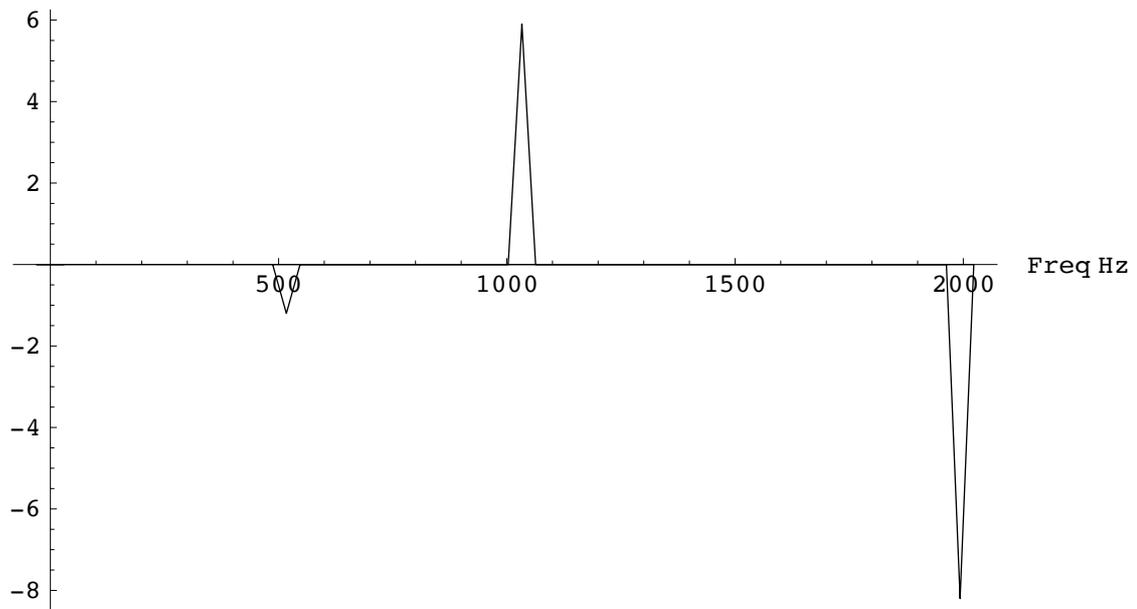
Il grafico esprime le frequenze e le ampiezze rilevate dal programma di analisi (vedi report completo denominato *out_nscheda*).

Il Q indica la campana in Hz.

$f_1 = 517.0;$ $a_1 = -1.2;$
 $f_2 = 1033.0;$ $a_2 = 5.9;$
 $f_3 = 1993.0;$ $a_3 = -8.2;$
 $f_4 = 0.0;$ $a_4 = 0.0;$

$Q = 30.0;$

Amplitude db



Resonant Test per rilevazione RPD

Scheda N.3 Eseguito da: Mazza R.

data: 18 - 11- 2002

Soggetto(Nome/Cognome): Bozzola Paolo

Circonferenza del cranio: 55 cm, Sesso (M), Età: 25

Materiale utilizzato (microfoni, amplificatori di segnale ecc.):

Tipo: 2 Microfoni micro	Marca: AKG S-300	Mod. CK-97 0
Tipo: Premplificatori	Marca: Presonus	Mod. Digimax
Tipo: Diffusore	Marca: Event	Mod. 20/20
Tipo: Interfaccia AD/DA	Marca: Echo	Mod. Layla
Tipo: 2 Stetoscopi	Marca: WelchAllyn	Mod. 40mm CR+Verp.
Tipo: Computer	Marca: Macintosh	Mod. Titanium G4/400
Tipo: Software	Marca: Rezon	Mod. _____
Tipo: _____	Marca: _____	Mod. _____
Tipo: _____	Marca: _____	Mod. _____
Tipo: _____	Marca: _____	Mod. _____

1) Trimming del mezzo (δ) - *Una tantum*:

Segnale taratura Hz 100

Valore di $\alpha\text{-}\beta$: ≤ 56 dbDFS (non significativo)

2) Rilevamento

Posizione sul cranio **T3**

Taratura Hz 100

Tono: limmin (Hz) 400 limmax (Hz) 2000 sec. 5

Somma di $\alpha\text{-}\beta$: **$\theta 3$**

3) Analisi di $\theta 3$

Software Audiosculpt Autore IRCAM

FFT: Size 512 W size 512 W step 64 Fun (Hz) 430

4) Risultante analisi -> θ_3

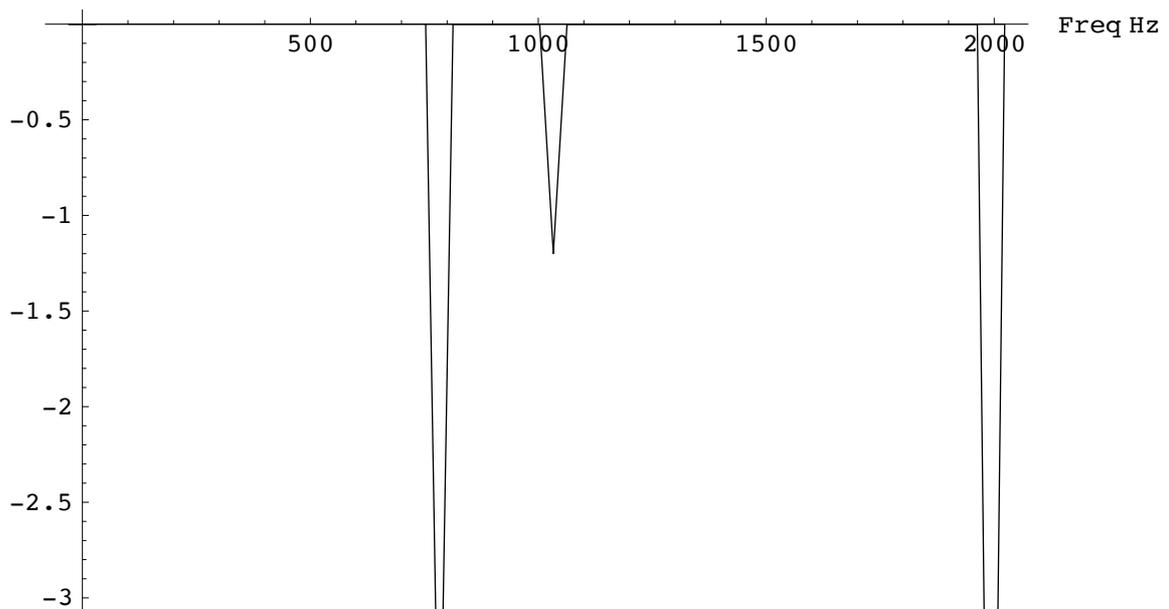
Il grafico esprime le frequenze e le ampiezze rilevate dal programma di analisi (vedi report completo denominato *out_nscheda*).

Il *Q* indica la campana in Hz.

$f_1 = 783.0;$ $a_1 = -4.2;$
 $f_2 = 1033.0;$ $a_2 = -1.2;$
 $f_3 = 1993.0;$ $a_3 = -6.2;$
 $f_4 = 0.0;$ $a_4 = 0.0;$

$Q = 30.0;$

Amplitude db



Resonant Test per rilevazione RPD

Scheda N.4 Eseguito da: Mazza R.

data: 18 - 11- 2002

Soggetto(Nome/Cognome): Bozzola Paolo

Circonferenza del cranio: 55 cm, Sesso (M), Età: 25

Materiale utilizzato (microfoni, amplificatori di segnale ecc.):

Tipo: 2 Microfoni micro	Marca: AKG S-300	Mod. CK-97 0
Tipo: Premplificatori	Marca: Presonus	Mod. Digimax
Tipo: Diffusore	Marca: Event	Mod. 20/20
Tipo: Interfaccia AD/DA	Marca: Echo	Mod. Layla
Tipo: 2 Stetoscopi	Marca: WelchAllyn	Mod. 40mm CR+Verp.
Tipo: Computer	Marca: Macintosh	Mod. Titanium G4/400
Tipo: Software	Marca: Rezon	Mod. _____
Tipo: _____	Marca: _____	Mod. _____
Tipo: _____	Marca: _____	Mod. _____
Tipo: _____	Marca: _____	Mod. _____

1) Trimming del mezzo (δ) - *Una tantum*:

Segnale taratura Hz 100

Valore di $\alpha\text{-}\beta$: ≤ 56 dbDFS (non significativo)

2) Rilevamento

Posizione sul cranio **T5**

Taratura Hz 100

Tono: limmin (Hz) 400 limmax (Hz) 2000 sec. 5

Somma di $\alpha\text{-}\beta$: **$\theta 4$**

3) Analisi di $\theta 4$

Software Audiosculpt Autore IRCAM

FFT: Size 512 W size 512 W step 64 Fun (Hz) 430

4) Risultante analisi -> $\theta 4$

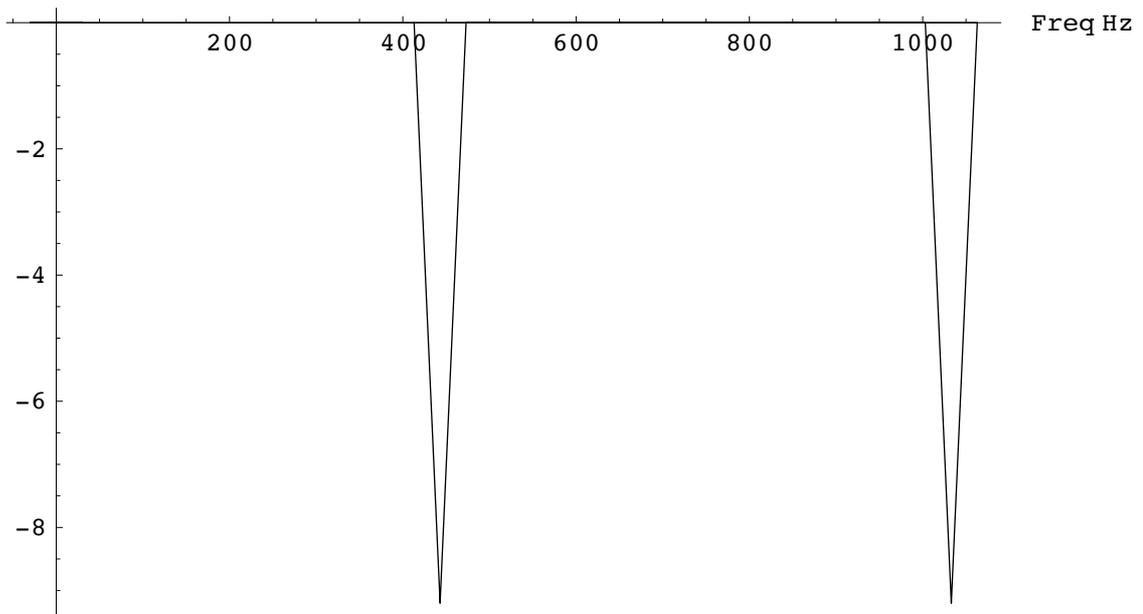
Il grafico esprime le frequenze e le ampiezze rilevate dal programma di analisi (vedi report completo denominato *out_nscheda*).

Il *Q* indica la campana in Hz.

$f_1 = 443.0;$ $a_1 = -9.2;$
 $f_2 = 1033.0;$ $a_2 = -9.2;$
 $f_3 = 0.0;$ $a_3 = 0.0;$
 $f_4 = 0.0;$ $a_4 = 0.0;$

$Q = 30.0;$

Amplitude db



Resonant Test per rilevazione RPD

Scheda N.5 Eseguito da: Mazza R.

data: 18 - 11- 2002

Soggetto(Nome/Cognome): Bozzola Paolo

Circonferenza del cranio: 55 cm, Sesso (M), Età: 25

Materiale utilizzato (microfoni, amplificatori di segnale ecc.):

Tipo: 2 Microfoni micro	Marca: AKG S-300	Mod. CK-97 0
Tipo: Premplificatori	Marca: Presonus	Mod. Digimax
Tipo: Diffusore	Marca: Event	Mod. 20/20
Tipo: Interfaccia AD/DA	Marca: Echo	Mod. Layla
Tipo: 2 Stetoscopi	Marca: WelchAllyn	Mod. 40mm CR+Verp.
Tipo: Computer	Marca: Macintosh	Mod. Titanium G4/400
Tipo: Software	Marca: Rezon	Mod. _____
Tipo: _____	Marca: _____	Mod. _____
Tipo: _____	Marca: _____	Mod. _____
Tipo: _____	Marca: _____	Mod. _____

1) Trimming del mezzo (δ) - *Una tantum*:

Segnale taratura Hz 100

Valore di $\alpha\text{-}\beta$: ≤ 56 dbDFS (non significativo)

2) Rilevamento

Posizione sul cranio **01**

Taratura Hz 100

Tono: limmin (Hz) 400 limmax (Hz) 2000 sec. 5

Somma di $\alpha\text{-}\beta$: **$\theta 5$**

3) Analisi di $\theta 5$

Software Audiosculpt Autore IRCAM

FFT: Size 512 W size 512 W step 64 Fun (Hz) 430

4) Risultante analisi -> θ_5

Il grafico esprime le frequenze e le ampiezze rilevate dal programma di analisi (vedi report completo denominato *out_nscheda*).

Il *Q* indica la campana in Hz.

$$f_1 = 738.0; \quad a_1 = -0.8;$$

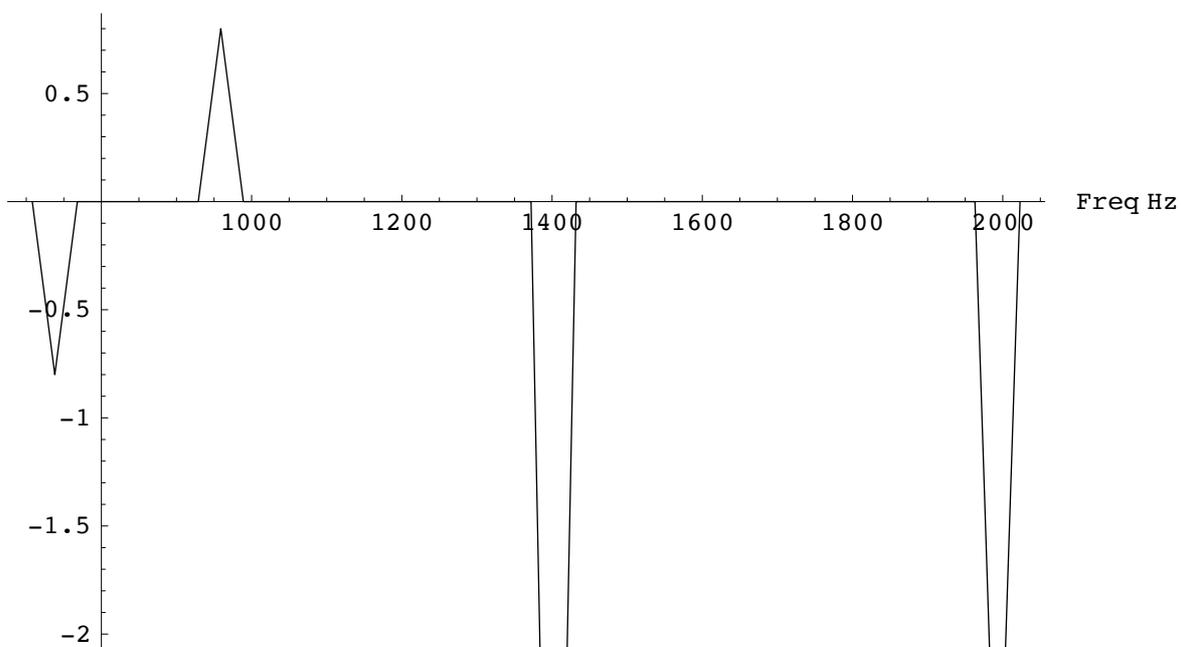
$$f_2 = 959.0; \quad a_2 = 0.8;$$

$$f_3 = 1402.0; \quad a_3 = -5.2;$$

$$f_4 = 1993.0; \quad a_4 = -3.2;$$

$$Q = 30.0;$$

Amplitude db



Resonant Test per rilevazione RPD

Scheda N.6 Eseguito da: Mazza R.

data: 18 - 11- 2002

Soggetto(Nome/Cognome): Bozzola Paolo

Circonferenza del cranio: 55 cm, Sesso (M), Età: 25

Materiale utilizzato (microfoni, amplificatori di segnale ecc.):

Tipo: 2 Microfoni micro	Marca: AKG S-300	Mod. CK-97 0
Tipo: Premplificatori	Marca: Presonus	Mod. Digimax
Tipo: Diffusore	Marca: Event	Mod. 20/20
Tipo: Interfaccia AD/DA	Marca: Echo	Mod. Layla
Tipo: 2 Stetoscopi	Marca: WelchAllyn	Mod. 40mm CR+Verp.
Tipo: Computer	Marca: Macintosh	Mod. Titanium G4/400
Tipo: Software	Marca: Rezon	Mod. _____
Tipo: _____	Marca: _____	Mod. _____
Tipo: _____	Marca: _____	Mod. _____
Tipo: _____	Marca: _____	Mod. _____

1) Trimming del mezzo (δ) - *Una tantum*:

Segnale taratura Hz 100

Valore di $\alpha\text{-}\beta$: ≤ 56 dbDFS (non significativo)

2) Rilevamento

Posizione sul cranio **C3**

Taratura Hz 100

Tono: limmin (Hz) 400 limmax (Hz) 2000 sec. 5

Somma di $\alpha\text{-}\beta$: **$\theta 6$**

3) Analisi di $\theta 6$

Software Audiosculpt Autore IRCAM

FFT: Size 512 W size 512 W step 64 Fun (Hz) 430

4) Risultante analisi -> θ_6

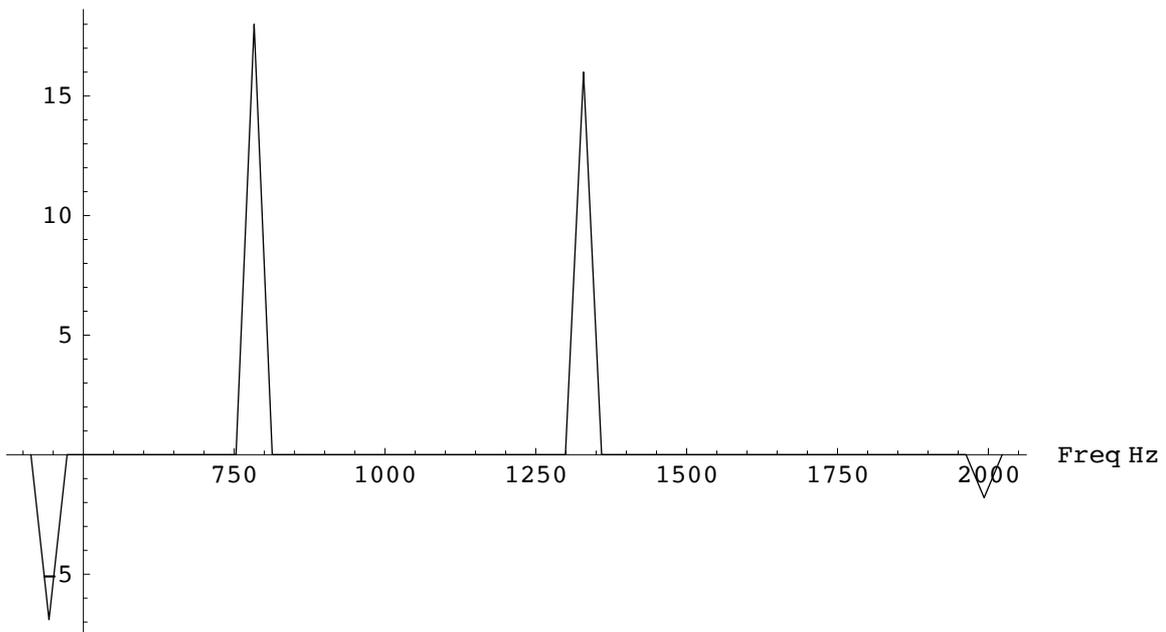
Il grafico esprime le frequenze e le ampiezze rilevate dal programma di analisi (vedi report completo denominato *out_nscheda*).

Il *Q* indica la campana in Hz.

$f_1 = 443.0;$ $a_1 = -6.9;$
 $f_2 = 783.0;$ $a_2 = 18.0;$
 $f_3 = 1329.0;$ $a_3 = 16.0;$
 $f_4 = 1993.0;$ $a_4 = -1.8;$

$Q = 30.0;$

Amplitude db



Resonant Test per rilevazione RPD

Scheda N.7 Eseguito da: Mazza R.

data: 18 - 11- 2002

Soggetto(Nome/Cognome): Bozzola Paolo

Circonferenza del cranio: 55 cm, Sesso (M), Età: 25

Materiale utilizzato (microfoni, amplificatori di segnale ecc.):

Tipo: 2 Microfoni micro	Marca: AKG S-300	Mod. CK-97 0
Tipo: Premplificatori	Marca: Presonus	Mod. Digimax
Tipo: Diffusore	Marca: Event	Mod. 20/20
Tipo: Interfaccia AD/DA	Marca: Echo	Mod. Layla
Tipo: 2 Stetoscopi	Marca: WelchAllyn	Mod. 40mm CR+Verp.
Tipo: Computer	Marca: Macintosh	Mod. Titanium G4/400
Tipo: Software	Marca: Rezon	Mod. _____
Tipo: _____	Marca: _____	Mod. _____
Tipo: _____	Marca: _____	Mod. _____
Tipo: _____	Marca: _____	Mod. _____

1) Trimming del mezzo (δ) - *Una tantum*:

Segnale taratura Hz 100

Valore di $\alpha\text{-}\beta$: ≤ 56 dbDFS (non significativo)

2) Rilevamento

Posizione sul cranio **CZ**

Taratura Hz 100

Tono: limmin (Hz) 400 limmax (Hz) 2000 sec. 5

Somma di $\alpha\text{-}\beta$: $\theta 7$

3) Analisi di $\theta 7$

Software Audiosculpt Autore IRCAM

FFT: Size 512 W size 512 W step 64 Fun (Hz) 430

4) Risultante analisi -> $\theta 7$

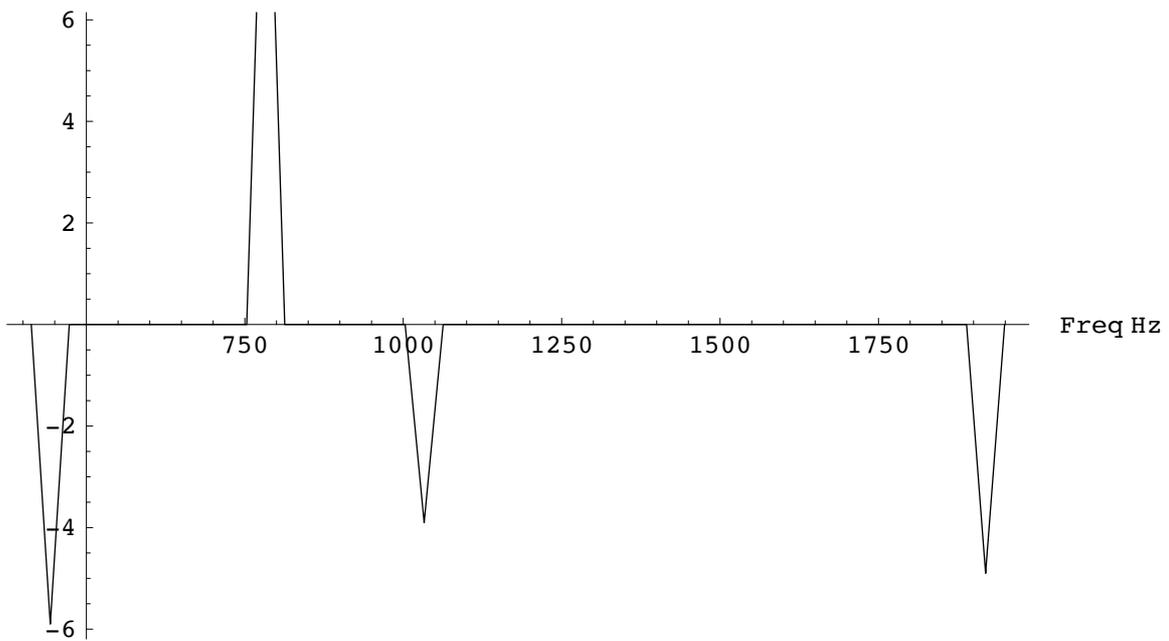
Il grafico esprime le frequenze e le ampiezze rilevate dal programma di analisi (vedi report completo denominato *out_nscheda*).

Il *Q* indica la campana in Hz.

$f_1 = 443.0;$ $a_1 = -5.9;$
 $f_2 = 783.0;$ $a_2 = 11.9;$
 $f_3 = 1033.0;$ $a_3 = -3.9;$
 $f_4 = 1919.0;$ $a_4 = -4.9;$

$Q = 30.0;$

Amplitude db



Resonant Test per rilevazione RPD

Scheda N.8 Eseguito da: Mazza R.

data: 18 - 11- 2002

Soggetto(Nome/Cognome): Bozzola Paolo

Circonferenza del cranio: 55 cm, Sesso (M), Età: 25

Materiale utilizzato (microfoni, amplificatori di segnale ecc.):

Tipo: 2 Microfoni micro	Marca: AKG S-300	Mod. CK-97 0
Tipo: Premplificatori	Marca: Presonus	Mod. Digimax
Tipo: Diffusore	Marca: Event	Mod. 20/20
Tipo: Interfaccia AD/DA	Marca: Echo	Mod. Layla
Tipo: 2 Stetoscopi	Marca: WelchAllyn	Mod. 40mm CR+Verp.
Tipo: Computer	Marca: Macintosh	Mod. Titanium G4/400
Tipo: Software	Marca: Rezon	Mod. _____
Tipo: _____	Marca: _____	Mod. _____
Tipo: _____	Marca: _____	Mod. _____
Tipo: _____	Marca: _____	Mod. _____

1) Trimming del mezzo (δ) - *Una tantum*:

Segnale taratura Hz 100

Valore di $\alpha\text{-}\beta$: ≤ 56 dbDFS (non significativo)

2) Rilevamento

Posizione sul cranio **FZ**

Taratura Hz 100

Tono: limmin (Hz) 400 limmax (Hz) 2000 sec. 5

Somma di $\alpha\text{-}\beta$: **$\theta 8$**

3) Analisi di $\theta 8$

Software Audiosculpt Autore IRCAM

FFT: Size 512 W size 512 W step 64 Fun (Hz) 430

4) Risultante analisi -> $\theta 8$

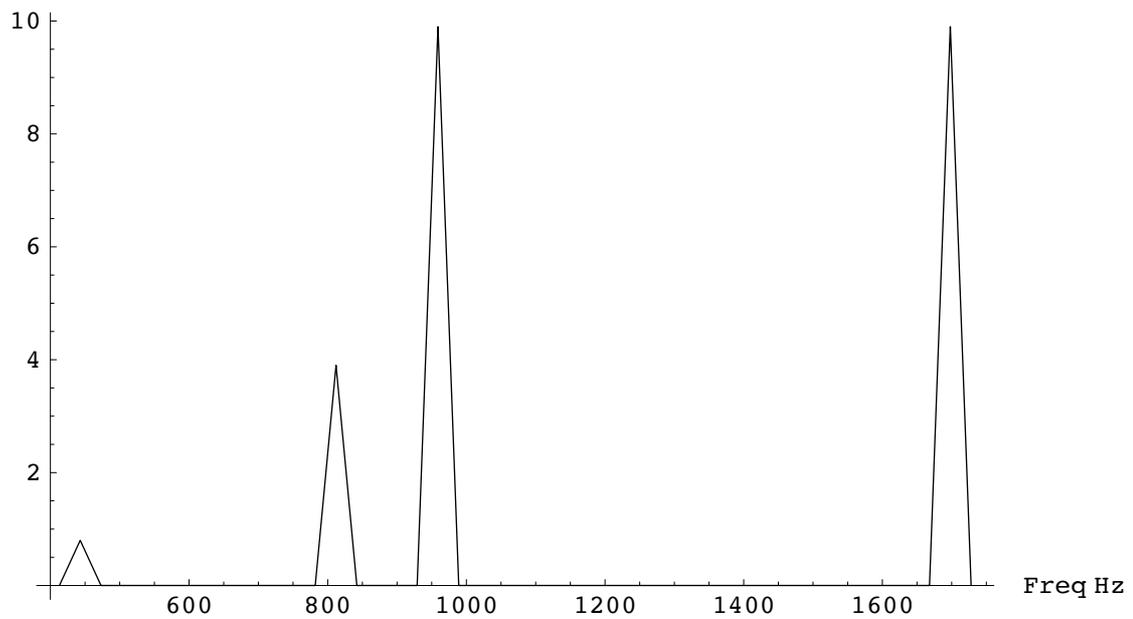
Il grafico esprime le frequenze e le ampiezze rilevate dal programma di analisi (vedi report completo denominato *out_nscheda*).

Il *Q* indica la campana in Hz.

$f_1 = 443.0;$ $a_1 = 0.8;$
 $f_2 = 812.0;$ $a_2 = 3.9;$
 $f_3 = 959.0;$ $a_3 = 9.9;$
 $f_4 = 1698.0;$ $a_4 = 9.9;$

$Q = 30.0;$

Amplitude db



Resonant Test per rilevazione RPD

Scheda N.9 Eseguito da: Mazza R.

data: 18 - 11- 2002

Soggetto(Nome/Cognome): Bozzola Paolo

Circonferenza del cranio: 55 cm, Sesso (M), Età: 25

Materiale utilizzato (microfoni, amplificatori di segnale ecc.):

Tipo: 2 Microfoni micro	Marca: AKG S-300	Mod. CK-97 0
Tipo: Premplificatori	Marca: Presonus	Mod. Digimax
Tipo: Diffusore	Marca: Event	Mod. 20/20
Tipo: Interfaccia AD/DA	Marca: Echo	Mod. Layla
Tipo: 2 Stetoscopi	Marca: WelchAllyn	Mod. 40mm CR+Verp.
Tipo: Computer	Marca: Macintosh	Mod. Titanium G4/400
Tipo: Software	Marca: Rezon	Mod. _____
Tipo: _____	Marca: _____	Mod. _____
Tipo: _____	Marca: _____	Mod. _____
Tipo: _____	Marca: _____	Mod. _____

1) Trimming del mezzo (δ) - *Una tantum*:

Segnale taratura Hz 100

Valore di $\alpha\text{-}\beta$: ≤ 56 dbDFS (non significativo)

2) Rilevamento

Posizione sul cranio **F3**

Taratura Hz 100

Tono: limmin (Hz) 400 limmax (Hz) 2000 sec. 5

Somma di $\alpha\text{-}\beta$: **$\theta 9$**

3) Analisi di $\theta 9$

Software Audiosculpt Autore IRCAM

FFT: Size 512 W size 512 W step 64 Fun (Hz) 430

4) Risultante analisi -> θ_9

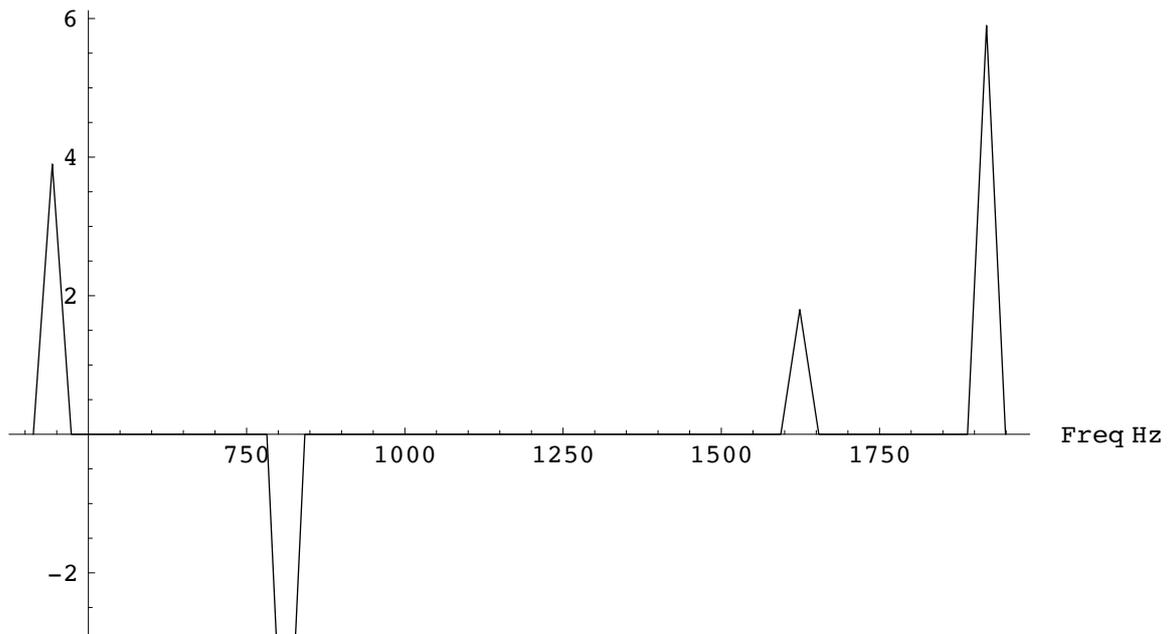
Il grafico esprime le frequenze e le ampiezze rilevate dal programma di analisi (vedi report completo denominato *out_nscheda*).

Il *Q* indica la campana in Hz.

$f_1 = 443.0;$ $a_1 = 3.9;$
 $f_2 = 812.0;$ $a_2 = -5.9;$
 $f_3 = 1624.0;$ $a_3 = 1.8;$
 $f_4 = 1919.0;$ $a_4 = 5.9;$

$Q = 30.0;$

Amplitude db



Resonant Test per rilevazione RPD

Scheda N.10 Eseguito da: Mazza R.

data: 18 - 11- 2002

Soggetto(Nome/Cognome): Bozzola Paolo

Circonferenza del cranio: 55 cm, Sesso (M), Et : 25

Materiale utilizzato (microfoni, amplificatori di segnale ecc.):

Tipo: 2 Microfoni micro	Marca: AKG S-300	Mod. CK-97 0
Tipo: Premplificatori	Marca: Presonus	Mod. Digimax
Tipo: Diffusore	Marca: Event	Mod. 20/20
Tipo: Interfaccia AD/DA	Marca: Echo	Mod. Layla
Tipo: 2 Stetoscopi	Marca: WelchAllyn	Mod. 40mm CR+Verp.
Tipo: Computer	Marca: Macintosh	Mod. Titanium G4/400
Tipo: Software	Marca: Rezon	Mod. _____
Tipo: _____	Marca: _____	Mod. _____
Tipo: _____	Marca: _____	Mod. _____
Tipo: _____	Marca: _____	Mod. _____

1) Trimming del mezzo (δ) - *Una tantum*:

Segnale taratura Hz 100

Valore di $\alpha\text{-}\beta$: ≤ 56 dbDFS (non significativo)

2) Rilevamento

Posizione sul cranio **P3**

Taratura Hz 100

Tono: limmin (Hz) 400 limmax (Hz) 2000 sec. 5

Somma di $\alpha\text{-}\beta$: θ **10**

3) Analisi di θ_{10}

Software Audiosculpt Autore IRCAM

FFT: Size 512 W size 512 W step 64 Fun (Hz) 430

4) Risultante analisi $\rightarrow \theta_{10}$

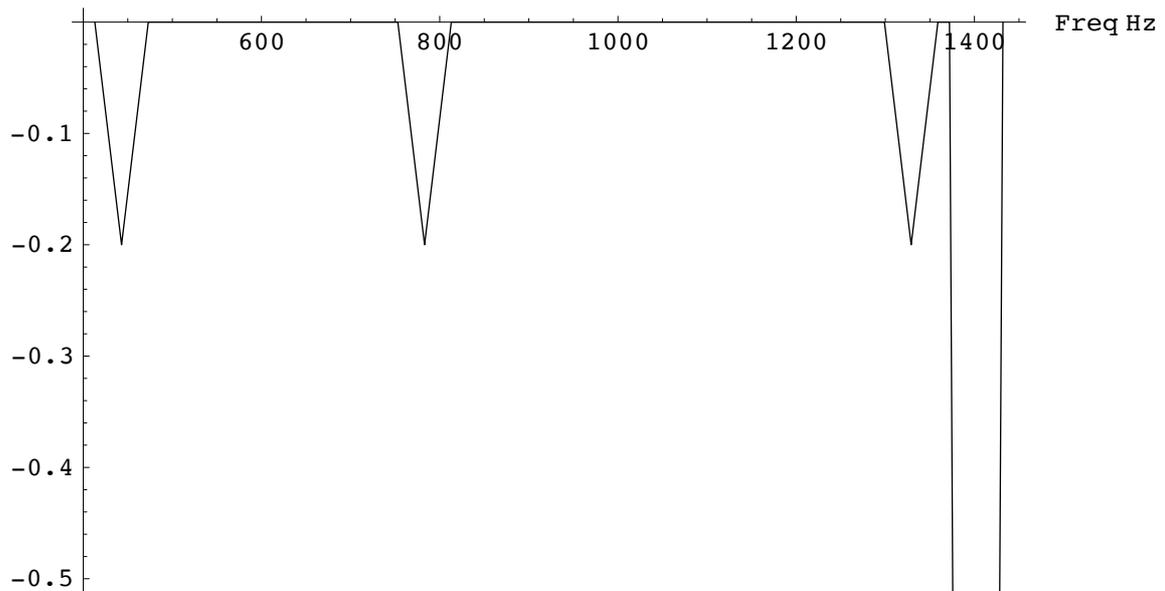
Il grafico esprime le frequenze e le ampiezze rilevate dal programma di analisi (vedi report completo denominato *out_nscheda*).

Il *Q* indica la campana in Hz.

$f_1 = 443.0;$ $a_1 = -0.2;$
 $f_2 = 783.0;$ $a_2 = -0.2;$
 $f_3 = 1329.0;$ $a_3 = -0.2;$
 $f_4 = 1402.0;$ $a_4 = -4.2;$

$Q = 30.0;$

Amplitude db



Resonant Test per rilevazione RPD

Scheda N.11 Eseguito da: Mazza R.

data: 18 - 11- 2002

Soggetto(Nome/Cognome): Bozzola Paolo

Circonferenza del cranio: 55 cm, Sesso (M), Età: 25

Materiale utilizzato (microfoni, amplificatori di segnale ecc.):

Tipo: 2 Microfoni micro	Marca: AKG S-300	Mod. CK-97 0
Tipo: Premplificatori	Marca: Presonus	Mod. Digimax
Tipo: Diffusore	Marca: Event	Mod. 20/20
Tipo: Interfaccia AD/DA	Marca: Echo	Mod. Layla
Tipo: 2 Stetoscopi	Marca: WelchAllyn	Mod. 40mm CR+Verp.
Tipo: Computer	Marca: Macintosh	Mod. Titanium G4/400
Tipo: Software	Marca: Rezon	Mod. _____
Tipo: _____	Marca: _____	Mod. _____
Tipo: _____	Marca: _____	Mod. _____
Tipo: _____	Marca: _____	Mod. _____

1) Trimming del mezzo (δ) - *Una tantum*:

Segnale taratura Hz 100

Valore di $\alpha\text{-}\beta$: ≤ 56 dbDFS (non significativo)

2) Rilevamento

Posizione sul cranio **PZ**

Taratura Hz 100

Tono: limmin (Hz) 400 limmax (Hz) 2000 sec. 5

Somma di $\alpha\text{-}\beta$: θ **11**

3) Analisi di θ_{11}

Software Audiosculpt Autore IRCAM

FFT: Size 512 W size 512 W step 64 Fun (Hz) 430

4) Risultante analisi -> θ_{11}

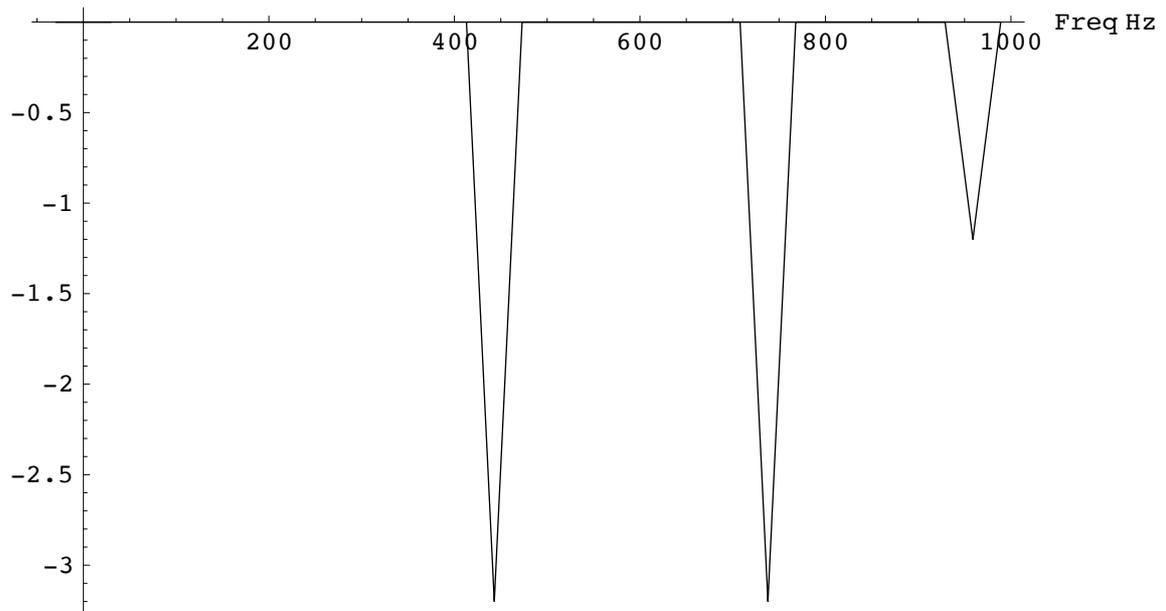
Il grafico esprime le frequenze e le ampiezze rilevate dal programma di analisi (vedi report completo denominato *out_nscheda*).

Il *Q* indica la campana in Hz.

$f_1 = 443.0;$ $a_1 = -3.2;$
 $f_2 = 738.0;$ $a_2 = -3.2;$
 $f_3 = 959.0;$ $a_3 = -1.2;$
 $f_4 = 0.0;$ $a_4 = 0.0;$

$Q = 30.0;$

Amplitude db



Allegato II

Listati

Di seguito sono allegati i liststi relativi a tutti gli strumenti informatici sviluppati per il BSWI.

Il linguaggio impiegato è Super Collider (SC2) su piattaforma Macintosh.

Per maggiori informazioni su SC2 e download del compilatore <http://audiosynth.com>

Poichè molti dei costruttori sono stati strutturati come classi in file separati, sono di seguito inclusi sia i listati degli eseguibili che le classi necessarie alla loro esecuzione.

Tutti i listati qui riportati sono stati creati da Riccardo Mazza (c) - 2002

A) Classi

```
//Riccardo Mazza 15 11 2002

BPS {
    //the pure bps function
    *pure { arg missingFreq, sineArray=10, level=0.5, hpf=20, lpf=200 ;
        var sum, bpspure, filter, out;

        sum = {arg s; s+2*missingFreq}; //the summing function
        bpspure = SinOsc.ar (Array.fill (sineArray.value, sum),0,
            LFSaw.kr (missingFreq.value, level/sineArray.value
                ) //the oscillator modulated
        );
        filter = LPF.ar (HPF.ar(bpspure, hpf), lpf);
        ^out = Mix.ar (filter) //must be mixed because of the array
    }

    //the sul function
    *sul { arg missingFreq, sineArray=10, level=0.5, hpf=20, lpf=200,
        suFreq=7, ratio=1;
        var sum, sul, filter, out;

        sum = {arg s; s+2*missingFreq}; //the summing function
        sul = SinOsc.ar (Array.fill (sineArray.value, sum)
            +
            LFTri.kr(missingFreq.value*ratio, suFreq.value),0,
            LFSaw.kr (missingFreq.value, level/sineArray.value
                ) //the oscillator modulated
        );

        filter = LPF.ar (HPF.ar(sul, hpf), lpf);
        ^out = Mix.ar (filter)
    }
}
```

```
//the su2 function
*su2 { arg missingFreq, sineArray=10, level=0.5, hpf=20, lpf=200,
suFreq=7, ratio=1, train=10, trimTrain=1;
    var sum, sum2, su1, filter, trains, modTrain, out;

sum = {arg s; s+2*missingFreq}; //the summing function
sum2 = {arg s; s+2*train}; //the summing function
su1 = SinOsc.ar (Array.fill (sineArray.value, sum)
    +
    LFTri.kr(missingFreq.value*ratio, suFreq.value),0,
    LFSaw.kr (missingFreq.value, (level/(sineArray.value))-0.2
        ) //the oscillator modulated
    );
trains = HPF.ar (SinOsc.ar (Array.fill (5, sum2)));
modTrain = LFTri.kr (train.value,
(level.value*0.4)*trimTrain.value);
filter = LPF.ar (HPF.ar(su1+modTrain, hpf), lpf);
^out = Mix.ar (filter)*level.value/2
}
}
```

```

BSWI {

  *pure { arg rpdOn=1, noise;
    var w, mFnum, hpfNum, hpfSlid, lpfNum, lpfSlid,
        volNum, volSlid, stopBut, playBut, recBut;
    var function, recTime;

  w =      GUIWindow.new("BPS - Pure", Rect.newBy
(751, 421, 284, 182));
  mFnum= NumericalView.new( w, Rect.newBy(27, 48, 64, 20),
  "Missing Freq", 5, 1, 30, 0.1, 'linear');
  hpfNum= NumericalView.new( w, Rect.newBy(27, 90, 64, 20),
  "Hpf", 30, 20, 400, 1, 'linear');
  hpfSlid= SliderView.new( w, Rect.newBy(27, 78, 63, 10),
  "Sliderhpf", 30, 20, 400, 1, 'linear')
    .backColor_(rgb(176,90,144));
  lpfNum= NumericalView.new( w, Rect.newBy(27, 116, 64, 20),
  "lpf", 300, 20, 800, 0, 'linear');
  lpfSlid= SliderView.new( w, Rect.newBy(28, 139, 63, 10),
  "Sliderlpf", 300, 20, 800, 1, 'linear')
    .backColor_(rgb(105,110,176));
  recBut= ButtonView.new( w, Rect.newBy(137, 133, 128, 20),
  "Bounce", 0, 0, 1, 0, 'linear')
    .backColor_(rgb(222,98,100));
  playBut= ButtonView.new( w, Rect.newBy(137, 108, 128, 20),      "Play", 0, 0,
1, 0, 'linear')
    .backColor_(rgb(100,176,115));
  stopBut= ButtonView.new( w, Rect.newBy(137, 83, 128, 20),
  "STOP", 0, 0, 1, 0, 'linear');
  volSlid= SliderView.new( w, Rect.newBy(107, 47, 24, 105),
  "Real Level", 0, 0, 1, 0.01, 'linear')
    .backColor_(rgb(245,239,147));
  volNum= NumericalView.new( w, Rect.newBy(138, 47, 64, 20),
  "Displayed Level", 0, 0, 200, 0.01, 'linear');
    StringView.new( w, Rect.newBy(4, 92, 20, 16), "hp");
    StringView.new( w, Rect.newBy(4, 119, 20, 16), "lp");
    StringView.new( w, Rect.newBy(28, 26, 64, 20), "Freq (Hz)");
    StringView.new( w, Rect.newBy(204, 48, 28, 18), "nV");
  recTime= NumericalView.new( w, Rect.newBy(138, 158, 37, 14),
  "Displayed Level", 5, 0, 200, 1, 'linear');
    StringView.new( w, Rect.newBy(178, 155, 75, 19), "RecTime");

  // Actions
  Link.lin (hpfNum, hpfSlid);          //link views
  Link.lin (lpfNum, lpfSlid);
  Link.scale (volSlid, volNum, 200);
  recTime.action = {recTime.value};

  function ={RezModel.rpd (BPS.pure(mFnum.kr, 20, volSlid.kr,
  hpfSlid.kr, lpfSlid.kr)
, rpdOn.value)};

  Playback.stop (stopBut);
  Playback.rec (recBut, function+noise, recTime.value,
  ":Bounced:PureBSWI" );
}

```

```

PlayBack.play (playBut, function+noise)

}

*sul {arg rpdOn=1, noise;
var w, mFnum, hpfNum, hpfSlid, lpfNum, lpfSlid, volNum,
volSlid, stopBut, playBut, recBut;
var function, recTime, suNum, ratioNum;

w =      GUIWindow.new("BPS - SU 1", Rect.newBy(751, 421, 284, 182))
        .backColor_(rgb(88,91,176));
mFnum=   NumericalView.new( w, Rect.newBy(27, 48, 64, 20),
"Missing Freq", 5, 1, 30, 0.1, 'linear');
hpfNum=  NumericalView.new( w, Rect.newBy(27, 90, 64, 20),
"Hpf", 30, 20, 400, 1, 'linear');
hpfSlid= SliderView.new( w, Rect.newBy(27, 78, 63, 10),
"Sliderhpf", 30, 20, 400, 1, 'linear')
        .backColor_(rgb(176,90,144));
lpfNum=  NumericalView.new( w, Rect.newBy(27, 116, 64, 20),
"lpf", 300, 20, 800, 0, 'linear');
lpfSlid= SliderView.new( w, Rect.newBy(28, 139, 63, 10),
"Sliderlpf", 300, 20, 800, 1, 'linear')
        .backColor_(rgb(105,110,176));
recBut=  ButtonView.new( w, Rect.newBy(137, 133, 128, 20),
"Bounce", 0, 0, 1, 0, 'linear')
        .backColor_(rgb(222,98,100));
playBut= ButtonView.new( w, Rect.newBy(137, 108, 128, 20), "Play", 0, 0, 1, 0,
'linear')
        .backColor_(rgb(100,176,115));
stopBut= ButtonView.new( w, Rect.newBy(137, 83, 128, 20),
"STOP", 0, 0, 1, 0, 'linear');
volSlid= SliderView.new( w, Rect.newBy(107, 47, 24, 105),
"Real Level", 0, 0, 1, 0.01, 'linear')
        .backColor_(rgb(245,239,147));
volNum=  NumericalView.new( w, Rect.newBy(138, 47, 64, 20),
"Displayed Level", 0, 0, 200, 0.01, 'linear');
        StringView.new( w, Rect.newBy(4, 92, 20, 16), "hp");
        StringView.new( w, Rect.newBy(4, 119, 20, 16), "lp");
        StringView.new( w, Rect.newBy(28, 26, 64, 20), "Freq (Hz)");
        StringView.new( w, Rect.newBy(204, 48, 28, 18), "nV");
recTime= NumericalView.new( w, Rect.newBy(138, 158, 37, 14),
"Displayed Level", 5, 0, 200, 1, 'linear');
        StringView.new( w, Rect.newBy(178, 155, 75, 19), "RecTime");
suNum=   NumericalView.new( w, Rect.newBy(26, 8, 64, 20),
"SU freq", 6, 4, 7, 0.01, 'linear')
        .backColor_(rgb(176,176,176));
ratioNum= NumericalView.new( w, Rect.newBy(162, 8, 64, 20),
"Ratio", 0, 0, 1, 0.01, 'linear');
        StringView.new( w, Rect.newBy(228, 9, 40, 16), "Ratio");
        StringView.new( w, Rect.newBy(96, 9, 51, 16), "SU (Hz)");

// Actions
Link.lin (hpfNum, hpfSlid);           //link views
Link.lin (lpfNum, lpfSlid);

```

```

Link.scale (volSlid, volNum, 200);
recTime.action = {recTime.value};

function ={RezModel.rpd (BPS.su1 (mFnum.kr, 20, volSlid.kr, hpfSlid.kr, lpfSlid.kr,
suNum.kr, ratioNum.kr)
, rpdOn.value)};

PlayBack.stop (stopBut);
PlayBack.rec (recBut, function+noise, recTime.value,
":Bounced:SU1_BSWI" );
PlayBack.play (playBut, function+noise)

}

*su2{  arg rpdOn=0, noise;
var w, mFnum, hpfNum, hpfSlid, lpfNum, lpfSlid, volNum, volSlid, stopBut, playBut,
recBut;
var function, recTime, suNum, ratioNum, trainNum, trimNum;

w =      GUIWindow.new("BPS - SU 1", Rect.newBy(665, 426, 420, 205))
        .backColor_(rgb(88,91,176));
mFnum= NumericalView.new( w, Rect.newBy(27, 48, 64, 20),
"Missing Freq", 5, 1, 30, 0.1, 'linear');
hpfNum= NumericalView.new( w, Rect.newBy(27, 90, 64, 20),
"Hpf", 30, 20, 400, 1, 'linear');
hpfSlid=  SliderView.new( w, Rect.newBy(27, 78, 63, 10),
"Sliderhpf", 30, 20, 400, 1, 'linear')
        .backColor_(rgb(176,90,144));
lpfNum= NumericalView.new( w, Rect.newBy(27, 116, 64, 20),
"lpf", 300, 20, 800, 0, 'linear');
lpfSlid=  SliderView.new( w, Rect.newBy(28, 139, 63, 10),
"Sliderlpf", 300, 20, 800, 1, 'linear')
        .backColor_(rgb(105,110,176));
recBut= ButtonView.new( w, Rect.newBy(137, 133, 128, 20),
"Bounce", 0, 0, 1, 0, 'linear')
        .backColor_(rgb(222,98,100));
playBut=  ButtonView.new( w, Rect.newBy(137, 108, 128, 20), "Play", 0, 0, 1, 0,
'linear')
        .backColor_(rgb(100,176,115));
stopBut=  ButtonView.new( w, Rect.newBy(137, 83, 128, 20),
"STOP", 0, 0, 1, 0, 'linear');
volSlid=  SliderView.new( w, Rect.newBy(107, 47, 24, 105),
"Real Level", 0, 0, 1, 0.01, 'linear')
        .backColor_(rgb(245,239,147));
volNum= NumericalView.new( w, Rect.newBy(138, 47, 64, 20),
"Displayed Level", 0, 0, 200, 0.01, 'linear');
StringView.new( w, Rect.newBy(4, 92, 20, 16), "hp");
StringView.new( w, Rect.newBy(4, 119, 20, 16), "lp");
StringView.new( w, Rect.newBy(28, 26, 64, 20), "Freq (Hz)");
StringView.new( w, Rect.newBy(204, 48, 28, 18), "nV");
recTime= NumericalView.new( w, Rect.newBy(138, 158, 37, 14),
"Displayed Level", 5, 0, 200, 1, 'linear');

StringView.new( w, Rect.newBy(178, 155, 75, 19), "RecTime");
suNum= NumericalView.new( w, Rect.newBy(26, 8, 64, 20),

```

```

    "SU freq", 6, 4, 7, 0.01, 'linear')
        .backColor_(rgb(176,176,176));
ratioNum= NumericalView.new( w, Rect.newBy(162, 8, 64, 20),
    "Ratio", 0, 0, 1, 0.01, 'linear');
    StringView.new( w, Rect.newBy(228, 9, 40, 16), "Ratio");
    StringView.new( w, Rect.newBy(96, 9, 51, 16),
    "SU (Hz)");
trainNum= NumericalView.new( w, Rect.newBy(279, 8, 64, 20),
"Trains", 12, 12, 30, 0.01, 'linear');
trimNum= NumericalView.new( w, Rect.newBy(279, 32, 64, 20),
"Trim", 0.5, 0, 1, 0.01, 'linear');
    StringView.new( w, Rect.newBy(353, 8, 40, 16), "Trains");
    StringView.new( w, Rect.newBy(353, 34, 40, 16), "trim");

// Actions
Link.lin (hpfNum, hpfSlid);           //link views
Link.lin (lpfNum, lpfSlid);
Link.scale (volSlid, volNum, 200);
recTime.action = {recTime.value};

function ={RezModel.rpd (BPS.su2 (mFnum.kr, 20, volSlid.kr,
    hpfSlid.kr, lpfSlid.kr, suNum.kr, ratioNum.kr, trainNum.kr,
    trimNum.kr)
, rpdOn.value)};

Playback.stop (stopBut);
Playback.rec (recBut, function+noise, recTime.value,
    ":Bounced:SU2_BSWI" );
Playback.play (playBut, function+noise)
}
}

```

```

//Riccardo Mazza 15 11 2002
FastF {

```

```

classvar cosineTable, window, src, fft, wind, view,
scopeBuf1, scopeBuf2, scope;
classvar filename, sound, signal, w;

*new {arg src, title="FFT", fftsize=1024;
      window = Signal.welchWindow(fftsize); // make a signal
analysis window
      cosineTable = Signal.fftCosTable(fftsize);
      fft = FFT.ar(fftsize, 0, cosineTable, window,
nil, src, 0.0); // fourier transform
      w = Scope.window(title.asString, fftsize, nil,
      fft.magnitudeApx);
      // wrap fft magnitude spectrum with Scope ugen
      ^w
}
}

//Riccardo Mazza 14 11 02

Link {

//link views in both direction linear

*lin {arg actionGUI, destGUI;
      var action, actionRev, out;

action= actionGUI.action = {destGUI.value=actionGUI.value};
actionRev= destGUI.action = {actionGUI.value = destGUI.value};

}

//link views in both direction scaled
*scale {arg actionGUI, destGUI, scaleFactor;
      var action, actionRev, out;

action= actionGUI.action =
{destGUI.value=actionGUI.value*scaleFactor};
actionRev= destGUI.action =
{actionGUI.value = destGUI.value/scaleFactor};

}

}

//Riccardo Mazza 21 11 2000

PlayBack {
      *play{ arg buttonView, ugenGraphFunc;

```

```
    var out;

    out= buttonView.action = {Synth.dualScope (ugenGraphFunc)};
    ^out
  }

  *rec { arg buttonAction, ugenGraphFunc, duration, pathName;
    var out;

    out= buttonAction.action = {Synth.record (ugenGraphFunc,
    duration, pathName)};
    ^out
  }

  *stop { arg buttonAction;
    var out;

    out= buttonAction.action = {Synth.stop};
    ^out
  }
}
```

```
// Riccardo Mazza 20 11 2001
```

```
RezModel {
```

```

*rpd {arg input, mul;
//the resonant model according rpd of human skull
  var filter;

  filter=Klank.ar(`[ [517, 738, 783, 1329, 1402, 1624, 1919],
                    [0.088, 0.092, 0.201, 0.276, 0.048, 0.18, 0.1]],
                    input, mul:mul.value
                    );

  ^filter
}

*rpd2 {arg input, qFactor, lpf=0.2;
//a variation using a Bandpass filter
  var filter;

  filter=Mix.ar (BPF.ar(input,
                        [517, 738, 783, 1329, 1402, 1624, 1919],

                        qFactor.value)
                )
  ^RLPF4.ar (filter, lpf.value)
}

*mask {arg input, qFactor;
//the resonant model according critical bands
  var filter;
  filter= Mix.ar( BPF.ar(input, [16.770, 12.400, 10.400, 8750,
                                7360, 6175,5205, 4380, 3680, 3095, 2605, 2190, 1840,
                                1545, 1300, 1095, 920, 775, 655, 550, 450,
                                350, 250, 150, 60], qFactor.value
                                )
              );

  ^filter
}
}

```

B) Esequibili

```
//Pure BPS Riccardo Mazza 2002
```

```
(
  var w, mFnum, hpfNum, hpfSlid, lpfNum, lpfSlid, volNum, volSlid,
  stopBut, playBut, recBut;
```

```

var function, rectTime;

w =      GUIWindow.new("BPS - Pure", Rect.newBy
(658, 66, 284, 182));
mFnum=   NumericalView.new( w, Rect.newBy(27, 48, 64, 20),
"Missing Freq", 5, 1, 30, 0.1, 'linear');
hpFnum=  NumericalView.new( w, Rect.newBy(27, 90, 64, 20),
"Hpf", 30, 20, 400, 1, 'linear');
hpFslid=  SliderView.new( w, Rect.newBy(27, 78, 63, 10),
"Sliderhpf", 30, 20, 400, 1, 'linear')
        .backColor_(rgb(176,90,144));
lpFnum=  NumericalView.new( w, Rect.newBy(27, 116, 64, 20),
"lpf", 300, 20, 800, 0, 'linear');
lpFslid=  SliderView.new( w, Rect.newBy(28, 139, 63, 10),
"Sliderlpf", 300, 20, 800, 1, 'linear')
        .backColor_(rgb(105,110,176));
recBut=  ButtonView.new( w, Rect.newBy(137, 133, 128, 20),
"Bounce", 0, 0, 1, 0, 'linear')
        .backColor_(rgb(222,98,100));
playBut=  ButtonView.new( w, Rect.newBy(137, 108, 128, 20),
"Play", 0, 0, 1, 0, 'linear')
        .backColor_(rgb(100,176,115));
stopBut=  ButtonView.new( w, Rect.newBy(137, 83, 128, 20),
"STOP", 0, 0, 1, 0, 'linear');
volSlid=  SliderView.new( w, Rect.newBy(107, 47, 24, 105),
"Real Level", 0, 0, 1, 0.01, 'linear')
        .backColor_(rgb(245,239,147));
volNum=  NumericalView.new( w, Rect.newBy(138, 47, 64, 20),
"Displayed Level", 0, 0, 200, 0.01, 'linear');
        StringView.new( w, Rect.newBy(4, 92, 20, 16), "hp");
        StringView.new( w, Rect.newBy(4, 119, 20, 16), "lp");
        StringView.new( w, Rect.newBy(28, 26, 64, 20), "Freq (Hz)");
        StringView.new( w, Rect.newBy(204, 48, 28, 18), "nV");
rectTime= NumericalView.new( w, Rect.newBy(138, 158, 37, 14),
"Displayed Level", 5, 0, 200, 1, 'linear');
        StringView.new( w, Rect.newBy(178, 155, 75, 19), "RecTime");

```

```
// Actions
```

```

Link.lin (hpFnum, hpFslid);           //link views
Link.lin (lpFnum, lpFslid);

```

```

Link.scale (volSlid, volNum, 200);
recTime.action = {recTime.value};

function ={BPS.pure(mFnum.kr, 20, volSlid.kr, hpfSlid.kr, lpfSlid.kr)
};

PlayBack.stop (stopBut);
PlayBack.rec (recBut, function, recTime.value, ":Bounced:PureBPS" );
PlayBack.play (playBut, function)
)

// SU 1 BPS Riccardo Mazza 2002
(
var w, mFnum, hpfNum, hpfSlid, lpfNum, lpfSlid, volNum, volSlid,
stopBut, playBut, recBut;
var function, recTime, suNum, ratioNum;

w = GUIWindow.new("BPS - SU 1", Rect.newBy
(658, 66, 284, 182))
.backColor_(rgb(88,91,176));
mFnum= NumericalView.new( w, Rect.newBy(27, 48, 64, 20),
"Missing Freq", 5, 1, 30, 0.1, 'linear');
hpfNum= NumericalView.new( w, Rect.newBy(27, 90, 64, 20),
"Hpf", 30, 20, 400, 1, 'linear');
hpfSlid= SliderView.new( w, Rect.newBy(27, 78, 63, 10),
"Sliderhpf", 30, 20, 400, 1, 'linear')
.backColor_(rgb(176,90,144));
lpfNum= NumericalView.new( w, Rect.newBy(27, 116, 64, 20),
"lpf", 300, 20, 800, 0, 'linear');
lpfSlid= SliderView.new( w, Rect.newBy(28, 139, 63, 10),
"Sliderlpf", 300, 20, 800, 1, 'linear')
.backColor_(rgb(105,110,176));
recBut= ButtonView.new( w, Rect.newBy(137, 133, 128, 20),
"Bounce", 0, 0, 1, 0, 'linear')
.backColor_(rgb(222,98,100));
playBut= ButtonView.new( w, Rect.newBy(137, 108, 128, 20),
"Play", 0, 0, 1, 0, 'linear')
.backColor_(rgb(100,176,115));
stopBut= ButtonView.new( w, Rect.newBy(137, 83, 128, 20),
"STOP", 0, 0, 1, 0, 'linear');
volSlid= SliderView.new( w, Rect.newBy(107, 47, 24, 105),
"Real Level", 0, 0, 1, 0.01, 'linear')
.backColor_(rgb(245,239,147));
volNum= NumericalView.new( w, Rect.newBy(138, 47, 64, 20),
"Displayed Level", 0, 0, 200, 0.01, 'linear');
StringView.new( w, Rect.newBy(4, 92, 20, 16), "hp");
StringView.new( w, Rect.newBy(4, 119, 20, 16), "lp");
StringView.new( w, Rect.newBy(28, 26, 64, 20), "Freq (Hz)");
StringView.new( w, Rect.newBy(204, 48, 28, 18), "nV");

recTime= NumericalView.new( w, Rect.newBy(138, 158, 37, 14),
"Displayed Level", 5, 0, 200, 1, 'linear');
StringView.new( w, Rect.newBy(178, 155, 75, 19), "RecTime");
suNum= NumericalView.new( w, Rect.newBy(26, 8, 64, 20),

```

```

"SU freq", 6, 4, 7, 0.01, 'linear')
        .backColor_(rgb(176,176,176));
ratioNum= NumericalView.new( w, Rect.newBy(162, 8, 64, 20),
    "Ratio", 0, 0, 1, 0.01, 'linear');
    StringView.new( w, Rect.newBy(228, 9, 40, 16), "Ratio");
    StringView.new( w, Rect.newBy(96, 9, 51, 16), "SU (Hz)");

// Actions

Link.lin (hpfNum, hpfSlid);           //link views
Link.lin (lpfNum, lpfSlid);
Link.scale (volSlid, volNum, 200);
recTime.action = {recTime.value};

function ={BPS.su1 (mFnum.kr, 20, volSlid.kr, hpfSlid.kr,
    lpfSlid.kr, suNum.kr, ratioNum.kr)
};

PlayBack.stop (stopBut);
PlayBack.rec (recBut, function, recTime.value, ":Bounced:SU1_BPS" );
PlayBack.play (playBut, function)
)

// SU 2 Riccardo Mazza 2002
(
var w, mFnum, hpfNum, hpfSlid, lpfNum, lpfSlid, volNum, volSlid,
stopBut, playBut, recBut;
var function, recTime, suNum, ratioNum, trainNum, trimNum;

w = GUIWindow.new("BPS - SU 1", Rect.newBy(618, 51, 431, 197))
    .backColor_(rgb(88,91,176));
mFnum= NumericalView.new( w, Rect.newBy(27, 48, 64, 20),
    "Missing Freq", 5, 1, 30, 0.1, 'linear');
hpfNum= NumericalView.new( w, Rect.newBy(27, 90, 64, 20),
    "Hpf", 30, 20, 400, 1, 'linear');
hpfSlid= SliderView.new( w, Rect.newBy(27, 78, 63, 10),
    "Sliderhpf", 30, 20, 400, 1, 'linear')
    .backColor_(rgb(176,90,144));
lpfNum= NumericalView.new( w, Rect.newBy(27, 116, 64, 20),
    "lpf", 300, 20, 800, 0, 'linear');
lpfSlid= SliderView.new( w, Rect.newBy(28, 139, 63, 10),
    "Sliderlpf", 300, 20, 800, 1, 'linear')
    .backColor_(rgb(105,110,176));
recBut= ButtonView.new( w, Rect.newBy(137, 133, 128, 20),
    "Bounce", 0, 0, 1, 0, 'linear')
    .backColor_(rgb(222,98,100));
playBut= ButtonView.new( w, Rect.newBy(137, 108, 128, 20),
    "Play", 0, 0, 1, 0, 'linear')
    .backColor_(rgb(100,176,115));
stopBut= ButtonView.new( w, Rect.newBy(137, 83, 128, 20),
    "STOP", 0, 0, 1, 0, 'linear');

volSlid= SliderView.new( w, Rect.newBy(107, 47, 24, 105),
    "Real Level", 0, 0, 1, 0.01, 'linear')

```

```

        .backColor_(rgb(245,239,147));
volNum= NumericalView.new( w, Rect.newBy(138, 47, 64, 20),
  "Displayed Level", 0, 0, 200, 0.01, 'linear');
  StringView.new( w, Rect.newBy(4, 92, 20, 16), "hp");
  StringView.new( w, Rect.newBy(4, 119, 20, 16), "lp");
  StringView.new( w, Rect.newBy(28, 26, 64, 20), "Freq (Hz)");
  StringView.new( w, Rect.newBy(204, 48, 28, 18), "nV");
recTime= NumericalView.new( w, Rect.newBy(138, 158, 37, 14),
  "Displayed Level", 5, 0, 200, 1, 'linear');
  StringView.new( w, Rect.newBy(178, 155, 75, 19), "RecTime");
suNum= NumericalView.new( w, Rect.newBy(26, 8, 64, 20),
  "SU freq", 6, 4, 7, 0.01, 'linear')
  .backColor_(rgb(176,176,176));
ratioNum= NumericalView.new( w, Rect.newBy(162, 8, 64, 20),
  "Ratio", 0, 0, 1, 0.01, 'linear');
  StringView.new( w, Rect.newBy(228, 9, 40, 16), "Ratio");
  StringView.new( w, Rect.newBy(96, 9, 51, 16), "SU (Hz)");
trainNum= NumericalView.new( w, Rect.newBy(279, 8, 64, 20),
  "Trains", 12, 12, 30, 0.01, 'linear');
trimNum= NumericalView.new( w, Rect.newBy(279, 32, 64, 20),
  "Trim", 0.5, 0, 1, 0.01, 'linear');
  StringView.new( w, Rect.newBy(353, 8, 40, 16), "Trains");
  StringView.new( w, Rect.newBy(353, 34, 40, 16), "trim");

// Actions

Link.lin (hpfNum, hpfSlid);          //link views
Link.lin (lpfNum, lpfSlid);
Link.scale (volSlid, volNum, 200);
recTime.action = {recTime.value};

function ={BPS.su2 (mFnum.kr, 20, volSlid.kr, hpfSlid.kr,
lpfSlid.kr, suNum.kr, ratioNum.kr, trainNum.kr, trimNum.kr)
};

Playback.stop (stopBut);
Playback.rec (recBut, function, recTime.value, ":Bounced:SU2_BPS" );
Playback.play (playBut, function)
)

//BSWI Riccardo Mazza 2002
(
var w, w4, pureBut, sulBut, su2But, rpdCheck;
var whiteRad, pinkRad, stopNoise, playNoise, noiseVol,
noiseLPF, noiseBut, noiseHide;
var whiteNoise, pinkNoise, noiseSum, noiseOn, randMod, noiseMod,
noiseMin, noiseMVol, masterVol, noiseSignal, qNum;

w = GUIWindow.new("panel", Rect.newBy(753, 44, 160, 177));
pureBut= ButtonView.new( w, Rect.newBy(13, 28, 128, 20),
  "Pure BPS", 0, 0, 1, 0, 'linear');
sulBut= ButtonView.new( w, Rect.newBy(13, 52, 128, 20),
  "SU-1 BPS", 0, 0, 1, 0, 'linear');
su2But= ButtonView.new( w, Rect.newBy(13, 76, 128, 20),
  "SU-2 BPS", 0, 0, 1, 0, 'linear');

```

```

w4 =      GUIWindow.new("panel", Rect.newBy(750, 252, 322, 134));
whiteRad= RadioButtonView.new( w4, Rect.newBy(16, 17, 128, 20),
"White Noise", 0, 0, 1, 0, 'linear');
pinkRad=  RadioButtonView.new( w4, Rect.newBy(16, 41, 128, 20),
"Pink Noise", 1, 0, 1, 0, 'linear');
stopNoise= ButtonView.new( w4, Rect.newBy(17, 94, 112, 18),
"Stop", 0, 0, 1, 0, 'linear');
playNoise= ButtonView.new( w4, Rect.newBy(137, 94, 112, 18), "Play", 0, 0, 1, 0,
'linear');
noiseVol=  SliderView.new( w4, Rect.newBy(255, 12, 22, 101),
"Volume", 0.5, 0, 1, 0, 'linear');
noiseLPF= NumericalView.new( w4, Rect.newBy(149, 20, 48, 17),
"Hz", 1000, 20, 8000, 0, 'linear');
noiseMod= NumericalView.new( w4, Rect.newBy(149, 43, 48, 17),
"NumericalView", 0.1, 0.1, 2, 0.01, 'linear');
StringView.new( w4, Rect.newBy(200, 20, 42, 18), "LPF");
StringView.new( w4, Rect.newBy(200, 44, 42, 18), "Time");
qNum= NumericalView.new( w4, Rect.newBy(149, 66, 48, 17),
"Q Mask", 0.1, 0.001, 1, 0.001, 'linear');
StringView.new( w4, Rect.newBy(200, 66, 42, 18), "Q mask");

whiteRad.action={noiseSum.source=whiteNoise
};
pinkRad.action= {noiseSum.source=pinkNoise
};
stopNoise.action={noiseOn.source=0
};
playNoise.action={noiseOn.source=noiseVol.value
};

p= {
noiseOn=      Plug.ar(0,0);

whiteNoise=   WhiteNoise.ar (noiseVol.kr*noiseOn);
//Noise definition
pinkNoise=   PinkNoise.ar (noiseVol.kr*noiseOn);
noiseSum=    Plug.ar (pinkNoise,0);

noiseSignal=  RezModel.mask (LPF.ar (noiseSum,
noiseLPF.kr, LFSaw.ar (noiseMod.kr)*noiseVol.kr           //Noise
),qNum.kr);
};

pureBut.action = {if (Synth.isPlaying, {Synth.stop},
{BSWI.pure(1, p)}}
};
sulBut.action = {if (Synth.isPlaying, {Synth.stop},
{BSWI.sul(1, p)}}
};
su2But.action = {if (Synth.isPlaying, {Synth.stop},
{BSWI.su2(1 ,p)}}
};
)

(
//Rezon Riccardo Mazza 14 11 2002

```

```

var w, minFreq, maxFreq, timeSec, volSlide, volNum, testBut,
recBut, timeSynth, stopBut;
var fileName=":Bounced:rezon", trimBut, toneRec, deltaCheck, w2;
var freqTone, alphaVol, betaVol, toneBut, file, scopeView, deltaTrim;
var radSine, radPink, radTone, testTone, sineOsc, pinkOsc, testOsc;

w =    GUIWindow.new("REZON", Rect.newBy(627, 43, 208, 216))
      .backColor_(rgb(120,121,122));
      StringView.new( w, Rect.newBy(5, 4, 134, 13),
"by: Riccardo Mazza");
      StringView.new( w, Rect.newBy(63, 25, 37, 15), "Level");

minFreq=    NumericalView.new( w, Rect.newBy(22, 47, 64, 20),
"Min Freq", 400, 20, 1000, 1, 'linear');
maxFreq=    NumericalView.new( w, Rect.newBy(22, 71, 64, 20),
"Max Freq", 2000, 1000, 20000, 1, 'linear');
            StringView.new( w, Rect.newBy(93, 47, 40, 20), "Low Hz");
            StringView.new( w, Rect.newBy(93, 71, 40, 20), "Hi Hz");

                                                    //Time for execution
timeSec=    NumericalView.new( w, Rect.newBy(22, 108, 64, 20),
"Time", 10, 1, 30, 0, 'linear');
            StringView.new( w, Rect.newBy(93, 108, 40, 20), "Time");

                                                    //Volume control
volSlide=    SliderView.new( w, Rect.newBy(146, 25, 22, 108),
"Volume", 0.8, 0, 1, 0.001, 'linear')
            .backColor_(rgb(252,255,23));
volNum=    NumericalView.new( w, Rect.newBy(103, 25, 40, 15),
"db", 0.8, 0, 1, 0.001, 'linear');

                                                    //Execution
testBut=    ButtonView.new( w, Rect.newBy(22, 145, 153, 18),
"Test", 0, 0, 1, 0, 'linear')
            .backColor_(rgb(93,91,253));
recBut=    ButtonView.new( w, Rect.newBy(22, 167, 100, 18),
"Record", 0, 0, 1, 0, 'linear')
            .backColor_(rgb(255,76,76));
deltaCheck=CheckBoxView.new( w, Rect.newBy(126, 168, 57, 15),
"Delta", 0, 0, 1, 0, 'linear');

stopBut=    ButtonView.new( w, Rect.newBy(22, 189, 49, 16),
"STOP", 0, 0, 1, 0, 'linear')
            .backColor_(rgb(141,144,151));
toneBut=    ButtonView.new( w, Rect.newBy(124, 189, 49, 16),
"Tone", 0, 0, 1, 0, 'linear')
            .backColor_(rgb(159,230,156));
toneRec=    ButtonView.new( w, Rect.newBy(73, 189, 49, 16),
"Delta", 0, 0, 1, 0, 'linear')
            .backColor_(rgb(248,77,74));

                                                    //Tone Window
w2 =    GUIWindow.new("Time Domain", Rect.newBy(627, 295, 428, 270))
      .backColor_(rgb(70,74,117));

freqTone=    NumericalView.new( w2, Rect.newBy(22, 12, 64, 20),
"Freq Tone", 100, 20, 10000, 0, 'linear')

```

```

        .backColor_(rgb(176,176,176));
        StringView.new( w2, Rect.newBy(89, 12, 64, 20), "Hz Tone")
        .backColor_(rgb(176,176,176));
scopeView= ScopeView.new( w2, Rect.newBy(22, 38, 376, 205),
    4410, -1, 1);
deltaTrim= NumericalView.new( w2, Rect.newBy(171, 12, 64, 20),
"deltavol", 1, 0, 1, 0.001, 'linear');
    StringView.new( w2, Rect.newBy(238, 12, 64, 20),
        "Trimming");
radSine= RadioButtonView.new( w2,
    Rect.newBy(303, 12, 35, 19), "S", 1, 0, 1, 0, 'linear');
radPink= RadioButtonView.new( w2,
    Rect.newBy(343, 12, 35, 19), "P", 0, 0, 1, 0, 'linear');
radTone= RadioButtonView.new( w2,
    Rect.newBy(383, 13, 35, 19), "T", 0, 0, 1, 0, 'linear');

```

```
//GUI actions
```

```

volNum.action= {Link.new(volSlide,volNum)
};
volSlide.action={Link.new(volNum, volSlide)
};

radSine.action={testTone.source=sineOsc
};
radPink.action={testTone.source=pinkOsc
};
radTone.action={testTone.source=testOsc
};
timeSec.action= {timeSynth.source=timeSec.value};

testBut.action={Synth.scope (p, bounds: Rect.new(40,500,600,740))
};

stopBut.action={Synth.stop (p);
    scopeView.refresh;
};
recBut.action={Synth.play (q, duration: timeSec.value);
    if (file.notNil, { file.endRecord })
};

toneBut.action={if (Synth.isPlaying, {Synth.stop},
//output il tone e contemporaneamente somma
    {Synth.scope (r, bounds:
        Rect.new(40,500,600,740))
    }
// in controfase in 1 e 2 e ritorna un Scopeview
    )
};

```

```

toneRec.action={if (Synth.isPlaying, {Synth.stop},
//output il tone e contemporaneamente somma
                    {Synth.play (z, duration: timeSec.value);
                    if (file.notNull, { file.endRecord })
                    }
                )
};
// Engines
//Funzione test
p= {   var testin, delta;
      delta= Production.new.disk([":Bounced:DeltaFile"], false);
      //classe che legge un file da HD
      testin = HPF.ar ((AudioIn.ar([1]) - AudioIn.ar ([2])) -
(delta*(deltaTrim.kr*deltaCheck.kr)), minFreq.kr);
      //Sottrae in1 da in2
      FastF.new(testin, "Testing FFT");
      Scope.ar (scopeView, input: testin);
      SinOsc.ar(Line.kr(minFreq.kr, maxFreq.kr, timeSec.kr),
mul:volSlide.kr)
};
//Funzione play Delta tone
r={ var difference;
    difference = AudioIn.ar([1]) - AudioIn.ar([2]);
    //Sottrae in1 da in2
        Scope.ar (scopeView, input: difference);
        //fa vedere la somma
        FastF.new(difference, "Delta test FFT");
    sineOsc=SinOsc.ar (freqTone.kr, mul:volSlide.kr) ;
    pinkOsc=PinkNoise.ar(volSlide.kr);
    testOsc=SinOsc.ar(Line.kr(minFreq.kr, maxFreq.kr, timeSec.kr),
mul:volSlide.kr);
    testTone=Plug.ar(sineOsc)
    //emette il tono (l'ultima linea ci che sentiamo)
};
//Funzione per registrare (THETA)
q ={   arg play;
      var input, output, delta;
      delta= Production.new.disk([":Bounced:DeltaFile"], false);
      //classe che legge un file da HD
      input = HPF.ar (
        (AudioIn.ar([1]) - AudioIn.ar ([2])) -
        (delta*(deltaTrim.kr*deltaCheck.kr)), minFreq.kr
      );
//Sottrae in1 da in2 e aggiunge theta al risultato se il checkbox attivo

```

```

Scope.ar (scopeView, input: input);
FastF.new(input, "THETA Recording FFT");
output = SinOsc.ar(Line.kr(minFreq.kr, maxFreq.kr, timeSec.kr),
mul:volSlide.kr
);
play=output; //il mio argomento che restituirà il suono
file = SoundFile.new; //prepara l'uso di DiskOut
file.numChannels = input.size;
file.headerFormat = 'AIFF';
file.sampleFormat = '16 big endian signed';
if (file.writeHeader("Bounced:ThetaFile"), {
file.prepareRecord;
DiskOut.ar(file, 32768,
input)
},{
file=nil;
nil
}
); //finisce qui DiskOut
play //la funzione che sentiamo

};
//Funzione per rec Delta
z = { arg play;
var input, output;
input = AudioIn.ar([1]) - AudioIn.ar ([2] //Sottrae in1 da in2
);
Scope.ar (scopeView, input: input);
FastF.new(input, "Recording Delta FFT");
sineOsc=SinOsc.ar (freqTone.kr, mul:volSlide.kr) ;
pinkOsc=PinkNoise.ar(volSlide.kr);
testOsc=SinOsc.ar(Line.kr(minFreq.kr, maxFreq.kr,
timeSec.kr), mul:volSlide.kr);
testTone=Plug.ar(sineOsc);
play=testTone; //il mio argomento che restituirà il suono
file = SoundFile.new; //prepara l'uso di DiskOut
file.numChannels = input.size;
file.headerFormat = 'AIFF';
file.sampleFormat = '16 big endian signed';
if (file.writeHeader("Bounced:DeltaFile"), {
file.prepareRecord;
DiskOut.ar(file, 32768,
input)
},{
file=nil;
nil
}
); //finisce qui DiskOut
play //la funzione che sentiamo

};
)

```

L'Autore

Riccardo Mazza

Nato a Torino il 30 agosto 1963, vive e lavora a Torino.

Riccardo è conosciuto in Italia e all'estero per la sua attività di compositore, artista multimediale, arrangiatore e sound designer, docente, sviluppatore di nuove ed avanzate tecnologie informatiche il cui campo di applicazione, nell'ambito della produzione musicale professionale, è assai vasto e diversificato.

Docente presso la Scuola di Alto Perfezionamento Musicale di Saluzzo, ha collaborato con molti nomi prestigiosi della musica leggera italiana.

Oggi svolge un'intensa attività di ricerca i cui risultati più rilevanti sono indirizzati alla sintesi del suono e alla programmazione di software per la spazializzazione e interazione sonora. Per questo scopo ha realizzato numerosi programmi di calcolo che permettono di trattare il suono in modo da avere una resa acustica di forte impatto.

Tali sviluppi tecnologici - che hanno ricevuto un entusiastico interesse da parte delle più autorevoli riviste internazionali di settore (Mix, Pro Sound News, Audio Media EU e U.S., SM ecc.) - sono attualmente utilizzati nella vasta produzione artistica di Riccardo.

Tra le sue realizzazioni ricordiamo "Renaissacesfx Dolby Surround encoded library" la prima raccolta di effetti sonori al mondo (11 CD) per il cinema e la televisione realizzata in Dolby Surround, la colonna sonora per il video di Simon Aaberg presentata alla biennale d'arte di Seoul (2000); l'allestimento di 4 spazi sonori in surround per la mostra "Gli Etruschi", a Palazzo Grassi, in Venezia (2000); l'opera interattiva "De Umbris Idearum" realizzata all'interno della mostra di Mario Airò, tramite un sistema di sensori applicati sul corpo di una danzatrice, presentata presso il GAM di Torino (2001); l'installazione interattiva "Molte Realtà" con E.T. De Paris presso il PAC di Milano (2000), l'installazione sonora interattiva con Ferdi Gardini presso il Basic Village (2002), l'installazione audio interattiva con Mario Airò per Luci d'Artista 2002 ecc. Oltre all'attività artistica Riccardo è stato invitato a creare le "sonorizzazioni ambientali" per le conventions istituzionali di aziende leader come Martini-Bacardi (1999-2001), Robe di Kappa (2000-2001), Alfa Romeo (2001), Fila(1999-2000).

Per informazioni: www.riccardomazza.com

Bibliografia

- Agnew H., Webb W., (1972) Measurement of sleep onset by EEG criteria. *American Journal of EEG Technology*, 12, pp. 127-134.
- Agnew H., Webb W., Williams R., (1966) The first night effect: an EEG study of sleep. *Psychophysiology*, 2, pp. 263-266.
- American Sleep Disorder Association (1992) EEG arousal: Scoring rules and examples. *Sleep*
- Atlan H., (1972) *L'organisation biologique et la theorie de l'information*. Hermann, Paris.
- Banquet J.P., (1981) Organisation spatio-temporelle de l'EEG au cours de l'endormissement et de l'eveil. *Revue de EEG Neurophysiologie Clinique*, 11, pp. 68-74.
- Bente D., (1964) *Die insuffizienz des vigilatonus*. Habilitationsschrift, Erlangen.
- Bohlin G. (1971) Monotonous simulation, sleep onest and habituation of the orienting reaction. *Electroencephalography and Clinical Neurophysiology*, 31, pp. 593-601.
- Carskadon M.A., Dement W.C., (1994) Normal human sleep: an overview. In: Kryger M.H., Roth T., Dement W.C., *Principes and Praticce of Sleep Medicine*. W.B Saunders, Philadelphia.
- Casagrande M., (1991) Alternanza veglia-sonno nella fase di addormentamento. "Tesi per il conseguimento del titolo di Dottore di Ricerca in Psicologia". Depositata nelle Biblioteche Nazionali di Roma e Firenze.
- Casagrande M., De Gennaro L., (1998) *Psicofisiologia del sonno*, Raffaello Cortina, Milano.
- Casagrande M., Violani C., Lucidi F., et al. (1995) Variation in sleep mentation as a function of time of night. *International Journal of Neuroscience*, 85, pp. 19-30.
- Dement W.C., Kleitman N., (1957) Ciclic variations in EEG during sleep and their erlation to eye movements, body motility and dreaming. *Electroencephalography and Clinical Neurophysiology*, 9, pp. 673-690.
- Deutsch D., (1982) Organizational process in music. *In Music, Mind, and Brain*. M. Clynes, ed. Plenum Press, New York. 119.
- Fletcher H., (1940) Auditory Patterns, *Review Modern Physics*, 12, pp. 47-65.
- Fletcher H., Munson W.A., (1933) Loudness, its definition, measurement, and calulation, *J. Acoust. Soc. Am.* 5:82.
- Foulkes D., Schmidt M., (1983) Temporal sequence and unit composition in dream report from different stages of sleep. *Sleep*, 4, pp. 231-243.
- Foulkes D., Vogel G., (1965) Mental activity on sleep onset. *Journal of Abnormal Psychology*, 20, pp. 231-243.
- Fruhstorfer H., Bergstorm R.M., (1969) Human vigilance and auditory evoked responses. *Electroencephalography and Clinical Neurophysiology*, 31, pp. 346-355.
- Goldstein J.L., (1970) Aural combination Tones. In *Frequency Analysis and Periodicity Detection in Hearing*. Plomb R., Smoorenburg G.F., eds. Suithoff A.W., Leiden. 230.
- Goldstein J.L., (1973) An ophimum processor theory of the central formation of the pitch of complex tones. *J. Acoust. Soc. Am.* 54-1496.
- Halasz P., Kundra O., Rajna P., et al. (1979) Microarousals during nocturnal sleep. *Acta Phitopathologica Academiae Scientiarum Hungaricae*.
- Hess W.R. (1954) The diencephalic sleep centre. In: Adrian E.D., Bremer F., Jasper H.H., (a cura di) *Brain Mechanisms and Consciousness*. Blackwell, Oxford, pp. 87-104.
- Houtsma A.J.M., (1970) Perception of musical pitch. *J. Acoust. Soc Am.* 48-88 (a).
- Houtsma A.J.M., Goldstein J.L., (1972) Perception of musical intervals: Evidence for the central

- origin of the pitch of complex tones. *J. Acoust. Soc. Am.* 51-520.
- Jasper H.H. (1958) The ten twenty electrode system of the International Federation. *Electroencephalography and Clinical Neurophysiology*, 10, pp.351-375
- Johnson L.C., Lubin A., Naitoh P., et al. (1969) Spectral analysis of the EEG of dominant and non dominant alpha subjects during waking and sleeping. *Electroencephalography and Clinical Neurophysiology*, 11, pp. 147-159.
- Johnson L.C., Nute C., Austin M.T., et al.(1967) Spectral analysis of the EEG during waking and sleeping. *Electroencephalography and Clinical Neurophysiology*.
- Kales A., Hoedemaker F., Jacobson A., et al. (1964) Dream deprivation: an experiment reappraisal. *Nature*, 204, pp. 1337-1338.
- Liberson W.T., Liberson C.W., (1965) EEG records, reaction times, eye movements. Respiration and mental content during droviness. *Recent Advances in Biological Psychiatry*, 8, pp. 295-302.
- Lombardo V., Valle A., (2002) Audio e multimedia, Apogeo, Milano.
- Loomis A. L., Harvey E., Hobart G. A., (1935a) Potential rhythms of the cerebral cortex during sleep. *Science*, 81, pp. 597-598.
- Loomis A. L., Harvey E., Hobart G. A., (1935b) Further observations on the potential rhythms of the cerebral cortex during sleep. *Science*, 82, pp. 198-199.
- Loomis A. L., Harvey E., Hobart G. A., (1937) Cerebral states during sleep, as studied by human brain potentials. *Journal of Experimental Psychology*, 21, pp. 127-144.
- Lubin A., Johnson L.C., Austin M.T., (1969) Discrimination among states of consciousness using EEG spectra. *Psychophysiology*, 6, pp. 122-132.
- Moore F.R., (1990) *Elements of Computer Music*, Prentice Hall, Englewood Cliffs.
- Moore-Ede M.C. (1986) Physiology of the circadian timing system: predictive vs reactive homeostasis. *American Journal of Physiology*, 250, pp. R735-R752.
- Ogilvie R.D., Simons I., (1992) Falling asleep and waking up: a comparison of EEG spectra. In Broughton R., Ogilvie R.D., (a cura di) *Sleep, Arousal and Performance*. Birkhouse, Boston, pp. 73-87.
- Ogilvie R.D., Wilkinson R.T., (1984) The detection of sleep onset: behavioral and physiological convergence. *Psychophysiology*, 21, pp. 510-520.
- Oswald I., (1960) Falling asleep open-eyed during intense rhythmic stimulation. *British Medical Journal*, 1, pp. 1450-1455.
- Oswald I., Taylor A.M., Treisman M., (1960) Discriminative responses to stimulation during human sleep. *Brain*, 83, pp. 440-453.
- Parrino L., Spaggiari M.C., Boselli M., et al. (1993) Effects of prolonged wakefulness on cyclic alternating pattern (CAP) during sleep recovering at different circadian phases. *Journal of Sleep Research*, 2, pp. 91-95.
- Pierce J.R., (1983) *The Science of Musical Sound*, Scientific American Books Inc., New York.
- Raynal D., Montplaisir J., Dement W.C., (1974) K-alpha events in hypersomniacs and normals. *Sleep Research*.
- Rechtschaffen A., (1968) Polygraphic aspects of insomnia. In: Gastaut H., Lugaresi E., Berti Ceroni G., et al. (a cura di) *The Abnormalities of sleep in man*. Gaggi, Bologna, pp 109-125.
- Rechtschaffen A., Bergmann B., Everson C., et al. (1989) Sleep deprivation in the rat: conceptual issues. *Sleep*, 12 (1), pp 1-14.
- Rechtschaffen A., Kales A., (1968) *A Manual of Standardized Terminology, Techniques and Scoring System for Sleep Stages of Human Subjects*. Us Government Printing Office, Washington (DC).
- Rechtschaffen A., Monroe L. J. (1969) Laboratory studies of Insomnia. In: Kales A. (a cura di) *Sleep: Physiology and Pathology*. Lippincott, Philadelphia, pp. 158-169.

- Reinicke W., Cremer L., (1970) Application of holography interferometry to vibrations of the bodies of string instruments. *J. Acoust. Soc. Am.* 48:988.
- Roederer J.G., (1978) On the relationship between human brain functions and the foundations of physics, science, and technology. *Found. of Phys.* 8-423.
- Roederer J.G., (1979) Human brain functions and the foundations of science. *Endeavour* 3-92.
- Roederer J.G., (1984) The search for a survival value of music. *Music perception.* 1-350.
- Roederer J.G., (1987) Neuropsychological process relevant to the perception of music: An introduction. In *Music in Medicine*. Spintge R. and Droh R., eds. Springer-Verlag, Berlin. 81.
- Schieber J.P., Muzet A., Ferriere P.J.R., (1971) Les phases d'activation transitoire spontanées au cours du sommeil chez l'homme. *Archives Sciences Physiological.*
- Sundberg J., ed. (1992) *Gluing Tones*. Royal Swedish Academy of Music (with compact disc).
- Tizard B., (1966a) Repetitive auditory stimuli and the development of sleep. *Electroencephalography and Clinical Neurophysiology*, 20, pp.112-121.
- Tizard B., (1966b) Evoked changes in EEG and electrodermal activity during the waking and sleeping states. *Electroencephalography and Clinical Neurophysiology*, 20, pp.122-128.
- Velasco F., Velasco M., Cepeda C., et al (1980) Wakefulness-sleep modulation of cortical and subcortical somatic evoked potentials in man. *Electroencephalography and Clinical Neurophysiology*, 48, pp. 64-72.
- Wilson R.A., Frank C.K., (2001) MIT Encyclopedia of the Cognitive Sc