

Accordo di Collaborazione ISTI - DMT

Studio di fattibilità sull'impiego di un accelerometro per lo studio del movimento mandibolare

Massimo Chimenti¹, Pier Luigi Foglio Bonda², Paolo Marco Guerra³, Massimo Magrini¹

1 Istituto di Scienza e Tecnologie dell'Informazione

2 Dipartimento di Medicina Traslazionale

3 Studio Odontoiatrico Guerra e Carignani

Sommario

La valutazione clinica del movimento mandibolare può avvalersi di apparecchi che sono in grado di rilevare in modo automatico il movimento di un punto predefinito della mandibola rispetto ad un sistema di riferimento fisso.

Attualmente sono impiegabili due tecniche di rilevamento, una basata sulla misura del campo magnetico prodotto da un piccolo magnete permanente e rilevato da una coppia di bobine, un'altra tecnica basata sull'analisi di sequenze temporali d'immagini.

Nell'ambito dell'accordo tra l'ISTI e il DMT, dove è prevista un'attività di studio per valutare la possibilità di impiegare ulteriori tecniche di rilevamento del moto, è stata quindi esaminata la possibilità d'impiego di un accelerometro.

Questo rapporto riporta i risultati di una serie di misure eseguite impiegando un accelerometro disponibile presso l'ISTI; le prove sperimentali sono state eseguite generando alcuni semplici tipi di movimento confrontabili con quello mandibolare.

Abstract

The automatic detection of the movement of a point of the mandible can be a useful tool for the diagnosis of Temporo-Mandibular Disorders. Two detection techniques are presently used, based respectively on the measurement of a magnetic field and on the processing of image sequences.

In the frame of an agreement between the Istituto di Scienza e Tecnologie dell'Informazione of the National Research Council of Italy and the Dipartimento di Medicina Traslazionale of the University of Eastern Piedmont "Amedeo Avogadro" regarding the development of innovative approach we studied a detection technique based on the measurements provided by an accelerometer.

The paper reports the results obtained using a general purpose device, available at IET, to detect accelerations in cyclic mechanical movements, similar to the mandibular ones.

Indice

Accordo di Collaborazione ISTI - DMT	1
Introduzione	3
Materiali e metodi	5
Dispositivo di misura	5
Software di controllo	6
Rilevamento delle caratteristiche statiche del sensore	7
Misure dinamiche	11
Moto circolare uniforme	11
Moto circolare armonico	14
Movimento mandibolare	25
Conclusioni	28
Riferimenti	30

Introduzione

La valutazione clinica del movimento mandibolare può avvalersi di apparecchi che sono in grado di rilevare in modo automatico il movimento di un punto predefinito della mandibola rispetto ad un sistema di riferimento fisso [1), 2), 3), 4), 5), 6), 7), 8), 9), 10)].

Esistono attualmente due tecniche di rilevamento che consentono di determinare la traiettoria percorsa dal punto in esame.

Una tecnica è basata sulla misura del campo magnetico prodotto da un piccolo magnete permanente e rilevato da una coppia di bobine; il magnete è fissato sulla mandibola del paziente in esame e si sposta secondo il movimento eseguito, mentre i magneti sono fissati in posizioni prestabilite. Questa tecnica consente di ottenere un tracciato, nei tre piani ortogonali dello spazio, del ciclo masticatorio; le prestazioni ottenibili sono limitate dalle interferenze di oggetti metallici con il campo magnetico, per cui in molti casi non si può effettuare un'analisi significativa.

Un'altra tecnica è basata sull'analisi di sequenze temporali d'immagini riprese simultaneamente con differenti angolazioni prefissate [11)]. In ciascun'immagine acquisita viene individuato automaticamente il punto d'interesse sulla mandibola e ne vengono determinate le coordinate attuali rispetto al piano immagine; note le condizioni di ripresa viene quindi ricavata la posizione attuale del punto rispetto al sistema di riferimento fisso. Questa tecnica consente di rappresentare la traiettoria in 3D oppure in 2D su piani scelti dall'utente.

Entrambe le tecniche forniscono delle misure discrete, costituite dalle coordinate del punto d'interesse ai vari tempi di misura (nella tecnica di analisi d'immagini si ha una cadenza di 25 ms) mediante i quali viene ricostruita la traiettoria percorsa dal punto, che viene quindi esaminata dal medico per esprimere la diagnosi; dai dati acquisiti si possono ricavare altri parametri descrittivi del moto, come classificazioni della forma della traiettoria oppure misure della velocità o dell'accelerazione del punto, che possono anch'esse essere usate per scopi diagnostici.

Nell'ambito dell'accordo tra l'ISTI e il DMT è stata prevista un'attività di studio per valutare la possibilità di impiegare ulteriori tecniche di rilevamento del moto ed è stata quindi esaminata la possibilità d'impiego di un accelerometro.

Un accelerometro è un sensore inerziale in grado di misurare accelerazioni lungo uno, due o tre assi ortogonali. Gli accelerometri sono principalmente sensori Micro-Elettro-Meccanici (MEM), sono cioè dispositivi contenenti un circuito integrato in grado di rivelare lo spostamento di un piccolo peso campione agganciato ad un sottile sostegno. Di solito lo spostamento del peso, che è proporzionale all'accelerazione applicata, viene rivelato mediante sensori di tipo capacitivo o piezoelettrico: questi ultimi sono sensori di tipo AC, in quanto rispondono a vibrazioni o urti ma non ad un'accelerazione costante come quella di gravità. Gli accelerometri sono caratterizzati dal numero di assi di misura, dal valore di fondo scala (normalmente riferito all'accelerazione gravità), dalla sensibilità, dalla dinamica e dalla banda passante.

Gli accelerometri sono normalmente impiegati come misuratori inerziali di velocità o di posizione, come sensori d'inclinazione [12)] o di orientazione e come sensori d'impatto, in un numero sempre crescente di settori applicativi. In medicina stati

sviluppate tecniche basate sull'impiego di accelerometri a due o tre assi per lo studio dei movimenti o delle sollecitazioni di vari arti [13), 14), 15), 16)].

Lo studio del movimento mandibolare viene normalmente fatto ricavando la traiettoria percorsa da un punto della mandibola. Questo studio rientra quindi nel caso generale della determinazione della cinematica di un oggetto puntiforme rispetto ad un sistema di riferimento, che è definita quando si conoscono ad ogni istante la posizione, la velocità e l'accelerazione dell'oggetto.

Queste grandezze sono tra loro collegate, per cui, in base ai vincoli imposti dalle condizioni iniziali del moto, nota una funzione si possono ricavare le altre mediante processi di derivazione o integrazione; questi processi possono essere eseguiti impiegando sia funzioni continue, sia insiemi di misure ottenute con cadenze di campionamento opportune.

Per esempio, nel caso di un moto rettilineo, nota la funzione $s(t)$ che definisce la posizione corrente, si possono ricavare per successive derivazioni la velocità $v(t) = \frac{d}{dt}s(t)$ e quindi l'accelerazione $a(t) = \frac{d}{dt}v(t)$.

Nel processo inverso, nota l'accelerazione $a(t)$ si può ricavare per integrazione la velocità $v(t) = v_0 + \int a(t)dt$: la velocità è quindi definita a meno della costante v_0 , che corrisponde al valore iniziale di $v(t)$. Integrando ulteriormente si ottiene la posizione corrente $s(t) = s_0 + \int v(t)dt = s_0 + v_0t + \int v(t)dt$, dove la costante s_0 corrisponde al valore iniziale di $s(t)$: mediante il processo d'integrazione la posizione corrente $s(t)$ risulta quindi definita a meno di una costante e di una traslazione lineare.

Le considerazioni precedenti possono essere estese alla cinematica di un oggetto puntiforme su un piano o nello spazio. Fissato un sistema di riferimento, gli insiemi dei valori delle componenti dell'accelerazione in funzione del tempo possono essere integrati separatamente ricavando le componenti della velocità e quindi le componenti dell'accelerazione. I risultati sono corretti se sono note le costanti d'integrazione.

Questa condizione può essere difficile da verificare quando s'impiega un accelerometro sensibile all'accelerazione di gravità g : in questo caso i dati prodotti dall'accelerometro possono essere determinati non solo dall'accelerazione che s'intende misurare ma anche dall'accelerazione di gravità, anche se l'accelerometro è fermo rispetto al sistema di riferimento fisso.

Lo studio di fattibilità non si propone comunque di impiegare un accelerometro per sviluppare una tecnica di acquisizione di dati sostitutiva di quelle attualmente disponibili, ma di valutare la possibilità che un accelerometro sia in grado di fornire al medico informazioni complementari, utilizzabili per una valutazione diagnostica.

Questo rapporto riporta i risultati di una serie di misure eseguite impiegando un accelerometro disponibile presso l'ISTI; le prove sperimentali sono state eseguite generando alcuni semplici tipi di movimento confrontabili con quello mandibolare.

Materiali e metodi

Dispositivo di misura

Sono state eseguite alcune prove impiegando un dispositivo eZ430-Chronos della TI, che è un sistema di sviluppo wireless con elevata integrazione; il dispositivo è dotato di un display LCD e contiene un accelerometro (vedi Figura 1) [18]).



Figura 1. eZ430-Chronos.

Il sensore integrato è un accelerometro a tre assi VTI CMA3000.

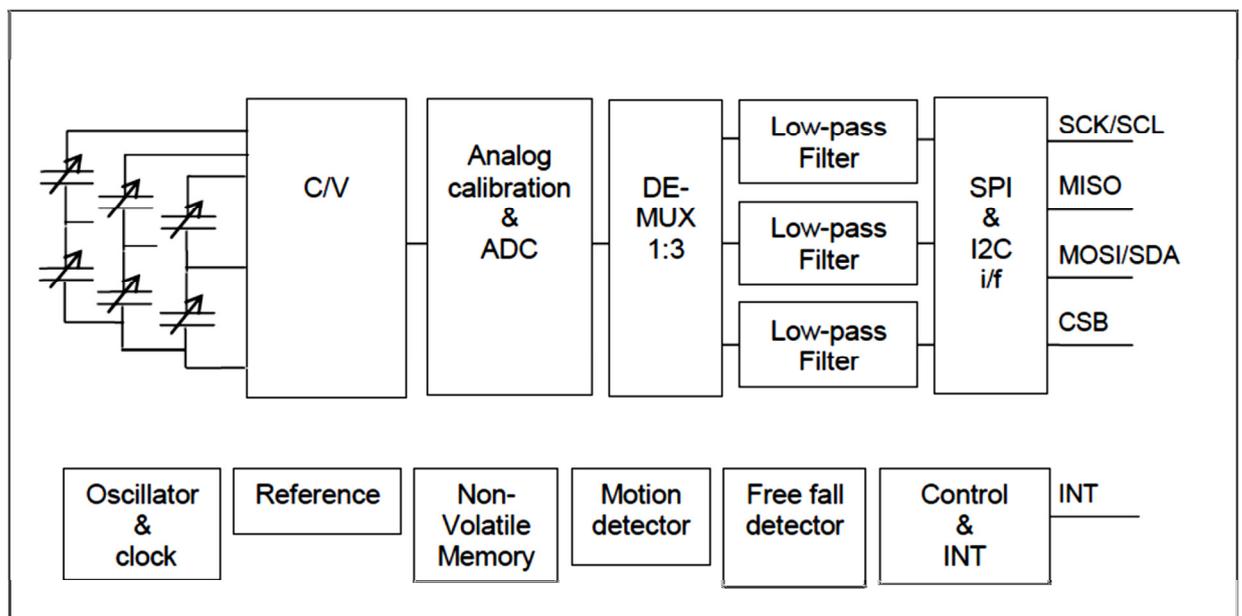


Figura 2. Diagramma a blocchi del sensore CMA3000-D01.

Questo sensore ha dimensioni $2 \times 2 \times 0.95 \text{ mm}^3$, è alimentato a bassa tensione (1.7 V – 3.6 V) ed è dotato di interfaccia digitale Spi e I2c (vedi Tabella 1), che può essere impiegata per una programmazione da parte dell'utente attraverso un'interfaccia eZ430 USB; il sensore trasmette via radio i dati di misura, su una portante a 433 MHz.

Pin #	Name	Function
1	VDD	Supply voltage
2	VSS	Ground
3	DVIO	I/O Supply
4	MISO	SPI Serial Data Output (MISO)
5	SCK_SCL	SPI Serial Clock (SCK) / I ² C Serial Clock (SCL)
6	MOSI_SDA	SPI Serial Data Input (MOSI) / I ² C Serial Data (SDA)
7	CSB	Chip select / I ² C enable
8	INT	Interrupt

Tabella 1. Piedini del sensore CMA3000-D01.

Software di controllo

Per l'esecuzione delle prove è stato sviluppato un software su piattaforma Microsoft Windows, in grado d'interfacciarsi con il dispositivo; l'ambiente di sviluppo utilizzato è wxDevC++ (ambiente open source che fa uso di WX Widgets per la costruzione d'interfacce grafiche).

Il software si connette all' ez-Chronos utilizzando la porta seriale virtuale creata dal dongle wireless a corredo del dispositivo; il protocollo di trasmissione è un bluetooth proprietario.

Una volta stabilita la connessione, il software riceve i dati raw dei tre assi. I dati vengono automaticamente salvati in un file di log ASCII, facilmente importabile dai programmi di analisi e statistica. I dati sono organizzati in serie di righe aventi il seguente formato:

[TIME_STAMP], [ACC_X], [ACC_Y], [ACC_Z]

TIME_STAMP, tipo **long integer**, rappresenta il tempo intercorso, in millisecondi, dall'istante del lancio dell'applicazione all'istante in cui è ricevuto il pacchetto dei dati, ACC_X, ACC_Y, e ACC_Z, tipo **signed byte**, rappresentano il valore dell'accelerazione sui tre assi.

La dinamica di misura è impostata sull'intervallo $\pm 2g$: si ha quindi in uscita il valore 127 quando l'accelerazione misurata è $a = +2g$ e il valore -127 quando $a = -2g$. I dati sono forniti ogni 35 ms.

Per eseguire una misura si lancia il software, che genera sullo schermo la finestra mostrata in Figura 3.

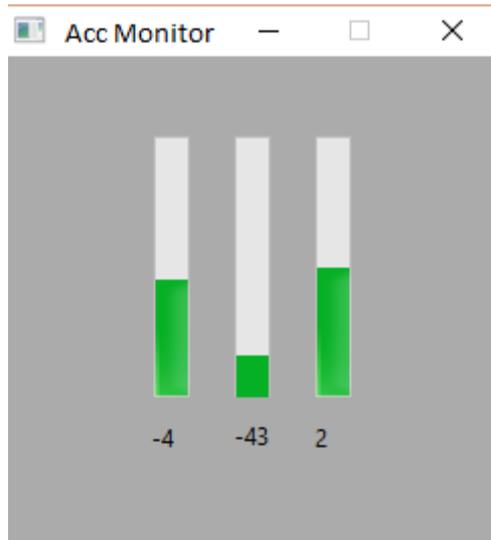


Figura 3. Finestra del software di controllo.

Le barre verticali mostrano i valori correnti alle uscite dei tre assi. Inizialmente le barre sono ferme, in quanto la trasmissione è avviata quando viene selezionata la funzione ACC sull'eZ430-Chronos, premendo l'apposito pulsante: per compiere questa operazione è necessario che il dispositivo sia fermo.

Quando il collegamento è attivato le barre si muovono in funzione delle accelerazioni rilevate. Il collegamento viene interrotto premendo il pulsante X della finestra; si ottiene così il file ASCII, che può essere utilizzato in un secondo momento per la rappresentazione e l'analisi dei dati: nelle prove riportate si è impiegato il software Dataxiom StatMost 3.5.

Rilevamento delle caratteristiche statiche del sensore

Il corpo dell'eZ430 è stato estratto dall'orologio, e si è così ottenuto un sensore a forma di parallelepipedo con dimensioni $H = 4,5$ cm, $W = 3$ cm, $D = 1$ cm: oltre all'accelerometro il sensore comprende anche uno schermo, la batteria di alimentazione e i circuiti per il trattamento e la trasmissione dei dati.

Il sensore fornisce le misure di accelerazione lungo gli assi 1, 2, 3 del parallelepipedo; ogni asse è normale ad una coppia di facce.

Per valutare le risposte in funzione dell'accelerazione g è stata eseguita una serie di misure appoggiando ogni volta una diversa faccia del sensore su un piano di supporto orizzontale, in modo che g , normale al piano di supporto, è perpendicolare alla faccia di appoggio e viene nominalmente rilevata da un solo asse; il valore misurato cambia di segno quando il sensore viene ruotato in modo da appoggiarlo sulla faccia opposta a quella di partenza. In ciascuna prova è stata ricavata la sequenza di terne delle misure di accelerazione fornite dal dispositivo ogni 35 ms; la Tabella 2 riporta i valori medi delle misure, calcolati su 300 campioni; la deviazione standard è $\leq 0,5$.

Asse	$a = 0$	$a = g$	$a = -g$
1	9,2	60,0	-41,4
2	5,0	55,1	-44,5
3	4,0	51,4	-48,1

Tabella 2. Risposte degli assi.

Le uscite presentano un offset ed hanno guadagni leggermente diversi: si può ritenere che i valori diversi da zero ottenuti per gli assi teoricamente non influenzati da g siano giustificati da una non perfetta ortogonalità tra il vettore g ed i vettori degli assi in questione. Per verificare con precisione l'effettiva risposta del dispositivo in termini di sensibilità e offset si devono eseguire prove più accurate.

In base ai risultati si vede che gli assi 1, 2 e 3 del dispositivo hanno l'orientamento mostrato in Figura 4; si assume che l'origine sia al centro del dispositivo.

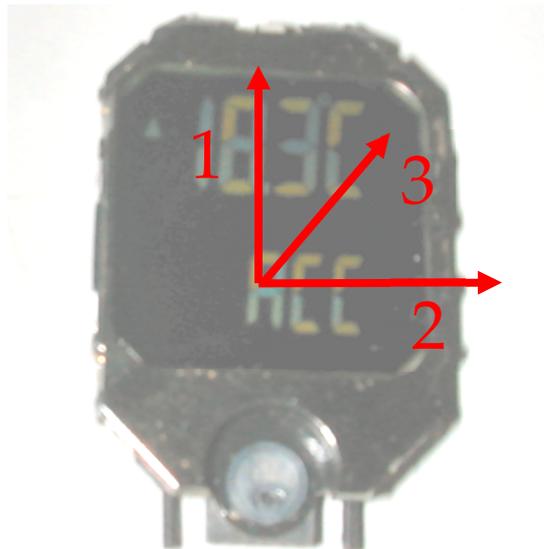


Figura 4. Assi del dispositivo.

Il sensore è stato quindi bloccato all'estremità libera di un'asta inclinabile, che è stata ruotata dalla posizione orizzontale ad una posizione quasi verticale con movimento lento, in modo che durante le misure il dispositivo rileva soltanto l'accelerazione di gravità: si ha quindi la situazione mostrata in Figura 5.

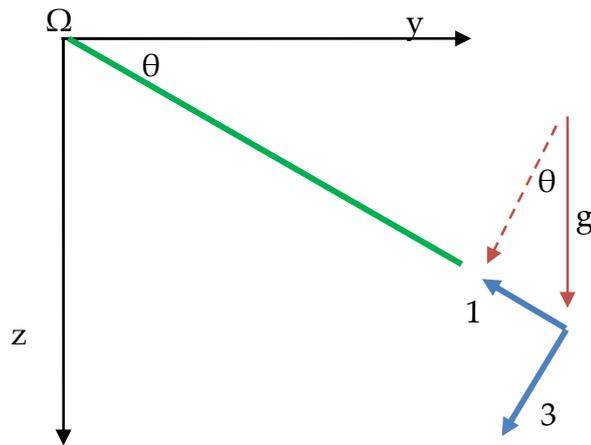


Figura 5. Accelerazioni rilevate in funzione dell'inclinazione.

Quando l'asta è ruotata dell'angolo θ , rispetto all'asse y si hanno le uscite:

$$\begin{aligned} a(1) &= g \sin\theta \\ a(2) &= 0 \\ a(3) &= g \cos\theta \end{aligned}$$

La Figura 6 mostra il grafico dei risultati.

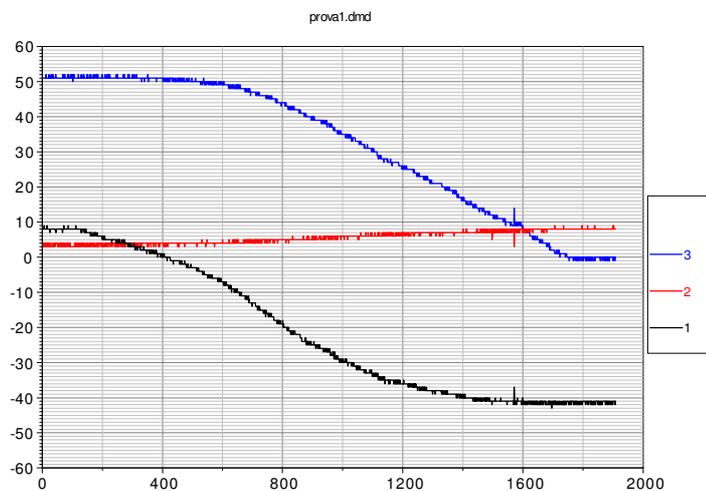


Figura 6. Inclinometro; dati grezzi.

$a(1)$ e $a(3)$ diminuiscono al crescere dell'angolo θ ; l'uscita di $a(1)$ è negativa poiché l'asse 1 ha verso opposto alla componente di g rivelata.

Sul vettore dei dati $a(1)$ sono state eseguite le operazioni di moltiplicazione per -1 , in modo da ottenere valori positivi crescenti al crescere della componente di g rilevata, sottrazione del valore di offset $a_{min}=8$ e normalizzazione mediante divisione per il valore $a_{max}=50$.

Sul vettore dei dati $a(3)$ si è eseguita l'operazione di normalizzazione mediante divisione per il valore $a_{max}=50$ e si è quindi generato il vettore a_{tot} definito da $a_{tot} = \sqrt{a(1)^2 + a(3)^2}$

La Figura 7 mostra i risultati.

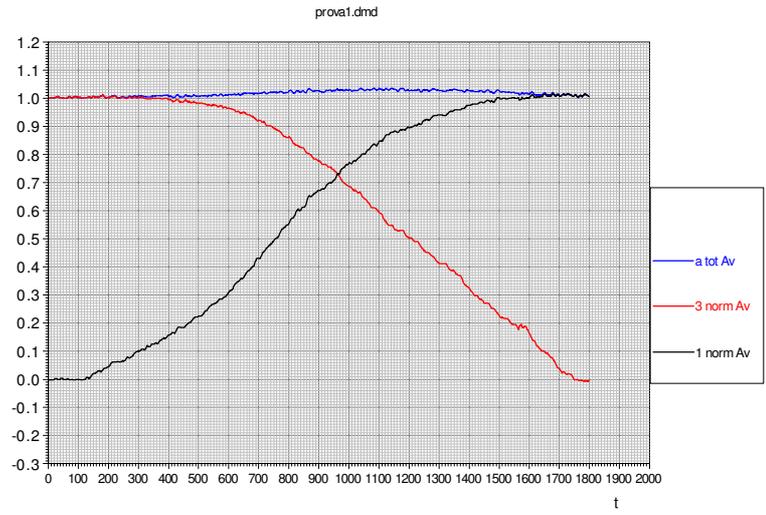


Figura 7. Inclinometro; dati elaborati.

Considerando il non perfetto allineamento del sensore, indicato dal fatto che si hanno valori di misura anche per l'asse 2, si ha un buon accordo col modello teorico sopra descritto. In particolare, rispetto al valore nominale $a_{tot} = \sqrt{a(1)^2 + a(3)^2} = 1$ si ha uno scostamento inferiore al 5%.

Misure dinamiche

Queste misure sono state fatte collocando il sensore su un'asta che può ruotare intorno all'origine Ω , in modo che esso percorre una traiettoria con raggio di curvatura costante; il sensore è stato assimilato ad un oggetto puntiforme.

Moto circolare uniforme

In questo tipo di moto un punto si sposta su una circonferenza di raggio r con velocità angolare ω costante. Si hanno le seguenti relazioni:

$$\begin{aligned}d\theta &= \omega \cdot dt \\dv &= v \cdot d\theta = \omega \cdot v \cdot dt \\ds &= r \cdot d\theta = \omega \cdot r \cdot dt\end{aligned}$$

e il moto è definito da:

$$\begin{aligned}s &= \int ds = \int \omega \cdot r \cdot dt = \omega \cdot r \cdot t \\v &= \frac{ds}{dt} = \omega \wedge r \\a &= \frac{dv}{dt} = \omega \cdot \frac{dr}{dt} = \omega \wedge (\omega \wedge r)\end{aligned}$$

La velocità lineare v è un vettore con modulo costante tangente alla circonferenza, l'accelerazione a è un vettore con modulo costante diretto verso il centro del cerchio e la velocità angolare ω è un vettore perpendicolare al piano individuato dal cerchio.

Per eseguire questo tipo di misure il sensore è bloccato all'estremità di una stecca fissata sull'albero di un motore in continua; l'asse 1 è orientato verso il centro di rotazione e l'asse 2 è tangente alla traiettoria. Il sensore si muove lungo una circonferenza di raggio $r \cong 2 \text{ cm}$. Se il moto avviene in un piano orizzontale con velocità costante, l'asse 1 fornisce il valore di a , costante durante il moto, l'asse 2 ha un'uscita nulla e l'asse 3, perpendicolare al piano del foglio, ha un'uscita costante, determinata da g (vedi Figura 8).

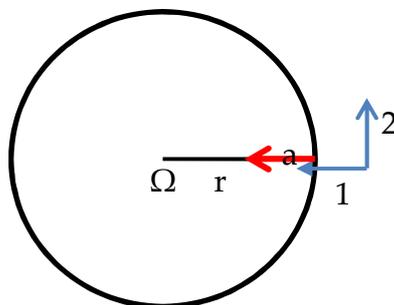


Figura 8. Accelerazioni rilevate nel moto circolare in un piano orizzontale.

La Figura 9 mostra i dati ottenuti.

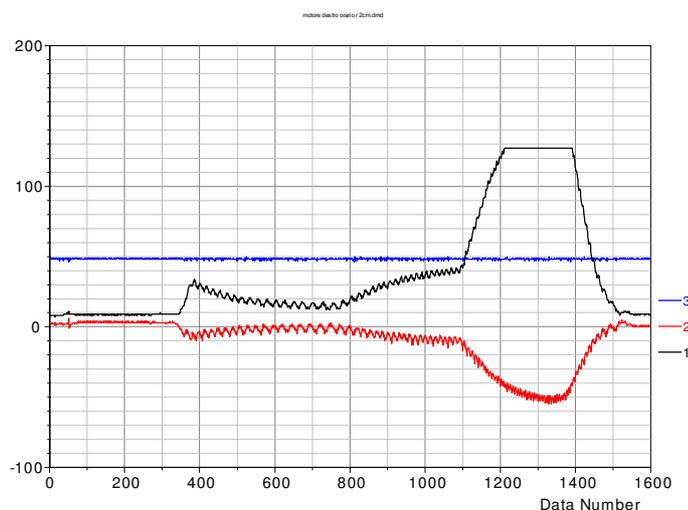


Figura 9. Moto circolare; dati ottenuti per la rotazione nel piano orizzontale.

In questa prova il motore è inizialmente fermo e poi si muove poi con velocità angolare dipendente dalla tensione di alimentazione, variata manualmente. Si vede che $a(1)$ è determinata dall'accelerazione a , che dipende dalla velocità angolare del motore, e raggiunge la saturazione per velocità elevate, $a(2)$ è determinata da un'accelerazione tangenziale, che dipende dalla variazione della velocità angolare del motore, e $a(3)$ è determinata da g e non risente di a .

Se il moto avviene in un piano verticale: l'asse 3 del sensore risulta nominalmente perpendicolare all'accelerazione di gravità e gli assi 1 e 2 risentono della componente di g rilevata.

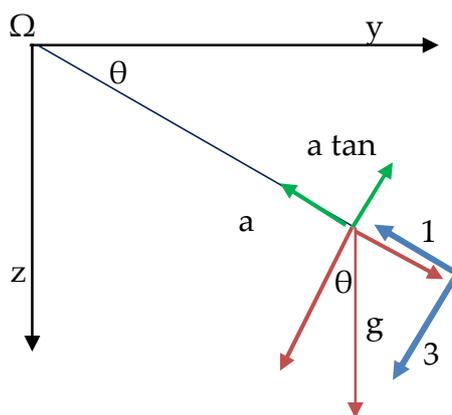


Figura 10. Accelerazioni presenti nel moto circolare su un piano verticale.

Quando la stecca forma un angolo θ rispetto al piano xy (vedi Figura 10) si ha:

$$\begin{aligned} a(1) &= g \sin\theta \\ a(2) &= g \cos\theta \end{aligned}$$

L'angolo θ varia in funzione del tempo in base alla velocità angolare ω secondo la

relazione $\theta = \omega t$.

L'asse 1 risente inoltre dell'accelerazione costante a ; si ha dunque nominalmente:

$$a(1) = g \sin(\omega t) + a$$

$$a(2) = g \cos(\omega t)$$

$$a(3) = 0$$

La Figura 11 mostra i dati prodotti dal sensore.

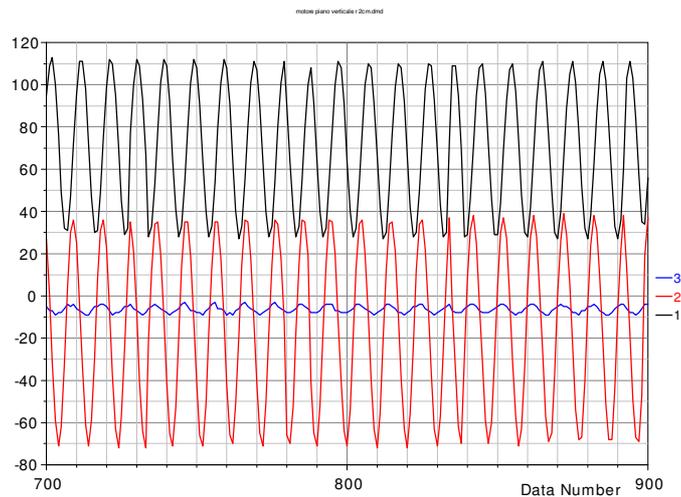


Figura 11. Moto circolare; dati ottenuti nel moto su un piano verticale.

In questo caso la velocità di rotazione del motore era costante. Si vede che $a(1)$ presenta un'oscillazione di tipo sinusoidale rispetto al valore determinato dall'accelerazione a , $a(2)$ presenta un'oscillazione di tipo sinusoidale rispetto al valore di offset e $a(3)$ è sostanzialmente nulla.

Moto circolare armonico

In questo tipo di moto il punto si sposta avanti e indietro su un arco di circonferenza di raggio r con velocità angolare ω variabile nel tempo; fissata un'origine arbitraria, la posizione del punto può essere individuata dall'angolo θ che varia in funzione del tempo tra gli estremi $\pm \theta_{max}$ (vedi Figura 12).

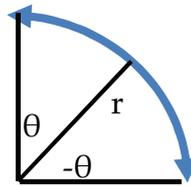


Figura 12. Traiettoria in un moto circolare armonico.

Si hanno le seguenti relazioni:

$$\begin{aligned}d\theta &= \omega(t) \cdot dt \\dv &= v(t) \cdot d\theta = \omega(t) \cdot v(t) \cdot dt \\ds &= r \cdot d\theta = \omega(t) \cdot r \cdot dt\end{aligned}$$

e il moto è definito da:

$$\begin{aligned}s &= \int ds = \int \omega(t) \cdot r \cdot dt \\v &= \frac{ds}{dt} = \omega(t) \wedge r \\a &= \frac{dv}{dt} = \frac{d\omega}{dt} \wedge r + \omega(t) \wedge (\omega(t) \wedge r)\end{aligned}$$

Riassumendo, la velocità angolare ω è un vettore perpendicolare al piano cui appartiene la traiettoria percorsa dal punto; il modulo di ω varia in funzione del tempo e dell'angolo θ , ha un segno che determina il verso di percorrenza e si annulla agli estremi $\theta = \pm \theta_{max}$.

La velocità lineare v è un vettore tangente alla traiettoria percorsa dal punto; la direzione e il modulo di v variano in funzione del tempo e dell'angolo θ , e v si annulla per $\theta = \pm \theta_{max}$.

L'accelerazione a è un vettore che varia in funzione del tempo e dell'angolo θ , ed è scomponibile in due componenti:

- l'accelerazione radiale diretta verso il centro, data da: $a_{rad} = \omega(t)^2 \cdot r = \frac{v(t)^2}{r}$
- l'accelerazione tangente alla traiettoria, data da $a_{tan} = \frac{d\omega(t)}{dt} \cdot r$

Se il punto ripercorre ciclicamente la traiettoria nello stesso modo, le funzioni che

descrivono il moto sono periodiche. Per esempio, posto $\omega(t) = \sin(t)$ e $r=1$, si ha

$$\theta(t) = \int \omega(t) \cdot dt = -\cos(t)$$

$$s(t) = \int \omega(t) \cdot dt = -\cos(t)$$

$$v = \frac{ds}{dt} = \sin(t)$$

$$a_{rad} = \omega(t)^2 = \sin^2(t)$$

$$a_{tan} = \frac{d\omega}{dt} = \cos(t)$$

La Figura 13 mostra i grafici delle funzioni $\cos(t)$, $-\cos(t)$ e $\sin(t)^2$; si nota che la funzione $\sin(t)^2$ ha frequenza doppia della funzione $\cos(t)$ ed è sempre positiva.

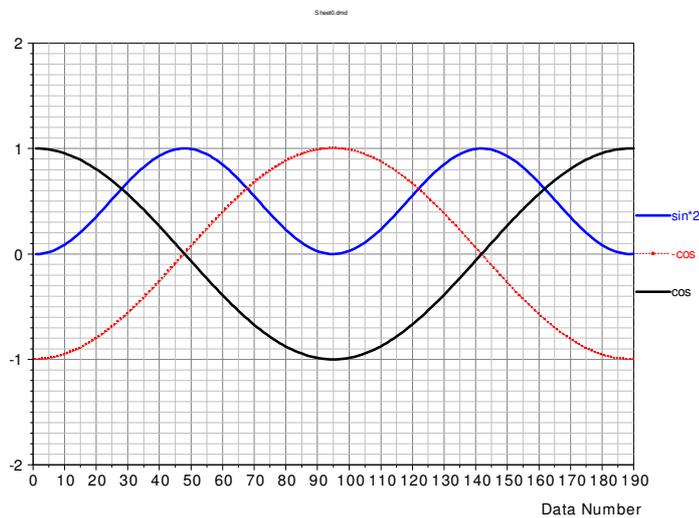


Figura 13. Esempio di funzioni θ , a_{tan} e a_{rad} in un ciclo di moto circolare armonico.

Di seguito si riportano le misure ottenute con differenti sollecitazioni.

Pendolo semplice

Si consideri un pendolo matematico semplice, costituito da una massa puntiforme m posta all'estremità di un'asta rigida di lunghezza ℓ con massa trascurabile e ancorata all'origine di Ω (vedi Figura 14).

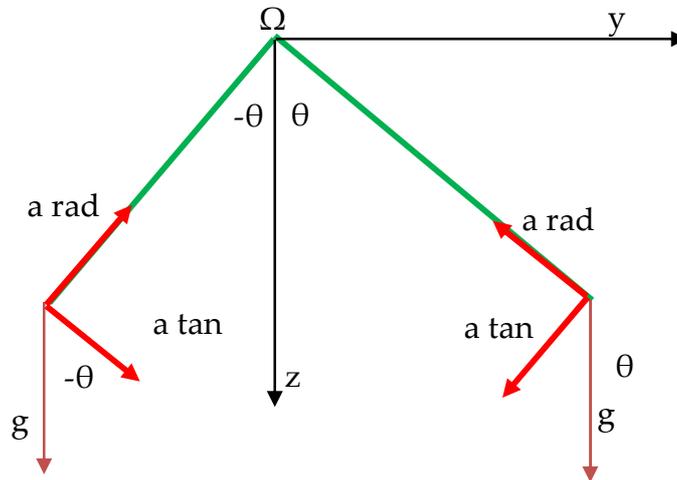


Figura 14. Accelerazioni presenti durante il moto di un pendolo.

Se l'asta viene ruotata fino ad un angolo θ_{max} rispetto alla verticale e poi lasciata libera essa comincia a oscillare fra gli angoli $-\theta_{max}$ e θ_{max} e la massa m si muove lungo un arco di cerchio con raggio ℓ .

La velocità angolare ω è perpendicolare al piano della traiettoria e varia nel tempo. La velocità lineare v è tangente all'arco di cerchio e varia con l'angolo θ : essa è nulla per $\theta = \pm \theta_{max}$ e massima per $\theta = 0$. L'accelerazione radiale a_{rad} è massima quando il punto passa per la verticale e si annulla quando il punto arriva agli estremi dell'oscillazione; a_{rad} ha sempre lo stesso verso. L'accelerazione tangenziale a_{tan} è minima quando il punto passa per la verticale ed è massima quando il punto arriva agli estremi dell'oscillazione; a_{tan} è diretta verso la verticale e cambia di verso a seconda che θ sia positivo o negativo.

Per studiare questo tipo di moto il sensore è stato bloccato ad un'estremità di una stecca piana lunga 50 cm, sostenuta da un perno cilindrico che passa attraverso un foro centrale all'altra estremità. Quando la stecca è verticale l'asse1 è parallelo all'asse z , l'asse2 è parallelo all'asse y e l'asse3 parallelo all'asse x .

Il grafico di Figura 15 riporta i valori ottenuti dopo che la stecca è stata spostata di circa 70° rispetto alla verticale e quindi lasciata libera.

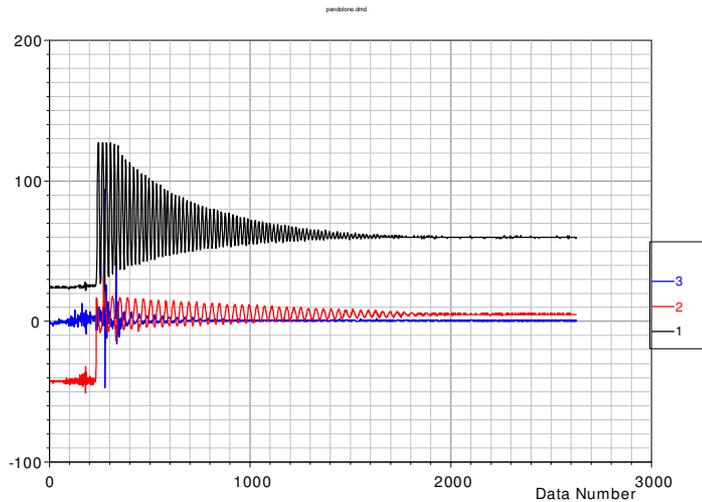


Figura 15. Pendolo: dati ottenuti nel moto con grosse oscillazioni.

Nel tratto iniziale del grafico, quando la stecca è tenuta ferma all'angolo θ_{max} , la risposta del sensore è determinata dall'accelerazione di gravità; si ha:

$$\begin{aligned} a(1) &= g \cos \theta_{max} \\ a(2) &= -g \sin \theta_{max} \\ a(3) &= 0 \end{aligned}$$

Successivamente, quando la stecca è lasciata libera il sensore rileva anche l'accelerazione radiale e quella tangenziale; si ha quindi:

$$\begin{aligned} a(1) &= g \cos \theta(t) + \omega(t)^2 \cdot r \\ a(2) &= -g \sin \theta(t) + \frac{d\omega}{dt} \cdot r \\ a(3) &= 0 \end{aligned}$$

Le uscite sono oscillazioni smorzate, tendenti ai valori ottenuti quando l'asta è ferma in posizione verticale.

In ogni ciclo di oscillazione il valore minimo di $a(1)$ è ottenuto quando l'angolo della stecca rispetto alla verticale raggiunge il valore massimo: in questa posizione si ha $\omega(t) = 0$ e si ottiene $a(1) = g \cos \theta_{max}(t)$; il valore minimo poi sale, tendendo al valore $a(1) = g$, poiché θ_{max} diminuisce nel tempo. Il valore massimo di $a(1)$ è ottenuto quando la stecca passa per la verticale: in questa posizione si ha $\omega(t) = \omega_{max}$ e si ottiene $a(1) = g + \omega_{max}^2$; il valore massimo poi diminuisce, tendendo al valore $a(1) = g$, poiché ω_{max} diminuisce nel tempo.

In ogni ciclo di oscillazione i picchi di $a(2)$ sono determinati dal valore corrente $\sin \theta_{max}$, che diminuisce col tempo poiché la massima escursione angolare diminuisce. $a(2)$ fornisce direttamente il valore di a_{tan} , che è determinata esclusivamente dalla gravità.

Per piccole oscillazioni si ha $g \cos \theta(t) \cong 1$ e $\sin \cong 0$, e le uscite diventano:

$$a(1) \cong g + \omega(t)^2 \cdot r$$

$$a(2) = \frac{d\omega}{dt} \cdot r$$

$$a(3) = 0$$

La Figura 16 mostra i dati ottenuti dando una piccola spinta alla stecca, posta inizialmente nella posizione verticale.

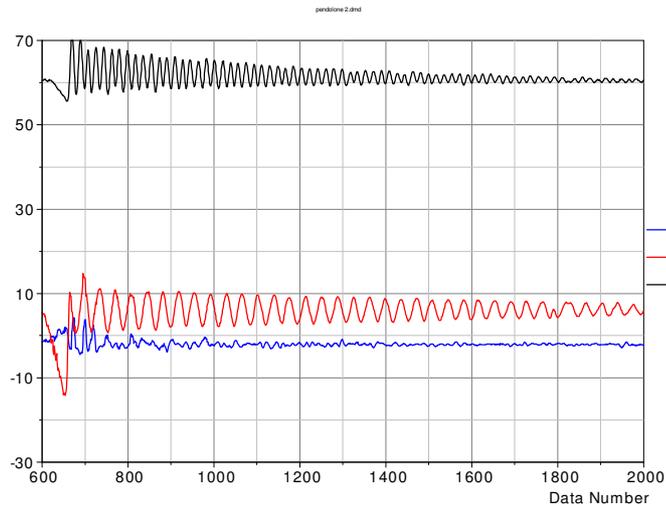


Figura 16. Pendolo; dati ottenuti nel moto con piccole oscillazioni.

In questo caso $a(1)$ mostra oscillazioni di tipo $\sin(t)^2$ rispetto al valore determinato da g , mentre $a(2)$ mostra oscillazioni di tipo $\cos(t)$ rispetto al valore di offset. (vedi Figura 17).

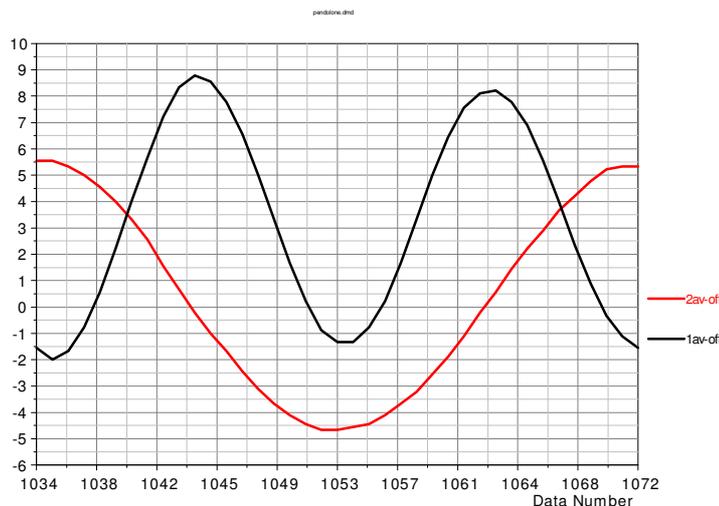


Figura 17. Pendolo; singolo ciclo nel moto.

I periodi T delle oscillazioni sono $T \approx 0.6$ s per l'asse 1 e $T \approx 1.2$ s per l'asse 2; questo valore è in accordo con quello definito per un pendolo semplice con piccole oscillazioni.

Posto $\ell \approx 40$ cm si ha infatti $T = 2\pi \sqrt{\frac{\ell}{g}} \approx 1.3$ s.

Moto circolare forzato

In questo tipo di moto il punto in base ad una forza applicata si sposta avanti e indietro lungo una traiettoria circolare di raggio r , con velocità e accelerazione che variano in funzione del tempo: anche in questo caso la velocità è tangente alla circonferenza e l'accelerazione ha una componente radiale a_{rad} , che determina il moto lungo la traiettoria, ed una componente tangenziale a_{tan} , che determina la variazione del modulo della velocità.

Per studiare questo tipo di moto il sensore viene montato su un'asta rotante, con l'asse 1 orientato verso il centro di rotazione e l'asse 2 tangente alla traiettoria. Se il moto avviene in un piano orizzontale, $a(1)$ fornisce il valore di a_{rad} , $a(2)$ fornisce il valore a_{tan} e $a(3)$ ha un'uscita costante, determinata da g . Se il moto avviene in un piano verticale $a(1)$ fornisce il valore determinato da a_{rad} e dalla componente $g \cos(\theta)$, $a(3)$ fornisce il valore determinato da a_{tan} e dalla componente $g \sin(\theta)$, $a(2)$ ha uscita nulla.

Di seguito si riportano i risultati ottenuti per moti circolari forzati ottenuti con azione meccanica o manuale.

Moto ottenuto mediante il controllo del verso di rotazione di un motore

In questo caso si è pilotato il motore con una tensione alternata a bassa frequenza, in modo che il sensore percorresse un arco di circa 180° . La Figura 18 mostra i risultati delle misure dei tre assi quando il moto avviene in un piano orizzontale.

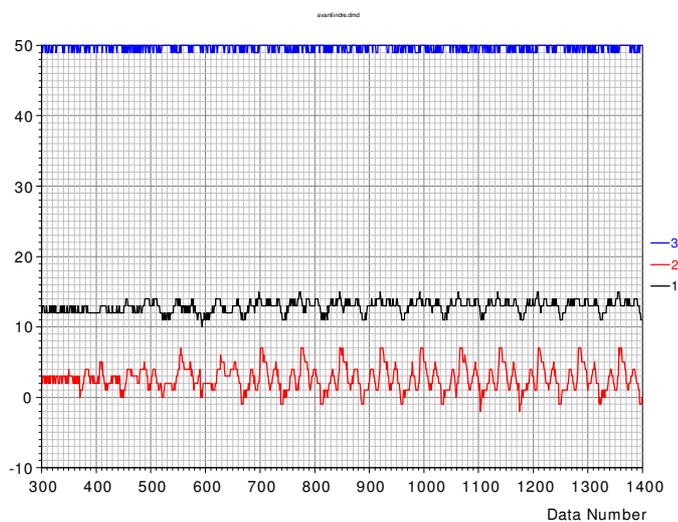


Figura 18. Inversione del motore; dati ottenuti nel moto in un piano orizzontale.

La Figura 19. mostra i dati prodotti dagli assi 1 e 2 in un singolo ciclo; i dati originali sono stati filtrati con una media mobile di 5 punti e corretti mediante sottrazione del valore di offset.

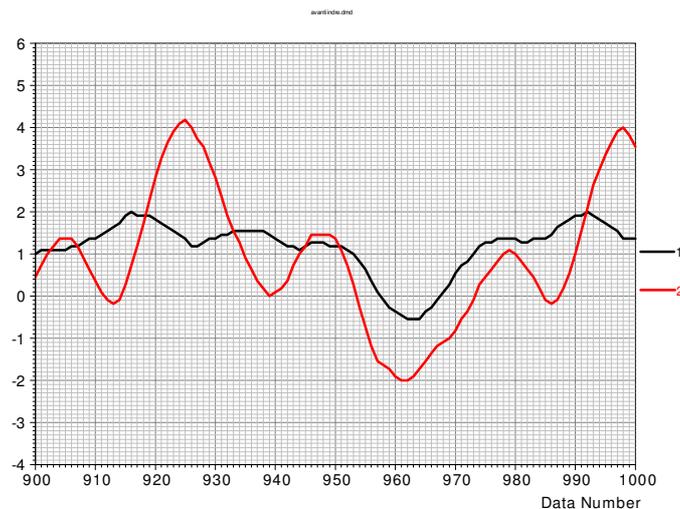


Figura 19. Inversione del motore; singolo ciclo nel moto in un piano orizzontale.

$a(1)$ dipende dall'accelerazione radiale e fornisce sempre valori positivi, $a(2)$ dipende dall'accelerazione tangenziale ed è alternativamente positiva e negativa secondo il verso di rotazione e $a(3)$ è determinata da g .

Moto ottenuto mediante alternatore elettromeccanico

In questo caso si è impiegata la struttura mostrata in Figura 20.

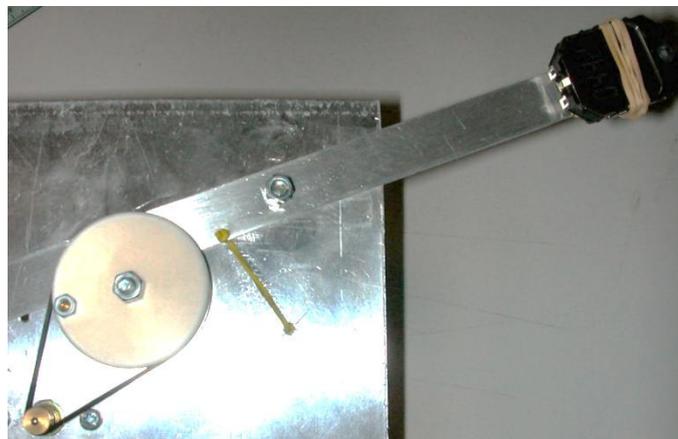


Figura 20. Struttura usata per il moto circolare forzato.

La struttura è costituita da:

- un motore in continua
- un disco azionato dal motore mediante una puleggia, con un bullone sulla circonferenza
- una stecca metallica incernierata con un pernio a metà lunghezza
- una molla di richiamo.

In condizioni di riposo la stecca è tenuta in posizione fissa dalla molla; quando il motore ruota il bullone fa ruotare la stecca per una frazione di giro del disco, e quando il

bullone passa oltre il punto di tangenza con la stecca la molla la riporta nella posizione iniziale: si ha quindi una rotazione lenta della stecca in un verso ed una rotazione veloce nel verso opposto. La stecca compie una rotazione di circa 20° ; il sensore è posto a 6 cm di distanza dall'asse. La Figura 21 mostra i risultati ottenuti per un moto nel piano orizzontale, con due velocità di rotazione del motore.

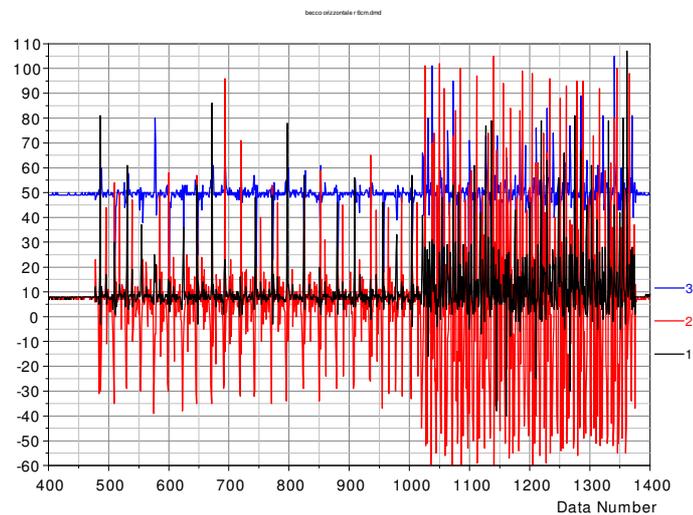


Figura 21. Alternatore; dati ottenuti nel moto in un piano orizzontale.

La Figura 22 mostra i dati prodotti dagli assi 1 e 2 in un singolo ciclo.

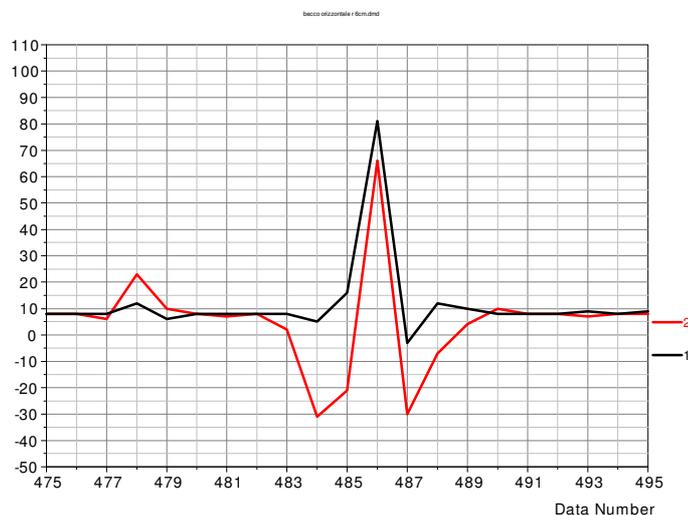


Figura 22. Alternatore; singolo ciclo nel moto in un piano orizzontale.

Nel primo tratto della curva la rotazione della stecca è causata dal disco ed è più lenta della rotazione successiva, causata dalla molla di richiamo; quest'ultima introduce un rimbalzo.

$a(1)$ dipende dall'accelerazione radiale e fornisce sempre valori positivi, $a(2)$ dipende dall'accelerazione tangenziale ed è alternativamente positiva e negativa secondo il verso di rotazione e $a(3)$ è determinata da g .

La Figura 23 mostra i risultati ottenuti per un moto nel piano verticale, con due

velocità di rotazione del motore.

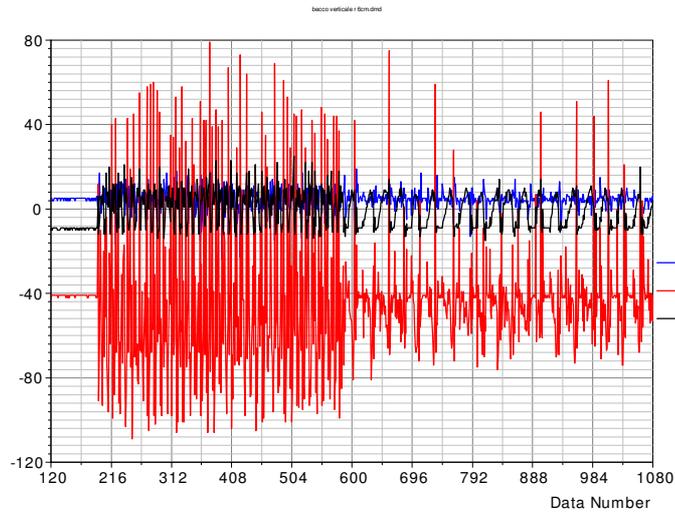


Figura 23. Alternatore; dati ottenuti nel moto in un piano verticale.

La Figura 24 mostra i dati prodotti dagli assi 1 e 2 in un singolo ciclo.

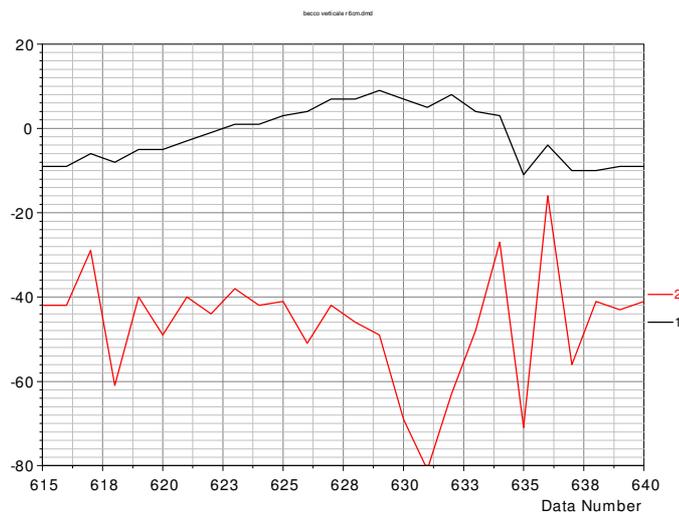


Figura 24. Alternatore; singolo ciclo nel moto in un piano verticale.

$a(1)$ dipende dall'accelerazione radiale e fornisce sempre valori positivi, $a(2)$ dipende dall'accelerazione tangenziale e da quella di gravità ed è alternativamente positiva e negativa secondo il verso di rotazione e $a(3)$ è sostanzialmente nulla.

Moto ottenuto mediante un'asta ruotata manualmente

In questa prova si è prodotto un moto nel piano orizzontale; l'asta è stata ruotata a destra, riportata alla posizione iniziale, ruotata a sinistra e riportata infine alla posizione iniziale, con movimenti rapidi. Il ciclo di rotazione è stato compiuto cinque volte; la Figura 25 mostra i grafici dei risultati.

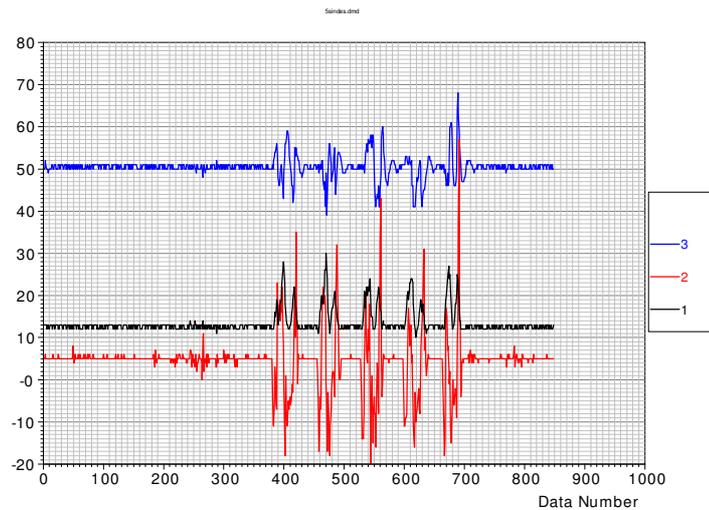


Figura 25. Rotazione manuale; dati ottenuti nel moto in un piano orizzontale.

La Figura 26 mostra i dati prodotti dagli assi 1 e 2 in un singolo ciclo; i dati originali sono stati filtrati con una media mobile di 5 punti e corretti mediante sottrazione del valore di offset.

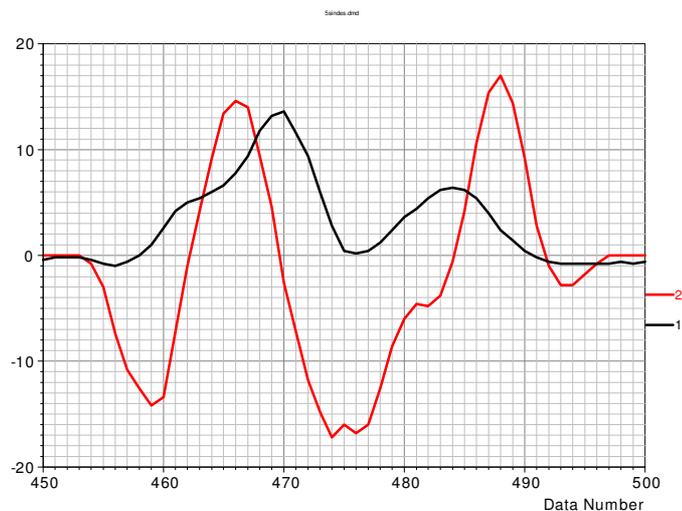


Figura 26. Rotazione manuale; singolo ciclo di rotazione orizzontale.

$a(1)$ è determinata dall'accelerazione radiale e fornisce quindi sempre valori positivi. indipendentemente dal verso di rotazione, $a(2)$ è determinata dall'accelerazione tangenziale ed è alternativamente positiva e negativa secondo il verso di rotazione e $a(3)$ è determinata da g .

Successivamente si è prodotto un moto nel piano verticale; l'asta, messa inizialmente in posizione orizzontale è stata ruotata rapidamente in basso e riportata quindi alla posizione iniziale. Il movimento è stato compiuto cinque volte; la Figura 27 mostra i grafici dei risultati.

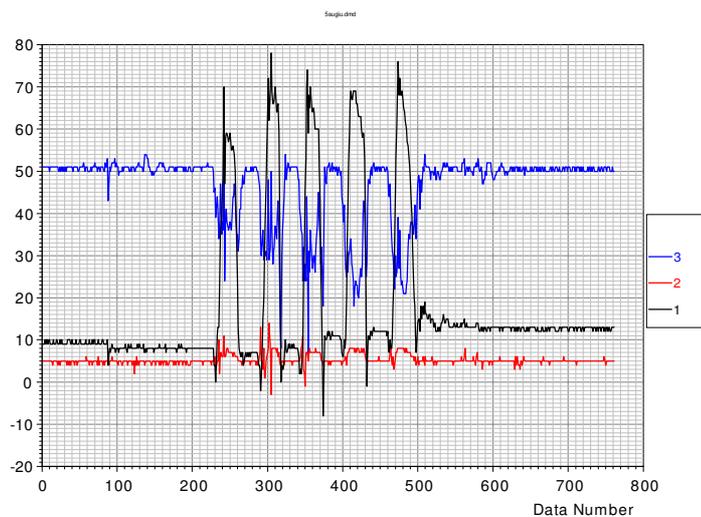


Figura 27. Rotazione manuale; dati ottenuti nel moto in un piano verticale.

La Figura 28 mostra i dati prodotti dagli assi 1 e 3 in un singolo ciclo.

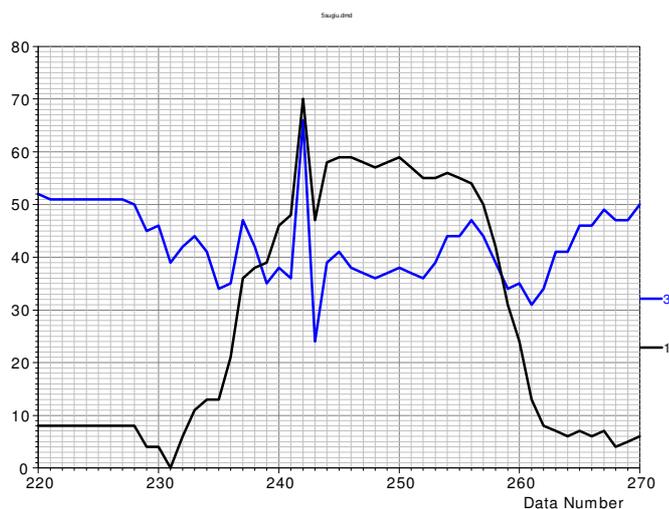


Figura 28. Rotazione manuale; singolo ciclo di rotazione verticale.

$a(1)$ dipende dall'accelerazione radiale e da g , $a(2)$ è determinata dall'accelerazione radiale e da g , $a(3)$ è determinata da g .

Movimento mandibolare

In queste prove il sensore è tenuto appoggiato al mento in modo che nella posizione di riposo l'asse 1 è verticale e l'asse 3 è in direzione sagittale (vedi Figura 29.)

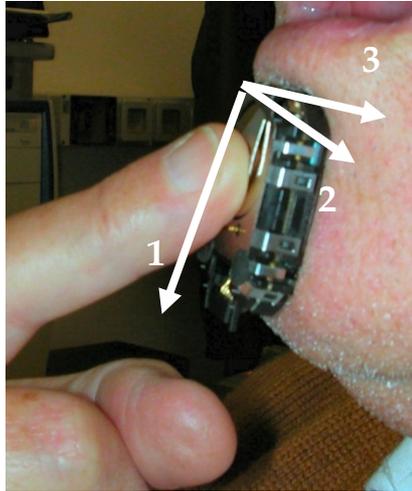


Figura 29. Disposizione del sensore sulla mandibola.

Movimento verticale

In questa prova la bocca è stata aperta e chiusa per cinque volte, ottenendo rotazioni della mandibola in un piano verticale: la Figura 30 mostra i grafici dei risultati.

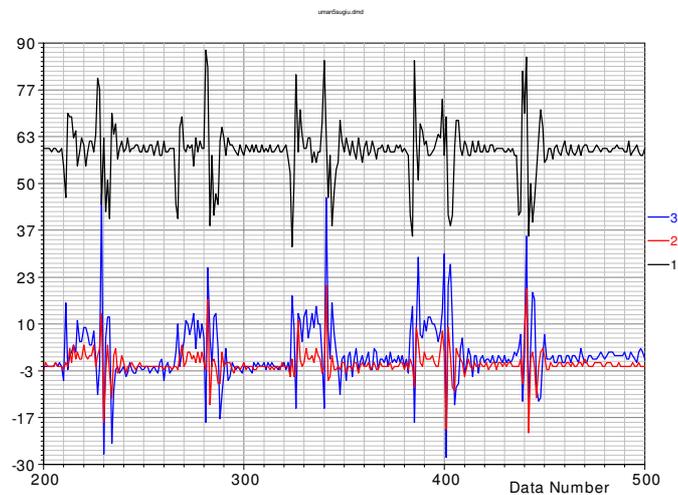


Figura 30. Mandibola; rotazioni verticali.

La Figura 31 mostra le uscite degli assi 1 e 3 nei primi due cicli.

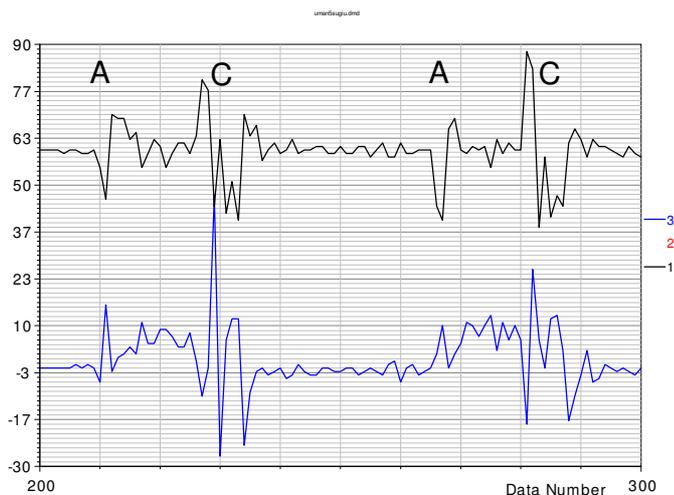


Figura 31. Mandibola: primi due cicli di rotazione verticale.

$a(1)$ ha un transiente negativo seguito da un transiente positivo all'apertura della bocca (A), si stabilizza intorno al valore di g quando la bocca rimane aperta e presenta un transiente positivo seguito da transiente negativo quando la bocca viene richiusa (C).

$a(3)$ ha un transiente positivo all'apertura della bocca (A), si stabilizza intorno ad un valore positivo quando la bocca rimane aperta e presenta un transiente positivo seguito da un'ampia oscillazione quando la bocca viene richiusa (C).

$a(2)$ rimane intorno al valore nullo, con oscillazioni alle fasi di transizione del moto.

Movimento orizzontale

In questa prova la bocca è stata mantenuta chiusa mentre la mandibola è stata spostata a sinistra e a destra per cinque volte, ottenendo rotazioni in un piano orizzontale: la Figura 32 mostra i grafici dei risultati.

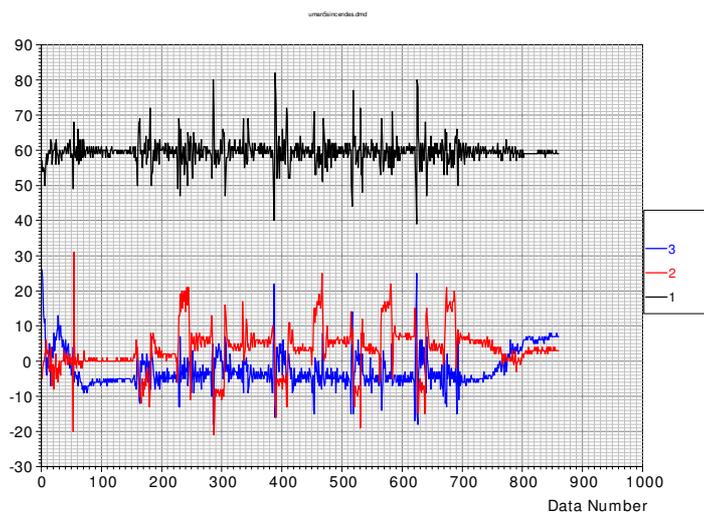


Figura 32. Mandibola; rotazioni orizzontali.

La mostra le uscite degli assi 2 e 3 in un ciclo.

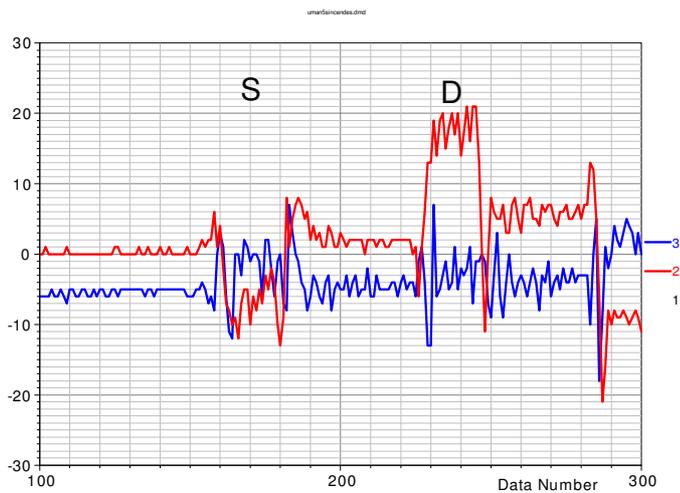


Figura 33. Mandibola; singolo ciclo di rotazione orizzontale.

$a(3)$ cresce durante la rotazione a sinistra (S), ritorna al valore nullo quando la mandibola è ferma e cresce nuovamente durante la rotazione a destra (D).

$a(2)$ diventa negativa rispetto al valore di offset durante la rotazione a sinistra (S), ritorna al valore di offset quando la mandibola è ferma e diventa positiva durante la rotazione a destra (D).

$a(1)$ rimane intorno al valore nullo, con oscillazioni alle fasi di transizione del moto.

Conclusioni

I dati ricavati nelle prove relative a tipi di moto regolari, come nel caso di un pendolo o di un motore a velocità costante, sono in buon accordo con i modelli teorici: da questo tipo di dati si possono ricavare informazioni utili per ottenere una caratterizzazione del moto studiato.

I dati ricavati nelle prove relative a moti ciclici forzati sono stati ottenuti impiegando attrezzature semplici, che non garantiscono un'elevata ripetibilità dei cicli di movimento; i dati mostrano quindi variazioni nel tempo, che possono essere attribuite al rumore oppure ad effettive variazioni riscontrate dal sensore, e da essi non è stato possibile ricavare le informazioni necessarie per una precisa caratterizzazione del moto studiato. Tuttavia, l'esecuzione di prove più accurate, comportanti l'impiego di una strumentazione più adeguata, può portare ad una determinazione migliore della risposta del sensore e conseguentemente ad una migliore interpretazione dei risultati.

I dati ricavati nelle semplici prove relative ai movimenti mandibolari presentano delle oscillazioni, che possono essere artefatti oppure segnali prodotti da movimenti effettivi: sono necessarie ulteriori prove per determinarne la causa. I dati relativi al moto in un piano orizzontale sono in accordo col modello fatto, ed in essi si possono individuare bene i due tipi di accelerazione considerati. I dati relativi al moto in un piano verticale sono interpretabili meno agevolmente a causa del segnale prodotto dall'accelerazione di gravità che si somma a quelli prodotti dalle accelerazioni del moto.

Nelle prove fatte mancavano le informazioni al contorno, come la velocità o la posizione corrente all'inizio della prova, necessarie per eseguire correttamente le operazioni d'integrazione che consentono di passare dai dati relativi all'andamento temporale dell'accelerazione a quelli che definiscono l'andamento temporale della velocità e conseguentemente ai dati che definiscono l'andamento temporale della posizione attuale del sensore. Di conseguenza, queste operazioni non sono state eseguite e ci si è limitati ad impiegare i dati originali di misura: questo fatto è comunque limitativo solo parzialmente, in quanto, come già accennato, ci si proponeva di esaminare una tecnica che fornisse direttamente alcuni dei parametri di moto e che non fornisse necessariamente gli altri parametri, come per esempio l'andamento temporale della posizione, ottenibili direttamente con altre tecniche d'indagine.

Per utilizzare in modo proficuo un accelerometro nell'esame del movimento mandibolare si devono scegliere in modo opportuno il tipo di sensore, per esempio considerando quelli dotati di giroscopio, e il modo di trattamento dei dati. E' infatti necessario che il sensore abbia la dinamica e la sensibilità necessarie per rilevare correttamente le sollecitazioni caratteristiche di questo tipo di movimento; è necessario inoltre che la banda passante sia adeguatamente elevata, in modo sia da rispondere correttamente ai transienti, sia da consentire un filtraggio temporale dei dati, in modo da ridurre l'incidenza del rumore presente.

Infine, il sensore impiegato dev'essere sufficientemente leggero e poco ingombrante per non influire in modo apprezzabile sul moto da esaminare. E' anche necessario poter collegare il sensore al paziente in un modo semplice e determinare un protocollo d'esame in modo che le misure eseguite su pazienti diversi, oppure in tempi diversi sullo stesso

paziente, siano direttamente confrontabili.

Si presume che tali obiettivi vengano raggiunti nel corso delle ricerche che condurremo quest'anno.

Riferimenti

- 1) C. Bodin, P.L. Foglio Bonda; L'electrognathographie: interets diagnostique et therapeutique. Edizioni Monduzzi, Bologna, 1991 III, 281-287.
- 2) P.L. Foglio Bonda; Analisi elettrognatografica dei movimenti mandibolari fisiologici. Rivista Italiana di Materiali Dentali 1992; III, 2, 41-48.
- 3) P.L. Foglio Bonda, C. Bodin; Analisi elettrognatografica del movimento di retrusione mandibolare Rivista Italiana di Materiali Dentali 1992; III, 2, 49-54.
- 4) S. Perotti, P.L. Foglio Bonda; La valutazione del danno mediante lo studio della cinematica mandibolare con la elettrognatografia Archivio di Medicina Legale e delle Assicurazioni 1993 XV, 1-2, 17-24.
- 5) P.L. Foglio Bonda, V. Rocchetti, C. Bodin, G. Migliaretti, C. Mortellaro Analisi dell'apertura mandibolare mediante elettrognatografia in centododici pazienti disfunzionali. Doctor Os supplemento XIV2003, 3, 143.
- 6) P.L. Foglio Bonda, C. Bodin Disordini intrarticolari: valutazione mediante risonanza magnetica nucleare. Doctor Os Apr, 2003;14 (4). 337-344.
- 7) C. Bodin, P.L. Foglio Bonda, J. Abjean Restauration fonctionelle par ajustement occlusal. Enciclopédie Medico-Chirurgicale Odontologie 2004 35-23445-M-10-400067, 17p Editore: Elsevier, Paris, 07/003.
- 8) U. Garagiola, Pregar M., P.L. Foglio Bonda, C. Bodin Temporo-Mandibular joint kinetics and chewing cycles in healthy children. A6-year follow-up. Atti 91° Annual World Dental Congress of Federation Dentaire International (F.D.I.) Sidney 18-21 Settembre 2003, PP19, pg. 8.
- 9) P.L. Foglio Bonda, G. Migliaretti, F. Cavallo, V. Rocchetti, C. Bodin. Incisor and mandibular movement during retrusion of the jaw. Archives of Oral Biology: 51, 581-586.
- 10) P.L. Foglio Bonda, Caviggioli I., Sciascero G., E. D'Alessio, D. Mittino, C. Bodin Cinematica mandibolare in pazienti con disordini temporomandibolare e cefalea di tipo tensivo. Doctor Os 2010; 3: 259-265.
- 11) M. Chimenti, P. L. Foglio Bonda, P. M. Guerra, M. Magrini; Accordo di Collaborazione ISTI – DMT, Rapporto n. 1, ISTI Internal note, 2016-in stampa
- 12) M. Pedley; Tilt Sensing Using a Three-Axis Accelerometer, Freescale Semiconductor, Document Number: AN3461, Application Note Rev. 6, 03/2013.
- 13) Viby-Mogensen J, Jensen E, Werner M, Nielsen HK; Measurement of acceleration: a new method of monitoring neuromuscular function; Acta Anaesthesiol Scand 1988;32(1):45-8.
- 14) Gross TS, Nelson RC; The shock attenuation role of the ankle during landing from a vertical jump; Med Sci Sports Exerc 1988;20(5):506-14.
- 15) Randall JE, Stiles RN; Power spectral analysis of finger acceleration tremor; J Appl Physiol 1964;19:357-60.
- 16) Wade P, Gresty MA, Findley LJ; A normative study of postural tremor of the hand; Arch Neurol 1982;39:358-62.
- 17) Br. Barkley Graham; Using an Accelerometer Sensor to Measure Human Hand Motion", © 2000 Massachusetts Institute of Technology.
- 18) eZ430-Chronos™ Development Tool User's Guide, Literature Number: SLAU292G, © 2009–2015, Texas Instruments Incorporated.