

Indici di normalizzazione EMG

Dott. Andrea Gizdulich, Esercitatore - Università di Firenze

INTRODUZIONE

L'utilità dell'elettromiografia di superficie (sEMG) è oggetto di ampia discussione in letteratura per la diagnosi e la terapia dei disordini cranio mandibolari. Mentre alcuni studi (Cooper 2008 – Ries 2008, Tecco 2007) confermano la validità dell'esame sEMG e la riproducibilità ottenibile dai muscoli masticatori (Bracco 2005) oltre alla stabilità delle misure nel tempo (Ochia RS 2007), altri ne limitano fortemente le applicazioni cliniche (Gonzalez 2008 – Okeson 2006) o ne riconoscono solo un indice aggiuntivo alla diagnosi comunque clinica (Suvinen 2007). Più difficile ancora sarà dunque ottenere dati significativi quando si utilizza la sEMG in condizioni di riposo, quando cioè il valore elettrico appare molto piccolo e più facilmente influenzabile dai numerosi artefatti metodologici e strumentali. Attualmente tali limiti sono superati con metodi comparativi di analisi, impiegati per testare il lavoro muscolare masticatorio e cervicale nei differenti atteggiamenti posturali della mandibola e della testa, oltre a verificare gli effetti della stimolazione TENS sulla muscolatura trigeminale. Tuttavia gli studi eseguiti negli anni non hanno mai fatto riferimento a metodi di normalizzazione o hanno analizzato i dati con adeguate analisi statistiche che tengano in dovuta considerazione i numerosi artefatti strumentali (Bazzotti 1997).

Scopo del presente lavoro è di analizzare e approfondire le attuali analisi sEMG ricavate dai muscoli masticatori e cervicali - prima e dopo la stimolazione TENS a bassa frequenza - in modo da chiarirne meglio gli effetti e valutare l'utilità di applicare indici di normalizzazione al segnale elettrico misurato.

MATERIALI E METODI

Sono stati selezionati 87 soggetti affetti da sintomatologia dolorosa mio fasciale studiati nei muscoli masticatori (temporali anteriori e masseteri) e cervicali (sternocleidomastoidei e digastrici) con analisi sEMG (BioEMG II by BioResearch Assoc. Inc) con frequenza di campionamento a 2KHz. Tutti i soggetti sono stati invitati a sedere su una sedia in una stanza a temperatura controllata (20°C) e a tenere una posizione comoda e rilassata della muscolatura mantenendo i denti disclusi in posizione di riposo mandibolare abituale e ad occhi chiusi, e secondariamente ad eseguire test di contrazione massima volontaria sia su denti nudi che su rulli di cotone (MVC).

Dopo aver verificato la buona sensibilità degli elettrodi con test di rumore, sono stati misurati i valori di Root Mean Square (RMS) e mean power frequency (MPF) al tempo iniziale (F0) dopo 15' (F1) dopo 30' (F2) e dopo 75' (F3), applicando la stimolazione TENS per 45' (BioTENS by BioResearch Assoc. Inc.) solo al termine della registrazione F2.

L'analisi dei dati è stata eseguita sia sui valori assoluti che su quelli percentuali dopo normalizzazione del segnale EMG rispetto al valore elettrico registrato in contrazione massima volontaria su rulli di cotone.

L'analisi statistica dei dati è stata eseguita con modello ANOVA a una via all'interno dei soggetti per identificare la variazione generale dei dati tra i test F0-F2 nel campione di studio e, secondariamente con analisi t-student per dimostrare l'efficacia della stimolazione TENS.

RISULTATI

RMS decresce spontaneamente tra F0 e F2 fino al 63% del valore elettrico iniziale (analisi delle varianze ANOVA all'interno di ogni soggetto $p < 0,001$ muscoli masseteri; $p < 0,01$ muscoli temporali) (Tavola1) e MPF cresce fino al 130% ($p = 0,05$ masseteri) (Tavola2). Analisi statistica della variazione temporale F0-F2 dimostra un abbassamento di intensità della corrente nel tempo sensibile per tutti i muscoli elevatori della mandibola e una riduzione media più modesta nei muscoli cervicali, tuttavia non significativa. Aumento della frequenza media degli spettri di potenza inversamente distribuito, significativo per i muscoli masseteri e temporali con una sola eccezione (Tavola2) Differenze dei valori elettrici assoluti tra F2 e F3 compresi tra 4% per i muscoli temporali (p -level n.s.) e 48% per masseteri ($p < 0,01$) (Tavola4). Analisi dei dati normalizzati a MVC dimostra la riduzione del segnale elettrico percentuale compreso tra 44% e 49% uniformemente distribuito ($p < 0,001$) (Tavola5).

Table 1 – Individual RMS of the sEMG signal, averaged over the 10-subject group. In each cell, the absolute value is shown above and the value relative to F₀ made 100 is shown below. Absolute values are in μV , relative values are percentage. Statistical results from 'within subject 1-way analysis of variance' applied to F₀, F₁ and F₂. The F-Fisher is reported below.

		<i>RMS</i>							
		LTA	RTA	LMM	RMM	LSCM	RSCM	LDA	RDA
F₀	absolute	4.896	4.438	3.866	3.546	3.821	3.794	4.205	5.419
	relative	100	100	100	100	100	100	100	100
F₁	absolute	3.868	4.116	2.968	2.727	3.311	3.927	3.634	3.812
	relative	79.0	92.7	76.8	77.8	86.6	103.5	86.4	70.3
F₂	absolute	3.290	2.848	2.859	2.464	3.151	3.352	3.244	3.444
	relative	67.7	64.2	74.0	69.5	82.5	88.3	77.1	63.6
<i>p</i>-level		8.39 <0.005	6.54 <0.01	10.79 <0.001	14.42 <0.001	2.00 N.S.	1.96 N.S.	1.58 N.S.	2.25 N.S.

Table 2 – Individual mean power frequency *MPF* of the sEMG signal, averaged over the 10-subject group. In each cell, the absolute value is shown above and the value relative to F_0 made 100 is shown below. Absolute values are in Hz, relative values are adimensional. Statistical results from ‘within subject 1-way analysis of variance’ applied to F_0 , F_1 and F_2 . The F-Fisher is reported below.

		<i>MPF</i>							
		LTA	RTA	LMM	RMM	LSCM	RSCM	LDA	RDA
F₀	absolute	156.5	169.5	132.6	145.1	125.0	149.8	199.7	196.4
	relative	100	100	100	100	100	100	100	100
F₁	absolute	199.2	204.8	162.8	160.9	155.9	172.6	196.0	194.4
	relative	127.3	120.8	122.8	110.9	124.7	115.2	98.1	99.0
F₂	absolute	204.2	179.1	163.6	170.4	146.1	151.9	208.6	191.6
	relative	130.5	105.6	123.3	117.4	116.9	101.4	104.4	97.5
<i>p-level</i>		3.01 <0.10	1.49 N.S.	4.73 <0.05	3.41 <0.10	1.74 N.S.	1.12 N.S.	0.24 N.S.	0.02 N.S.

Table 3 – Paired t–Student applied at RMS of F_2 and F_3 , before and after TENS treatment of the first four muscles, LTA, RTA, LMM, RMM, while the second four muscles have not been treated. The t-Student is reported above, and the p-level below.

		t-Student RMS p-level							
		LTA	RTA	LMM	RMM	LSCM	RSCM	LDA	RDA
F₂	absolute	3.290	2.848	2.859	2.464	3.151	3.352	3.244	3.444
	relative	100	100	100	100	100	100	100	100
F₃	absolute	3.184	2.779	1.865	1.909	2.734	3.489	3.299	3.173
	relative	96.8	96.4	64.2	79	87	100	100	91
<i>p-level</i>		N.S.	N.S.	<0.001	<0.01	N.S.	N.S.	N.S.	N.S.

Table 4 – Paired t–Student applied at MPF of F2 and F3, before and after TENS treatment of the first four muscles, LTA, RTA, LMM, RMM, while the second four muscles have not been treated. The t-Student is reported above, and the p-level below.

		t-Student MPF p-level							
		LTA	RTA	LMM	RMM	LSCM	RSCM	LDA	RDA
F₂	absolute relative	204.2 100	179.1 100	163.6 100	170.4 100	146.1 100	151.9 100	208.6 100	191.6 100
F₃	absolute relative	204.8 100	224.3 125	199.2 122	199.1 117	200.0 109	181.2 119	224.9 107	215.3 112
<i>p-level</i>		N.S.	<0.01	<0.05	<0.10	<0.01	<0.01	N.S.	N.S.

Table 5 – RMS analysis between F2 to F3 absolute and relative value versus normalized RMS (nRMS).

t-Student p-level RMS vs nRMS								
	LTA	RTA	LMM	RMM	LSCM	RSCM	LDA	RDA
RMS	-4%	-4%	-36%	-21%	-	-	-	-
	N.S.	N.S.	<0.001	<0.01	N.S.	N.S.	N.S.	N.S.
nRMS	-49%	-43%	-49%	-44%	-	-	-	-
	< 0,001	< 0,001	< 0,009	< 0,001	-	-	-	-

CONCLUSIONI

Esiste una variazione temporale del segnale elettrico altamente significativa sia in termini di quantità di corrente rilevabile che in termini di qualità spettrale nei primi 30' dall'applicazione degli elettrodi. La riduzione di elettricità rilevata dagli elettrodi appare significativamente rilevante però solo nei muscoli elevatori della mandibola, cosa questa che può essere ricondotta non ad un unico fenomeno ma alla sovrapposizione di più eventi. Probabilmente si associa un fenomeno di adattamento di conduttanza elettrica tra la superficie dell'elettrodo e la pelle ad uno psicologico del paziente che necessita di un certo periodo di tempo per raggiungere il pieno rilassamento possibile. Questa ipotesi sembra essere confermata dal corrispondente aumento della frequenza media tipicamente associata ad una maggiore sincronizzazione delle unità motorie.

È comunque rilevante il fatto che questi fenomeni elettrici siano sovrapposti all'effetto della stimolazione TENS, così come attualmente studiati. Ciò farebbe pensare ad un effetto rilassante della stimolazione molto ridotto rispetto a quanto attualmente riconosciuto. La normalizzazione del

segnale EMG permette però di riferire i risultati elettrici alle condizioni del singolo individuo migliorando sensibilmente l'attendibilità dei risultati.

Profonde modifiche nel protocollo operativo permettono dunque di svelare alcuni falsi negativi e di approfondire le conoscenze degli effetti della TENS a bassa frequenza sulla muscolatura stomatognatica.

Bibliografia

1. Armijo-Olivo S, Gadotti I, Kornerup M, Lagravère MO, Flores-Mir C. Quality of reporting masticatory muscle electromyography in 2004: a systematic review. *J Oral Rehabil.* 2007;34:397-405.
2. Bazzotti L. Electromyography tension and frequency spectrum analysis at rest of some masticatory muscles, before and after TENS. *Electromyography and clinical neurophysiology.* 1997 Sep;37(6):365-78.
3. Castroflorio T, Icardi K, Torsello F, Deregibus A, Debernardi C, Bracco P Reproducibility of surface EMG in the human masseter and anterior temporalis muscle areas *Cranio.* 2005 Apr;23(2):130-7.
4. Cooper BC, Kleinberg I. Establishment of a temporomandibular physiological state with neuromuscular orthosis treatment affects reduction of TMD symptoms in 313 patients. *Cranio.* 2008 Apr;26(2):104-17.
5. De Luca C. Surface Electromyography detection and recording, 2002 Delsys tutorials, Boston. Accessed 9 February 2006.
6. De Luca CJ. Myoelectrical manifestations of localized muscular fatigue in humans. *Crit Rev Biomed Eng.* 1984;11:251-279.
7. De Luca D. The use of surface electromyography in biomechanics. *J Appl Biomech.* 1997;13:135-163. ISEK. Standards for reporting EMG data. *J Electromyogr Kinesiol.* 1997;7:I-II.
8. Durkin JL, Callaghan JP. Effects of minimum sampling rate and signal reconstruction on surface electromyographic signals. *J Electromyogr Kinesiol.* 2005;15:474-481.
9. El Falou W, Duchene J, Hewson D, Khalil M, Grabisch M, Lino F. A segmentation approach to long duration surface EMG recordings. *J Electromyogr Kinesiol.* 2005;15:111-119.
10. Gonzalez YM, Greene CS, Mohl ND. *Oral Maxillofac Surg Clin North Am.* Technological devices in the diagnosis of temporomandibular disorders. 2008 May;20(2):211-20.
11. Hägg GM. Interpretation of EMG spectral alterations and alteration indexes at sustained contraction. *J Appl Physiol.* 1992;73:1211-1217.

12. Hewson DJ, Hogrel JY, Langeron Y, Duchêne J. Evolution in impedance at the electrode-skin interface of two types of surface EMG electrodes during long-term recordings. *J Electromyogr Kinesiol*. 2003 Jun;13(3):273-9.
13. Kamyszek G, Ketcham R, Garcia R Jr, Radke J. Electromyographic evidence of reduced muscle activity when ULF-TENS is applied to the Vth and VIIth cranial nerves. *Cranio*. 2001 Jul;19(3):162-8.
14. Klasser GD, Okeson JP. The clinical usefulness of surface electromyography in the diagnosis and treatment of temporomandibular disorders. *Am Dent Assoc*. 2006 Jun;137(6):763-71.
15. Larivière C, Delisle A, Plamondon A. The effect of sampling frequency on EMG measures of occupational mechanical exposure. *J Electromyogr Kinesiol*. 2005;15:200-209.
16. Lindstrom L, Magnusson R, Petersen I. Muscle fatigue and action potential conduction velocity changes studied with frequency analysis of EMG signals. *Electromyogr. Clin. Neurophysiol*. 1970;4: 341-353.
17. Lindstrom LH, Magnusson RI. Interpretation of myoelectric power spectra: a model and its applications. *Proc IEEE*. 1977;65:653-662.
18. Núñez SC, Garcez AS, Suzuki SS, Ribeiro MS. Management of mouth opening in patients with temporomandibular disorders through low-level laser therapy and transcutaneous electrical stimulation. *Photomed Laser Surg*. 2006;24:45-49.
19. Ochia RS, Cavanagh PR. Reliability of surface EMG measurements over 12 hours. *J Electromyogr Kinesiol*. 2007 Jun;17(3):365-71.
20. Okano N, Baba K, Igarashi Y. Influence of altered occlusal guidance on masticatory muscle activity during clenching. *J Oral Rehabil*. 2007;34:679-684.
21. Piacino MG, Bracco P, Vallelonga T. Effect of bolus hardness on the chewing pattern and activation of masticatory muscles in subjects with normal dental occlusion. *J Electromyogr Kinesiol*. 2007, doi.10.1016/j.jelekin.2007.05.006.
22. Ries LG, Alves MC, Bérzin F. Asymmetric activation of temporalis, masseter, and sternocleidomastoid muscles in temporomandibular disorder patients. *Cranio*. 2008 Jan;26(1):59-64.
23. Rodriguez D, Siriani AO, Bérzin F. Effect of conventional TENS on pain and electromyographic activity of masticatory muscles in TMD patients. *Braz Oral Res*. 2004;18:290-295.

24. Schindler HJ, Rues S, Türp JC, Schweizerhof K, Lenz J. Jaw clenching: muscle and joint forces, optimisation strategies. *J Dent Res.* 2007;86:843-847.
25. Shwedyk E, Balasubramanian R, Scott R. A nonstationary model for the electromyogram, *IEEE Trans. Biomed. Eng. Signal Process.* 1977;24:417-424.
26. Suvinen TI, Kemppainen P. Review of clinical EMG studies related to muscle and occlusal factors in healthy and TMD subjects *J Oral Rehabil.* 2007 Sep;34(9):631-44.
27. Tecco S, Caputi S, Festa F.. Electromyographic activity of masticatory, neck and trunk muscles of subjects with different skeletal facial morphology--a cross-sectional evaluation. *J Oral Rehabil.* 2007 Jul;34(7):478-86

Table 1 – Individual RMS of the sEMG signal, averaged over the 10-subject group. In each cell, the absolute value is shown above and the value relative to F_0 made 100 is shown below. Absolute values are in μV , relative values are percentage.