

## 前庭球形嚢評価のための前庭性頸筋電位測定の基礎的検討

鳥取大学医学部保健学科病態検査学講座（主任 廣岡保明教授）

宮本直樹, 小笹大貴, 清水健太, 永瀬麻友, 三上恭平, 小谷由香, 高森稔弘,  
橋本裕希, 樋口あゆ, 細田優太, 佐藤研吾, 福田千佐子, 廣岡保明

### Vestibular evoked myogenic potential for vestibular saccule assessment

Naoki MIYAMOTO, Daiki KOZASA, Kenta SHIMIZU,  
Mayu NAGASE, Kyohei MIKAMI, Yuka KODANI,  
Toshihiro TAKAMORI, Yuki HASHIMOTO, Ayu HIGUCHI, Yuta HOSODA,  
Kengo SATO, Chisako FUKUDA, Yasuaki HIROOKA

*Department of Pathobiological Science and Technology, School of Health Science,  
Faculty of Medicine, Tottori University, Yonago 683-8503, Japan*

#### ABSTRACT

We evaluated the basics of vestibular evoked myogenic potential (VEMP) in healthy volunteers by using surface electrodes. We assessed factors affecting waveforms, such as position of recording electrodes, within-run reproducibility, between-run reproducibility, bilateral difference, and levels of target EMG. The suitable position of recording electrodes was founded on the belly of sternocleidomastoid muscle or above. The target EMG level partly affected VEMP amplitude. The best measurement condition was revealed that the recording electrode was belly of sternocleidomastoid muscle, reference electrode on sternoclavicular junction, and the target EMG level was  $300\mu\text{V}$ . The measurement values of p13, n23 latency, and amplitude were  $13.48 \pm 1.43$  ms,  $22.56 \pm 1.93$  ms,  $50.5 \pm 22.0\mu\text{V}$ , respectively. We concluded that evaluation of amplitude needs correction by target EMG level. (Accepted on March 12, 2014)

**Key words :** VEMP, p13, n23

#### はじめに

前庭性頸筋電位 (vestibular evoked myogenic potential; VEMP) は音刺激により誘発される電位を頸筋, 特に胸鎖乳突筋 (sternocleidomastoid muscle; SCM) から導出するもので, 1992年, Colebatchら<sup>1)</sup>により報告された。音刺激により

末梢前庭器が反応することはTullio現象として古くから知られており, 強大音に前庭神経ニューロンおよび前庭神経核が反応することも報告されている<sup>2)</sup>。その後, 神経学的検討や動物実験の結果<sup>3,4)</sup>, VEMPにより前庭頸反射の評価が可能とされている。VEMPの末梢における起源は, 耳石器のうち球形嚢斑と考えられており, 球形嚢斑が刺激さ

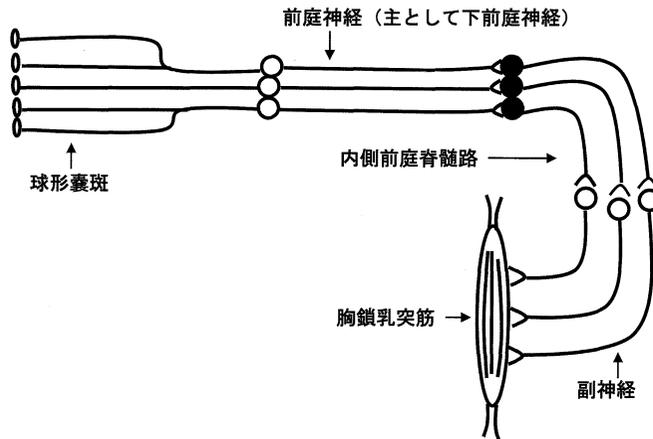


図1 VEMPの神経経路

○は興奮性ニューロン, ●は抑制性ニューロンを示す.

参考文献<sup>8)</sup>の図を改変.

れると信号は前庭神経（主に下前庭神経）、内側前庭脊髓路、SCM運動神経核、副神経を経由して刺激同側のSCMに抑制性の電位が誘発されると考えられている（図1）。このことからVEMP検査では球形嚢とその主たる求心線維である下前庭神経の障害や前庭脊髓路病変の診断などに応用され、耳鼻科領域ではメニエール病<sup>5)</sup>、前庭神経炎<sup>6)</sup>、聴神経腫瘍<sup>7)</sup>などの診断に用いられている。正常のVEMP波形は約10～13 msecに陽性ピークを持つp13と、約20～23 msecに陰性ピークを持つn23の二相性波として刺激同側から導出される。測定では、強い音刺激を用いるため蝸牛由来の反応の混入が懸念されるが、蝸牛神経核から胸鎖乳突筋に直接投射する神経は知られていない。さらに蝸牛神経由来の反応は脳幹網様体を経由するため、前庭由来の反応より潜時が長く両側性の反応であるとされている。このことからVEMPの後期成分n34、p44は蝸牛由来の成分を含む反応と考えられている<sup>8)</sup>。

VEMP検査はこれまで方法のなかった球形嚢の簡便な機能検査として注目されてきているが、VEMPの測定法、検査に影響を与える要因、基準値などは未だ確立されていない。そこで、今回、健常成人におけるVEMP測定法の変動因子および精度についての基礎的検討を行ったので報告する。

#### 対象および方法

対象：健常学生10名（男性6名、女性4名）を対象とした。年齢は21～26歳（平均22.4歳）で、全員末梢前庭器及び前庭頸反射に関わる神経経路の異常あるいは疾患の既往は無かった。研究に先立ち、対象者に趣旨と内容を口頭で説明し同意を得た。本研究は鳥取大学医学部倫理審査委員会承認されている。

測定法：日本光電MEB-9400シリーズニューロパックを用い、Hi-cut filter 2k Hz, Lo-cut filter 20 Hzで測定した。電極はAg-AgClIII電極を使用し、関電極を刺激同側胸鎖乳突筋の筋腹に、不関電極を刺激同側胸骨上端外側縁に、接地電極を前額部に設置した。測定時の被験者は仰臥位で頭部を刺激対側に旋回し、刺激同側の胸鎖乳突筋を約300  $\mu$ Vの背景筋活動電位が出現するように緊張させて測定した。刺激は105 dBのクリック音を刺激頻度5 Hzで行い、200回加算した。測定は左右それぞれ一回ずつとし、測定後直ちに再現性を検討した。

検討項目は、電極位置（n = 8）、同時再現性（n = 3）、日差再現性（n = 3）、左右差（n = 10）、背景筋活動電位との関連（n = 10）について行った。その後最適条件下で、健常者のVEMP潜時（p13、n23）と振幅の平均値を求めた。波形の計測は図2に示すごとく、最も大きく陽性側に触れ

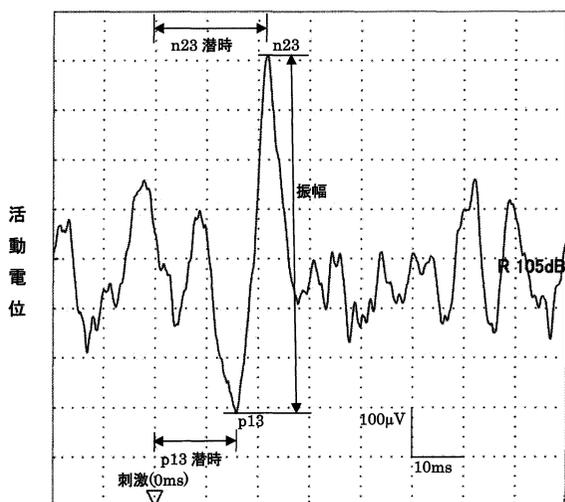


図2 VEMP波形の1例と計測方法

最も大きく陽性側に触れた波の頂点をp13，続く最も大きな陰性波の頂点をn23とし，潜時はそれぞれのピーク潜時を，振幅はp13とn23の頂点間の振幅を計測した。

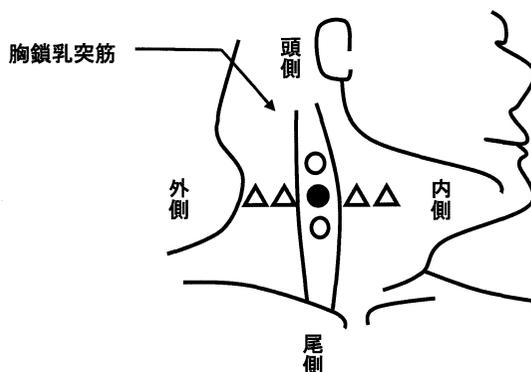


図3 電極位置の検討における電極の配置方法

●は筋腹，○は頭側，尾側1 cmに配置した電極，△は内側，外側1 cm，3 cmに配置した電極を示す。

た波の頂点をp13，続く最も大きな陰性波の頂点をn23とし，潜時はそれぞれのピーク潜時を，振幅はp13とn23の頂点間の振幅を計測した。電極位置の検討は図3のように筋腹を基準に，筋腹から頭側および尾側に1 cmずつ移動した場合と筋腹から内外側に1 cm，および3 cm移動させた場合について8例で検討した。同時再現性の検討では，3例で連続5回測定した。日差再現性の検討では3例で1日1回測定を5日間連続して行った。左右差の検討では左右のSCMから導出した波形を比

較した。最後に背景筋活動電位がVEMP波形に及ぼす影響を調べる目的で，SCMの背景筋活動電位を100 µV，300 µVおよび，各被験者の最大筋収縮時の3つの背景筋活動レベルでVEMPを記録した。

統計解析：PASW Statistics18を用い，t検定，一元配置反復分析，多重比較検定，スピアマンの順位相関係数の算出を行い，有意確率5%未満を統計学的に有意とした。

表1 電極位置の検討結果

	垂直方向			水平方向				
	筋腹	頭側	尾側	筋腹	内側1cm	外側1cm	内側3cm	外側3cm
p13	14.19 ± 1.67	13.12 ± 1.34	15.04 ± 2.31	13.22 ± 1.20	13.62 ± 1.49	13.90 ± 0.98	12.42 ± 1.39	12.91 ± 0.63
n23	22.74 ± 2.66	22.34 ± 2.52	23.83 ± 2.48*	23.74 ± 0.80	23.07 ± 1.88	23.16 ± 1.76	23.12 ± 1.16	23.20 ± 1.23
振幅	34.4 ± 21.5	41.5 ± 27.2	28.0 ± 17.3*	48.5 ± 9.7	40.0 ± 2.0	52.2 ± 8.6	32.3 ± 8.7*	34.7 ± 11.9*

電極位置を垂直方向と水平方向に移動させた時のVEMP値

\*…筋腹との間に有意差 ( $p < 0.05$ ) が認められた。

表2 左右差の検討結果

	左	右	平均
p13	13.53 ± 1.75	13.42 ± 2.28	13.48 ± 1.43
n23	22.62 ± 2.24	22.50 ± 2.70	22.56 ± 1.93
振幅	52.0 ± 22.8	49.0 ± 22.4	50.5 ± 22.0

電極を筋腹に置き、背景筋活動電位300  $\mu V$ で測定したVEMP値

表3 背景筋活動電位の検討結果

	背景筋活動電位		
	100 $\mu V$	300 $\mu V$	最大筋収縮
p13	14.04 ± 1.44	13.48 ± 1.43	13.13 ± 2.28
n23	22.66 ± 2.06	22.56 ± 1.93	21.87 ± 1.73
振幅	14.6 ± 7.7*	50.5 ± 22.0	79.5 ± 34.2*

\*…背景筋活動電位300  $\mu V$ と有意差 ( $p < 0.05$ ) が認められた。

## 結果

電極位置の検討では、まず関電極を筋腹から頭側および尾側に1 cmずつ移動した。結果は表1で示した通り、n23潜時および振幅は尾側1 cmと筋腹の間に有意差が認められ、尾側1 cmではn23潜時の延長と振幅の低下が見られた ( $p < 0.05$ )。次に、電極を筋腹から内外側に1 cmずつ移動させた場合、p13潜時、n23潜時、振幅いずれも内側、筋腹、外側に有意差は無かった。しかし、さらに電極を内・外側に3 cm移動させた場合、潜時では有意差は見られなかったが、筋腹での振幅に対し、内側3 cmおよび外側3 cmの振幅は有意に低下した ( $p < 0.05$ )。

左右のSCMを5回連続して測定した同時再現性について3例で検討したところ、p13潜時、n23潜時、振幅それぞれの変動係数は3.8~9.7%、1.4~

4.0%、17.0~34.0%であった。

日差再現性は、3例について左右のSCMで1日1回の計測を5日間行った。p13潜時、n23潜時、振幅それぞれの変動係数は1.0~14.8%、2.1~8.7%、9.0~37.0%であった。

表2に示した通り、左右それぞれのSCMから導出したVEMPのp13潜時、n23潜時、振幅いずれも左右間で統計学的有意差はなく ( $p > 0.05$ )、同一個体での最大差はp13潜時4.05 ms、n23潜時3.20 ms、振幅35.5  $\mu V$ であった。

背景筋活動電位の影響に関して、背景筋活動電位が100  $\mu V$ 、300  $\mu V$ 、最大筋収縮電位の3段階で検討した。表3に示す通り、p13潜時、n23潜時ではいずれも有意差が認められなかったが、振幅では3つの背景筋活動レベル間で有意差が見られた ( $p < 0.05$ )。また、スピアマンの順位相関係数は0.804となり、背景筋活動電位と振幅に強い相関

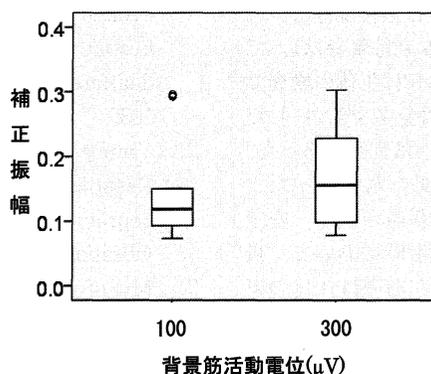


図4 補正後VEMPの振幅

平均背景筋活動電位で実測VEMP振幅を除いた補正值に、背景筋活動電位による有意差は認められなかった。

がみられた。そこで、平均背景筋活動電位で振幅を除いた補正後のVEMP振幅を算出した結果、100  $\mu\text{V}$ 、300  $\mu\text{V}$ 群でそれぞれ $0.146 \pm 0.077$ 、 $0.168 \pm 0.073$ となり、両者に統計学的有意差は認められなかった(図4)。以上より測定条件として、関電極は刺激同側胸鎖乳突筋の筋腹に設置し、背景筋活動レベルを300  $\mu\text{V}$ とし、左右のSCMからVEMPを測定した値は左右差がないものとみなし左右の値を平均して測定値とした。その結果、p13潜時は $13.48 \pm 1.43$  ms、n23潜時は $22.56 \pm 1.93$  ms、振幅は $50.5 \pm 22.0$   $\mu\text{V}$ 、補正後振幅 $0.168 \pm 0.073$ であった。

## 考 察

今回われわれは、VEMP測定法の基礎的検討と精度を確認する目的で本研究を行った。SCMの筋腹が不明瞭な場合を想定した電極位置の検討では、関電極の位置が尾側に1 cm移動した場合、有意に低振幅となった。これは、胸骨外側上端縁の不関電極と関電極の電極間距離が小さくなるためと推測された。また、潜時では尾側1 cmでは他に比べ有意に延長した。このことは単に神経経路における刺激部位と導出部位の距離が長くなったためではないかと思われた。一方、関電極を内外側に移動させた場合、1 cm、3 cmともに潜時に有意差は認められなかったが、3 cm離れた場合の振幅は筋腹に比べ低下した。Sheukholeslamiら<sup>9)</sup>はSCMの筋腹に関電極を設置するのが潜時の安定性から最も良いと報告しているが、筋腹が不

明瞭な場合、電極の位置はやや頭側にし、内外側はSCMの位置から大きく外れない部位であればほぼ筋腹と変わらない潜時、振幅の波形の記録が可能と考えられた。

同時再現性については、個人差はあるものの潜時の最大CV9.7%、振幅の最大CV37.0%であった。一般的に振幅の再現性は潜時と比べ劣るが、約30~50%の変動でも評価に用いる場合もあり、今回の測定値は臨床評価が可能であると思われた。また、n23潜時の変動係数が最も小さく安定した値であったが、Changら<sup>10)</sup>はp13潜時を最も安定した要素波として報告している。また、振幅に関して、室伏<sup>8)</sup>は刺激頻度が高いと振幅が減少するとし、振幅を大きくするためには5 Hz以下の刺激頻度が適しているが、刺激頻度が低いと検査時間が延長し、被検者が疲労することから5 Hzが最適と報告している。今回の検討では刺激頻度を5 Hzとし、5回同時測定したが、慣れは認められず、振幅の再現性は比較的良好であり、また最大37%の変動は充分評価可能であると思われた。また、刺激方法について、室伏<sup>8)</sup>はVEMPの閾値はABRなど蝸牛由来の反応と比較してはるかに大きく、クリック音刺激の場合95 dBnHLが閾値に近い音圧と報告している。今回の音刺激は室伏らの閾値以上であり、なおかつ検査機器の上限音圧105 dBnHLで行い、良好なVEMPの波形が得られた。

日差再現性の検討では、p13、n23、振幅の変動係数はそれぞれ1.0~14.8%、2.1~8.7%、9.0~37%であり、VEMP測定の経時的評価も可能と考

えられた。なお、同時再現性と日差再現性について、検査法の精度確認として本来対象者は1人でも計測可能ではあったが、VEMPは生体の検査であり個体差も考えられたので対象者を3人にしたところ、いずれの個体でも再現性は良好であった。

左右差の検討で有意な差が見られなかったこと、再現性の検討でn23の変動係数が低く、安定した値となったことから、n23潜時において、最大左右差である3.20 ms以上の左右差は片側の障害を疑う指標になりうるのではないかと思われた。

VEMP発生の神経経路には抑制性シナプスが含まれるため、測定時の条件として、一定の筋放電が必要とされる。そこで背景筋活動電位のVEMPに与える影響を検討した。背景筋活動電位を100  $\mu$ V, 300  $\mu$ V, 最大筋収縮時と異なる筋放電レベルで測定したが、潜時には3群間で有意差が認められなかった。一方、振幅は3群間で有意差があり、背景筋活動電位の増加とともに振幅の増加が見られた。このことからVEMPを振幅で除し、比を求めた補正值と実測振幅値を比較したところ両者に有意差は認めなかった。したがって、振幅で評価する場合、実測振幅値より、背景筋活動電位で除した補正振幅値を用いることが必要と推測された。なお、最大筋収縮群の補正は、個体間で背景筋活動電位が異なり統一化することができなかつたため行わなかつた。補正について、室伏<sup>7)</sup>は筋放電の積分値即ち面積で補正する方法を報告している。一方、Akinら<sup>11)</sup>は振幅と背景筋活動電位との相関について報告しており、今回積分値による補正と背景筋活動電位による補正ともに行ったが、積分値による補正では同時再現性が悪く、背景筋活動電位の平均値で補正する方法が再現性の良い結果が得られた。既報<sup>12,13)</sup>では潜時の値は報告されているが、振幅の値の報告は見当たらず、振幅の評価には注意が必要と思われた。

### 結 語

VEMP測定法の基礎的検討を行い、基準値を設定した。VEMPの振幅は背景筋活動電位と相関関係にあり、振幅評価のためには背景筋活動電位による補正值が必要と考えられた。

### 文 献

- 1) Colebatch JG, Halmagyi GM. Vestibular evoked potentials in human neck muscles before and after unilateral vestibular deafferentation. *Neurology* 1992; **42**: 1635-1636.
- 2) Young ED, Fernandez C, Goldberg JM. Responses of squirrel monkey vestibular neurons to audio-frequency sound and head vibration. *Acta Otolaryngol* 1977; **84**: 352-360.
- 3) Murofushi T, Curthoys IS, Gilchrist DP. Responses of guinea pig primary vestibular neurons to clicks. *Exp Brain Res* 1995; **111**: 149-152.
- 4) Murofushi T, Curthoys IS. Physiological and anatomical study of click-sensitive primary vestibular afferents in the guinea pig. *Acta Otolaryngol* 1997; **117**: 66-72.
- 5) De Waele C, Huy PT, Diard JP, Freyss G, Vidal PP. Saccular dysfunction in Meniere's disease. *Am J Otol* 1999; **20**: 223-232.
- 6) Murofushi T, Halmagyi GM, Yavor RA, Colebatch JG. Absent vestibular evoked myogenic potentials in vestibular neurolabyrinthitis. An indicator of inferior vestibular nerve involvement? *Arch Otolaryngol Head Neck Surg* 1996; **122**: 845-848.
- 7) Murofushi T, Matsuzaki M, Mizuno M. Vestibular evoked myogenic potentials in patients with acoustic neuromas. *Arch Otolaryngol Head Neck Surg* 1998; **124**: 509-512.
- 8) 室伏利久. VEMP活用ガイドブック. 東京, 金原出版. 2007.
- 9) Sheykholeslami K, Murofushi T, Kaga K. The effect of sternocleidomastoid electrode location on vestibular evoked myogenic potential. *Auris Nasus Larynx* 2001; **28**: 41-43.
- 10) Chang CH, Yang TL, Wang CT, Young YH. Measuring neck structures in relation to vestibular evoked myogenic potentials. *Clin Neurophysiol* 2007; **118**: 1105-1109.
- 11) Akin FW, Murnane OD, Panus PC, Caruthers SK, Wilkinson AE, Proffitt TM. The influence of voluntary tonic EMG level

- on the vestibular-evoked myogenic potential. JRRD 2004; **41**: 473-480.
- 12) 板坂芳明, Wang Yan, 柴田豊, Wong Weng, 石川和夫. 聴神経腫瘍に対する前庭誘発筋電位検査. 秋田医学 2003; **30**: 161-167.
- 13) 將積日出夫. めまい平衡医学領域の生理機能検査 そのとりかた, よみかた, ピットフォール 前庭誘発筋電位 (VEMP) 取り方, 読み方のピットフォール. Equilibrium Res 2011; **70**: 215-222.