

加速度を指標とした下顎運動時における体動観察の試み

山辺芳久*, 藤井弘之

*長崎大学大学院歯学研究科

長崎大学歯学部歯科補綴学第2講座 (主任: 藤井 弘之教授)

[受付: 平成8年10月14日]

An experimental study on body motion during mandibular movement with accelerometers

Yoshihisa Yamabe* and Hiroyuki Fujii

**Graduate School of Dentistry, Nagasaki University*

Department of Removable Prosthodontics, Nagasaki University School of Dentistry

(Director: Prof. Hiroyuki Fujii)

[Received: October 14, 1997.]

Key Words: body motion, jaw tapping movement, head, neck and trunk, accelerometer

Abstract: The applicability of accelerometer to the observation of body motion during mandibular movement was examined. Two healthy participants adopted an upright sitting posture with their head, neck and trunk unsupported, and were made to perform repetitive jaw tapping movement.

The acceleration signals of 1) the head and the mandible in the up-and-down direction, 2) the head, mandible, neck and trunk in the antero-posterior direction were measured. Piezoelectric accelerometers were attached to the body surfaces at the forehead, the mentum and over the spinous processes of the sixth cervical (C6), twelfth thoracic (T12) and third lumbar (L3) vertebrae, respectively. These signals of acceleration were recorded simultaneously with the path of mandibular movement by means of a Mandibular Kinesiograph (MKG).

The results were as follows:

1. On the signals measured at the mentum, there were superposition of the low frequency component, the wave form of which did not correspond to each stroke of jaw tapping, and the high frequency component appeared synchronously with the occurrence of tooth contact. We might assume that the former consisted of the body fluctuation and the latter of the tooth vibrations. To clarify the acceleration signals accompanied by jaw movement, it was suitable for them being cut off with high-pass filter at 2Hz and low-pass filter at 100Hz.
2. The acceleration time traces measured at the mentum, filtered in this manner, obviously reflected the phases of mandibular movement. And around onset of jaw opening and closing, the direction of the acceleration signals agreed with the one in which the mandible displaced.
3. The acceleration signals measured on the head, neck and trunk were observed. The mobility tended to occur in the particular direction depending on the location of the accelerometer.
4. These results confirm us that the body motion, particularly its direction, can be detected with accelerometer.

抄録 下顎運動時における頭部、頸部そして体幹の動きの観察に加速度計を応用できる可能性について検討した。頭部および頸・体幹部が無拘束な直立椅座位で、下顎 tapping 運動時の 1) 頭部と下顎の上下方向における動揺、2) 頭部、下顎と頸・体幹部の前後方向における動揺を、圧電型加速度計を用いて測定した。

加速度計は前額部、オトガイ部そして第 6 頸椎 (C6)、第 12 胸椎 (T12) および第 3 腰椎 (L3) の棘突起相当部に貼付した。加速度波形は下顎運動曲線 (MKG) と同時記録し、以下の結果を得た。

1. オトガイ部で測定した加速度波形の原波形には、下顎 tapping 運動の個々のストロークには対応しない低周波成分と、咬合接触時点に同期して現れる高周波成分が重畳していた。前者はほぼ 2 Hz 以下の体動成分、後者は 100 Hz 以上の歯の接触振動成分と考えられた。
2. 2 Hz 以下および 100 Hz 以上を遮断したオトガイ部加速度波形の変化は、開・閉口相初期の下顎運動曲線の変化と時間的に対応し、かつ、変位の方向も一致した。
3. 下顎開閉運動に伴う頭部・頸椎下部および体幹部の動揺を観察した。これら動揺は記録部によって特定の方向に集中する傾向があった。
4. 以上のことから、加速度計を用いて下顎開閉運動時の体動、特にその方向を観察できることを確認し

1. 緒 言

近年、「かむ」ことと高齢者の Quality of Life や成長発育との関連が注目されている。また「かむ」ことは全身の行動活性を高めることを示唆する報告もある¹⁾。しかし、両者が機能的に関連する理由については不明な点が多く、下顎運動時の頭部や体幹などの動態を解明しようと試みた研究はまだ少ない^{2, 3)}。

下顎の運動に伴う頭部や体幹などの動きは肉眼では容易に捉えられない程度の大きさで、特に後者については測定システムがまだ確立していない。

しかし、加速度ピックアップを用いれば、全身の任意な点の動きを容易に同時記録することができる。さらに加速度では、計測部の動揺は小さくてもその変化が大きければこれを鋭敏に捉えることができる⁴⁾。このような点から、我々は加速度が下顎運動時の体動観察に適した指標の一つになりうると考えた。

本研究の目的は、加速度ピックアップの体動観察への応用の妥当性について検討することである。

II. 研究方法

1. データの記録

使用した加速度ピックアップ (TEAC 社製 501FS, 612 および 612ZS) の特性を表 1 に示した。実験規模の拡大に伴い随時追加したため、結果的に 3 種類のピックアップを用いることとなったが、これらはいずれも 1 Hz 前後から 10 kHz 以上の応答周波数帯域を持ち、測定可能加

表 1 加速度ピックアップの特性

Table 1 The specifications of the accelerometers.

型 名	501FS (単軸型)	612 (単軸型)	612ZS (三軸型)
感 度	0.7mV/G	2.0 pC/G	1.6 pC/G
横感度	5%	5%	5%
応答周波数	0.3Hz~50kHz	1 Hz~20kHz	1 Hz~10kHz
使用最大加速度	±1,000 G	±1,000 G	±1,000 G
外形寸法 (mm) (コネクタを含まず)	φ 7.9×5.1H	φ 6.5×4.2H	17W×7H×9D
ケース材質	チタン	チタン	チタン
重 量	約 0.6g	約 0.8g	約 5.0g

速度 ±1,000G、重量は 5.0g 以下である。

加速度の測定は以下の部位および方向で行った。

1) 頭部と下顎の上下動 (実験 1)

加速度ピックアップ (501FS) の主軸 (感度軸) が被験者の体軸と平行になるよう歯科用レジンでピックアップの側面を成形し、前額部とオトガイ部にサージカルテープで固定した。

2) 頭部、下顎と頸・体幹部の前後動 (実験 2)

加速度測定部位は、前額部、オトガイ部、さらに第 6 頸椎の棘突起に相当する後頸部 (以下 C6)、第 12 胸椎および第 3 腰椎の棘突起に相当する背部 (以下 T12, L3) とした。加速度ピックアップは、前額部とオトガイ部には実験 1 と同じ 501FS を、C6 および T12 には 612 を、そし

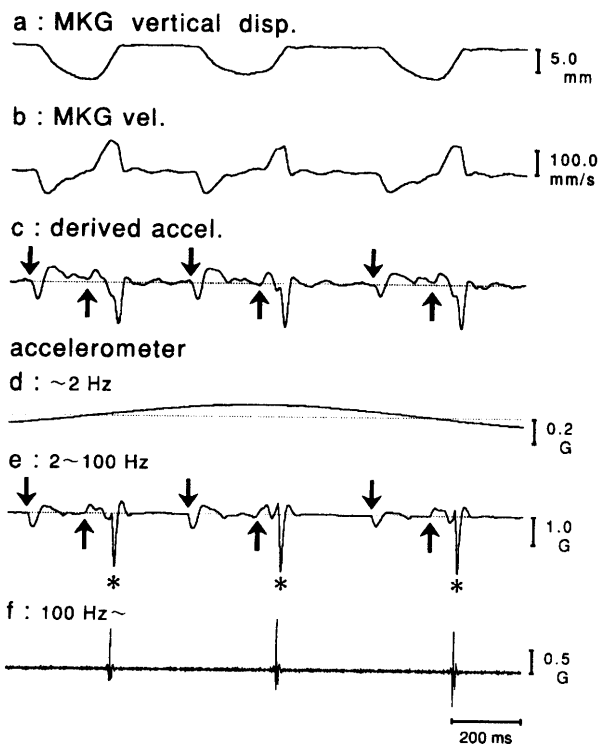


図1 オトガイ部で測定した上下動加速度波形
Fig. 1 The time trace of the up-and-down acceleration signal measured at the mentum.

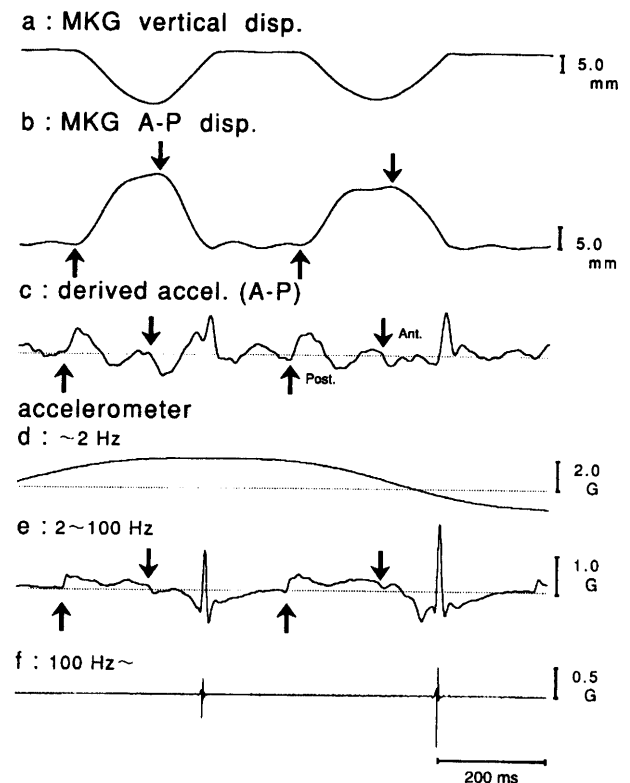


図2 オトガイ部で測定した前後動加速度波形
Fig. 2 The time trace of the antero-posterior acceleration signal measured at the mentum.

てL3には612ZSを用いた。この場合、加速度ピックアップはその主軸が体軸と可及的に垂直（前後方向）となるようピックアップ基底部を成形した。

2. データの分析

1) 被験者と負荷運動

被験者は、顎口腔系および全身の運動系に特記すべき異常を認めない健康成人男子各1名である（年齢；実験1：23歳，実験2：24歳）。実験中の被験者の姿勢は頭部と頸・体幹部が無拘束な直立椅座位とし，連続した下顎 tapping 運動を行わせた。tapping 強度は咬合接触音が明瞭に聞き取れる程度（中等度）にするよう指示した。開口距離や運動の頻度などは被験者の任意な調節に任せた。

2) データの処理

加速度波形はセンサアンプ（TEAC社製SA-6，SA-610，SA-600C）で増幅後，下顎運動曲線（Myo-Tronics Research 社製 Mandibular kinesiograph (MKG) model K6）とデータレコーダ（SONY社製A-621S）に同時記録した。

データはsampling rate 2kHz，分解能16bitでA.D.変換し（BIOPAC Systems社製MP100），ハードディスクに保管した（Apple Japan社製Power Macintosh 8100）。

波形解析には専用ソフトウェア（BIOPAC Systems社製AcqKnowledge）を用い，各測定部位における加速度波形の発現方向やその大きさ，またその周波数成分について解析した。周波数成分の分析では波形をフィルタ処理し，高速フーリエ変換によるスペクトル解析を行った。使用したフィルタの遮断特性は-72dB/octave，高速フーリエ変換の分析条件は，sampling time 1.024s，data length 2,048 points，周波数分解能0.98Hzである。

なお観察の対象は tapping 運動が安定した第6ストロークから第35ストロークまでの計30ストロークとした。

III. 結果

1. 加速度からみた下顎の動揺

図1に，下顎 tapping 時のMKG波形とオトガイ部で測定した加速度波形の一部を示した。図中上段から順に下

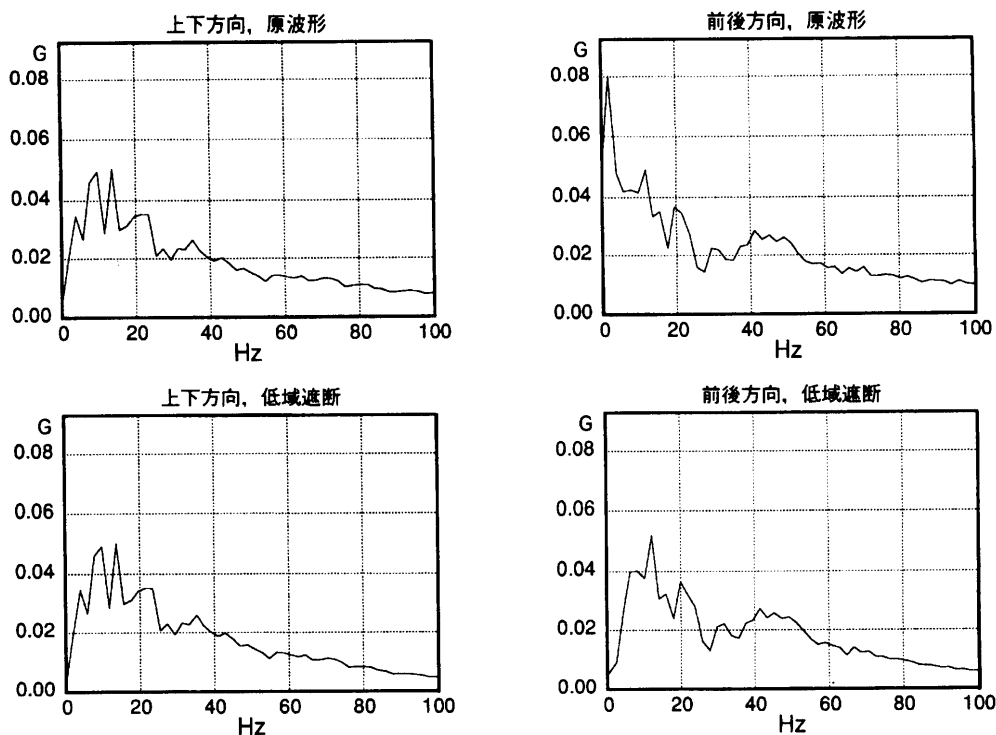


図3 上下動および前後動加速度原波形（オトガイ部）の周波数成分と低域遮断処理の効果
 Fig. 3 Frequency plots of the up-and-down and antero-posterior raw acceleration signals at the mentum, and the effect of high pass filtering on them.

顎運動曲線の垂直変位成分，速度成分，速度成分を微分して求めた加速度波形および2 Hz以上，2 Hz以下および100 Hz以上，100 Hz以下の成分を遮断した加速度波形である。

加速度計で測定した加速度波形には開・閉口運動とは直接対応しない低周波成分が含まれていた（図1-d）。また咬合接触時点には高周波成分が重畳していた（図1-f）。しかし，これらを遮断した波形（図1-e）はMKGの速度波形を微分して求めた波形（図1-c）とほぼ同じであった。すなわち，開口相の開始時点には下方へ向かう加速度波形が生じており（図1-e，↓印），これに続いてみられる反対方向の加速度波形から下顎は緩やかにその速度を失って最大開口位へ達している。一方，閉口相の開始時点では上方（頭頂）へ向かう加速度波形がみられ（図1-e，↑印），咬合接触時点で下顎は急激にその速度を失う（図1-e，※印）ことが，図1-bとの対比からわかる。なお，観察した全ストロークで開・閉口の初期の運動の方向と加速度計から得た波形の方向は一致していた。

図2に，オトガイ部で測定した前後動加速度波形を例

示した。加速度計から記録した波形には上下動での測定結果と同様に下顎 tapping 運動の個々のストロークに対応しない低周波成分（図2-d）や咬合接触時点に同期した高周波成分（図2-f）がみられ，これら周波数域を遮断した波形（図2-e）にはMKGの前後の変位曲線を2回微分した加速度波形（図2-c）に対応した変化が観察される。すなわち，加速度波形は測定部が開口相の開始時点には後方へ（図2-e，↑印），閉口相の開始期には前方へ（図2-e，↓印）動いたことを示している。

図3はオトガイ部加速度波形の，振幅スペクトル分析の一例である。図の上段左に示した上下動加速度原波形のピーク周波数は14 Hz付近で，低周波成分はさほど顕著でない。これに対して，前後動波形のピーク周波数は1～2 Hz程度で，低周波成分が大きいことがわかった。

そこで2 Hz以下の成分を遮断し，スペクトル分析した。上下動波形，前後動波形のいずれにおいてもピーク周波数は約10 Hzであった（図3-下段）。

開・閉口相の開始期における，測定した上下動加速度波形の最大振幅とMKGから求めた最大速度との相関を分析した結果を図4に示した。開口相・閉口相のいずれ

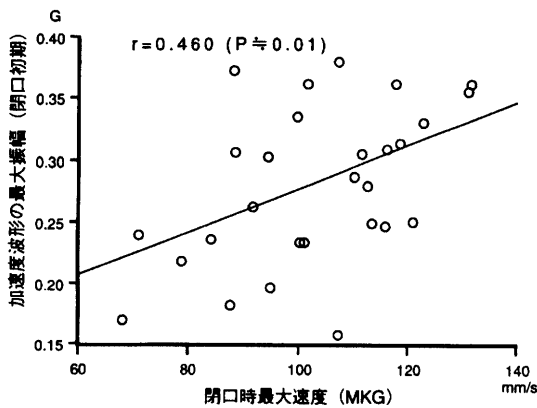
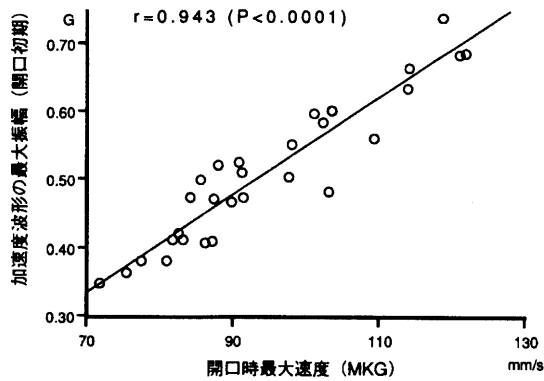


図4 開・閉口初期におけるオトガイ部の上下動加速度波形の最大振幅と最大速度(MKG)との関係

Fig. 4 Relationship between the peak amplitude of the up-and-down acceleration signals at the mentum and the maximum velocities (MKG), around onset of jaw opening and closing.

の開始期においても、上下動加速度波形の最大振幅は最大速度と正相関を示した。特に、開口時には $r=0.943$ で、両者間の相関は強かった。

以上のように加速度計で測定した加速度波形から下顎の運動、特にその方向が観察可能であること、また下顎 tapping 運動時に現れる加速度波形の主要周波数帯域は5 Hz前後から100 Hzの範囲で、高周波成分は100 Hz以上、低周波成分は2 Hz以下を遮断すれば観察しやすいことがわかった。

2. 下顎 tapping 運動時にみられた頭・頸・体幹部の動揺
オトガイ部における検討結果に基づき、下顎 tapping 運動時の頭・頸・体幹部の加速度波形を観察した。

図5に、前額部とオトガイ部の上下動加速度波形を示

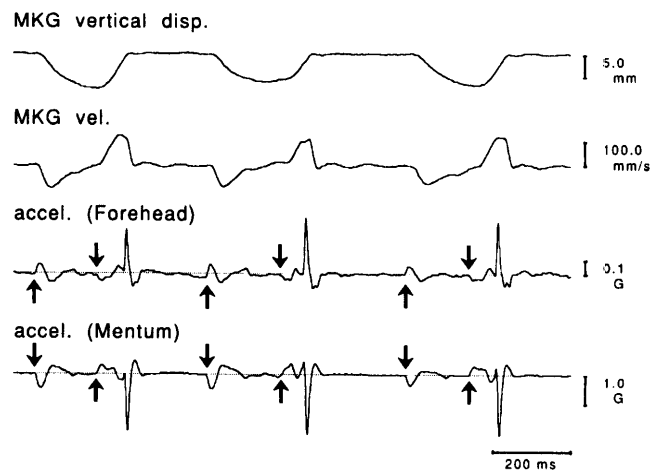


図5 頭部と下顎における上下動加速度波形
Fig. 5 The time traces of the up-and-down acceleration signals on the head and the mandible.

表2 開・閉口初期における頭部と下顎の上下動加速度波形の方向別出現頻度とその最大振幅。

Table 2 The incidence according to the direction and the peak amplitude of the up-and-down acceleration signals on the head and the mandible, around onset of jaw opening and closing.

	開口相の開始期			閉口相の開始期				
	方向(頻度)	大きさ	?	方向(頻度)	大きさ	?		
前額部	30	0	0	0.072	1	29	0	0.048
オトガイ部	0	30	0	0.513	30	0	0	0.282

? : 加速度変化が不明瞭なもの; n=30 strokes

した。開口相の開始期、オトガイ部に下方(↓印)への加速度波形が生じ、前額部にはこれに同期して上方(↑印)への加速度波形がみられた。一方、閉口相の開始期ではオトガイ部には上方(↑印)、前額部には下方(↓印)への加速度波形がみられる。

表2に、開・閉口相の開始期に前額部とオトガイ部にみられた加速度波形の出現方向と大きさを要約した。なお、加速度波形の大きさは、観察した30ストロークの加速度波形の最大振幅(絶対値)の平均である。開・閉口相の開始期において前額部とオトガイ部に逆方向の加速度変化がみられた例は30ストローク中29ストローク以

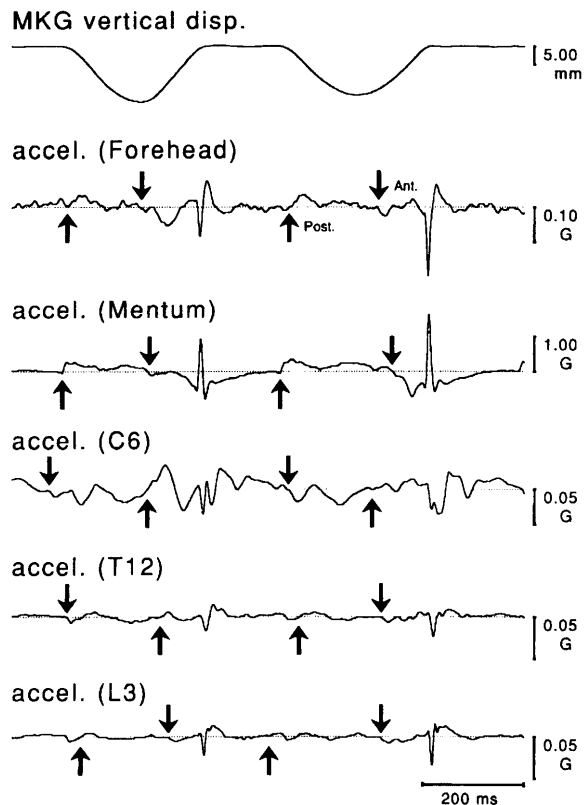


図6 頭部，下顎および頸・体幹部における前後動加速度波形

Fig. 6 The time traces of the antero-posterior acceleration signals on the head, mandible, neck and trunk.

上であった。

図6に，前額部，オトガイ部，C6，T12およびL3で記録した前後動加速度波形を，また表3にそれぞれの動揺の方向と大きさに関する観察結果を示した。

前額部とオトガイ部には開口初期には後方（↑印），閉口初期には前方（↓印）へ向かう加速度波形がみられ，両部は前後的にともに同方向へ動いたことが示された。これに対して，C6で記録した加速度波形は開口相の開始期には前方（↓印）へ，閉口相の開始期には後方（↑印）へ向かって生じており，その波形変化は前額部とは逆方向であった。表3に示すように29ストローク以上でこのような波形変化が観察された。さらにC6では咬合接触後にも大きな加速度変化がみられる。

一方，T12やL3でも開・閉口運動に対応して規則的な加速度変化がみられた。その方向はこの例ではC6と同方向のものが多かった（表3）。

表3 開・閉口初期における頭部，下顎および頸・体幹部の前後動加速度波形の方向別出現頻度とその最大振幅。

Table 3 The incidence according to the direction and the peak amplitude of the antero-posterior acceleration signals on the head, mandible, neck and trunk, around onset of jaw opening and closing.

	開口相の開始期				閉口相の開始期			
	方向(頻度)		大きさ		方向(頻度)		大きさ	
	前方	後方	?	G	前方	後方	?	G
前額部	0	30	0	0.047	30	0	0	0.031
オトガイ部	0	30	0	0.390	30	0	0	0.612
C6	30	0	0	0.037	1	29	0	0.020
T12	26	4	0	0.011	6	21	3	0.004
L3	25	5	0	0.010	9	19	2	0.005

? : 加速度変化が不明瞭なもの ; n=30 strokes

IV. 考 察

1. 体動観察の指標としての加速度

1) 加速度の特徴

加速度は運動の変化率を反映する⁴⁾。オトガイ部で測定した上下動加速度波形の最大振幅は，開口初期にはMKGで測定した下顎の最大速度と極めて強い相関関係($r=0.943$)を示したが，閉口初期における両者の相関は弱かった($r=0.460$, 図4)。開口時にはその初期に下方への加速が完了し，加速度波形のピークの発現時点は開口時最大速度の発現とよく対応する。一方，閉口時にはほぼ同じ大きさの上方への加速度波形が咬合接触時点付近まで持続するため，そのピークの発現は速度波形のピークと必ずしも一致せず，このことが両者の相関を弱めた一因と考えられる。

2) 加速度計に含まれる信号情報

従来より加速度計は咬合音⁵⁻¹³⁾や顎関節雑音¹⁴⁻¹⁸⁾の採取を目的として歯科領域でも応用されてきた。これらはいずれも顎口腔系に生じた振動そのものの観察で，身体の移動の測定という本研究の目的とは異なっている。

著者らがオトガイ部で測定した加速度波形には咬合接触時点で周波数の高い成分が認められた(図1, 2)。Nevakariら⁶⁾はgnashingに生じる振動波形を頬骨弓や下顎角部などで記録しその主要周波数は80~700Hzの範囲に分布したが，100Hz程度を示す例が最も多かったと述

べている。Widmalmら⁷⁾も咬合音波形は100Hz付近を増幅すると明瞭となると述べている。このことから、本研究で咬合接触時点にみられた周波数の高い成分は、歯の屈曲振動あるいは歯槽内における振動成分と考えられる。

一方、当該波形にみられた周波数の低い成分については、加速度計のズレなどの影響も考えられる。また重心動揺検査として平衡機能の評価に利用されているように人体にはわずかな重心位置の移動が常に生じており⁴⁾、この現象をとらえたものとも考えられる。本研究結果では、このような低周波成分の影響は上下動波形よりも前後動波形で顕著であった(図3)。加速度計のズレが測定方向で異なるとは考えにくく、より周期の長い人体の動揺を反映したものと考えられた。

Wattら^{5, 9, 12)}は咬合音の測定時、咬合相の終末期、すなわち開口開始時にも波形がみられることを述べている。彼らはこれを"separation noise"と呼び、開口初期のわずかな対合歯間の滑走に起因すると述べている。これに対してWidmalmら⁸⁾はbite-splintを装着してもこのような波形がみられることから、その起源は歯の振動以外にあると述べている。本研究結果から、この"separation noise"は下顎あるいは頭部の運動加速度である可能性が高い。

3) 体表面での加速度測定への皮膚・軟組織の影響

本研究では加速度計を皮膚表面に設置した。皮膚表面で測定した加速度波形は皮膚・軟組織の影響のため、骨に生じた加速度と必ずしも一致しないことを指摘する研究も少なくない¹⁹⁻²¹⁾。このため、骨に直接挿入したpinあるいはwireに加速度計を設置した研究もみられる^{20, 22, 23)}。しかし、この方法は侵襲的で技術を要し、多くの被験者を対象とした研究手法としては実務的でない。また、pinやwireの挿入が自然な動きを阻害する可能性も否定できない。

皮膚表面で測定した加速度波形に対する軟組織の作用は、減衰効果と軟組織-加速度計を振動系として生じる振動(共振)に大別できる。このうち減衰効果については、皮膚直下の長骨に加えた衝撃の伝播波形など、かなり高い周波数帯(2kHz²²⁾などの振動波形を対象とした研究で強調されており、しかも高周波域ほどその影響が大きいことが述べられていることから^{19, 20)}、本研究の対象周波数帯域ではその影響は比較的少ないと考えられる。

一方、軟組織-加速度計系に生じる共振現象は加速度計の質量^{22, 24)}と加速度測定方向^{23, 24)}に左右され、共振現象の影響は質量の小さな加速度計を用いることである

程度抑えることができる^{22, 24)}。また、ピックアップ感度軸を骨面に垂直に設置すれば共振の影響は比較的少ないことも報告されている^{23, 24)}。

いずれにしても、皮膚・軟組織の影響は被験者あるいは測定部位間で異なる。しかし、加速度ピックアップを骨に挿入したpinに固定した場合と皮膚面上に設置した場合とでは、波形のprofileには決定的な違いはみられない^{20, 23)}。したがって、ピックアップ設置法の差異は本観察結果に、本質的な影響を与えなかったと考えた。

2. 加速度変化の測定部位

本研究では加速度を前額部、オトガイ部と第6頸椎、第12胸椎および第3腰椎の棘突起相当部皮膚面上で測定した。

加速度波形の測定には、上述のように皮膚や軟組織の影響が少なく、場所の同定が容易で被験者間で測定部位がばらつかず、さらに測定する体分節内で可動性が大きい、逆に小さくて当該分節の姿勢変化を代表する部位を選択する必要がある。前額部とオトガイ部は皮下の軟組織が比較的少なく、また頭髪の影響がない点で最も適すると考えた。

脊柱における測定部位の選択にはKapandji²⁵⁾および中村ら⁴⁾の記述を参考にした。頸椎のうち上位の環椎(C1)および軸椎(C2)は頭部との結合が強固で、Kapandji²⁵⁾は後頭骨と関節複合体を形成するとしている。したがって、これらは頸部の代表点としては不適当である。下位頸椎のなかで屈伸方向の可動性が大きいのはC4~C6である⁴⁾。このうち場所の同定が最も容易であることからC6の棘突起に相当する後頸部を採用した。

胸椎は肋骨や胸骨とともに胸郭を形成し心臓、肺などの重要な臓器を保護している。このため個々の椎骨の動きは著しく制限されている⁴⁾。なかでも第12胸椎は胸椎の彎曲と腰椎の彎曲の中間点をなし、最も動きが少ないといわれている²⁵⁾。

一方腰椎は体重の負荷を支えるとともに立位や座位などの姿勢変化に伴い骨盤とともに大きな可動性を要求される。このうち第3腰椎は腰部彎曲の頂点と一致し、後背筋の中継局として作用するとともに胸部の筋群の起始部でもある。また腸骨や仙骨との結合も緩徐で腰椎のなかで最も可動性が高いとされている²⁵⁾。このような点から腰部の動きを代表する部位として選択した。

3. 下顎 tapping 運動に伴う頭・頸・体幹部の動揺

下顎 tapping 運動の開・閉口初期、前額部には上下のオトガイ部とは逆方向の加速度変化が観察された(図5, 表2)。一方前後的にも加速度変化がみられ、C6には前額部とは逆方向の加速度変化が生じていた(図6,

表3)。これらの所見は異なる被験者から得られたものであるが、開・閉口運動に伴い頭部には頸椎下部とは異なる方向の動揺が生じていることを示している。また、T12やL3で測定した加速度波形にも、開・閉口運動に伴い規則的な波形変化がみられた(図6, 表3)。

以上の結果は、下顎の開閉運動時には頭部や頸部そして体幹にも規則的な動揺が生じていることを示唆するものである。

今後、開・閉口運動に伴うこれらの体分節の動態についてさらに解析していく予定である。

V. 結 論

下顎開閉運動時における頭部、頸部そして体幹の動きの観察に加速度計が応用できる可能性について検討し、以下の結果を得た。

1. オトガイ部皮膚面で測定した加速度波形には、下顎 tapping 運動の個々のストロークとは直接対応しない低周波成分や、咬合接触時点に同期して現れる高周波成分が重畳していた。前者はほぼ2 Hz以下の体動成分、後者は100Hz以上の歯の接触振動成分と考えられた。
2. これらの成分を遮断した当該部加速度波形の変化は、開・閉口相初期の下顎運動曲線の変化と時間的に対応し、かつ、変位の方向も一致した。
3. 下顎開閉運動に伴う頭・頸・体幹部の動揺を観察した。これらの動揺は記録部によって特定の方向に集中する傾向があった。
4. 以上のことから、加速度計を用いて体動、特にその方向を観察できることがわかった。

文 献

- 1) 沖本公繪, 家入浩二, 松尾浩一ほか: 老化と咀嚼老人病院における口腔の実態と痴呆度との関連性について, 補綴誌, 35: 931-943, 1991.
- 2) 荒井良明, 松山剛士, 河野正司ほか: 咀嚼時に観察される上顎の協調運動記録の試み, 顎機能誌, 1: 183-188, 1994.
- 3) 松山剛士: タッピング運動時に観察される頭部の協調運動, 補綴誌, 40: 535-543, 1996.
- 4) 中村隆一, 斎藤宏: 基礎運動学, 17-36, 医歯薬出版, 東京, 1987.
- 5) Watt, D.M.: A gnathosonic study of tooth impact, Dent Practit, 17: 317-324, 1967.
- 6) Nevakari, K. and Siirilä, H.S.: A frequency analysis of tooth vibration during audible gnashing of tooth, Acta Odontol Scand, 28: 213-222, 1970.
- 7) Widmalm, S.-E. and Hedegård, B.: An apparatus for the synchronous registration of EMG activity in Jaw muscles and vibrations in the masticatory system, J Oral Rehabil, 1: 183-190, 1974.
- 8) Widmalm, S.-E. and Hedegård, B.: Kinematics of the tooth tapping movement, J Oral Rehabil, 4: 237-246, 1977.
- 9) Watt, D.M. and Wakabayashi, Y: Study of a classification of occlusion, J Oral Rehabil, 5: 101-110, 1978.
- 10) 小鹿典雄: 顎関節症における咬合音ならびに咀嚼筋筋電図に関する研究, 歯科学報, 78: 535-586, 1978.
- 11) 伊藤 裕: 咬合音の振動伝達に関する研究, 補綴誌, 23: 634-653, 1979.
- 12) Watt, D.M.: Gnathosonic diagnosis and occlusal dynamics, Praeger, New York, 1981.
- 13) 新谷明幸, 須川洋一, 割田研司ほか: 咀嚼筋筋電図の silent period に関する研究 第2報 歯牙の受ける衝撃加速度について, 補綴誌, 26: 1186-1196, 1982.
- 14) 橋本和佳: スタビリゼーション・スプリントによる顎関節雑音の変化について, 補綴誌, 30: 1287-1302, 1986.
- 15) Drum, R. and Litt, M. Spectral analysis of the temporomandibular joint sounds, J Prosthet Dent, 58: 485-494, 1987.
- 16) 橋本和佳, 三矢英之, 山本 尚ほか: 顎関節雑音発生側の識別に関する研究, 補綴誌, 32: 414-420, 1988.
- 17) 竹中 誠: 顎関節雑音発生期の下顎位について, 補綴誌, 32: 1363-1377, 1988.
- 18) 橋本和佳, 竹花庄治, 竹中 誠ほか: 顎関節雑音発生側の識別に関する研究—複数発生例について—, 日顎誌, 1: 301-312, 1989.
- 19) Saha, S. and Lakes, R.: The effect of soft tissue on wavepropagation and vibration tests for determining the *in vivo* properties of bone, J Biomech, 10: 393-401, 1977.
- 20) Nokes, L., Fairclough, A.J., Mintowt-Czyz, J.W. et al: Vibration analysis of human tibia -the effect of soft tissue on the output from skin-mounted accelerometers, J Biomed Eng, 6: 223-226, 1984.

- 21) Smeathers, J. : Measurement of trasmissibility for the human spine during walking and running, *Clin Biomech*, 4 : 34-40, 1989.
- 22) Ziegert, J. and Lewis, J. : The effect of soft tissue on measurements of vibrational bone motin by skin-mounted accelerometers, *J Biomech Eng*, 101 : 218-220, 1979.
- 23) Kim, W., Voloshin, S.A., Johnson, H.S. : Measurement of the impulsive bone motion by skin-mounted accelerometers, *J Biomech Eng*, 115 : 47-52, 1993.
- 24) Kitazaki, S. and Griffin, M. : A data correction method for surface measurement of vibration on the human body, *J Biomech*, 28 : 885-890, 1995.
- 25) Kapandji, I.A. (荻島秀男) *Physiologie articulaire - III Tronc et rachis* (カパンディ 関節の生理学 III 体幹・脊柱, 医歯薬出版, 東京, 1988) Paris, 1979.