

下顎位の変化による身体重心動揺のゆらぎ解析

山 仲 徹 横 山 貴 紀 宇 野 光 乗
岡 俊 男 倉 知 正 和

Fluctuation Analysis of the Sway of the Center of Gravity of a Body Due to Changes in the Mandibular Position

YAMANAKA TORU, YOKOYAMA TAKANORI, UNO MITSUNORI, OKA TOSHIO and KURACHI MASAKAZU

本研究は、下顎位の変化がヒトの直立姿勢時の身体重心動揺の“ゆらぎ”，ならびに抗重力筋活動にどのような影響を及ぼすのかについて検討したものである。

被験筋には、左右の側頭筋前部 (Ta)，胸鎖乳突筋中央部 (Sm)，僧帽筋後頸部 (Tr) および腓腹筋外側部 (Gm) の計8筋を採択した。

被験下顎位は、習慣性閉口路上の咬頭嵌合位から下方2mmとした基準位 (SP) と、SP から前方 (AL)，左方 (LL)，右方 (RL) へ各2mm 水平的に移動した位置とした。それぞれの下顎位で顎位保持装置を装着させて実験をした。

その結果、下顎位の変化は身体重心動揺軌跡および抗重力筋活動量を変動させ、したがって全身状態に影響を及ぼすことが分かった。また、身体重心動揺の1/f ゆらぎ解析が下顎位の診断パラメータとして有用であることも示唆された。

キーワード：下顎位，身体重心動揺，ゆらぎ解析

This study examined how changes in the mandibular position affect the “fluctuation” of the sway of the center of gravity of a human body in the standing posture as well as antigravity muscle activities.

As the subject muscles, eight muscles were selected, the anterior regions of the right and left temporal muscles (Ta) middle regions of the right and left sternocleidomastoid muscles (Sm) posterior cervical regions of the right and left trapezius muscles (Tr) and lateral regions of the right and left gastrocnemius muscles (Gm)

The mandibular positions included a standard position (SP) which was 2 mm below the intercuspation position on the path of habitual closure, and positions displaced horizontally by 2 mm from the SP anteriorly (AL) to the left (LL) and to the right (RL) Experiments were conducted with a jaw position-holding device fixed at each mandibular position.

As a result, it was found that changes in mandibular position are responsible for the sway in the trajectory of the center of gravity of a body as well as the amount of antigravity muscle activity, and thus affect general conditions. In addition, it was indicated that 1/f fluctuation analysis of the sway of the center of gravity of a body is a useful diagnostic parameter for the mandibular position.

Key words: Mandibular position, The center of gravity of a body, Fluctuation analysis of the sway

緒 言

物理的に不安定な状態にあるヒトの直立姿勢は、骨格筋の抗重力的緊張¹⁾により、四肢・躯幹の関節を固定することで、常に一定の範囲内で、絶えず緩やかに

揺れ動きながら平衡を保っている。

一方、顎口腔系の諸機能は、その構成要素である歯、歯周組織、顎関節、咀嚼筋をはじめ頭頸部の筋群そして神経系などが、総合的かつ機能的に相互調和することによって円滑に営なまれていることから、頭頸部、

朝日大学歯学部口腔機能修復学講座歯科補綴学分野
501 0296 岐阜県瑞穂市穂積1851
Department of Prosthodontics, Division of Oral Functional Science and

Rehabilitation, Asahi University School of Dentistry
Hozumi 1851, Mizuho, Gifu 501 0296, Japan
(平成20年12月1日受理)

肩部の筋群とともに抗重力筋として頭部固定に関与している咀嚼筋群²⁾の筋緊張の差異が、また解剖学的に平衡感覚に関する末梢感覚受容器である内耳迷路に隣接している顎関節³⁾を構成する顎頭の位置変化⁴⁾が直立姿勢維持に影響を及ぼすことが推察されている。

宮田⁵⁾や島田⁶⁾は、顎口腔系の状態と全身状態との関連に関する研究結果から、咬合や下顎位の異常は、姿勢維持のための抗重力筋に影響を及ぼし、それが身体動揺を変動させ、ひいては顎口腔系はもとより全身の骨、筋および靭帯の過剰負担や変形、バランスの崩壊を引き起こすとともに、その影響が脳幹にまで及ぶ⁷⁾と体性神経のみでなく自律神経にも影響を及ぼすのではないかと推論している。このように咬合の異常が顎口腔系のみでなく全身にも影響を及ぼすことを示唆した報告はこれら以外にも数多くみられる⁸⁻¹¹⁾。

本研究は、下顎位の水平的変化が直立姿勢にどのように影響を及ぼすかについてを、身体重心動揺軌跡と直立姿勢維持に重要な役割を果たす抗重力筋の筋活動から検討したが、重心動揺軌跡については、自然界の多くの周期現象のみでなく、生体リズムにも存在し、生体機能と大きな関わりを持っていることが示唆されている“1/fゆらぎ¹²⁻¹⁴⁾”からも併せて検討した結果を報告する。

方 法

1. 被験者

被験者には、本学歯学部男子学生および男性医局員の中から 第三大臼歯以外の歯の欠損がなく、顎口腔系に自・他覚的に異常を認めない個性正常咬合を有する 耳鼻科的、眼科的疾患に関する既往および現病歴がない 体幹四肢に整形外科的疾患の既往および現病歴がなく、全身的にも健康である者に加えて 本実験の意義、内容について事前に十分説明し理解が得られた者、という条件を満たした 8 名 (年齢 20 ~ 26 歳、平均 23.13 歳) を採択した。なお、本研究は 1997 年 ~ 1999 年に行ったものをまとめたものである。

2. 身体重心動揺の計測

身体重心動揺軌跡の記録および解析には、身体動揺解析システム G5500 (アニマ株式会社製) を使用した (図 1)。本装置はプラットフォーム型検出台と A/D アンプから構成されている。検出台には、水平面上に 3 個の垂直荷重センサーが配置されており、各センサーのモーメントのつり合いから求められた荷重の位置変動を身体動揺軌跡として計測できる。

計測条件は、日本平衡神経科学会による平衡機能検査法¹⁵⁾に準拠して行った。すなわち、静かで明るさが



図 1 重心動揺解析システム (G5500)

均等な部屋で、検出台上の規定された位置に閉足位で直立させ、両上肢を軽く体側に接した楽な姿勢をとらせた。また、視点は眼の高さで前方約 1 m の位置に設定した直径約 1 cm の指標を注視させた後、その頭位を保ったまま閉眼させた。

計測時間は、初期閉眼効果¹⁶⁾によって動揺が一時的に大きくなる閉眼直後を避け、動揺が比較的安定する閉眼 20 秒後からの 60 秒間とした。なお、データサンプリングの条件は、周波数 20 Hz に設定した。

3. 被験筋および筋活動の計測

筋活動は、筋電計 RM-6000 シリーズ (日本光電工業社製) より得られた筋活動電位を生体信号用アンプ AB-621G (日本光電工業社製) を介して、Sirognatho-EMG Analyzing System (CANOPUS 社製) によって光磁気ディスク UM-312S (緑電子社製) に記録し、解析した。

被験筋は、左右の側頭筋前部 (以下、Ta とする)、胸鎖乳突筋中央部 (以下、Sm とする)、僧帽筋後頸部 (以下、Tr とする) および腓腹筋外側部 (以下、Gm とする) の計 8 筋とした。

筋活動電位の計測は、静電シールドルーム内で、表

面電極双極誘導法により行った。

電極貼付部位の皮膚表面はアルコール綿で清拭乾燥後、皮膚前処理剤スキンピュア（日本光電工業社製）で処理した後、直径 5 mm の銀塩化銀皿電極 NT-511G（日本光電工業社製）2 個の電極間距離を 15mm に規定して作製した電極貼付用プレート¹⁷⁾を、筋繊維の走行に沿って平行に、通電ペーストを用いて専用両面テープによって貼付固定した。なお、不関電極は耳朵に設定した。また、筋活動の記録に先立って電極間抵抗値が 10k Ω 以下となることを確認した。

データサンプリングの条件は、時定数 0.01sec, Hi-CutOFF の条件下で増幅し、周波数 1 kHz で 60 秒間記録した。

4. 計測顎位と計測時期

被験顎位は、習慣性閉口路上の咬頭嵌合位から下方 2 mm した基準位（以下、SP とする）と、SP から前方、左方、右方へ各 2 mm 水平的に移動した位置（以下順に、AL, LL, RL とする）とした（図 2）。それぞれの顎位を咬合器上で再現し、Hydroplastic（TAK Systems 社製）を用いて、顎位保持装置を作成し装着させた。

データ採取は、SP では顎位保持装置装着による軽いクレンチング状態を一日 3 回、日を変えた 3 日の計 9 回とした。AL, LL, RL では顎位保持装置装着後に軽いクレンチングを指示した直後、30 分後、60 分後および 180 分後（以下順に、直後、30、60、180 とする）とした。

以上の身体重心動揺軌跡と筋活動は、日内のほぼ同一時刻¹⁸⁾に同時記録した。また、AL, LL, RL のデータ採取順序は被験者ごとでランダムとし、さらに各々の計測間隔を 1 週間とった。

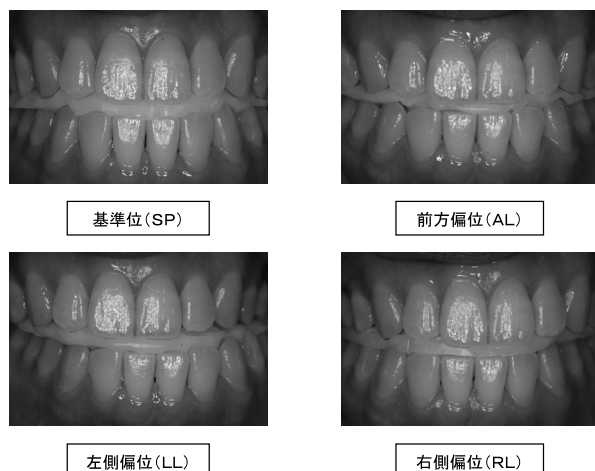


図 2 計測顎位

5. 観測項目

身体重心動揺軌跡と筋活動の観測項目を表 1 に示した。

1) 身体重心動揺

(1) 静的パラメータ

総軌跡長とした身体動揺の全長、身体動揺の X（左右）・Y 方向（前後）別の軌跡長、最大振幅とした X・Y 方向別の最大揺れ幅、平均中心偏位とした原点から X, Y 方向への偏位量の平均値、外周面積とした身体動揺軌跡の外周で囲まれた面積、の 8 項目とした。

(2) 動的パラメータ

時間的なつながりも含めて解析可能なゆらぎのパワースペクトル密度波形から抽出した傾斜値と起始周波数の 2 項目とした。

ゆらぎスペクトルは、0.05 秒間隔で連続してサンプリングされる重心点の位置座標値(X, Y)を X 方向、Y 方向それぞれでフーリエ変換した周波数成分から構成され、スペクトルのパワー値が低周波領域から高周波領域に向かって右下がりの直線的に低下していく部分を最小 2 乗法により直線近似して求めた傾き（以下、傾斜値とする）と、その傾きが開始する周波数（以下、起始周波数とする）とした¹⁹⁾（図 3）。

静的、動的パラメータいずれも、計測時期ごとで 3 回連続して計測を行い、その平均値を観測値とした。

2) 筋活動

被験 8 筋とも計測開始からの 60 秒間の筋電図を時間軸で 3 等分し、各時期で筋活動電位が比較的安定した 1 秒間の波形を積分処理した値を筋活動量とし、その平均値を代表値とした。また、計測時期ごとに 3 回連

表 1 観測項目
分析パラメータ

1. 身体重心動揺	
(1) 静的パラメータ	① 総軌跡長
	② 軌跡長 (X・Y 方向)
	③ 最大振幅 (X・Y 方向)
	④ 平均中心偏位 (X・Y 方向)
	⑤ 外周面積
(2) 動的パラメータ	① 傾斜値 (X・Y 方向軌跡)
	② 起始周波数 (X・Y 方向軌跡)
2. 抗重力筋筋活動 (積分値)	① 側頭筋前部 (T a)
	② 胸鎖乳突筋中央部 (S m)
	③ 僧帽筋後頭部 (T r)
	④ 腓腹筋外側頭 (G m)

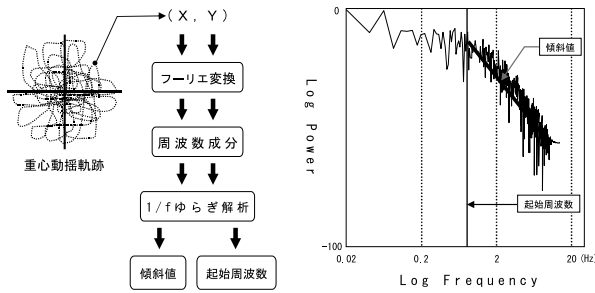


図3 1/fゆらぎ観測項目

続いて計測を行い，その平均値を観測値とした。

6. 分析方法

1) 主成分分析

SPで得られた身体動揺と筋活動の観測全20項目の被験者ごとの観測値を変量とし，全被験者8人で各3回分の合計24をサンプルとして行った主成分分析のスコアの散布様相から下顎偏位前の身体動揺の特性を検討した。

2) 分散分析

AL, RL, LLでの計測時期ごとで求めた身体重心動揺と筋活動の観測全20項目の観測値とSPでの観測値の各平均値からそれぞれの変動様相を観察後，被験顎位間，計測時間，そして被験者間をそれぞれ要因とした3元配置分散分析を行った。なお，分散分析および各要因での水準間の検定は有意水準95%で行った。

成 績

1. SP

1) 重心動揺軌跡

全被験者による観測項目別の基礎統計量（平均値，標準偏差，最大値，最小値）を表2に示した。なお，平均中心偏位の数値の(-)表示は，X方向では左側，Y方向では後方を表す。

静的パラメータの観測各項目で得られた平均値をX, Y方向間で比較すると，いずれの項目もX方向の方が大きな値を示した。

動的パラメータの傾斜値の平均は，X, Y方向間で大きな差異はなく，いずれも1/fゆらぎの傾きである-1よりも大きな値（-0.83近傍値）を示した。また標準偏差は非常に小さかった。起始周波数の平均は，X方向（0.789）がY方向（0.755）に比較してやや大きかった。

表2 重心動揺軌跡の基礎統計量

静的パラメータ	Mean	S.D.	Max	Min	
総軌跡長	125.64	23.61	190.89	79.68 (cm)	
軌跡長	X方向	81.93	20.21	139.99 (cm)	
	Y方向	77.47	14.83	126.79 (cm)	
最大振幅	X方向	4.29	1.10	8.02 (cm)	
	Y方向	4.13	1.10	7.84 (cm)	
平均中心偏位	X方向	7.48	1.15	9.61 (mm)	
	Y方向	2.11	1.47	-0.82 (mm)	
外周面積	7.98	3.56	18.20 (cm ²)	2.37 (cm ²)	
動的パラメータ	Mean	S.D.	Max	Min	
傾斜値	X方向軌跡	-0.832	0.058	-0.751	-0.955
	Y方向軌跡	-0.837	0.060	-0.716	-0.956
起始周波数	X方向軌跡	0.789	0.107	1.094 (Hz)	0.645 (Hz)
	Y方向軌跡	0.755	0.093	0.977 (Hz)	0.547 (Hz)

2) 筋活動

全被験者による被験筋別筋活動量の基礎統計量を表3に示した。

平均値の比較では，Gmが他筋に比較して最大の活動量を示したのに対してTrは最小値を示した。また左右側筋を比較するとTa, Smでは左側が，そしてTr, Gmでは右側がそれぞれ対側よりも大きな値であった。また，標準偏差は全て左側が右側よりも大きな値であった。

2. 主成分分析結果

各被験者3回分の観測項目別観測値を変量として，主成分分析を行った。

第一主成分（Z₁）と第二主成分（Z₂）の累積寄与率は68.7%であった。

Z₁, Z₂の係数の大小から，第一主成分が全体的な大きさの因子を，そして第二主成分は筋活動と身体重心動揺の大きさを表し，前者の値が大きいほど+方向に，後者の値が大きいほど-方向に位置することが認めら

表3 筋活動量の基礎統計量

	Mean	S.D.	Max	Min
Ta(L)	41.01	9.26	60.26	19.55
Ta(R)	33.88	6.04	44.94	22.58
Sm(L)	35.17	7.79	48.72	21.99
Sm(R)	33.35	5.71	41.95	23.33
Tr(L)	21.92	8.67	44.80	11.61
Tr(R)	23.09	6.60	39.31	13.26
Gm(L)	75.80	24.62	141.20	34.96
Gm(R)	76.95	22.01	129.57	33.41

(μV・sec)

れた。

第一主成分スコアを Y 軸に，第二主成分スコアを X 軸に配置した散布図を図 4 に示した。

第一主成分スコアは -10.71~9.20 間に，第二主成分スコアは -6.85~5.86 間に分布した。スコアの散布様相は，各被験者に対応した 3 個の主成分スコアは相互に近い位置に存在するが，被験者相互はやや離れた位置に存在していることが認められた。

3. 下顎偏位による観測パラメータ各要素の変動様相

1) 平均値による観察

(1) 重心動揺軌跡

下顎偏位が身体動揺を変動させる要因となり得るのかを，観測項目別に計測時期ごとで算出した全被験者による平均値をプロットして作製したグラフから検討した。

静的パラメータ

静的パラメータ各要素の変動様相を図 5 に示した。

総軌跡長は，3 下顎位とともに計測時期ごとで比較的大きく変動し，LL では直後にはほとんど変化がみられず，30 で一旦増加し，その後 180 まで減少傾向を示した。AL では直後に減少するも 30 で SP の値に回歸した後，180 まで漸減した。RL では 3 下顎位中最も大きく変動し，直後に増加し，その後 30 で一旦減少するも 60，180 では再び増加傾向を示した。

X 方向軌跡長は，LL では SP に比較して直後には大きな変動がなく，30 で一旦増加したが，その後 60，180 と段階的に減少した。RL では直後に大きく増加したが，30 で減少し，60 で再び増加した。AL では計測期間中で大きな変動がないが，30~180 でやや減少傾向がうかがわれた。

Y 方向軌跡長は，RL では SP の値に比較して直後で大きく増加し，その後わずかな減少を示すも，比較

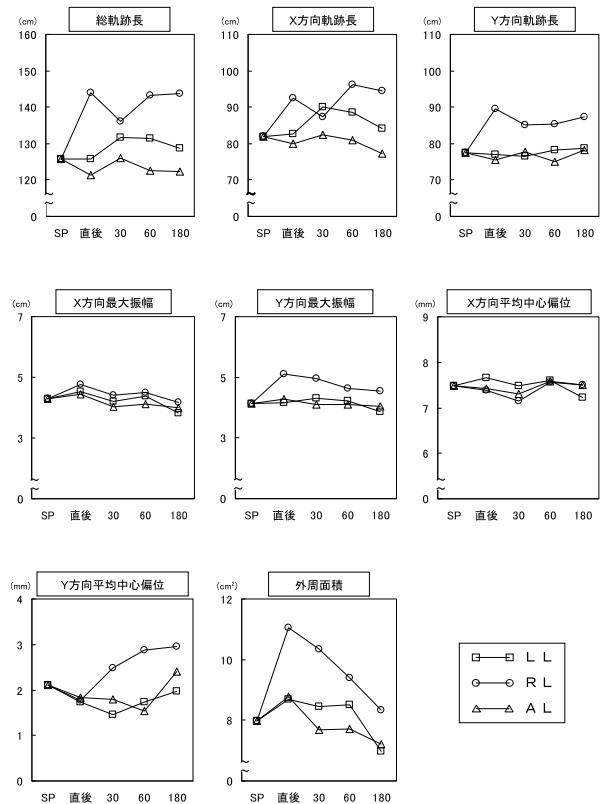


図 5 静的パラメータ各要素の平均値の変動様相

的大きい値を維持して推移したのに対し，LL，AL では計測時間中で大きな変動はうかがわれなかった。

X 方向最大振幅は，3 下顎位ともほぼ同様の変動様相を示し，直後で一旦増加した値が 180 まで段階的な減少を示した。

Y 方向最大振幅は，LL と AL では大きな変動がみられなかったが，RL では直後に一旦大きく増加するも，その後 180 まで段階的に減少していった。

X 方向平均中心偏位は，3 下顎位とも計測期間中で大きな増減はみられず，右側寄り約 7.8mm を中心として約 0.5mm 幅の変動で推移した。

Y 方向平均中心偏位は，X 方向中心偏位よりも大きな変動を示し，特に RL では直後で減少した値が，30 から経時的に増加し 180 では直後よりも約 1mm 増加した。

外周面積は，直後から 180 までの経時的な変動が，先の Y 方向最大振幅と同様の様相を示し，直後で増加した値がその後 180 まで緩やかな減少傾向を示した。

動的パラメータ

傾斜値 (図 6) は，X 方向軌跡では 3 下顎位ともに直後に小さな値となり，傾きが急となる傾向がうかがわれた。その後，LL が他の 2 顎位に比較してやや大

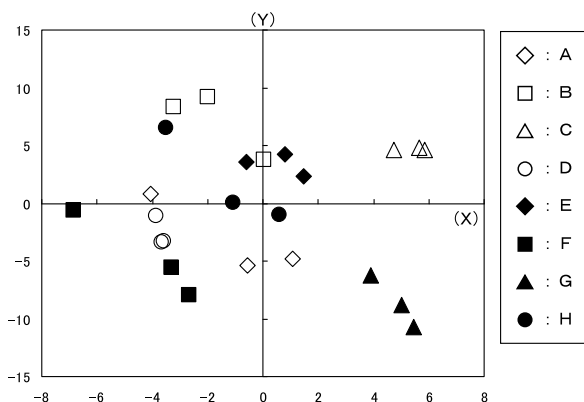


図 4 主成分スコアの散布図

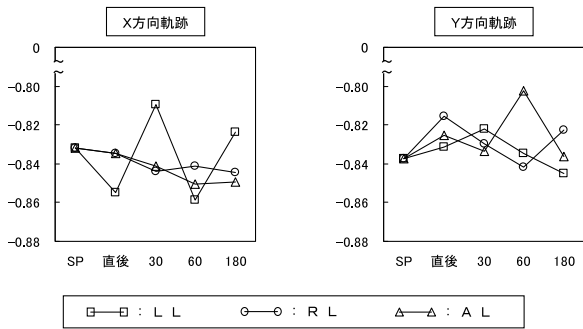


図6 傾斜値の変動様相

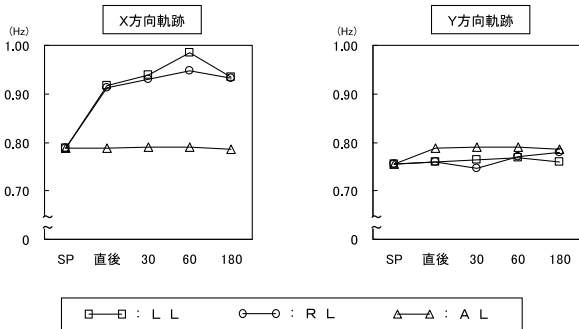


図7 起始周波数の平均値の変動様相

きな変動を繰り返しながら180に至る。RL, ALは直後から180まで漸減傾向を示し、傾きが徐々に急となる傾向をうかがわせた。またY方向軌跡では、SPは-0.84近傍値を示したが、直後には3顎位とも値が大きく(傾きが緩やか)なり、その後、大きな変動差はないが3顎位間でやや異なった変動を示すことがうかがわれた。

起始周波数(図7)は、X方向軌跡では、LL, RLに共通して直後に大きく増加し、その後も60までは増加傾向を示し、180には僅かに減少した。ALでは経時的な変動が少なく一定の値で推移した。Y方向軌跡では、3下顎位ともに計測期間で大きな変動がないものの、直後からの経時的な増加傾向がうかがわれた。

(2) 筋活動

下顎偏位が身体動揺を発現させる動力源である筋活動をどの様に変動させるのかを、被験筋別に計測時期ごとで算出した全被験者による筋活動量の平均値をプロットして作製したグラフ(図8)から検討した。

Taは、左右側ともに直後にはSPに比較してやや大きな値を示したことは3下顎位に共通したが、その増加量はLLでは左側の、RLでは右側の筋が最大であった。また、下顎偏位後の経時的な変動も下顎の偏位側と同側の筋が直後から180まで比較的大きな増加量を保って推移した。他の2下顎位では直後から180まで大きな変動を示すことなく推移した。

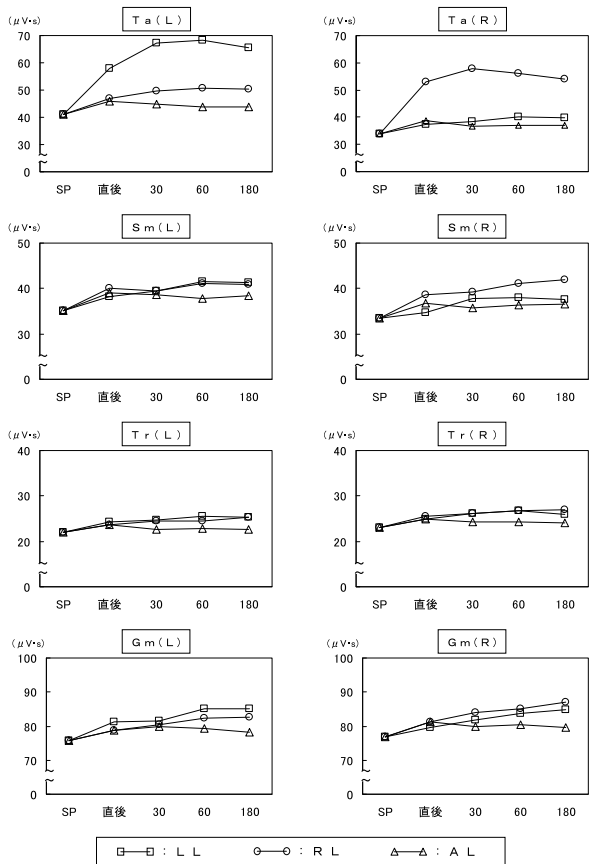


図8 筋活動量の平均値の変動様相

左右側筋での比較では、3下顎位とも左側の筋の方が大きな値で推移していることをうかがわせた。

Sm, Tr, Gmは、左右側6筋とも各計測時期での変動傾向が3下顎位でほぼ同様で、直後にはSPに比較してやや上昇した後、180まで経時的な漸増傾向を示し、またALの値は直後から180までの各計測時期でいずれもLL, RLに比較して小さな値であった。

2) 3元分散分析および水準間の検定結果

重心動揺軌跡および筋活動の観測項目別に計測時期、下顎位、被験者を各要因とした3元配置の分散分析を行い、どの要因が観測値を変動させるのかを検討した後、有意差の認められた要因で水準間の検定を行った。

(1) 重心動揺軌跡

静的パラメータ

分散分析の結果、計測時期間ではX, Y方向最大振幅軌、外周面積、Y方向平均中心偏位の4項目で、下顎位間ではX方向の最大振幅と平均中心偏位の2項目以外の6項目で、そして被験者間では全項目で有意差($P < 0.05$)を認めた。

図9, 10に観測項目別に算出した計測5時期、3下

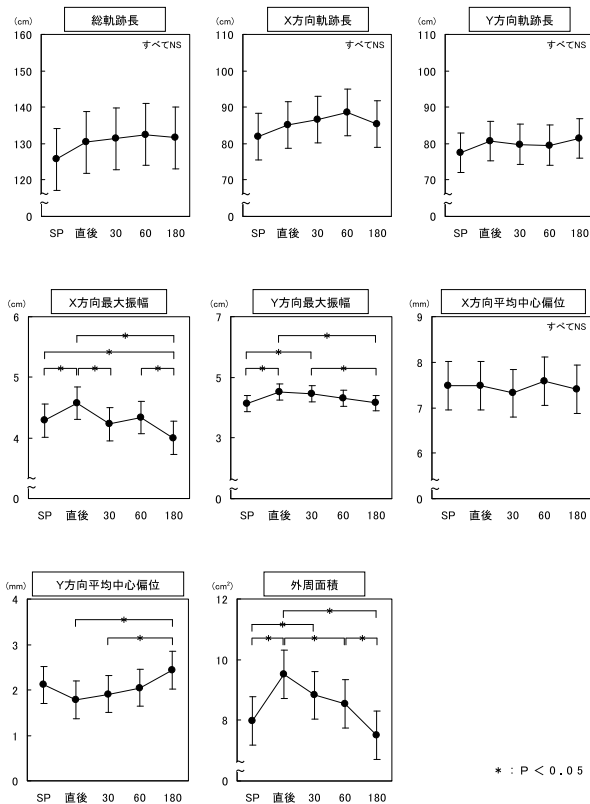


図9 静的パラメータ各要素の母平均の推定と検定結果 (計測時期間)

顎位それぞれの水準の母平均の推定値と水準間の検定結果 (P < 0.05) を示した。

計測時期間で有意差の認められた X, Y 方向最大振幅と外周面積の3項目は、おおむね SP での値が直後で増加するも、その後は経時的に段階的な減少を示し、180では SP での値に回帰していくことが認められた。Y 方向平均中心偏位は、直後から緩やかな増加傾向に転じて、180では直後、30に比較して有意に増加し、SP での値に回帰することが認められた(図9)。

下顎位間で有意差の認められた6項目は、いずれも AL が最小値を示し、RL が最大値を示した(図10)。

動的パラメータ

傾斜値は分散分析の結果、X, Y 方向軌跡いずれも被験者間で有意差が認められたが、計測時期間、下顎位間には有意差がなかった。図11に各計測時期、各下顎位の母平均の推定値を示した。

起始周波数は、分散分析の結果、X, Y 方向軌跡いずれも3要因とも有意差が認められた。図12に各計測時期、各下顎位の母平均の推定値と水準間の検定結果を示した。計測時期間では、X, Y 方向軌跡間でのその変動幅に大きな差異がうかがわれるが、両軌跡ともに SP に比較して直後に大きくなり、その後も経時的

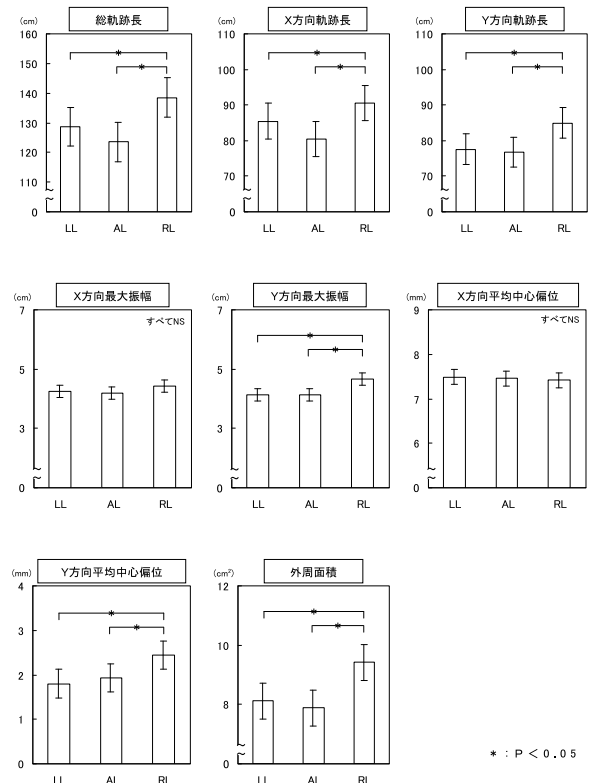


図10 静的パラメータ各要素の母平均の推定と検定結果 (下顎位間)

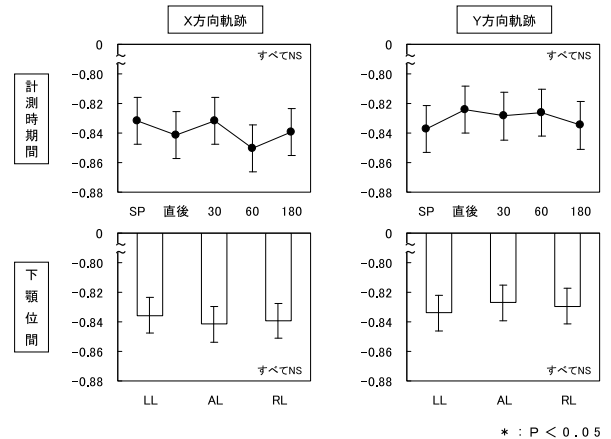


図11 傾斜値の母平均の推定と検定結果

に増加していくことが認められた。また下顎位間では X 方向軌跡では LL, RL が AL に比較して、また Y 方向軌跡では逆に LL, RL に比較して AL が有意に大きくなったことが認められた。

(2) 筋活動

被験筋別で行った分散分析の結果、全ての被験筋で3要因とも有意差 (P < 0.05) を認めた。

図13, 14は同様に各計測時期、各下顎位の母平均の推定値と水準間の検定結果を示した。

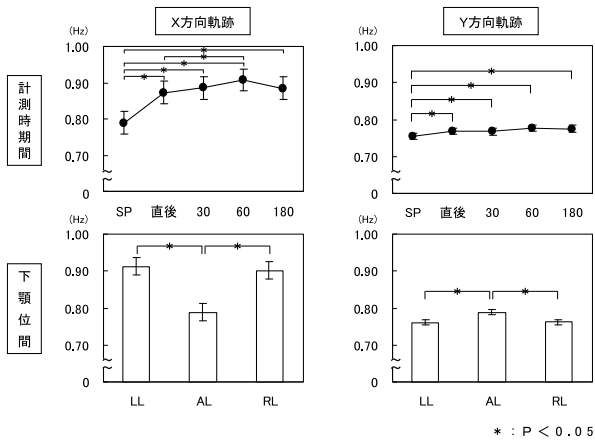


図12 起始周波数の母平均の推定と検定結果

計測時期間（図13）では，全被験筋がSPに比較して直後に有意に増大した．その後の経時的な変動は筋種間で程度の差はみられるものの，180までおおむね有意な増大を認める．

下顎位間（図14）では，Taは下顎の偏位側と同側の筋が対側よりも有意に大きな値を示し，ALは左右側とも最小値を示した．

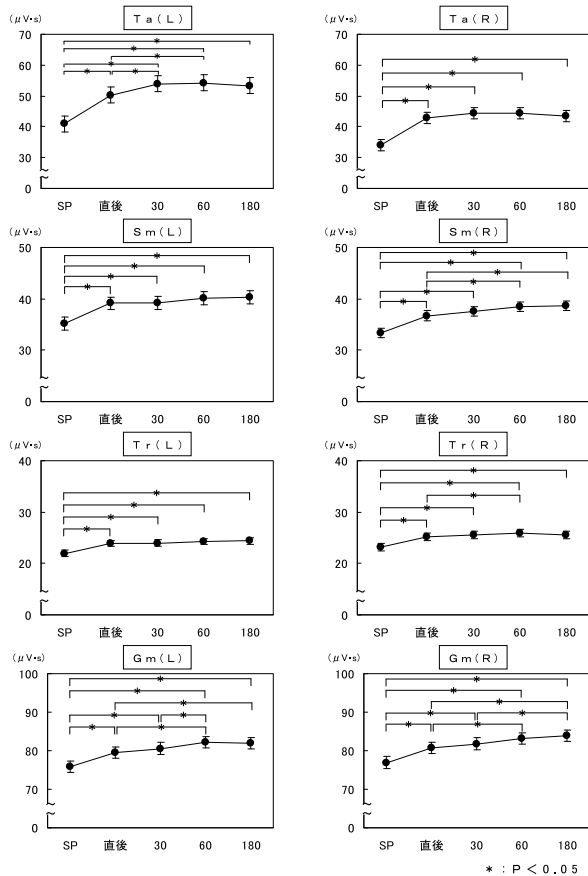


図13 筋活動量の母平均の推定と検定結果（計測時期間）

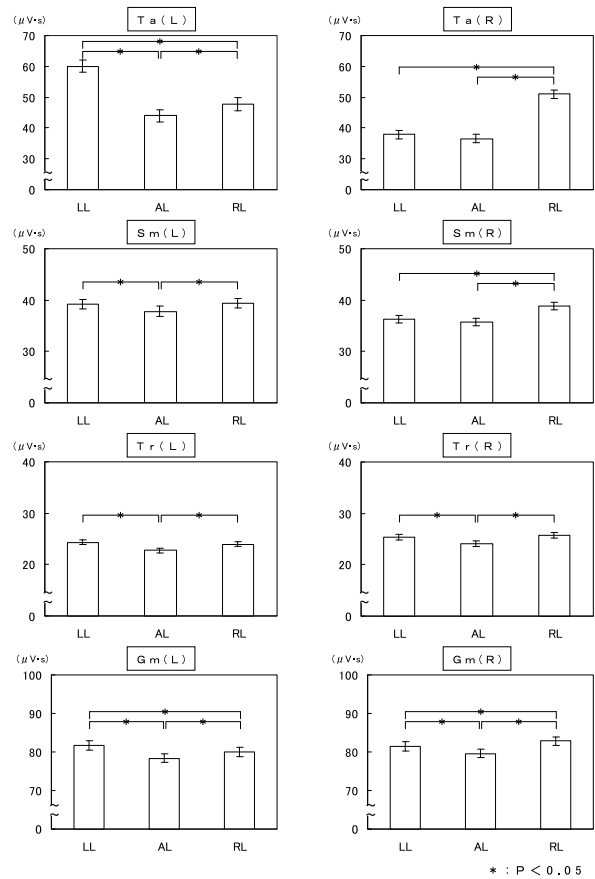


図14 筋活動量の母平均の推定と検定結果（下顎位間）

Sm, Tr, Gmの筋活動量は，左右側の6筋とも3下顎位中ALが有意に最小値を示した．また，右側Smと両側Gmは，Taと同様に下顎偏位側の筋が対側よりも有意に大きな活動量を示すことが認められた．

考 察

1. 研究方法について

1) 被験者について

八木²⁰⁾は，20歳代と30～60歳代の各年代の身体動揺を各種パラメータを用いて比較した結果，開・閉眼ともに年代間で有意な差があったとし，池上²¹⁾は頭部動揺振幅は20歳代付近が最小で，加齢によって増大することを報告している．このように加齢によって身体動揺が増加するのは，神経細胞の萎縮や減少^{22,23)}との関連から脳幹機能の低下が生じるとともに下肢の筋力低下^{24,25)}，下肢の振動覚（深部知覚）の低下²⁶⁻²⁸⁾などによる運動障害が加わった結果²⁹⁾であると推察されている．また，性差について八木³⁰⁾は，低い年代では前後方向で，高い年代では左右方向で男女差がみられ，女性の方が大きいことを，そして山本³¹⁾は加齢とともに前後方向より左右方向の揺れが増加するが，その傾向は女性でより顕著であることを報告している．こうし

た先行研究からは身体動揺は年齢や性差によって差異が有ることを示したものである。本研究では被験者を20歳代のしかも男性に限定したことによって、身体重心動揺の偏りが排除でき、基準値としての基礎的データが採取できたものとする。

2) 身体動揺の計測について

本研究で用いた身体動揺の測定装置は、真の重心動揺ではなく、重心動揺に伴う足圧中心の動きに代替させたものであるが、急激な動きや動揺の大きい平衡障害症例でなく、通常の静止起立時には両者でほとんど差異がないことが報告されている³²⁾ことから、プラットホーム型検出台を用いた重心動揺軌跡を身体動揺として分析した。

測定条件については、日本平衡神経科学会の平衡機能検査法¹⁵⁾に準拠したが、特に日内における計測時刻の異なりが身体動揺の変動要因に成り得ることから、動揺測定は可級的に同一時刻¹⁸⁾に行った。また測定時の足位については、両足間距離を小さくすることによって不安定さが増し³³⁾、よって、僅かな異常が発見しやすいこと、そして足の位置を一定に決めやすいこと³⁴⁾を考慮して閉足位とした。

また、耳鼻科領域における平衡機能検査においては、開・閉眼による計測が行われることが多い^{15, 35-37)}が、開眼では視性代償効果³⁸⁾によって同様が不安定となることを考慮して閉眼による記録を行った。一方、田口¹⁶⁾は閉眼時に生じる初期閉眼効果によって約10秒間大きな動揺が持続し、その後安定すると報告している。以上の先験情報を参考として、まず視点を定めた後に、閉眼を指示して20秒経過後に測定を開始した。

3) 被験顎位について

基準位としたSPでは、咬頭嵌合位より前歯部で2 mm 挙上させ、前、側方偏位ではSPから水平的にそれぞれ2 mm 移動させた位置をAL, LL, RLとした。よって各偏心位で現れた変動は、咬合高径が同一であることから、水平的な偏位のみを要因として表出したものと考えられる。

また、挙上量とした2 mm は、下顎安静位における安静空隙量の平均値であることに加えて、偏心位で必然的に生じる下顎挙上量を想定して設定したものであるが、佐藤³⁹⁾は下顎安静位と前歯部で2 mm 挙上したスプリント装着時を比較すると、身体動揺は両者間で大きな差異はなかったことを報告している。

一方、前、側方への偏位量とした2 mm は、実際の臨床を想定するとやや大きな量であると考えられたが、僅かな偏位量による実験は、下顎偏位の持続時間

を長期化する必要性を予測し、それによって生じることが危惧された非可逆的な侵襲を避ける必要性から設定した量であり、さらに本研究では、下顎の偏位が全身状態を変動させる要因と成り得るかどうかを検討する緒と位置づけしたものであるために比較的大きな偏位量を設定したが、同様な実験で下顎偏位による重心動揺の変動を検討した高山⁴⁰⁾、著者ら⁴¹⁾の下顎偏位量3 mm より小さい。

また、吉野⁴²⁾は、左右的に2 mm の範囲内の移動では、頭頸部筋の筋活動にほとんど左右差が生じなかったことを報告している。

4) 被験筋について

ヒトの直立姿勢は、前庭系、視覚系および深部知覚系などが関与する全身の姿勢維持筋の適度なバランスにより維持されている。重力は直立姿勢を乱す原因で、この乱れを正常に戻そうとするのが抗重力筋で、全身の骨格筋は全てがこの抗重力筋となる可能性がある¹⁾。

側頭筋は、他の咀嚼筋群とともに頭位を決定する抗重力筋として働いており、下顎偏心運動に関与し⁴³⁾、咬筋と共に下顎位維持にも関与している⁴⁴⁾。

外側頸筋である胸鎖乳突筋と後頸部筋である僧帽筋は、顎口腔系との関連があり^{45, 46)}、頭部の維持や平衡機能維持にも関与し²⁾、咬合の変化や異常が顎部および肩部の筋群の筋活動を変化させる⁴⁷⁾ことによって不快症状が発現する部位である⁴⁸⁾こと、両筋は相互に拮抗的に働くこと⁴⁹⁾、さらには下肢からの感覚入力これらの筋の活動を修飾する可能性が示唆されている⁵⁰⁾。

下肢筋群である腓腹筋は、同筋を含む下腿三頭筋が重力の作用による人体の前方への転倒を防ぐ役割を担い⁵¹⁾、足関節に対し伸展作用を持つ腓腹筋は屈曲作用を持つ前脛筋と拮抗的に作用するが、直立姿勢時には腓腹筋がその維持のために働く⁵²⁾こと、咬合状態の変化による影響が腓腹筋の脊髄単シナプス反射に変調をもたらす、運動遂行能力に変化が生じる⁵³⁾こと、そして前庭系からの影響も受けやすい⁵²⁾。

2. 観測パラメータについて

重心動揺の静的パラメータとした軌跡長は、動揺の全軌跡を加算したもので、動揺の大きさを表す一つの指標として採択した。

総軌跡長は加齢^{21, 31, 54, 55)}や、閉眼^{16, 56, 57)}により増大し、耳鼻科領域では正常群 < 末梢性めまい群 < 中枢性めまい群の関係^{30, 34)}を診断に応用している。また、X・Y方向軌跡長は、開眼および閉眼のいずれの状態におい

ても、その増減の様相は総軌跡長と相関関係にある³¹⁾と報告されている。

外周面積は動揺の全範囲を表し、耳鼻科領域では平衡障害の程度を把握するのに有効な指標とされている³⁷⁾が、閉眼や加齢による増大も認められている⁵⁸⁾。また、歯科領域では顎関節症患者でこの値が増大したことも報告されている⁵⁹⁾。

X, Y 方向最大振幅も加齢^{21, 54)}によって増加し、軌跡長と同様に正常群 < 末梢性めまい群 < 中枢性めまい群の関係があることが示唆されている³⁴⁾が、軌跡長では動揺の量的、質的な全過程が含まれているのに対して、最大振幅では揺れ幅の量的差異を把握するのに都合がよい。

X, Y 方向平均中心偏位は、動揺の偏り方向と程度が把握でき³¹⁾、X 方向平均中心偏位は迷路性偏位の診断に、Y 方向平均中心偏位は抗重力筋の活動評価に有効であることが示唆されている⁵⁹⁾。

重心動揺の動的パラメータとした 1/f ゆらぎは、ゆらぎの動的な性質をパワースペクトル密度からアプローチしたもので、自己相関関数との関係式から過去のゆらぎとある程度の相関を持って変動しているゆらぎを 1/f ゆらぎといい、この 1/f 特性は生体機能と関連していること^{62, 63)}、そして医学分野では 1/f ゆらぎを用いた治療法の有効性が報告されている¹²⁾。

一方、ヒトの直立姿勢時の身体動揺にもリズムがあり⁶⁴⁾、生体内にはこの動揺リズムを修飾する神経系の枠組みが組み込まれている^{17, 19, 65, 66)}ことが、そして生命現象としての各種の生体リズムは例外なく 1/f ゆらぎであること⁶⁷⁾を示唆した研究が多く報告されている。

1/f ゆらぎは視覚的には両対数表示のグラフ上で、エネルギーが周波数の逆数に比例して - 1 の傾きで直線的に低下していくスペクトル波形⁶⁸⁾を示し、それを構成する傾斜値と起始周波数はヒトの心的状態や生体リズムに依存して変動する^{64, 68)}ことが示唆されている。

3. 実験成績から

1) 基準位 (SP) について

(1) 観測パラメータ各要素の観測値から

本研究で得られた静的パラメータの総軌跡長は 125.64cm/min で、外周面積は 7.96cm²/min であった。健常日本人 2000 人を対象としてその身体重心動揺を測定した今岡⁶⁹⁾の数値と比較すると、総軌跡長は彼らの報告した値 (97.06 ± 33.1cm/min) の範囲内であったが、外周面積 (3.64 ± 1.69cm²/min) はそれよりも大きかった。また最大振幅では、田近³⁴⁾が報告した 20 歳代の被験者の値 (X 方向で 2.40 ± 0.68cm/min, Y 方

向で 2.44 ± 0.69cm/min) よりも大きかった。このように本実験での値の方が先行研究結果よりも大きい結果となったのは、顎位保持装置装着による 2mm の挙上と緊張性歯根膜反射による影響⁷⁰⁾が表出し、動揺量が大きくなったものと推察する。

また、重心動揺軌跡の静的パラメータの X 方向平均中心偏位の値が全ての被験者で + 方向 (右側) であったが、これはヒトの足の機能的、生理的な左右側差、すなわち軸足と利き足、足裏の接地面積および接地時間から理解できる。すなわち利き足とは動作をする方の足であり器用さが要求され、軸足は体重を支え姿勢の維持を役割とし、多くは反射的にコントロールされている足である⁷¹⁾ことが知られている。本研究での被験者の利き足は全てが右側であったことに加えて、直立姿勢では右足の方が左足に比較して接地面積が小さく⁷²⁾、歩行時の接地時間も右方が短い⁷³⁾ことから閉眼歩行では右側へ偏っていく⁷⁴⁾ということが、ヒトの身体の揺れが右側方向でより大きかった要因と推察した。

動的パラメータとした 1/f ゆらぎの傾斜値が、1/f ゆらぎの傾きである - 1 近傍値を示さなかったのは、身体動揺は多方面からの入力情報からその平衡が維持されている⁷⁵⁾ことから、既述したように顎位保持装置の装着、筋活動電位の導出に用いた表面電極の貼付による影響が現れたものとも考えるが、著者ら⁴¹⁾が表面電極の貼付や顎位保持装置を装着せずに行った咬頭嵌合位での値が起始周波数とともにほぼ同様な値であったことからすれば、それらのみによる影響とは考え難く、他の要因が複合したものとするのが妥当であろう。筋活動は、下顎安静位での頭頸部筋 (Ta, Sm, Tr) の筋活動量を報告した藤井⁷⁶⁾の値と近似していた。Gm については閉眼直立姿勢時の筋発射の確認^{77, 78)}のみで、その値を比較できる文献的知見が見あたらなかった。

(2) 主成分スコアの散布様相から

ヒトの直立姿勢は骨、関節およびこれを固定する靭帯、腱、筋肉から構成され、筋肉の能動的収縮は意志的発動すなわち、錐体路支配によって得られ、これに反射的 (脊髄反射、前庭反射、前庭動眼反射、小脳からの反射経路) 協調が加わって巧みに行われる⁶⁴⁾。身体動揺は上記の関連各要素が相互に密接に関連した総合体と考えられ、そこに含まれる多変量データの持つ多次元的特性を損なうことなく、できるだけ少ない次元に要約することが可能である主成分分析によって、身体動揺の特性を把握しようとしたものである。

主成分スコアが近在している場合は両者の特性がよく近似し、主成分スコアが離散している場合は相互の

特性に隔たりがあると考えれば、同一被験者の各計測日に対応した主成分スコアが相互に高い集合性を示し、被験者間には比較的明確に離散していたことは、身体動揺は個々のヒト固有の特性を持ち、個体内では日による変動が少ないことを示したものと考える。これは身体動揺の日間変動は少なく、開・閉眼ともに再現性が高いとした初鹿⁷⁹⁾、あるいは機能時の筋電図は個体差は認められるが、個体内では繰り返しの測定値に高い再現性が認められたとした岡根らの報告⁸⁰⁾を支持したものと推察する。

2) 下顎偏位後について

(1) 身体重心動揺軌跡から

静的パラメータの観測各項目のうち、X、Y方向最大振幅と外周面積では、SPでの値に比較して下顎偏位直後に増加、すなわち身体の揺れ幅が有意に大きくなることが認められたが、これは、宮田⁵⁾の実験的咬合干渉の付与により、また島田⁶⁾の水平的下顎位の変化により重心動揺軌跡が増加傾向にあったとした報告と一致した。

ヒトの姿勢反射の調節には、多くの体節に現れる全身性姿勢反応があり⁸¹⁾、これには緊張性頸反射と緊張性迷路反射の2つが重要な役割を果たしている。緊張性迷路反射は空間における頭位の変化によって起こされる反射で、緊張性頸反射は頭部と躯幹の相対的位置によって上下肢の筋緊張が規則的に変化するものである^{60, 82)}。この両反射は、生体各部の多方面からの情報によって制御されている^{81, 82)}。したがって、下顎偏位後に身体の揺れが大きくなったのは、下顎偏位によって生じた咀嚼筋および頭頸部筋などの周囲筋の緊張度の変化や、下顎の位置感覚に関与する筋紡錘や顎関節受容器からの求心性信号の変化⁸³⁾が、緊張性頸反射と緊張性迷路反射の制御機構に影響を及ぼした結果と考えられ、さらには顎関節が平衡感覚に関する末梢器官である内耳迷路と発生学的、解剖学的および神経学的に関連が深いこと⁸⁴⁾もその要因と推察する。

つぎに、身体の揺れ幅を表すX、Y方向最大振幅と外周面積の3観測項目は、下顎偏位後に経時的に減少を認めたのに対して、軌跡長の3観測項目には有意な経時的変動がみられなかった。この両者の変動傾向からは、下顎偏位後の時間経過とともに揺れの周期が速くしかも振幅が小さく、すなわち小刻みな揺れとなったことを示したものと考える。

大川ら⁸⁵⁾は、総軌跡長を外周面積で割った値は重心動揺における直立姿勢制御の微細さを示し、これは深部感覚系の姿勢制御の働きによるとした。また時田ら⁸⁶⁾、山田ら⁸⁷⁾は、訓練による直立姿勢の安定化が重

心動揺軌跡の微細化をもたらせたことから、この微細化は姿勢維持機能の向上を表す指標と成り得ると推察している。以上の先験情報を考えあわせれば、下顎偏位後の時間経過によって揺れが小刻みとなったのは、姿勢維持機能の向上を表出したものと考えられる。

また、下顎偏位による影響は、前方よりも側方に偏位させた場合の方が大きいことが認められたが、これは顎関節の形態的構造から左右方向よりも前後方向で可動性が高く⁸⁸⁾、前方偏位は左右側偏位に比べ、負荷がかかりにくかった為、既述したように全身性姿勢反応に大きな役割を持つ両反射機構への情報の質的差異がもたらしたものと考える。

さらに側方偏位間では、左側偏位に比較して右側偏位の方が揺れが大きいたことが認められたが、これは身体的特徴、筋力そして運動能力などで形成される姿勢反射の発現の仕方に生じることが示唆されている左右側差が現れた⁷⁸⁾ものと解釈する。すなわち、下顎の右側偏位による同側筋の収縮は頭位の右側傾斜を生じさせ、これが緊張性頸反射による同側体節を伸展させるが、その時に右側が軸足でなく利き足であったために、姿勢維持のコントロールが困難となり、動揺量が増加したと考えるが、下顎の左右的な偏位側が身体動揺の量的差異を生じさせる要因と成り得る結果となったことは興味深い。

一方、動的パラメータの傾斜値は、下顎偏位や偏位の持続によってもSPでの値と大きな差異がみられなかったが、起始周波数では、X、Y方向軌跡いずれもSPに比較して直後に大きな値となり、その後60までは段階的に上昇し、180には減少傾向を認めた。本論における起始周波数は身体動揺のゆらぎスペクトルが $1/f$ 型の傾き(-1)を開始する周波数であることから、この値が大きくなるということは、 $1/f$ 型の傾きを持つスペクトルの周波数帯域幅が少なくなることの意味する。

吉田らは嗅覚刺激^{89, 90)}、視覚刺激^{91, 92)}、聴覚刺激⁹³⁾を用いた実験から、気分の良いときは $1/f$ ゆらぎの傾きを持つスペクトルの周波数帯域幅が長く、不快時には短かったことを、また、松浦ら⁶⁵⁾は早期接触によってタッピング間隔リズムのゆらぎスペクトルの起始周波数を大きくしたことを認めている。

したがって、下顎偏位は固有の身体動揺リズムを乱す要因と成り得ることを示したものと考える。なお、傾斜値には下顎偏位による明確な変動がみられなかったが、これは吉田ら⁶³⁾述べているように、ゆらぎスペクトルの $1/f$ 特性の崩壊過程は、まず $1/f$ 型の傾きを持つスペクトルの低周波数領域でその傾きが緩やか(白色化)、すなわち、 $1/f$ 型の傾きを示す周波数帯

域幅を減少させ、その後白色化が高周波領域まで伸びてスペクトル全体の傾斜を緩やかとする、あるいは白色化させるといことから考えれば、下顎位の変化が起始周波数、すなわち $1/f$ ゆらぎを示す - 1 に近似した傾きを持つ周波数帯域幅を減少させる要因となり得るが、傾斜値までを大きく変動させる要因とはなり得ないことを示したものと考える。

また、下顎を側方に偏位させた場合は身体動揺の X 方向軌跡に、そして下顎を前方に偏位させた場合は Y 方向軌跡のそれぞれの起始周波数を大きく変動させたことは、身体の動揺リズムが前後的、左右的という 2 方向に限定はされるが、下顎の偏位方向に一致した方向で乱れることを示したものであると推察すると同時に、この身体動揺のゆらぎスペクトルの起始周波数が下顎の偏位方向を診断するのに有効なパラメータとなりうることを示唆したものと考える。

(2) 筋活動量から

筋活動量は、全被験筋が SP に比較して直後に増大した。この直後における筋活動量の増大は、咀嚼筋群と頸部筋群は頭部を安定させる働きのみでなく、体幹の姿勢維持にも関与している⁹⁴⁾ことから考えれば、下顎偏位による頭頸部筋の筋緊張の左右側差が頭位の位置変化を生じさせ、それが姿勢反射運動によって全ての被験筋の筋活動量を共通して増加させたものと思う。また、直後からの時間経過による筋活動量の変動様相からは、下顎偏位の持続によって筋活動量は右側 Ta, 左側 Tr に代表されるように、直後の活動量を維持して一定の値で推移していく筋と左右 Gm に代表されるように、直後から 60 あるいは 180 までさらに増加傾向を示す筋が存在することを示唆したものと考える。

下顎偏位間での比較では、全被験筋で下顎の前方偏位よりも側方偏位での筋活動量が大きいことを認めた。高山⁴⁰⁾、藤井⁷⁶⁾は、前、側方に各 3 mm ずつ移動した下顎位では、側頭筋、咬筋、胸鎖乳突筋中央部、僧帽筋上部および腓腹筋外側部の筋活動量とその変化量は、前方よりも左右側のほうが大きいと報告している。

Ta は下顎偏位側と同側の筋が対側よりも筋活動の増加量が大きかったのは、作業側優勢傾向の強い筋^{40, 95, 96)}であることが、その要因であると解釈できるが、こうした作業側優勢傾向の程度が小さいものの Gm, Sm (右側) にも認められ、Tr についても明確性には欠けるがその傾向がうかがわれた。中島⁹⁷⁾は、左右側方に各 3 mm ずつ移動した下顎位における頭頸部筋のバランスについて、胸鎖乳突筋中央部、僧帽筋上

部の筋活動は、側頭筋前部ほどではないが、偏位側優勢の増加傾向を示すと報告しており、本結果と一致する。

吉松⁴⁷⁾は、下顎の水平的等尺性運動では胸鎖乳突筋、僧帽筋の筋活動量は運動方向に関係なく増加するとし、河野⁹⁸⁾は、咬合異常により胸鎖乳突筋に、しかも作業側の筋に緊張亢進状態が生じると推測している。また、高田⁹⁴⁾は、不安定なヒトの直立姿勢維持を可能にしている神経筋機構では、体幹と頭部を連結する頸部が特に重要な役割を果たし、咀嚼筋群とともに頭頸部筋群のバランスが姿勢維持に重要としている。

咬頭嵌合位と比較して、下顎を 2 mm ずつ左右に変位させることによる身体の重量配分の変化を報告した奥田⁹⁹⁾は、重量配分の変化の方向は下顎偏位方向と同側へ偏ることを報告している。このことより本結果は、下顎を偏位させると下顎偏位側の下肢に重量が偏った結果、下顎偏位側と同側の Gm の活動量が増加したと推察する。

下顎偏位時の筋活動様相からは、咀嚼筋本来の偏位側優性を示した側頭筋、直立姿勢維持の主役を担った下腿筋の代表としての腓腹筋、頭頸部と体幹との連結に強く関与しながら姿勢を維持する胸鎖乳突筋、僧帽筋後頸部筋の特徴がよく表出していたものと考えると同時に、下顎の偏位は頭頸部筋のみならず他の抗重力筋にも影響を及ぼし、筋活動量には作業側優性傾向があることを示唆したものと思う。

したがって、下顎の偏位は姿勢制御機構に影響を及ぼし、この偏位状態が長期に渡れば筋や関節への過剰負担や骨への異常な外力を与えることとなり、その結果ヒトの身体バランスを崩壊させて、生体機能にまで影響を及ぼすこともあると推察する。

なお、重心動揺軌跡、筋活動量の全観測項目で被験者間には差異があることが認められたが、これは生体の各種機能に認められている各種機能に存在する大きな個体差^{6, 40, 79, 80)}、身体重心動揺でも例外でないことを示したものと考えた。

結 論

下顎位の変化がヒトの直立姿勢時の身体重心動揺のゆらぎにどのような影響を及ぼすのかを、抗重力筋筋活動の変動様相とも併せて検討した結果以下の結論を得た。

1. 重心動揺軌跡の静的パラメータ各要素の変動からは、SP に比較して下顎の前・側方偏位で動揺量が増大することが、そして前方に比較して側方偏位で、また左側に比較した右側偏位でより大きくなる傾向を認

めた。

2. 身体重心動揺軌跡の動的パラメータとしたゆらぎスペクトルの傾斜値は、下顎偏位による影響が認められなかった。しかし起始周波数は、X方向軌跡では前方に比較して側方偏位で、Y方向軌跡では側方に比較して前方偏位で有意に大きな値を示した。

3. 筋活動の変動様相からは、全被験筋がSPに比較して偏位直後に有意に増大し、その後60分後あるいは180分後まで経時的に増加した。また下顎位間での比較では、前方よりも側方偏位で、そして下顎偏位側と同側筋が対側よりも大きな値を示すことが認められた。

4. 以上の結果は、下顎位の変化は身体重心動揺軌跡および抗重力筋筋活動量を変動させるもので、よって全身状態に影響を及ぼすことを示唆したもので、加えて身体重心動揺の1/fゆらぎ解析が下顎位の診断パラメータとしての有用性を示したものと考える。

文 献

- 1) Mints VW. The orthopedic influence, edited by Morgan, D. H. Disease of the temporomandibular apparatus. St. Louis: The C. V. Mosby Company; 1977: 197-201.
- 2) 野中玲子. 平衡維持への顎部入力との関与とその年齢変化. 日耳鼻. 1993; 96: 1303-1310.
- 3) 船越正也. 病態口腔生理学. 東京: 学建書院; 1990: 61-83.
- 4) House R and Hall WP. The ear, nose, and throat, edited by Morgan, D. H. Disease of the temporomandibular apparatus. St. Louis: The C. V. Mosby Company; 1977: 159-167.
- 5) 宮田敏則. 顎口腔系の状態と全身状態との関連に関する研究 実験的咬合干渉が姿勢, 特に重心動揺および抗重力筋に及ぼす影響. 補綴誌. 1990; 34: 631-645.
- 6) 島田 淳. 顎口腔系の状態と全身状態との関連に関する研究 水平的下顎位の変化が姿勢, 特に重心動揺および抗重力筋に及ぼす影響. 補綴誌. 1991; 35: 501-514.
- 7) Munro RR. Electromyography of the masseter and anterior temporalis muscles in subjects with potential temporomandibular joint dysfunction. Aust Dent J. 1972; 17: 209-218.
- 8) 小林義典, 松本敏彦, 石上恵一. 咬合と全身の機能との関係. 補綴誌. 1996; 40: 1-23.
- 9) 小林修平. 口腔保健と全身的な健康. 第1版. 東京: 財団法人口腔保健協会; 1997: 27-98.
- 10) 武者利光. ゆらぎの医学 1/fゆらぎ健康法. 第1版. 東京: 秀潤社; 1985: 101-131.
- 11) 武者利光. ゆらぎの科学1. 第1版. 東京: 森北出版; 1991: 155-192.
- 12) 武者利光. ゆらぎの科学2. 第1版. 東京: 森北出版; 1992: 85-113.
- 13) 徳増厚二, 大久保仁, 加藤 功. 平衡機能検査法基準化のための資料1987年平衡機能検査法基準化委員会答申書. Equilibrium Res. 1988; 47: 221-244.
- 14) 田口喜一郎, 依田美千穂. 重心動揺軌跡距離測定法. 日耳鼻. 1976; 79: 835-843.
- 15) 大塩和重. 咀嚼筋筋活動現象のスペクトル時系列による考察. 補綴誌. 1991; 35: 1133-1147.
- 16) 山仲 徹, 宇野光乗, 石神 元. 身体重心動揺の1/fゆらぎ解析. 補綴誌. 1999; 43: 101回特別号: 112.
- 17) 岡 孝典, 倉知正和. ビデオ刺激によるストレス負荷が咀嚼運動に及ぼす影響. 補綴誌. 1999; 43: 891-902.
- 18) 八木一記. ヒト直立時重心動揺の多変量解析(第1報) 重心動揺からみた年齢変化. 日耳鼻. 1989; 92: 899-908.
- 19) 池上彰博. 直立時重心動揺の振幅と速度の研究. 日耳鼻. 1983; 86: 887-898.
- 20) Bergstrom B. Morphology of the vestibular nerve. II. The number of myelinated vestibular nerve fibers in man at various ages. Acta Otolaryngol (Stockh). 1973; 76: 173-179.
- 21) Rasmussen AF. Studies of the 8th cranial nerve of man. Laryngoscope. 1940; 50: 67-83.
- 22) Larsson L, Gimby G and Karlsson J. Muscle strength and speed of movement in related to age and muscle morphology. J Appl Physiol. 1979; 46: 451-456.
- 23) 松永 喬. 高齢者の平衡機能. JOHNS. 1995; 11: 846-853.
- 24) Newman HW and Corbin KB. Quantitative determination of vibratory sensibility. Proc Soc Exp Biol Med. 1936; 35: 273-276.
- 25) Perret E and Regli F. Age and the perceptual threshold for vibratory stimuli. Eur Neurol. 1970; 4: 45-76.
- 26) 中川 肇. 高齢者の姿勢制御に関する研究 外乱に対する反応および視覚の影響を中心に. 日耳鼻. 1992; 95: 1042-1052.
- 27) 坂口正範, 田口喜一郎, 飯島直也. 高齢者の重心動揺および頭部動揺の加齢変化. 耳鼻臨床. 1999; 100: 15-20.
- 28) 八木一記. ヒト直立時重心動揺の多変量解析(第2報) 重心動揺のパターン認識. 日耳鼻. 1989; 92: 909-922.
- 29) 山本高司. 直立時動揺の年齢による変化. 体力科学. 1979; 28: 249-256.
- 30) 田口喜一郎. 身体動揺測定の進歩と臨床的意義. 耳鼻臨床. 1983; 76: 133-147.
- 31) 執行英毅. 姿勢の安定性に関する力学的研究. 耳鼻臨床. 1958; 51: 907-950.
- 32) 田近由美子. 重心動揺移動距離と重心動揺図(X軸長, Y軸長)についての研究. 金沢十全医学会雑誌. 1979; 88: 122-137.
- 33) 田口喜一郎. 重心位置の経時的変動の分析. 日耳鼻. 1977; 80: 218-226.

- 34) 林 文代．身体動揺の測定条件に関する方法論的研究．三重県立看護大学紀要．1997；1：11 18．
- 35) 時田 喬．重心計．耳喉．1981；53：747 753．
- 36) 田口喜一郎．重心動揺の正常範囲について．耳喉．1974；46：415 420．
- 37) 佐藤武司．顎口腔系の状態と全身状態との関連に関する研究 垂直的顎間関係の挙上姿勢、特に重心動揺および抗重力筋に及ぼす影響．補綴誌．1991；35：574 587．
- 38) 高山和比古．顎口腔系の状態と全身状態との関連に関する研究 下顎偏位による負荷時間が直立姿勢に及ぼす影響．補綴誌．1993；37：582 596．
- 39) 山仲 徹，石神 元，倉知正和．偏心咬合時の身体重心動揺の1/fゆらぎ解析．補綴誌．1999；43・102回特別号：174．
- 40) 吉野敏明．左右的な下顎位の変化が咬筋活動に及ぼす影響．口病誌．1996；63：70 87．
- 41) 河村洋二郎．口腔生理学．第1版．京都：永末書店；1966：178 183．
- 42) 大前泰三，田中孝一，吉川健司．頭位の変化が頭頸部の筋の筋活性に及ぼす影響について．補綴誌．1990；34：1008 1014．
- 43) 河村洋二郎，藤本順三，船越正也．“かみしめ”により生じる身体機能変化に就いて．阪大歯誌．1956；1：47 58．
- 44) 土田幸弘．頭位の変化が咀嚼筋の随意収縮活動に及ぼす影響について．補綴誌．1991；35：89 102．
- 45) 吉松 正，浪越建男，小山善哉．顎筋の等尺性収縮持続に伴う顎・肩部の筋活動の変化．補綴誌．1989；33：1044 1049．
- 46) 種々の姿勢位における下顎の等尺性水平運動時の顎・肩・背部の筋活動．補綴誌．1990；34：157 166．
- 47) 河村哲夫．下顎運動時における顎部の筋の活動性に関する筋電図学的検討．口病誌．1983；50：94 115．
- 48) 鳥巢哲朗．姿勢位が下顎等尺性後方牽引運動に伴う顎・肩・背部筋活動に及ぼす影響．補綴誌．1993；37：75 85．
- 49) 間野忠明．ヒト直立姿勢の反射性制御．臨床脳波．1977；19：223 229．
- 50) 長山郁生．重心動揺計による身体偏位の観察．耳鼻臨床．1983；76：197 222．
- 51) 宮原隆雄．ヒトのヒラメ筋H反射の噛みしめによる変調．口病誌．1991；58：670 686．
- 52) 五島桂子．重心動揺検査の検討 コンピュータ分析における検査項目と正常域．*Equilibrium Res*．1986；45：368 387．
- 53) 中川 肇，水越鉄理，渡辺行雄．高齢者のめまい，平衡障害（第3報） 温度眼振検査と重心動揺検査における加齢の影響および各検査間の相関関係に関する検討．*Equilibrium Res*．1988；47：319 322．
- 54) 松岡豊彦，不和成和．起立時身体動揺の定量的解析 正常者について．交通医学．1978；32：27 37．
- 55) 瀧口哲也．重心動揺検査の総合的評価に関する研究 パーソナルコンピュータによる解析システムの開発．耳展補．1986；3：217 240．
- 56) 岡部多加志．神経内科領域における二次元重心動揺記録装置の臨床的応用．慶応医学．1975；52：265 277．
- 57) 谷 斉子，奥 猛志，舛本康浩．重心動揺検査を用いた顎関節症患者および前歯部開咬者の体平衡機能に関する予備的研究．顎機能誌．1997；3：161 167．
- 58) 武者利光．1/fゆらぎと快適性．日音誌．1994；50：485 488．
- 59) 吉田倫幸．脳波のゆらぎ計測と快適評価．日音誌．1990；46：914 919．
- 60) 渡辺俊男．立位姿勢の調節．姿勢 第1回姿勢シンポジウム論文集．1976；17 24．
- 61) 松浦希公史，倉知正和，大塩和重．タッピングリズムの1/fゆらぎ．補綴誌．1992；36：69 74．
- 62) 山村善治，倉知正和，宇野光乘．タッピングリズムの1/fゆらぎ解析による顎機能診断への可能性．補綴誌．1999；43：903 907．
- 63) 河原剛一．生体リズムゆらぎの機能的解釈．*BME*．1997；11：66 74．
- 64) 武者利光．ゆらぎの世界 自然界の1/fゆらぎの不思議．1版．東京：講談社；1980：155 192．
- 65) 今岡 薫，村瀬 仁，福原美穂．重心動揺検査における健常者データの集計．*Equilibrium Res Snppl*．1997；12：1 84．
- 66) 森本俊文．顎口腔機能分析の基礎とその応用 ME機器をいかに臨床に活かすか．第1版．東京：デンタルダイヤモンド社；1991：26 35．
- 67) 前原勝夫．右利き・左利きの科学．第1版．東京：講談社；1989：109 125．
- 68) 平沢彌一郎．Stasiology からみた左足と右足．神経進歩．1980；24：623 633．
- 69) 三上一貴．軸足・利き足の検討．理学療法研究．1999；16：15 18．
- 70) 前川喜平，副田敦裕，山田奈生子．利き手，利き足と軸足の発達に関する研究．小児科診療．1988；51：1841 1848．
- 71) 田口喜一郎．バランスの評価 前庭系を中心に．*JOHNS*．1998；14：811 816．
- 72) 藤井肇基．水平的下顎位の変化が顔面および顎部の皮膚表面温度に及ぼす影響．補綴誌．1999；43：908 917．
- 73) 福田 精．運動と平衡の反射生理．第2版．東京：医学書院；1981：72 85．
- 74) 長山郁生，瀧口哲也，中川士郎．重心動揺検査と積分筋電図の相関について．*Equilibrium Res*．1992；51：343 347．
- 75) 初鹿信一．重心動揺計による身体動揺に関する研究 基礎的検討と臨床的意義．日耳鼻．1987；90：598 612．
- 76) 岡根秀明，津島隆司，三善陸朗．電極の位置と極間抵

- 抗が咬筋筋電図に及ぼす影響について．補綴誌．1979；23：164 167．
- 77) 坂田三弥, 中村嘉男．基礎歯科生理学．第1版．東京：医歯薬出版；1987；154．
- 78) 原田康夫．内耳の前庭迷路の解剖と生理めまい 基礎と臨床．第1版．東京：金原出版；1980；7 95．
- 79) 船越正也, 二宮裕三．下顎側方運動の制御における顎関節受容器の役割．歯学雑誌．1974；1：67 72．
- 80) 渡辺 勇．耳鼻咽喉科疾患と顎関節症．歯学展望別冊．1989；123 127．
- 81) 大川 剛, 時田 喬, 柴田康成．重心動揺検査 単位面積軌跡長の意義 健常者における検討．*Equilibrium Res*．1995；54：296 306．
- 82) 時田 喬, 山田剛寛, 宮田英雄．訓練による平衡機能向上の機構．*Equilibrium Res*．1992；51：460 466．
- 83) 山田剛寛, 大野通敏, 白戸弘道．熟練の平衡生理学的研究 平衡台における直立姿勢維持において．*Equilibrium Res*．1993；52：225 236．
- 84) 伊藤八次．自己帰帰モデル・フィードバックモデルを当てはめた直立動揺の解析．*Equilibrium Res Suppl*．1988；3：59 79．
- 85) 吉田倫幸, 斉藤幸子, 飯田建夫．脳波の周波数ゆらぎに及ぼすニオイの効果．第22回味と匂のシンポジウム論文集．1988；22：105 108．
- 86) 吉田倫幸, 金村早穂．脳波の周波数ゆらぎに及ぼすニオイの効果 第2報．第23回味と匂のシンポジウム論文集．23：293 296, 1989．
- 87) 吉田倫幸．子供のテレビ視聴時における背景脳波の1/f周波数ゆらぎについて．筑波大学心理学研究．1988；10：27 36．
- 88) 吉田倫幸, 斉田真也．ビデオ視聴時の生理特性Ⅱα波ゆらぎ．人間工学．1990；26特別号：154 155．
- 89) 吉田倫幸．1/f音刺激のイメージ評価とα帯域の周波数ゆらぎ．脳波と筋電図．1989；17：144．
- 90) 高田富三男, 前原 潔, 鶴原常雄．咬合の全身に及ぼす影響に関する臨床的研究第1報 咬合挙上の姿勢に及ぼす影響について．歯科医学．1981；44：822 837．
- 91) 平尾文昭．下顎の位置変化が咀嚼筋活動に及ぼす影響に関する研究．歯科学報．1977；77：1167 1204．
- 92) 三浦不二夫．筋電図法による咀嚼筋の活動様式に関する研究（特に咬筋，側頭筋，顎二腹筋について）．口病誌．1956；23：291 320．
- 93) 中島一憲, 高山和比古, 島田 淳．顎口腔系の状態と全身状態との関連に関する研究 重心動揺と頭頸部諸筋群のバランスとの関係．全身咬合．1997；2：59 65．
- 94) 河野正司, 吉田恵一, 小林 博．咬合機能時にみられる胸鎖乳突筋の活動様相．補綴誌．1987；31：764 769．
- 95) 奥田真夫, 佐藤順康, 三浦篤信．下顎位の変化が身体の重量配分に及ぼす影響について．全身咬合．1998；4：19 25．