原著論文

顎口腔系の状態と全身状態との関連に関する研究

I-1. 咬合の変化が姿勢, 特に重心動揺軌跡に及ぼす影響

宮田 敏則 佐藤 武司 島田 淳 煤津 徳弘

武田 友孝 石上 恵一 大木 一三

A Study on the Relation Between Condition of Stomatognathic System and Condition of Whole Body

I-1. Concerning the Effects of a Change of Occlusion on Upright Posture Especially on the Locus of the Body's gravity center

Toshinori Miyata, Takeshi Satoh, Atsushi Shimada, Norihiro Umetsu,
Tomotaka Takeda, Keiichi Ishigami and Katsuzo Ohki

Abstract : The purpose of this study is to reveal the relation between condition of stomatognathic system and condition of whole body.

First of all, in this study taking notice of human posture especially about right standing posture, so we have examined influence of occlusal interference on right standing posture by using analyzing system of the locus of the body's gravity center.

The subjects were consist of nine normal adult men and measured with eye closed, closed feet position for 20 minutes.

As a result, Occlusal interference has made the diameter, the total length and the area of the locus followed by the body's gravity center tend to large value of it's late.

Key words : stomatognathic system, posture, occlusal interference, body's gravity center

I. 緒 言

われわれ歯科医は, これまで臨床において補綴処置を行う場合に, 全身疾患についても考慮するものの, その対象を顎口腔系の範囲のみの回復を目的として処置を行

ってきた。しかし, これらの治療効果のいくつかに全身的症状を軽減させるという報告¹⁾がある。

すなわち, これは顎口腔系と全身状態との間に密接な関連性のあることを示唆するものと思われる。そこで, これらの関連性を明らかにする第1歩として, 全身状態より姿勢特に直立姿勢に着目し, 本実験を企画した。つまり, 顎口腔系の異常が全身状態の姿勢とどのような関連性があるかについて, 直立姿勢の変化を客観的, 定量的に把握するための手段として, 重心動揺分析システムを応用し, これらの関連性を検討することとした。

今回は, 実験的咬合干渉板を付与し咬合に変化を与え

日本大学歯学部歯科補綴学教室局部床義歯学講座 (主任: 大木一三教授)

Department of Removable Partial Denture Prosthodontics,
Nihon University School of Dentistry (Director: Prof. Katsuzo Ohki)

昭和63年4月1日受付

顎口腔系のバランスを乱すことが、直立姿勢へどのような影響を及ぼすかについて、重心動揺軌跡を分析、検討を行った。

II. 実験方法

1. 被験者

被験者は、日本大学歯学部教職員および学生より、全身的に健康で口腔内、顎関節および頭頸部の筋群などの周囲組織に自覚的、他覚的に異常の認められない 20 歳代の男性 9 名を選択した。

2. 実験的咬合干渉板の製作方法

被験者の顎模型を咬合器に付着後、下顎片側第 1 大臼歯咬合面に対し、シートワックスを圧接、ワックスパターンを採得、通法に従い埋没、白金加金にて鑄造後、咬合接触部位において約 $500\ \mu\text{m}$ の厚さに調整研磨し、実

験的咬合干渉板とした。

このようにして製作した干渉板は、口腔内にガラスアイオノマーセメントにて装着した。

3. 測定装置

測定装置は、大別して重心位置測定装置検出部、重心位置測定装置指示部およびデータ処理部の 3 部より構成される (図 1)。

本システムのブロックダイアグラムを図 2 に、また主な仕様については表 1 に示す。

1) 重心位置測定装置検出部

検出部には、共和電業社製 PLATFORM 型検出部 ECG-1010 DS 7 を用いた。この検出部には図 3 に示すように、3 カ所にロードセルが配置され、検出部に加わる足圧に応じ、各々のロードセルに負荷が配分されその歪が電気的変化として指示部へ送られる。

2) 重心位置測定装置指示部

指示部には、共和電業社製 ECG-1010 DS 7 を用いた。これはブリッジ回路を含むマイクロコンピュータ内蔵のアンプであり、検出部ロードセルの電気的抵抗値の変化から、重心位置および X, Y, Z 軸の 3 次元的方向に対する重力モーメントが計算される。

3) データ処理部

データ処置部には、共和電業社製 A/D コンバーター ADC-116 A および日本電気社製パーソナルコンピュータ PC-9801 F を用いた。指示部からのアナログ信号は、A/D コンバーターによりデジタル化、GP-IB インターフェースを介してパーソナルコンピュータへデータが転送される。このデータは、専用ソフトウェアによりフロ

図 1 測定装置

図 2 Block Diagram

表 1 重心動揺分析システム主要仕様

重心動揺分析装置検出部 (ECG-1010DS7)			
測定範囲	φ 200 mm	定格負荷	150 kgf
許容過負荷	200 kgf	重心位置特性	0.5% R.O.
直線性	0.5% R.O.	ヒステリシス	0.5% R.O.
クリープ	0.5% R.O.	安定度 零点	0.5% R.O./1h
		感度	0.1% R.O./1h
推奨印加電圧	AC. DC. 2V	許容印加電圧	AC. DC. 10V
重心動揺分析装置指示部 (ECG-1010DS7)			
適用体重範囲	10~150 kgf	入力	3 チャンネル
不平衡調整	手動 (粗調整のみ)	適用ブリッジ	350 Ω
ブリッジ電圧	DC ± 5 V	出力 重心位置出力	0.1 V/cm
		モーメント出力	0.1 V/kg・m
		体重出力	0.1 V/cm 10kg
精度 重心位置出力	± 1 %/F.S. 以内	安定度 零点	± 3mm/1h 以内
モーメント出力	± 2 %以内	感度	± 3mm/1h 以内
体重出力	± 2 %以内		
キャリブレーション	重心位置出力 X, Yとも +100 mm		
注) 本仕様は日本平衡神経科学会による重心動揺計規格に準拠している R.O.≒定格出力 F.S. : 250 mm			
A.D. コンバーター (ADC-116A)			
チャンネル数	16	入力インピーダンス	100 kΩ 以上
入力電圧	± 1 V または ± 5 V	入力過電圧	30 Vp
サンプルホールド	有り	A-D 変換方式	逐次比較型 12Bit
精度 ±0.1%/F.S. (5 V レンジの時)		インターフェイス	GP-IB
±0.2%/F.S. (1 V レンジの時)			(IEEE-488)

図 3 検出台におけるロードセルの配置および足位

ッピーディスクに記録、保存および各種解析が可能である。なお、解析可能な項目は表 2 に示す。

4. 測定方法

測定に際しては、可及的に環境条件を一定とし、被験者は測定前十分な安静をとらせ検出台上規定された位置に閉足位で、自然に直立した姿勢をとらせた。視点は、約 1 m 前方で、被験者の眼の位置とほぼ同じ高さに設置した直径約 1 cm の指標を注視するように指示した²⁻⁴⁾。

表 2 解析項目

1) 重心動揺軌跡の平均位置	
2) 平均重心位置からの標準偏差	
* 3) 重心動揺振幅 (左右方向)	Sx
(前後方向)	Sy
* 4) 重心移動距離	D
* 5) 重心動揺面積	S
6) 重心動揺面積 (左右振幅) × (前後振幅)	
7) 平均上下床反力	
8) 最大, 最小上下床反力	
9) 重心移動平均速度	

データサンプリングは、周波数 10 Hz, 20 秒間に設定し、閉眼指示後約 20 秒経過した後開始した。

今回は、干渉付与前, 干渉付与 24 時間後, 干渉除去 24 時間後の 3 段階について、それぞれ 10 回ずつ測定した。

5. 分析方法

表 2 に示した解析可能な項目より、今回は以下に示す 4 項目について検討を加えた。

図 4

Sx : 重心動揺振幅 (左右方向)
Sy : 重心動揺振幅 (前後方向)
S : 重心動揺面積

図 5 重心動揺振幅および面積の計測法

- 1) 重心動揺軌跡の左右方向の最大振幅 : Sx
- 2) 重心動揺軌跡の前後方向の最大振幅 : Sy
- 3) 重心動揺軌跡距離 : D
- 4) 重心動揺軌跡の外周により囲まれた面積 : S

図 4 には、測定が終了しコンピュータにデータを入力、CRT 画面上に重心動揺軌跡が描かれた様子を示す。この軌跡より図 5 のように Sx, Sy および S が計算される。また、D は以下の計算式により求められる。

$$D = \int_A^B \left(\sqrt{\left(\frac{dx}{dt} \right)^2 + \left(\frac{dy}{dt} \right)^2} \right) dt$$

D : 重心動揺軌跡距離

dx, dy : サンプルング周期 0.167 sec. (dt)

の X 軸成分および Y 軸成分

A : 測定開始時間

B : 測定終了時間

表 3 重心動揺振幅 (左右方向) Sx

	I		II		III	
	MEAN	(S.D.)	MEAN	(S.D.)	MEAN	(S.D.)
A	20.18	(3.28)	20.65	(3.06)	19.53	(2.59)
B	33.90	(7.23)	33.28	(3.89)	30.33	(6.43)
C	29.80	(2.35)	48.51	(9.20)	37.76	(7.46)
D	15.04	(2.25)	20.69	(2.77)	16.19	(1.71)
E	17.96	(3.46)	25.78	(4.04)	18.36	(3.52)
F	11.43	(0.50)	19.25	(5.69)	17.69	(2.43)
G	12.15	(2.81)	16.77	(2.50)	13.70	(1.84)
H	24.34	(2.43)	29.99	(7.61)	32.61	(4.51)
I	28.33	(3.24)	37.36	(4.80)	25.90	(3.26)

Unit : mm

表 4 重心動揺振幅 (前後方向) Sy

	I		II		III	
	MEAN	(S.D.)	MEAN	(S.D.)	MEAN	(S.D.)
A	17.54	(2.33)	19.15	(3.65)	16.78	(1.78)
B	32.15	(5.11)	35.59	(4.85)	29.55	(5.41)
C	32.69	(3.35)	38.36	(7.63)	31.34	(7.63)
D	15.19	(2.03)	20.56	(3.80)	17.11	(2.28)
E	16.40	(1.61)	24.06	(4.74)	16.71	(2.71)
F	16.25	(2.56)	25.46	(7.98)	19.40	(3.02)
G	12.11	(2.83)	14.21	(1.86)	14.55	(1.75)
H	22.86	(3.27)	32.51	(4.38)	31.26	(6.13)
I	29.04	(6.92)	43.75	(7.14)	30.46	(11.09)

Unit : mm

表 5 重心移動距離 D

	I		II		III	
	MEAN	(S.D.)	MEAN	(S.D.)	MEAN	(S.D.)
A	198.75	(16.88)	204.33	(25.68)	200.78	(20.91)
B	435.28	(16.74)	420.28	(30.04)	424.64	(26.85)
C	435.96	(57.16)	449.08	(82.50)	431.89	(11.04)
D	171.51	(7.29)	182.28	(13.43)	180.11	(11.08)
E	215.74	(28.75)	304.95	(29.68)	248.75	(14.19)
F	144.93	(16.67)	179.85	(35.62)	153.19	(21.80)
G	160.70	(16.81)	193.50	(21.39)	168.64	(7.16)
H	294.56	(27.31)	369.43	(47.40)	357.44	(55.00)
I	254.41	(16.59)	290.61	(19.40)	240.91	(26.68)

Unit : mm

III. 成 績

被験者 9 名の干渉付与前 (I), 干渉付与 24 時間後 (II), 干渉除去 24 時間後 (III) において計測した値の平均値および標準偏差を、項目別に表 3~7 に、また図 6~9 はそれらをグラフ化したものである。

いずれの項目においても干渉付与により値が増加する傾向が認められた。

表 6 重心動揺面積 S

	I		II		III	
	MEAN	(S.D.)	MEAN	(S.D.)	MEAN	(S.D.)
A	1.18	(0.15)	1.22	(0.41)	1.09	(0.31)
B	3.97	(0.47)	3.93	(0.41)	3.31	(0.73)
C	3.34	(0.45)	4.92	(1.46)	4.26	(1.67)
D	0.86	(0.10)	1.13	(0.24)	0.77	(0.21)
E	1.05	(0.29)	2.06	(0.59)	1.00	(0.25)
F	0.56	(0.14)	1.76	(1.07)	0.87	(0.33)
G	0.46	(0.13)	0.65	(0.13)	0.53	(0.08)
H	2.04	(0.64)	3.99	(1.76)	3.26	(0.76)
I	1.99	(0.65)	2.07	(0.53)	1.48	(0.42)

Unit : cm²

また、5% 危険率において有意差検定を行った結果、干渉付与前 (I)、干渉付与 24 時間後 (II) の間に有意差の認められた被験者は、重心動揺振幅の左右方向 (Sx) で 6 名 (66.7%)、同じく前後方向 (Sy) で 5 名 (55.6%)、重心動揺軌跡距離 (D) で 4 名 (44.4%)、重心動揺面積 (S) で 6 名 (66.7%) であった。

IV. 考 察

1. 研究方法について

1) 測定測置

重心動揺計は、耳鼻科臨床において平衡機能検査の 1 項目として頻用されているものであり、平衡機能を障害する各種疾患の診断、治療効果の判定に役立てられている。

図 6 重心動揺振幅 (左右方向) Sx

図 7 重心動揺振幅 (前後方向) Sy

図 8 重心移動距離 D

図 9 重心動揺面積 S

現在、ほとんどの重心動揺計は検出台にロードセルを設置した方式のもので、これにより実際に検出されるのは、真の重心動揺ではなく、重心動揺に伴う足圧中心の動きである。しかし、通常の静止起立時には両者の差異はほとんどないとされている⁵⁾。

本研究では、直立姿勢を客観的、定量的に観察可能な装置として重心動揺計を採用し、さらにシステム中にコンピュータを導入することで、より多くのデータを高速、高精度に処理することを可能にした。

2) 測定条件

測定条件については、日本平衡神経科学会の推奨する測定規準⁴⁾に可及的準拠したが、特に足位、視覚条件およびデータサンプリング開始時期について考慮した。

(1) 足位について：足位は閉足位とした。これは支持面を小さくした方がより不安定であり⁶⁾ 異常を発見しやすいことと、足の位置を一定に決めやすいためである⁷⁾。

(2) 視覚条件について：視覚からの情報は前庭動眼反射に対して及ぼす影響は大きく⁸⁾、フィードバックにより姿勢を安定化している。これを視性代償効果⁹⁾と呼んでいる。今回閉眼としたのは、約 0.5 mm の咬合への干渉が引き起こす姿勢への影響がこの視性代償効果により補償されるのを防ぎ、また開眼では、被験者が任意に視点を定めてしまうため頭位を規制することも考えられる、これを防ぐため閉眼とした。

一方、閉眼とした場合、前庭動眼反射への視覚情報の遮断および眼筋閉鎖とともに眼球が上転し、外眼筋深部

受容器が刺激され動揺が増す。これは初期閉眼効果と呼ばれ、閉眼後の10秒の間に現れる。初期閉眼効果終了後は、やがて前庭反射、表におよび深部受容器による反射により安定状態に戻るという報告¹⁰⁾がなされている。

以上のことより、視覚条件は閉眼とし、データサンプリング開始時期は安定期に入ってから、すなわち閉眼より約20秒後とした。

2. 成績について

ヒトの直立姿勢は、重心位置が高く比較的重い頭蓋が背柱の最上部に位置し、可動性の高い関節により脊椎との位置関係を保っている。さらに足蹠の支持面が狭いため物理的に不安定であるとされている¹¹⁾。以上のような解剖学的特徴より、頭位の変化が姿勢に大きな影響を及ぼすことは容易に推測される。顎口腔系の1要素である咀嚼筋群は頭位を決定している抗重力筋としても働き姿勢との連がり深い筋群として重要な役割を果たしている¹²⁾。したがって、咬合に干渉が存在することにより緊張性歯根膜咬筋反射の亢進が生じ、咀嚼筋群等抗重力筋の神経筋機構に不均衡を生じさせ、姿勢全体に影響を与えるものと思われる。

また、このような影響以外に、顎関節においては異常な応力が加わり顎関節周囲に分布する神経¹³⁾のみならず、顎関節後方に位置する迷路系をも障害すること考えられる。迷路系は、姿勢反射機構における受容器として非常に重要な器官である。姿勢反射は、迷路系を主として、視器、深部知覚系の自己受容器等により姿勢状態を把握し、小脳、脳幹網様体を中心とした中枢制御を経て、錐体路および錐体外路系が関与して抗重力筋を制御するという非常に複雑な反射機構を形成している⁷⁾。したがって、迷路系への障害は直接姿勢を乱すことに連がると推測される。

そして今回の成績より、干渉付と前後の比較について注目すると、4項目すべてにおいて干渉付により値が大きくなる、すなわち動揺が増加する傾向が多数の被験者に認められていることから、咬合を中心とした顎口腔系のバランスの乱れが、全身状態の1つの変化として姿勢へ影響を及ぼしたものと推測された。

V. まとめ

歯科臨床において、歯列不正の存在、不良な歯冠修復物などにより安定な中心咬合位が得られず、また顎運動の過程において咬合に干渉が存在し、この状態が長期に

わたれば時に顎機能不全症として、様々な症状を引き起こすことが知られているが、この1症状として平衡異常なども報告されている¹⁴⁾。

今回は、明らかに過高と認められる干渉ではあるが、明らかな変化が即時的に重心動揺軌跡の変化として現れた。その変化の度合については、被験者の干渉に対する適応力の差もあり、すべての被験者に同様な変化が現れたわけではない。しかし、成績に示したごとく半数以上の被験者に有意な変化が現れたということは、かなり高率であり注目に値することと思われる。

この事実は、咬合を中心とした顎口腔系と全身状態との深い関連を示唆するものであり、臨床的には、Errol Laderの報告¹⁵⁾にもあるように、咬合を中心として顎口腔系の状態を適正化し、咬合により乱れていた全身のバランスを回復することで、頭頸部だけでなく全身的不定愁訴の改善さらには全身の運動能力や、作業能力の向上が図れるのではないかとと思われる。

文 献

- 1) 續 肇彦：顎関節症の臨床、148～177、永末書店、京都、1987。
- 2) 上田英雄、武内重五郎、豊倉康夫：起立・歩行・姿勢の異常、72～91、南江堂、東京、1981。
- 3) 松風豊彦：起立時身体動揺の定量的解析、耳鼻臨床、70(増2)：1192～1280、1977。
- 4) 日本平衡神経科学会、平衡機能検査の標準化委員会：重心動揺検査の基準、Equilibrium Res、42(2)：367～369、1983。
- 5) 田口喜一郎：身体動揺測定の進歩と臨床的意義、耳鼻臨床、76(2)：133～147、1983。
- 6) 執行英毅：姿勢の安定性に関する力学的研究、耳鼻臨床、51：905～950、1958。
- 7) 田近由美子：重心動揺距離と重心動揺図(X軸長、Y軸長)についての研究、金沢大学十全医学会雑誌、88(1)：122～137、1979。
- 8) 斉藤 進、他：ヒトの姿勢制御の機構について、姿勢—第2回姿勢シンポジウム論文集：225～233、1977。
- 9) 田口喜一郎：重心動揺の正常範囲について、耳喉、46(6)：415～420、1974。
- 10) 田口喜一郎、依田美千穂：重心動揺軌跡距離測定法、日耳鼻、79：835～843、1976。
- 11) 奥園達也：ベクトル動揺図の開発と人・身体動揺解析の研究、耳鼻臨床、76(10)：2565～2580、1983。
- 12) 中後忠男、訳：グレーバー歯科矯正学—理論と実際—(上)、143～197、医歯薬出版、東京、1976。

- 13) 小澤英治 訳：リープゴット歯科医のための解剖学的，
267，西村書店，新潟，1984。ス出版，東京，1986。
- 14) 飯塚哲夫：顎機能不全症の臨床，16～59，クインテッセン
- 15) Errol Lader, D.D.S. : TMJ : Clinical and Practice Management, SD, VADARE, Inc, New York, 1981.