HOKKAIDO UNIVERSITY

Title	咬合力測定装置の測定値と咬筋筋電図波形振幅の関係：異なる咬合力測定システムの比較
Author(s)	中島, 利徳; 山口, 泰彦; 高橋, 奏多; 前田, 正名; 石丸, 智也
Citation	北海道歯学雑誌, 44, 61-68
Issue Date	2023-09-15
Doc URL	http://hdl.handle.net/2115/90509
Type	article
File Information	44_09.pdf

Instructions for use

Hokkaido University Collection of Scholarly and Academic Papers : HUSCAP

北海道歯誌　44：61−68，2023.

原　著

咬合力測定装置の測定値と咬筋筋電図波形振幅の関係：異なる咬合力測定システムの比較.

中島　利徳[1)]　山口　泰彦[2)]　高橋　奏多[2)]　前田　正名[1)]　石丸　智也[2)]

抄　録：

目　的：経時的，動的な咬合力の測定ができるものの具体的な単位表示がないT-スキャンシステムの測定値とニュートン単位で咬合力を表示できるデンタルプレスケールでの測定値が咬筋筋電図振幅とどのような関係にあるかの検証を目的とした.

方　法：被検者は健常有歯顎者18名で，最大随意咬みしめを含む10段階で強さを変えて咬合してもらい，その時の筋電図と咬合力を同時測定した．咬合力の測定にはT-スキャンⅢ（ニッタ社, TS）とデンタルプレスケール50H（株式会社ジーシー，PS）を用いた．測定は異日に2回行った．筋電計電極は主咀嚼側咬筋部に貼付し，同日内のTS, PSの測定は，電極を貼り替えずに行った．筋電図から各波形の最大振幅を抽出し，TS，PS各々の測定値を目的変数，筋電図振幅を説明変数として回帰分析を行った．TSとPSの回帰係数の比率（TS/PS）も算出した.

結　果：PSの測定値と筋電図振幅，およびTSの測定値と筋電図振幅は何れも直線的で有意な強い相関を示し（$P<0.05$），その相関係数の平均はPSで1回目0.91，2回目0.88，TSで1回目0.90，2回目0.85であった．PS, TSとも，1回目と2回目の咬合力表示値と筋電図振幅の回帰係数の間に有意差はなかった（PS：$P=0.20$, TS：$P=0.35$）が，日間，被検者間ともにばらつきが認められた．PSでは1回目と2回目の咬合力表示値と筋電図振幅の回帰係数の間に有意な相関が認められたが，TSでは有意な相関が認められなかった．被検者全体の回帰係数の比率の中央値は1回目5.67，2回目6.84であり，有意差はなかった（$P=0.37$）が日間のばらつきが認められた．また，被験者間のばらつきも大きかった.

結　論：PSの測定値同様，TSの測定値も筋電図振幅と相関を有することが明らかとなり，TSとPSの咬合力表示を筋電図の振幅値を介してリンクさせることの可能性が示唆された．しかし，PSの測定値と筋電図振幅，TSの測定値と筋電図振幅の一次回帰式の回帰係数の比は個人差や日間変動が大きく，一定ではないことが示され，解析方法の改善やTSとPSの咬合力表示をリンクさせるパラメータの改善の必要性が示唆された.

キーワード：咬合力，T-スキャン，デンタルプレスケール，筋電図，咬筋

緒　　言

顎口腔機能の評価に咬合力の測定は重要である．咬合力の測定には，歪ゲージなどの圧トランスデューサーを用いた咬合力計[1-3)]が用いられてきた．しかし，咬合力計は装置の厚みが必要であるため，上下の歯の間に厚みのある装置を介在させなければならず，その結果，咬合が挙上された状態での測定にとどまっていた．上市された咬合力計ではMPM-2401（日本光電社）はセンサーの厚みは5㎜[4)]，オクルーザルフォースメーター GM10（長野計器製作所）では6㎜[5)]であり，何れもその厚さ分の咬合挙上がなされた状態での測定であった．咬合力計と筋電図振幅の間の直線的な相関関係はこれまで報告されている[6-9)]．一方で，咬合力計と筋電図振幅の関係は，咬合高径により変化することが分かっている[7, 10)]．そのため，厚みのある咬合力計ではなく，咬頭嵌合位に近い顎位での咬合力を測定できる装置が求められ，その結果，開発，臨床応用されたのが，デンタルプレスケール（株式会社ジーシー）[11-18)]とT-スキャンシステム（ニッタ社）[19-26)]の2種類の薄型の感圧シートシステムである．両者は，発売以来長年にわたって多く

[1)] 〒060-8648　札幌市北区北14条西５丁目
北海道大学病院 クラウン・ブリッジ歯科
[2)] 〒060-8586　札幌市北区北13条西７丁目
北海道大学大学院歯学研究院　口腔機能学講座　冠橋義歯補綴学教室

の研究や臨床に応用されてきた．プレスケールは，加わった圧力に応じて発色濃度が変わる厚さ98μmの感圧シートであり，動的な咬合力は測定できないが，加わった咬合力をニュートン（N）単位で表示できる．プレスケールの測定値と咀嚼筋筋電図の関係を調べた研究はいくつかあり，両者の相関が示されている[27-29]．

一方，T-スキャンは，加わる力の大きさに応じて電気抵抗値が変化する特殊インクが格子状に塗布された厚さ80μmのシートで，電気抵抗値の変化を経時的に記録できることから，咬合力の経時的変化を動的に測定することが可能である[30]．しかし，計測表示される数値は具体的な単位による表示ではなく，数値の絶対的な評価が難しい．我々は，T-スキャンの結果と実際の咬合力の結果をリンクさせ，T-スキャンの測定結果から実際の咬合力を推し測ることにより，将来の臨床使用時においてT-スキャンの測定結果のみで動的咬合力を把握する方法を確立する可能性を考えた．その方策の一つとして，実際の咬合力測定にプレスケールを用い，リンクさせるための共通要素として筋電計測定値を用いて評価する方法に着目した．しかし，これまでT-スキャンの測定値と筋電図振幅の相関性を明示した論文はなく，同一被検者内でプレスケールの測定値，T-スキャンの測定値，咀嚼筋筋電図の3者の関係を解析した研究も見当たらない．

本研究では，T-スキャンの測定値がプレスケール同様筋電図振幅と相関関係を有しているとの仮説のもと，その相関関係同士の関係が，被験者間のばらつきや日間の変動がなく一定であれば，筋電図振幅を介したT-スキャンとプレスケールの咬合力表示のリンクが可能ではないかと考え，咬合力をニュートン単位で表示できるプレスケールの測定値と具体的な単位表示がないT-スキャンシステムの測定値が咬筋筋電図振幅とどのような関係にあるかを検証した．

方　　法

1．被検者

被検者はボランティアで参加した顎機能に障害のない健常者18名（男性11名，女性7名）とした．年齢（平均±標準偏差（SD））は24.6±3.0歳であった．智歯以外で抜去された永久歯がある者，歯科治療中である者，矯正治療の保定期間中の者，顎関節雑音や咀嚼筋痛がある者は除外した．軽度の叢生は含めたが，反対咬合，過蓋咬合，交叉咬合，開咬は除外した．下顎両側第二小臼歯が先天性に欠如していた者が1名いたが，下顎両側第二乳臼歯が残存し，歯列形態に明らかな問題はなく咬合支持が保たれていたため被験者に含めた．

本研究は北海度大学大学院歯学研究院臨床・疫学研究倫理審査委員会の承認（承認番号：2019第12号）を得ており，被検者に対して研究前に十分な説明を行い，文書による同意を得た上で行った．

2．測定方法

各被検者は異なる日で2回の測定を行い，測定間隔は1週間以上空くように設定した．最大随意咬みしめ（Maximum voluntary contraction, MVC）を含む10段階に強さを変えて咬合してもらい，その時の筋電図と咬合力を同時測定した．咬合力の強弱は被検者自身の主観で行い，咬合力を調整する指示や筋電図波形を示す等のフィードバックは行わなかった．例外として，明らかに測定可能範囲外の弱さの場合のみより強く咬むよう指示した．

筋電図の測定には据え置き型筋電計EMG-025（原田電子株式会社）を使用し，電極中心間距離が20㎜となるように電極を貼付した．貼付部位は被検者が申告した主咀嚼側咬筋（右側：9名，左側：9名）とし，皮膚清拭後に貼付しテープで固定した．

筋電計の周波数特性は10～1000Hzでサンプリング周波数は1kHzである．波形の解析にはLabChart8（ADINSTRUMENTS社）を用い，ハイパスフィルタ20Hz，平滑化101ポイントで処理したのち各波形の最大振幅を抽出した．

咬合力の測定にはTスキャンⅢ（ニッタ株式会社，以下TS）とデンタルプレスケール50H（株式会社ジーシー，以下PS）を用いた．TSのデータ分析では付属のソフトウェアを，PSのデータ分析にはDePROS709（株式会社ジーシー）を用いた．TSでは時系列で連続してデータが記録できるため，本研究では，各段階の咬合相中の総咬合力時系列表示モードの値が最大となったタイミングの数値を咬合力測定値として用いた．PSではシステム内のスキャナーで発色を読み取り，咬合接触点全体の発色に応じた総咬合力が表示されるため，その値を咬合力測定値として用いた．各被検者では事前に，シリコンバイト材（グラビティ―バイト，山八歯材工業株式会社）で咬合採得を行い，測定後にそのバイト材とTS, PSの印記部位とを対比して，歯列がシートからはみ出していないかを確認した．

3．統計解析

1回目，2回目の測定日ごとに，各被験者で，TS, PSそれぞれで，咬合力測定値を目的変数，筋電図振幅を説明変数として回帰分析を行い，回帰係数，相関係数を求めた．さらに，TSとPSの回帰係数の比率を求めた．

TSの測定値と筋電図振幅，およびPSの測定値と筋電図振幅の相関係数の比較には，ウィルコクソン符号付順違和検定を用いた．

TSの測定値と筋電図振幅，およびPSの測定値と筋電図振幅の回帰係数の1回目，2回目の間の相関関係の検定にはスピアマン順位相関係数，両者の差の検定には，ウィル

コクソン符号付順違和検定を用いた.

TSの測定値と筋電図振幅，およびPSの測定値と筋電図振幅の回帰係数の比率（TS/PS）の1回目，2回目の値の差の検定にはウィルコクソン符号付順違和検定を用いた.

何れの検定も有意水準は5%とした.

結　　果

図1にTSの表示画面の一例，図2にPSの表示画面の一例を示す．TS, PSともにその測定値は筋電図振幅と線形の関係を有していた（図3）

TSの測定値と筋電図振幅，およびPSの測定値と筋電図振幅の相関係数を比較したところ，何れの関係も強い相関を認めた．相関係数の各被験者の1回目，2回目のそれぞれの平均値(±標準偏差)はTSが0.90(±0.06)，0.85(±0.08)で，PSが0.91（±0.06），0.88（±0.06）であった．1回目同士，2回目同士は近似しており，有意な差は認めなかった（P>0.05）（表1）.

TSの測定値と筋電図振幅，およびPSの測定値と筋電図振幅の回帰係数は個人差が大きいことが示された（表1）. PS, TSとも，1回目と2回目の咬合力表示値と筋電図振幅の回帰係数の間に有意差はなかったが，ばらつきが認められた．PSでは，1回目と2回目の咬合力表示値と筋電図振幅の回帰係数の間に相関係数0.89の有意な相関が認められた．しかし，TSでは相関係数0.36で有意な相関が認められなかった（図4）．TSの測定値と筋電図振幅，およびPSの測定値と筋電図振幅の回帰係数の比率（TS/PS）の被検者18名全体の中央値は1回目5.67，2回目6.84であり，有意差はなかったが日間のばらつきが認められた．また，個人差が大きいことが示された（表2）.

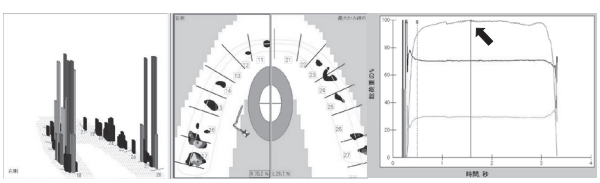

図1　T-スキャン測定結果の表示画面例（Sub. 2の2回目，最大咬みしめ時）
総荷重値　5421（右図の矢印部分）
接触面積　135㎟

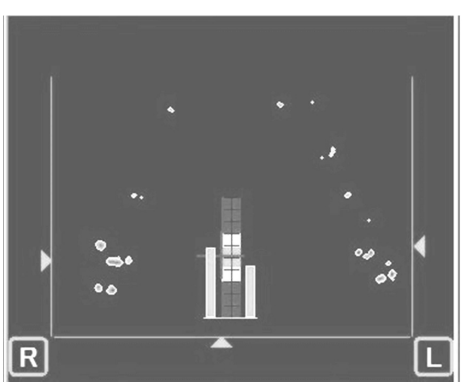

図2　プレスケール測定結果の表示画面例（Sub. 2の2回目，最大咬みしめ時）
咬合力　905.0N

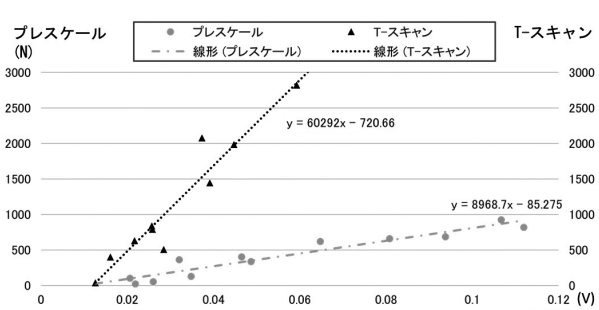

図3　咬合力測定値と波形振幅の散布図の一例（Sub.12, 2回目）

考　　察

1．筋電図と咬合力の関係

前述のように筋電図では被検者間や日間の測定条件の影響があるため，それを低減し標準化するために，波形振幅はMVC時の波形振幅により除した相対値である%MVC値で表されることが多い[28), 31-36)]．しかし，%MVC値表示ではMVC施行の個人差の影響を反映して結果が過大評価，過小評価されることもあり得るとする報告もある[37)]．その対策として，被検者毎に咬合力を実測し，筋電図振幅と咬合力の関係を明らかにし，その関係を用いて筋電図データから咬合力を推定する方策が考えられる．その際，参照咬合力として用いる咬合力の測定装置としてはPSやTSが挙げられるが，ブラキシズムの中のグラインディングなどの動的な顎運動の場合，動的条件下での筋電図振幅と咬合力の関係の情報も必要であるため，経時的な咬合力の変動を表示できるTSの活用が考えられる．これまで，プレスケールの測定値と咀嚼筋筋電図の関係を調べた研究はいくつかあった[27-29)]ものの，T-スキャンの測定値と筋電図振幅の相関性を明示した論文はなかった．本研究結果から，TS, PSともに1チャンネルの咬筋筋電図と直線回帰の関係があり，強い相関があることが明らかとなった．これらの相関関係をリンクさせることにより，TSの表示測定値と筋電図振幅の関係とPSで測定された咬合力と筋電図振幅の関係を，TSでの表示測定値に相当する力の推定へ活用することの可能性が示唆された．そこで，TSとPSの咬合力表示を筋電図の振幅値を介してリンクさせるパラメータ候補として，TSとPS各々と筋電図波形振幅の回帰式の回帰係数の比率（TS/PS）を算出したが，今回の結果では，1回目と2回目に有意差はなかったものの1回目の中央値は5.67，2回目は6.84であり，日間のばらつきが見られた．また，被検者間のばらつきも大きいことが示された.

	相関係数						回帰係数					
	Tスキャン			プレスケール			Tスキャン			プレスケール		
被検者No	1回目	2回目	平均	1回目	2回目	平均	1回目	2回目	平均	1回目	2回目	平均
1	0.90	0.88	0.89	0.94	0.95	0.94	30871.8	24043.2	27457.5	10380.7	8742.6	9561.6
2	0.96	0.82	0.89	0.78	0.88	0.83	41284.8	62333.4	51809.1	7729.1	7987.2	7858.1
3	0.83	0.67	0.75	0.92	0.95	0.94	67203.7	52116.7	59660.2	9597.3	19200.7	14399.0
4	0.94	0.94	0.94	0.87	0.97	0.92	75264.9	55534.4	65399.6	7328.0	8003.7	7665.8
5	0.90	0.91	0.90	0.95	0.92	0.93	57042.2	92822.3	74932.3	10551.2	15773.1	13162.1
6	0.95	0.88	0.91	0.91	0.82	0.87	50898.7	80339.7	65619.2	7816.4	10234.0	9025.2
7	0.85	0.82	0.84	0.94	0.85	0.90	19149.6	22435.1	20792.3	3143.4	2919.0	3031.2
8	0.97	0.92	0.94	0.95	0.95	0.95	52050.1	62323.9	57187.0	8778.4	9242.8	9010.6
9	0.95	0.89	0.92	0.91	0.91	0.91	25108.3	19610.8	22359.6	2153.5	2512.4	2333.0
10	0.89	0.94	0.91	0.96	0.85	0.90	24278.1	24671.4	24474.7	5047.1	3939.1	4493.1
11	0.83	0.92	0.87	0.98	0.96	0.97	18433.2	26055.0	22244.1	4729.1	3485.4	4107.2
12	0.96	0.96	0.96	0.95	0.96	0.95	51853.8	60292.3	56073.1	8559.5	8968.7	8764.1
13	0.82	0.81	0.81	0.85	0.83	0.84	19010.6	12088.4	15549.5	3940.0	2250.0	3095.0
14	0.81	0.76	0.78	0.91	0.89	0.90	52071.5	45011.4	48541.5	13141.2	14127.8	13634.5
15	0.85	0.71	0.78	0.83	0.79	0.81	44186.4	21682.9	32934.6	4374.2	8235.7	6304.9
16	0.97	0.83	0.90	0.98	0.88	0.93	13866.6	53622.7	33744.7	3958.7	7233.1	5595.9
17	0.99	0.90	0.94	0.93	0.77	0.85	19605.9	162038.0	90821.9	4500.9	4509.6	4505.3
18	0.84	0.82	0.83	0.76	0.79	0.78	58892.5	48781.9	53837.2	3496.4	2668.9	3082.7
平均	0.90	0.85	0.88	0.91	0.88	0.90	40059.6	51433.5	45746.6	6623.6	7779.7	7201.6
標準偏差	0.06	0.08	0.06	0.06	0.06	0.05	19084.8	35616.8	21604.7	3108.0	4836.7	3807.6
第三四分位	0.96	0.92	0.92	0.95	0.95	0.94	52066.2	61816.0	59041.9	8723.7	9174.3	9021.6
中央値	0.90	0.88	0.90	0.93	0.88	0.91	42735.6	50449.3	50175.3	6187.5	7995.4	6985.4
第一四分位	0.84	0.82	0.83	0.88	0.83	0.85	20773.9	24200.2	25220.4	4062.6	3598.8	4203.7

TS:T-スキャン
PS:プレスケール

表１　T-スキャン測定値と筋電図振幅およびプレスケールと筋電図振幅の相関係数と回帰係数

被検者No.	1回目	2回目	平均
1	2.97	2.75	2.86
2	5.34	7.80	6.57
3	7.00	2.71	4.86
4	10.27	6.94	8.60
5	5.41	5.88	5.65
6	6.51	7.85	7.18
7	6.09	7.69	6.89
8	5.93	6.74	6.34
9	11.66	7.81	9.73
10	4.81	6.26	5.54
11	3.90	7.48	5.69
12	6.06	6.72	6.39
13	4.83	5.37	5.10
14	3.96	3.19	3.57
15	10.10	2.63	6.37
16	3.50	7.41	5.46
17	4.36	35.93	20.14
18	16.84	18.28	17.56
平均	6.64	8.30	7.47
標準偏差	3.50	7.71	4.45
第三四分位	6.88	7.77	7.11
中央値	5.67	6.84	6.35
第一四分位	4.47	5.50	5.48

TS：T-scan
PS：プレスケール

表２　TS回帰係数/PS回帰係数の値

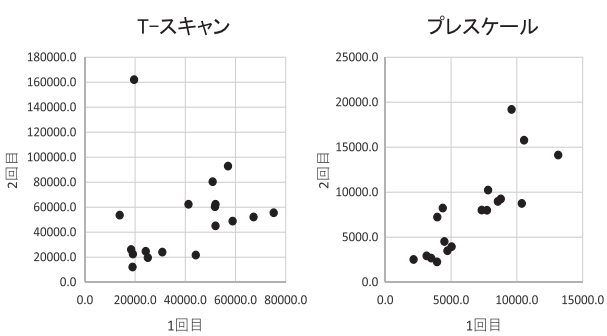

図４　T-スキャンの測定値と筋電図振幅，およびプレスケールの測定値と筋電図振幅の回帰係数の1回目と2回目の関係（n＝18）

2. 日間変動について

筋電図の振幅は，電極の貼付位置，電極やペーストの種類，被検者の脂肪層の厚さ，皮膚－電極間抵抗などの測定条件の違いの影響を受けるとされている．1回目，2回目の測定日で，電極間距離は一定にし，電極貼付位置は咬筋中央部としたが，インピーダンスが異なるのは避けられない．今回の結果で1回目，2回目の咬合力表示値と筋電図振幅の回帰係数がばらついた原因の一つとしては，筋電図の電極の貼付状態によるインピーダンスの違いが考えられた．

一方，電極の貼付状態によるインピーダンスの違いが存在しても，1回目，2回目の咬合力表示値と筋電図振幅の回帰係数の間には相関関係が存在し得るものと推測していたが，PSでは，推測通り，1回目と2回目の咬合力表示値と筋電図振幅の回帰係数の間に相関係数0.89の有意な相関が認められた．しかし，TSでは相関係数0.36で有意な相関が認められなかった．この原因の一つとして，PSとTSの測定値収集時間の違いが考えられた．PSでは，3秒間の咬みしめ時に記録された加圧による発色点の咬合接触圧の統合が総咬合力として算出される．一方，TSでは，経時的，連続的に咬合力が記録され，それが最大となった瞬間が総咬合力として表示される．従って，TSの場合，標的とした片側

咬筋の筋電図波形の最大振幅のタイミングとTSの最大測定値のタイミングに乖離が生じる可能性はあり，それに日間で変動があった可能性が考えられた.

3. 被検者間のばらつきについて

前述のように筋電図の振幅は，測定条件の違いの影響を受けるとされ，その中には被検者の脂肪層の厚さ，皮膚－電極間抵抗など個体差によるものも含まれる．また，筋張力により発揮される咬合力は，筋肉の大きさにより影響を受けるが，表面筋電図の1chの電極がすべての筋の部分の筋張力を網羅している訳ではなく，全体の中で1chの電極の電位が占める割合は被検者により異なる．そのため，咬合力表示値と筋電図振幅の回帰係数は，被験者間で異なるものと考えられる.

しかし，電極を貼り替えない同一測定日内の筋電図振幅と同一被検者の咬合力との関係は，本来安定しているものと考えられる．本研究では，1回目，2回目それぞれでTS時とPS時の筋電図測定は電極を貼り替えない同一条件で行っているため，両者の咬合力表示をリンクさせる筋電図の電極貼付条件の違いが両者の被検者間のばらつきに与える影響は少ないものと考えられた．回帰係数の比率の被験者間のばらつきは，日間変動での考察同様，PSとTSの測定値収集時間の違いが原因の一つとして考えられた．すなわち，TSにおける標的とした片側咬筋の筋電図波形の最大振幅のタイミングとTSの最大測定値のタイミングに乖離が生じる可能性があり，それに被検者間でばらつきがあった可能性が考えられた．また，本研究では，筋電図振幅データは片側咬筋の1chとしたが，咬筋側頭筋のコーディネーションパターンは咬合力の多寡により変動し得ることは知られている．同一の大きさで同方向の咬合力では，概ね一定となるものと考えられが，TSとPSを介在させて咬合力を発揮させた場合のコーディネーションパターンが異なり，総咬合力の中で，標的咬筋筋電図振幅が寄与する割合に違いが出た可能性が考えられた．TSとPSの厚さの違いは僅か18 μmであるが，その厚さの違いがコーディネーションパターンの違いに影響した可能性を完全に除外することはできない．また，両者のベースのシートの材質は共にポリエチレンテレフタレートであるが，シートのしなやかさに若干の違いはある．また，PSはシートのみを口腔内に挿入するのに対し，TSはシートの頬側を保持する専用プラスチックホルダーとともに挿入しなければならない．これらの装置の形状，性状の違いによる筋活動のコーディネーションパターンへの影響が被験者により異なっていた可能性も完全に否定することはできない.

4. 本研究の限界と今後の展望

以上のように，本研究により，PSの測定値同様T-スキャンの測定値も筋電図振幅と相関を有すること，PSの測定値と筋電図振幅，T-スキャンの測定値と筋電図振幅の一次回帰式の回帰係数の比は個人差や日間変動が大きいことが知見として得られたが，本研究には以下のような限界もある.

1回の測定日においては疲労など被験者への負担に配慮し，PS，TSでの10段階の咬みしめはそれぞれで1回ずつのみとした．そのため，同一の電極貼付条件での複数回測定による再現性の情報は提供できなかった．また，片側咬筋中央部の1chのみの筋電図データであった点，PSとTSの介在の有無による筋電図への影響についてのデータを提示できなかった点，咬合力-筋電図振幅の関係を1次回帰式でしか見ていない点，T-スキャンの最大測定値と標的部分の筋電図の最大振幅とのタイムラグがあった可能性を除外しきれていない点が挙げられる.

これらのうち，施行回数やPS, TSの介在の有無の条件，電極チャンネル数については，これらの条件を追加するとともに被検者数を増やして検討することにより，より多くの情報が得られるものと考える．T-スキャンの測定値と標的部分の筋電図振幅とのタイムラグの可能性への対策としては，T-スキャンと筋電図の経時データの同時取り込みによる両者の関係解明は有用と考える．さらに咬合圧重心の偏りも解析に加えることで精度の向上も期待できる．筋電図振幅を介したT-スキャンとプレスケールの咬合力表示のリンクのためには，今後，これらのさらなる情報を活用して，今回見られた日間や被験者間のばらつきの原因の解明やばらつきの低減対策の検討が必要と考えられる．日間や被験者間のばらつきが解消できない場合には，被検者ごと，測定日ごとにT-スキャンとプレスケールの咬合力表示，および筋電図振幅の関係を解析し，それを基にTSの咬合力を推定するという対応が必要と考えられた．その際，T-スキャンとプレスケールの咬合力表示，および筋電図振幅の関係を示すパラメータとしては，今回用いた1次回帰式の回帰係数のようなシンプルなパラメータではなく，より測定値の分布に適合の良い変換アルゴリズムの検討が必要と考えられた.

結　　論

本研究から，PSの測定値同様，TSの測定値も筋電図振幅と相関を有することが明らかとなり，TSとPSの咬合力表示を筋電図の振幅値を介してリンクさせることの可能性が示唆された．しかし，PSの測定値と筋電図振幅，TSの測定値と筋電図振幅の一次回帰式の回帰係数の比は個人差や日間変動が大きく，一定ではないことが示され，解析方法の改善やTSとPSの咬合力表示をリンクさせるパラメータの改善の必要性が示唆された.

謝　　辞

本研究はJSPS科研費JP19K19082の助成を受けたものです．その他は，本研究に関連し，開示すべきCOI関係にある企業などはありません．

本研究にご協力，ご助言いただいた齋藤大嗣先生，三上紗季先生，斎藤未來先生，水野麻梨子先生，櫻井泰輔先生に深く感謝申し上げます．

文　　献

1） 長沢 亨，土江健也，小田正秀．閉口筋の緊張性振動反射について．日補綴誌，26；822-828, 1982.

2） 河村哲夫．下顎運動時における頸部の筋の活動性に関する筋電図学的検討．口病誌，50：94-115, 1983.

3） 臼井暁昭，駿河充城，栗原三郎．咬合力と顎顔面形態との関連性　簡易型咬合力計を用いて．松本歯学，29：251-257, 2003.

4） 馬場弘．小児と成人における咬筋のstretch reflexと抑制時間に関する研究．小児歯科学雑誌，25：779-801, 1987.

5） 江川広子，本間和代，平澤明美，佐藤裕子，渡辺美幸，石崎愛，下河辺宏功，新井俊二．歯科用咬合力計Occlusal Force-Meter GM10の歯科口腔介護への応用の可能性　本学学生の咬合力測定の試み．明倫歯科保健技工学雑誌，3：43-46, 2000.

6） 野本種邦，富田汪助．咬合力と咀嚼筋筋電図との関係（第1報）．補綴誌，19：641-646, 1975.

7） 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，77：1167-1204, 1977.

8） 河野正司，坂東永一，田中伐平，栗山実，望月洋，加藤均，松下和夫，長谷川成男，田端恒雄．咀嚼筋の筋活動を指標とした咬合位の推定．日補綴歯会誌，26：1271-1286, 1982

9） 川上滋央，熊崎洋平，美甘真，平田敦俊，沖和広，皆木省吾．表情筋の影響を考慮した高精度携帯型筋電計の表面電極貼付部位探索研究．顎機能誌，20：148-149, 2014.

10） Manns A, Miralles R, Palazzi C. EMG, bite force, and elongation of the masseter muscle under isometric voluntary contractions and variations of vertical dimension. J Prosthet Dent. 42：674-682, 1979

11） 鈴木哲也，渡辺竜登美，吉富信幸，他．感圧シートを用いた新しい咬合圧測定システムの有用性．日補綴会誌，38；966-973, 1994.

12） 山口泰彦，久恒泰宏，木村朋義，小松孝雪，内山洋一．デンタルプレスケール（R）を用いた咬合接触部位の診査法に関する検討–咬頭嵌合位における咬合接触部位の検出率について–．日補綴誌，39：1113-1120，1995.

13） 佐藤智昭，服部佳功，荻野友紀，東恭子，渡辺誠．咬合力分布に基づく顎関節症患者の顎機能診断．日顎誌，11：193～200, 1999.

14） Hidaka O, Iwasaki M, Saito M, Morimoto T. Influence of clenching intensity on bite force balance, occlusal contact area, and average bite pressure. J Dent Res, 78：1336-44, 1999.

15） Miyaura K, Morita M, Matsuka Y, Yamashita A, Watanabe T. Rehabilitation of biting abilities in patients with different types of dental prostheses. J Oral Rehabil, 27：1073-6. 2000.

16） 志賀　博，小林義典，中島邦久，横山正紀，荒川一郎．デンタルプレスケールシステムで表示される咬合力の信頼性．顎機能誌，9：191-195, 2003.

17） Xin CM, Dee KC, Hoe GK, Farhana R, Yoshinobu S. Effect of age on bite force. Journal of Oral Science, 58: 361-363, 2016.

18） Shiga H, Komino M, Uesugi H, Sano M, Yokoyama M, Nakajima K, Ishikawa A. Comparison of two dental prescale systems used for the measurement of occlusal force. Odontology, 108:676-680, 2020.

19） 山村雅章，高橋晃彦，青木英夫，他．T-スキャン・システムにおける咬合接触位の表示と精度に関する研究．神奈川歯学，25：236-241, 1990.

20） 平野滋三，大熊 健司，早川　巖．咬合圧分布解析システムT-スキャンⅡの精度と再現性に関する基礎的研究．口病誌，69：194-201, 2002.

21） 田中昌博，龍田光弘，川添堯彬．T-スキャンⅡによる咬頭嵌合の時系列分析．顎機能誌，12：17-20, 2005.

22） 岩山 陽子，柏木 宏介，川添 堯彬．咬合接触検査装置による咬合圧重心測定の信頼性ならびに反応性に関する研究．歯科医学，69：93-102, 2006.

23） Kuc J, Sierpinska T, Golebiewska M. Evaluation of functional parameters in the occlusion of complete denture wearers before and after prosthetic treatment. J Prosthodont Res, 61:480-490, 2017.

24） Wu H, Sato M, Kakudo M, Tanaka J, Tanaka M. Time series analysis of occlusal force during maximum intercuspation: Comparison of healthy and TMD subjects. J Osaka Dental University, 52：59-67, 2018.

25） 中村太志，守下昌輝，臼井通彦，中島啓介．咬合力の測定方法とその大きさに影響を与える因子．日本歯周病学会会誌，60：155-159, 2018.

26） Tanaka Y, Yoshida T, Ono Y, Maeda Y. The effect of occlusal splints on the mechanical stress on teeth as measured by intraoral sensors. J Oral Science, 63：41

-45, 2021.

27）深井克彦，渡辺清和，永田　温，他．プレスケールを用いて計測した咬合圧と筋活動との関係について．日大歯学，67：992-998, 1993.

28）Kumagai H, Suzuki T, Hamada T, Sondang P, Fujitani M, Nikawa H. Occlusal force distribution on the dental arch during various levels of clenching. J Oral Rehabil, 26：932-5, 1999.

29）Hidaka O, Iwasaki M, Saito M, Morimoto T. Influence of clenching intensity on bite force balance, occlusal contact area, and average bite pressure. J Dent Res, 78：1336-44, 1999.

30）坂口　究，前田　望，西川圭吾，大澤　孝，横山敦郎．咬合検査機器を用いた客観的データに基づく補綴治療の新展開　咬合接触圧分布測定システム"T-Scan"を用いて動的咬合評価を行った症例から．歯界展望，114：524-536, 2009.

31）Lavigne GJ, Rompré PH, Montplaisir JY. Sleep bruxism: validity of clinical research diagnostic criteria in a controlled polysomnographic study. J Dent Res, 75：546-52, 1996.

32）Amemori Y, Yamashita S, Ai M, Shinoda H, Sato M, Takahashi J. Influence of nocturnal bruxism on the stomatognathic system. Part I: a new device for measuring mandibular movements during sleep. J Oral Rehabil, 28：943-9, 2001.

33）Cohen S, Blanco L, Berman L. Vertical root fractures: clinical and radiographic diagnosis. Am Dent Assoc 134：434-441, 2003.

34）三上紗季，山口泰彦，岡田和樹，後藤田章人，松田慎平：超小型コードレス筋電図計測システムの夜間睡眠時咬筋筋活動測定への応用．顎機能誌，15：121-130, 2009.

35）Rofaeel M, Chow JC, Cioffi I. The intensity of awake bruxism episodes is increased in individuals with high trait anxiety. Clin Oral Investig, 25：3197-3206. 2021.

36）Sakuma T, Yamaguchi T, Maeda M, Saito T, Nakamura H, Mikami S, Saito M, Nakajima T, Mizuno M, Yamada K, Takahashi S, Takahashi M, Yachida W, Satoh K. Comparison of the occurrence of sleep bruxism under accustomed conditions at home and under polysomnography conditions in a sleep laboratory. J Prosthodont Res, 2022, Jan 28. doi: 10. 2186/jpr.JPR_D_21_00219. Online ahead of print.

37）菱川龍樹，山口泰彦，斎藤未來，三上紗季，後藤田章人，岡田和樹．睡眠時ブラキシズムの筋電図％MVC表示と最大咬合力の関係．顎機能誌，19：111-124, 2013.

Hokkaido J. Dent. Sci., 44 : 61−68, 2023.

ORIGINAL

Relationship between measured value of bite force measurement devices and amplitude of masseteric electromyogram waveform: comparison of different bite force measurement systems

Toshinori Nakajima[1], Taihiko Yamaguch[2], Sota Takahashi[2]
Masana Maeda[1] and Tomoya Ishimaru[2]

ABSTRACT :

Purpose: This study aimed to investigate the relationship between amplitude of masseteric electromyogram (EMG) and measured values of T-scan system (TS) which can measure dynamic occlusal force but whose measured values are not expressed in a specific unit of force, and the relationship between the masseteric EMG amplitude and bite force value expressed in Newton units measured using the Dental Prescale (PS).

Methods: A total of 18 healthy participants were included. EMG and bite force were measured simultaneously as the participants' jaws occluded at 10 levels of strength, including the maximum voluntary contraction force.

Measurements were taken twice on different days. EMG electrodes were attached to the masseter muscle region on the main masticatory side and maintained for TS and PS measurements on the same day.

Regarding EMG measurements, the maximum amplitude of each waveform was measured. Regression analysis was performed with the measured values for TS and PS as objective variables and EMG amplitudes as explanatory variables. In addition, the ratio of the regression coefficients for TS and PS (TS/PS) was calculated.

Results: Both PS value and EMG amplitudes and TS value and EMG amplitudes showed a linear and significant correlation. The average correlation coefficients of PS and EMG values measured first and second were 0.91 and 0.88, respectively. Those for TS measured first and second were 0.90 and 0.85, respectively. For both PS and TS, no significant difference (PS : P=0.20, TS : P=0.35) was observed in the regression coefficients of the measured occlusal force values and EMG amplitudes between the 1st and 2nd measurements. However, considerable variabilities were observed both between days and between participants.

A significant correlation was found between the regression coefficient of the occlusal force measured using PS and the EMG amplitude between the 1st and 2nd measurements. However no significant correlation was found in the TS measurements.

The median values of the ratio of regression coefficients (TS/PS) for all participants in the 1st and 2nd measurements were 5.67 and 6.84, respectively. Although there was no significant difference (P=0.37) between the 1st and 2nd measurements, variability was observed between the days. In addition, the variations among participants were large.

Conclusion: The measurement values using TS and PS correlated with the EMG amplitude. The finding suggests the possibility of linking the occlusal force displays of the TS and PS via electromyogram amplitude values. However, the ratio of regression coefficients between measurement values using PS and EMG amplitudes and TS and EMG amplitudes in the linear regression equations was not constant owing to large inter-individual variations and day-to-day variabilities. It is suggested that it is necessary to improve the analysis methods and parameters that link the occlusal force displays of the TS and PS.

Key Words : bite force, T-scan, Dental Prescale, electromyogram, masseter muscle

[1] Department of Crown and Bridge Prosthodontics, Hokkaido University Hospital
Kita14, Nishi5, Kita-ku, Sapporo, 060-8648, Japan
[2] Department of Crown and Bridge Prosthodontics, Faculty of Dental Medicine, Hokkaido University
Kita13, Nishi7, Kita-ku, Sapporo, 060-8586, Japan