

噛み締めが APA<予測的姿勢制御>に及ぼす影響

田中佑人

大阪歯科大学附属病院 障がい者歯科

Effect of jaw clenching on postural adjustments to a predictable external perturbation

Yuto Tanaka

Department of Special Care Dentistry, Osaka University Hospital

This study investigated the effect of jaw clenching on anticipatory postural adjustments (APAs) and reactive postural adjustments (RPAs), and reduction of head acceleration. Seven healthy adults were exposed to predictable external perturbations with and without submaximal jaw clenching. We recorded the three-dimensional body kinematics, ground reaction forces, and electromyography (EMG) of 10 muscles. We also recorded the activity of the masseter and digastricus muscles, occlusal pressure, and head acceleration throughout the experiment. EMG onset, integrated EMG, and positions of the center-of-mass (COM) and center-of-pressure (COP) during the anticipatory and reactive phases of postural adjustments were computed and compared for the jaw clenching and control conditions. Jaw clenching resulted in an earlier onset of APAs and a greater amplitude of trunk and lower limb EMG activities in the APAs and RPAs. When participants were not instructed to clench their jaws, they naturally positioned their jaws without occlusal contact at the time of impact by co-contracting the jaw opener and closer muscles. Moreover, neither the activity of the jaw opener muscle nor the head acceleration at the time of impact differed from the values recorded when participants were instructed to clench their jaws. There were no differences in the COM and COP displacements after the perturbation. The findings suggest that a slightly distanced jaw position (co-contracting the jaw opener and closer muscles without occlusal contact) might be inherently safe for reduction of head acceleration during predictable body impact, while jaw clenching does not contribute to reduction of head acceleration. Jaw clenching is effective for enhancing APAs and RPAs, although it may not increase postural stability following predictable external perturbation in healthy adults.

1. 緒言

スポーツ活動中にアスリートが噛み締めを行うと、スポーツ中に強い衝撃を受けた際に頭部の加速度が減少すると考えられている。例えば、過去の研究によると、ラグビー選手が噛み締めを行うと、噛み締めない場合と比較しタックル時の頭部加速度が減少することが報告されている¹。同様に、サッカー選手においても、噛み締めを行うと、噛み締めない場合と比較し、ヘディング時の頭部加速度が減少することが報告されている²。これらの報告では、噛み締めることにより、頸部の筋肉の活動が活発になり、その結果、衝撃時の頭部加速度が減少すると考えられている。さらに、6,700人の若年コンタクトスポーツ選手を対象とした観察研究や³、様々な年齢層のコンタクトスポーツ選手を対象とした実験室実験において、頸部の筋肉の強化が脳震盪のリスクを低下させることが報告されている^{4,5}。また、外乱刺激に対して姿勢の安定を保持する能力はスポーツ競技において重要な能力の一部である。噛み締めによる静的姿勢安定性の向上が示されている一方で、外乱刺激に対する姿勢制御への効果は不明である。

一方で、過去に我々は、アスリートの上下の歯牙がスポーツ中にほとんど接触していないことを明らかにした^{6,7}。例えば、柔道において、投げ落とされたときなど身体が強い衝撃を受けたとき、ほとんどの選手で咬合接触はみとめられなかったが、開閉口筋の十分な活動が観察された⁶。同様に、10人のボクサー（全員が3年以上の経験者）を対象とした調査では、パンチを受ける時など身体が強い衝撃を受けるとき、すべての被験者の練習中の咬合力は随意的な最大咬合力の5%未満だった⁷。さらに、Sugiharaらの最近の報告では、デッドリフトなどの動的な運動中に骨格筋が力を発揮しているとき、開閉口筋が同時に収縮し、咬合接触をほとんど伴わず、咬頭嵌合位とは異なる位置に下顎を固定することが報告されている⁸。これらの結果から得られたエビデンスに基づくと、外傷を負うこと可能性があるような状況や効果的にパワーを発揮すべき時など、より安全な動作が求められる場合には、アスリートは開口筋と閉口筋を共収縮させ、上下の歯が離れた位置で下顎を自然に保持している可能性が考えられる。

スポーツ中の噛み締めにフォーカスしたいくつかの研究では、実験運動中の噛み締めのモニタリングのために、咬筋の活動量を測定しているが^{1,2}、咬筋の活動量を噛み締めの代表的な指標とすることは、必ずしも有効とはいえない。なぜなら、咬頭嵌合位で起こる噛み締め（咬合接触を伴い、閉口筋が収縮する）と、咬頭嵌合位とは異なる顎位で起こる下顎の固定（咬合接触を伴わず、開口筋と閉口筋が共収縮する）では、いずれも閉口筋の十分な活動量がみとめられるが、咬合接触を伴うか伴わないかという点で、重大な違いがある。この2種類の顎位を区別するためには、咬合接触と開閉口筋の活動を同時に測定する必要がある。本研究では、咬合接触と開閉口筋の活動を連続的に測定するシステムを用いて、噛み締めが外乱に対する姿勢制御に及ぼす影響を検証した。また、身体への衝撃時の頭部加速度の低減及ぼす影響を明らかにすることを目的とした。

2. 研究方法

2.1 研究協力者

研究協力者は、高崎健康福祉大学周辺にて公募した以下の基準を満たす個性正常咬合を有する健康な若年者7名（男性5名、女性2名、平均年齢22.0±0.5歳、平均身長168.7±6.6cm、平均体重61.5±16.7kg）を対象とした。包含基準は、切歯関係がクラスI（正常被蓋もしくはは

切端咬合), 動揺歯 (ミラーの分類 II または III, すなわち, 水平方向および/または垂直方向に 1mm 以上の動揺があること) がないこと⁹, 自覚覚的な顎関節症がないこと¹⁰, 被験運動の遂行に影響を及ぼす可能性のある筋骨格系または神経系の病理学的疾患がないこととした。本研究は, 大阪歯科大学の倫理委員会で承認された (承認番号: 111088)。被験者全員から実験参加前に書面によるインフォームド・コンセントを得た。また本研究は, ヘルシンキ宣言の規定および本誌に掲載されている倫理基準に準拠して実施された¹¹。

2.2 実験方法

研究協力者を, 足を肩幅に開いてフォースプラットフォーム (BP400600, AMTI, MA, USA) の上に裸足で立たせた (図 1a)¹²⁻¹⁴。実験中, 被験者の体の位置が衝撃を与えるための振り子に対して相対的に維持されるように, 足の位置を床に記した。振り子の遠位端に荷重 (質量: m = 各被験者の体重の 3%) を取り付け, 振り子の開始時の高さを各被験者の身長 (高さ: h = 被験者の身長 of 150%) に合わせ調整した (図 1a)。また, 加速度計 (myoMOTION, Noraxon, AZ, USA, sampling rate: 200 Hz) を右手背に装着し, 衝撃が被験者に加わったタイミングを特定した (図 1a)。

咬筋 (MA) と顎二腹筋 (DIG), 大腿直筋 (ESL), 腹直筋 (RA), 外斜筋 (EO), 中殿筋 (GMED), 大腿二頭筋 (BF), 大腿直筋 (RF), 前脛骨筋 (TA), 外側腓腹筋 (LGAS), およびヒラメ筋 (SOL) の筋活動 (EMG) を 2000Hz で記録した (Ultium, Noraxon, AZ, USA)。電極の貼付部位をアルコールプレップで洗浄した後, 使い捨ての表面電極 (G207, 日本光電, 東京, 日本) を右側の筋腹に電極間距離を 20mm として装着した。アース電極は各電極に内蔵されていた。

咬合接触は, 圧力分布を測定する装置である I-Scan システム (I-Scan, Nitta Corporation, MA, USA, sampling rate: 100 Hz) を用いてモニタリングした。このシステムは, 圧力センサーシート (FPD-T-Sports, Nitta Corporation, MA, USA), センサーハンドル, およびパーソナルコンピュータで構成された。圧力センサーシートは, U 字型のセンサー部とセンサーハンドルに接続するタブで構成されており, タブは, 被験運動を妨げない長さになるよう延長した。圧力センサーシートの U 字型の検出部は, 後述する口腔内装置を用いて上顎歯列弓に装着した (図 1b)。I-Scan システムの精度については, それを支持する報告や¹⁵⁻¹⁸, 否定的な報告もある^{19,20}。咬合力は大きさと同方向を持つベクトルであるが, I-Scan システムでは相対的な大きさしか得られないため, 力の方向を評価することはできないが, 被験者の咬合接触を常時モニタリングするという本研究の目的においては, 最適と考えられる。

衝撃時の頭部加速度を測定するために, 加速度計 (AMA-A, Kyowa Dengyo, Tokyo, Japan, sampling rate: 500 Hz) をカスタムメイドの口腔内装置を用いて上顎前歯部 (頭部に直結した硬組織) に取り付けた。センサーシートと加速度センサを被験者の歯に取り付けるためのカスタムメイドの口腔内装置を被験者ごとに以下の手順で製作した。被験者の上下顎歯列の印象 (アロマファインプラス, GC, 東京) を採得し, 作業用模型 (ニュープラストン, GC, 東京) を作製した。厚さ 3mm のポリエステルシート (デュラン・プラス, JM オルソ, 東京) を加圧成形機 (ミニスターS, J.MORITA CORP, 東京) を用いて各被験者の上顎歯列模型に圧接し, 圧接されたシートの頰側以外の部位をトリミングした。口腔内装置の外形は, 上顎歯列弓の切縁 (図 1c の実線) から 1mm 離れた位置に設定し, 被験者の咬合を妨げないよう

にした。完成した口腔内装置を模型に装着し、上下顎の模型を咬合させて咬合を妨げないことを確認した。圧力センサーシートと加速度センサーを、瞬間接着剤（アロンアルファ）を用いて口腔内装置に取り付けた。圧力センサーシートと加速度センサーが固定された口腔内装置を義歯用接着剤（Poligrip S, Glaxo Smith Kline Consumer Healthcare Japan, Tokyo, Japan）を用いて各被験者の上顎歯列弓に設置した。各センサーや口腔内装置が、唇や頬の動きによって外れないよう口腔内で適切に保持されていることを、スポーツ歯学および歯科補綴学の専門資格を持つ歯科医師が確認した。

3次元の運動学的データは、6台のカメラのVICON MXシステム（VICON MX, Oxford Metrics, Oxford, UK）を使用して100Hzで収集されました。28個の反射マーカの位置を記録しました。マーカは、寺院、後頭部、肩峰、上前腸骨棘、上後腸骨棘、外側上顆、尺骨頭、第5中手骨頭、大転子外側膝などの解剖学的ランドマークに両側に配置されました。関節腔、外側くるぶし、踵骨、および尺骨頭。マーカは、L5棘突起と負荷にも取り付けられました。EMGおよび加速度信号は、統合データ記録システム（myoMUSCLE, Noraxon, AZ, USA）を使用して取得されました。アナログ同期信号は、EMGおよび加速度信号をVICONデータステーションを使用して取得された運動学および運動学的信号と同期させるために使用されました。筋電計と加速度計からの信号は、統合データ記録システム（myoMUSCLE, Noraxon, AZ, USA）を用いて記録した。アナログ同期信号を、センサーインターフェース（VICON MX, Oxford Metrics, Oxford, UK）を介して記録し、筋電計、加速度計、I-Scanの信号を同期させた。

2.3 実験方法

被験者は、腕、手首、指を肩の高さで伸ばし、手掌で振り子の衝撃を受けた（図 1a）。被験者に、衝撃を受けた後、一步も動かずバランスを保つよう指示した。衝撃は、矢状面で後方に向かって加えられた。すべての測定は被験者が目を開けた状態で行われ、被験者が衝撃のタイミングを予測できるように、カウントダウンの後に振り子をリリースした。実験に先立ち、MAとDIGの最大随意収縮（MVC）を測定し、各筋肉の100%MVCとして記録した。同様に最大随意噛み締め時の咬合圧（MOP）を測定し、100%MOPとして記録した。被験者は、安静時と噛み締め時の2つの条件で衝撃を受けた。安静条件では、衝撃に先立ち顎をリラックスするよう指示したが、衝撃に対する顎の自然な反応を観察するため、振り子のリリース後の顎位については言及しなかった。噛み締め条件では、30%MVCで噛み締めを維持するよう指示した。被験者の筋肉の疲労を避けるために、衝撃後3秒で記録を停止した。実験アシスタントは、被験者のMAの活動と咬合接触をモニタリングし、口答でフィードバックした。噛み締めのレベルが30%MVCに達した時点で、振り子のリリースのカウントダウンを開始した。各条件で連続した測定を10回ずつ、合計で20回の測定を実施した。実験条件の順序は、Excel（Microsoft, Redmond, WA, USA）のrand関数を用いて無作為に割り当てた。最初の測定の前に2~3回の練習を行った。測定の間隔は、被験者の疲労を避けるために30~45秒とした。

データは、カスタムメイドのMATLABプログラム（MATLAB 2014b, MathWorks, MA, USA）を用いて分析した。衝撃が加わったタイミング（ T_0 ）は、手背に装着した加速度計により取得した接線加速度が、ピーク値の5%に達した時点と定義した。

MATLAB の `resample` 関数を用いて、EMG 信号を 1000Hz にダウンサンプリングした。リサンプリングした EMG 信号を整流化し、Butterworth バンドパスフィルタ (2 次, 50-500Hz) を用いてフィルタリングした。フィルタリングした EMG 信号を、50ms ごとの移動平均を算出し、各被験者の 100%MVC で正規化した。DIG と MA の活動のオンセットは、 $T_0 - 250\text{ms}$ から $T_0 + 500\text{ms}$ の期間で、ベースライン ($T_0 - 1,000\text{ms}$ から $T_0 - 500\text{ms}$ の期間の平均 $\pm 2\text{SD}$) を 50ms 以上超えたタイミングと定義した。DIG と MA の活動のピーク値は、 $T_0 - 250\text{ms}$ から $T_0 + 500\text{ms}$ の期間の最大値とした。DIG および MA の活動のオフセットは、 T_0 以降で EMG がベースラインを 50ms 以上下回ったタイミングと定義した。なお噛み締め時の MA の EMG は、測定中一貫して約 30%MVC に維持されていたため、これらのパラメータを同定しなかった。各パラメータの同定は、コンピュータ・アルゴリズムと目視により行った。

口腔内に設置した 3 軸加速度計により得られた 3 軸方向の各加速度信号から算出した合計の加速度信号を、Butterworth バンドパスフィルタ (2 次, 20Hz) を用いてフィルタリングした。合計頭部加速度のオンセットとピーク値を同定した。オンセットは、 $T_0 - 250\text{ms}$ から $T_0 + 500\text{ms}$ の期間で、合計頭部加速度がそのピーク値の 5% に達したタイミングと定義した。ピーク値は、 T_0 から $T_0 + 500\text{ms}$ の期間での最大値と定義した。各パラメータの同定は、コンピュータ・アルゴリズムと目視により行った。

T_0 に対して -500 ミリ秒から +200 ミリ秒を APA を調査する時間エポックとし、 T_0 に対して +200 ミリ秒から 500 ミリ秒を RPA を調査する時間エポックとした。これらの時間エポックは、APA と RPA を調査する実験研究で広く使用されている¹²⁻¹⁴。

2.4 統計手法

分析には、各被験者の各条件の平均値を用いた。筋肉間 (安静条件のみ) または条件間の差の検定のために、Wilcoxon signed rank test を行った。すべてのデータは中央値 \pm 四分位範囲 (IQR) で示した。安静時の筋肉間比較 (DIG と MA の比較) では、オンセット (図 2a 中の塗りつぶし三角形)、オフセット (図 2a 中の白抜き三角形)、ピーク値、およびピークのタイミングを比較した (図 2a)。また、条件間比較 (安静条件と噛み締め条件の比較) では、DIG の EMG と頭部加速度のそれぞれにおいて、オンセット、ピーク値、ピークのタイミングを比較した (図 2a: EMG, 図 2c: 加速度)。統計解析は、EZR version 3.4.1 (Jichi Medical University, Saitama, Japan) を用いて、5% の有意水準で行った²¹。G*power 3.1 (Heinrich-Heine-Universität, Düsseldorf, Germany) を用いて、Wilcoxon signed rank test において必要なサンプルサイズを推定した^{22,23}。サンプルサイズの算出に使用した効果量 (r) は、スポーツ中の衝撃時の頭部加速度を安静条件と噛み締め条件で比較した先行研究において報告されている平均値と標準偏差 (SD) から導き出した²。報告されている安静条件と噛み締め条件での頭部加速度の平均値 \pm SD は、それぞれ $28.4\pm 7.0\text{G}$ と $23.9\pm 6.2\text{G}$ であった。 α 確率を 0.05、統計的検出力を 0.80 とし、合計 7 名のサンプルが必要とされた。

3. 結果

すべての被験者が、被験運動を問題なく完了した。実験参加後の副作用や後遺症は報告されなかった。EMG、咬合圧、頭部加速度の代表的な波形例をそれぞれ図 2a, b, c に示す。

3.1 各筋の活動

四肢の筋においては、噛み締め条件では、BFの筋肉の開始（噛み締め：-57.36±196.42 ms, 安静：-8.87±190.98 ms, $p = 0.036$ ）、TA（噛み締め：-203.43±93.90 ms, 安静：-177.12±110.69 ms, $p = 0.017$ ）、およびLGAS（噛み締め：-246.07±178.73 ms, 安静：-168.95 ±116.13ms, $p = 0.017$ ）は、安静条件よりも噛み締め条件で有意に早く発生しました。他の筋肉のEMG発症も、両方の条件でT₀の前に発生したが、条件間に差は見られなかった（図8）。DIGとMAは安静条件時には、振動刺激に応じてほぼ同時に活動量の増加をはじめ（DIG：-80.96±41.72ms, MA：-63.16±31.56ms, $p = 0.38$, 図5a）、ほぼ同時にピークを迎え（DIG：93.30±40.49ms, MA：73.80±66.56ms, $p = 0.94$, 図5b）、ほぼ同時にベースラインへと収束した（DIG：284.54±63.45ms, MA：227.20±6.82ms, $p = 0.08$, 図5c）。DIGの活動量のピーク値はMAと比較し有意に大きかった（DIG：0.55±0.42, MA：0.05±0.04, $p = 0.04$, 図5d）。

DIGの活動の条件間比較においては、1) 活動のオンセット（安静条件：-80.96±41.72ms, 噛み締め条件：-44.44±62.58ms, $p = 0.30$, 図6a）、2) 活動のピーク値（安静条件：0.54±0.42, 噛み締め条件：0.68±0.49, $p = 0.30$, 図6b）、3) ピークのタイミング（安静条件：93.30±44.49ms, 噛み締め条件：96.30±33.32ms, $p = 0.11$, 図6c）いずれも条件間で有意な差はなかった。

3.2 予期的(APAs)・反応的(RPAs)姿勢制御

ベースライン COP 位置の変動は、安静条件よりも噛み締め条件の方が有意に小さかった（噛み締め：0.69±0.56 mm, 安静：1.02±0.46 mm, $p = 0.012$ ）が、ベースライン COM 位置（噛み締め：0.83±0.97 mm, 安静：0.87±0.34 mm, $p = 0.575$ ）。振動刺激後の後方変位は、COM（噛み締め：-48.05±22.19 mm, 安静：-45.43±17.02 mm, $p = 0.674$ ）とCOP（噛み締め：-73.30）の両方のクレンジング条件と安静条件の間で有意差はありませんでした。±29.21mm, 安静：-70.49±28.19 mm, $p = 0.674$ ）。振動刺激後の安定性を回復する時間は、COM（噛み締め：742.4±271.6 ms, 安静：796.1±194.4 ms, $p = 0.327$ ）とCOP（噛み締め：571.8±167.8 ms, 安静：567.3±132.5 ms, $p = 0.889$ ）。

3.3 咬合圧

安静条件下では咬合圧は一貫して0%を示したが、噛み締め条件下では50%以上の咬合圧が維持された（噛み締め条件：0.50±0.24, 図7）。同様に安静条件下では、咬合接触は一貫して観察されなかったが、噛み締め条件下では咬頭勘合位同様の咬合接触像が観察された。

3.4 頭部加速度

頭部加速度は、安静条件と噛み締め条件のいずれにおいても、T₀直後に急速に増加した後、ピークに達した。1) オンセット（安静条件：-130.80±12.08ms, 噛み締め条件：-128.25±17.27ms, $p = 0.38$, 図8a）、2) ピーク値（安静条件：13.68±3.08m/s², 噛み締め条件：13.89±4.56m/s², $p = 0.69$, 図8b）、3) ピークのタイミング（安静条件：37.14±7.18ms, 噛み締め条件：41.20±6.37ms, $p = 0.81$, 図8c）において両条件間で有意な差はなかった。

4 考察

外傷を負うことが想定されるような状況下で身体を保護するために、下顎を最適な位置に固定する必要があると考えられる。本研究の結果から、被験者が安静条件下において、衝撃が加わる

とき、咬合接触を伴わずに開口筋と閉口筋を共収縮させることで、本能的に上下の顎を少し離れた位置に固定していたことが示唆された。我々は過去にアスリートがスポーツ活動中に衝撃にさらされた時、上下の歯牙はほとんど接触していないことが明らかになった^{6,7,24}。運動中の下顎位の固定は、二つの下顎に関与する反射経路によって生理学的観点から説明できるかもしれない。一つ目は、伸長反射である。伸長反射は運動中に下顎を一定の位置に維持することにより、運動に伴い頭部が移動する際に顎がバウンドするのを防ぐのに貢献しているとされている²⁵。二つ目は脱負荷反射である。脱負荷反射は、歯牙の損傷を避けるため上下の顎が力いっぱい衝突するような状況で、下顎の拳上を急速に止める働きがある²⁶。これらのことから、咬合接触を伴わず顎位を固定することは、身体の組織を外傷から予防する上で有益な役割を果たしていると考えられる。一方で、共収縮が生じた時の DIG と MA のピーク値には有意な差が認められた。過去の報告によると膝や肘の筋肉が生み出すことのできる力は、その断面積に比例することが、26名の被験者を対象に調査した結果、明らかになっている²⁷。共収縮によって下顎を固定する時、DIG は MA と同等のパワーを発揮するために、MA より多くの活動量が求められると考えられる。また、その他の筋においては、APAs 期では、咬合条件で胸鎖乳突筋、中殿筋、大腿二頭筋、前脛骨筋、腓腹筋、ヒラメ筋において有意に高い筋活動を認めた。RPAs 期では、胸鎖乳突筋、外腹斜筋、中殿筋、大腿二頭筋、大腿直筋、腓腹筋、ヒラメ筋において有意に高い筋活動を認めた。一方で重心最大後方移動量は両条件間に有意差は認めなかった。噛み締め条件では APAs・RPAs の両期における頸部・体幹・下肢筋の筋活動量が增大した一方で、外乱刺激後の姿勢安定性を増す効果は見られなかった。噛み締めが外乱に対する姿勢制御に及ぼす影響は限定的である可能性が示唆された。

本研究の結果では、噛み締めは身体への衝撃時の四肢筋の APA や RPA、頭部加速度に影響しないことが示されたが、いくつかの先行研究では、噛み締めが頭部加速度の減弱に有効であったと報告されている^{1,2}。しかし以下の2つの理由から、これらの先行研究は注意して解釈する必要がある。第一に、これらの研究では、参加者が被験運動中に噛み締めていることを正確に確認できず、被験者が被験運動中に上下歯牙の接触を緩めてしまった場合、それを見落とす可能性がある。なぜなら、これらの研究では、咬筋の活動量の増加を噛み締めとして評価しているため、咬頭間位置における噛み締め（閉口筋が収縮し、上下の歯牙がほとんど接触している）と、咬頭嵌合位以外での下顎の固定（開口筋と閉口筋が共収縮し、上下の歯牙がほとんど接触しないか、全く接触しない）を区別できないためである。本研究では、咬筋の活動に加えて、上下の歯の間に設置したセンサーシートにより咬合接触を実験中を直接的かつ持続的にモニタリングすることで、この課題を克服できたと考えられる。第二に、頭の加速度を正確に測定することは困難とされている。過去の多くの研究では、加速度計はヘルメットまたはヘッドバンドに取り付けられたため、測定された頭部の加速度は、頭蓋骨と加速度計の間の介在物（ヘルメットやヘッドギアなど）によるクッション効果の影響を受けた可能性があり、測定が不正確である可能性がある。実際にヘルメットに直接取り付けられた加速度計は、頭の動きを過大評価することが報告されている^{28,29}。またヘルメットの適合性が、システムの精度に影響を与える可能性も報告されている³⁰。本研究では、加速度計を頭部と直接つながった硬組織である上顎前歯に取り付けることで、頭部の加速度を過大評価するリスクを最小限に抑えることで、これらの課題を克服できたと考えられる。

この研究にはいくつかの制限がある。まず、本研究は少数のサンプルで実施されたため、統計

解析において第二種過誤（すなわち，偽陰性）が生じた可能性がある．しかし， $P>0.05$ の比較において，臨床的に有意な差は観察されなかった．例えば，安静条件と噛み締め条件の平均頭部加速度の差は 0.2m/s^2 （1.3%の差）であった．したがって，第二種過誤は回避されたと考えられる．第二に，被験者が体験した衝撃は，実際に外傷を引き起こすような衝撃に比べてはるかに小さいものであった．しかし，この制限は，倫理的観点から克服できない．外傷を引き起こすような衝撃を再現するには，コンピュータによるシミュレーションが必要であるが，様々な生体力学的特性を持つ複数の組織（骨，筋肉，皮膚など）の特性や，衝撃に対して生体が本能的に行う姿勢の制御などの様々な身体機能を，コンピュータシミュレーションすることは困難である．本研究の結果は，ヒトを対象としているという点で有益なデータを提供するものであると考えられる．

5 結論

本研究の結果から，被験者は衝撃に対して上下の歯牙を接触させることなく，開口筋と閉口筋を共縮させることで，自然に上下の顎をやや離れた位置で固定している可能性が示唆された．さらに，噛み締めは，身体への衝撃時の開口筋の活動と頭部加速度のいずれにも影響を与えないことが明らかとなった．また，噛み締め条件では，APAs・RPAsの両期における頸部・体幹・下肢筋の筋活動量が増大した一方で，外乱刺激後の姿勢安定性を増す効果は見られなかった．噛み締めが外乱に対する姿勢制御に及ぼす影響は限定的である可能性が示唆された．上下の歯牙を接触させずに開口筋と閉口筋を共収縮させて得られる顎位は，身体が予測可能な衝撃を受ける際の頭部加速度を低減する上で，本質的に安全な顎位である可能性があると考えられる．しかし，この仮説を確認するためには，さらなる研究が必要である

参考文献

1. Hasegawa K, Takeda T, Nakajima K et al. Does clenching reduce indirect head acceleration during rugby contact?. *Dent Traumatol* 2014; 30: 259–264
2. Narimatsu K, Takeda T, Nakajima K et al. Effect of clenching with a mouthguard on head acceleration during heading of a soccer ball. *Gen Dent* 2015; 63: 41–46
3. Collins CL, Fletcher EN, Fields SK et al. Neck strength: a protective factor reducing risk for concussion in high school sports. *J Prim Prev* 2014; 35: 309–319
4. Eckner JT, Oh YK, Joshi MS et al. Effect of neck muscle strength and anticipatory cervical muscle activation on the kinematic response of the head to impulsive loads. *Am J Sports Med* 2014; 42: 566–576
5. Caccese JB, Buckley TA, Tierney RT et al. Head and neck size and neck strength predict linear and rotational acceleration during purposeful soccer heading. *Sports Biomech* 2018; 1: 462–476.
6. Himejima A, Shirao K, Tsurumi A et al. Occlusal contact and muscle activity during judo. *Int J Sports Dent* 2013; 6: 43–56
7. Okazaki M, Tanaka M, Kawazoe T. Occlusal contact during offensive and defensive boxing. *Shikalgaku (J Osaka Odontol Soc)* 2008; 71: 210–219 (in Japanese)
8. Sugihara D, Kawara M, Suzuki H et al. Mandibular Jaw Movement and Masticatory Muscle Activity during Dynamic Trunk Exercise. *Dent J (Basel)* 2020; 8: 132
9. Lang NP, Bartold PM. Periodontal health. *J Clin Periodontol* 2018; 45: S9–S16

10. *Gonzalez YM, Schiffman E, Gordon SM et al.* Development of a brief and effective temporomandibular disorder pain screening questionnaire: reliability and validity. *J Am Dent Assoc* 2011; 142: 1183–1191
11. *Hariss DJ, Macsween A, Atkinson G.* Ethical standards in sport and exercise science research: 2020 update. *Int J Sports Med* 2019; 40: 813–817
12. *Santos MJ, Aruin AS.* Role of lateral muscles and body orientation in feedforward postural control. *Exp Brain Res* 2008; 184: 547–559
13. *Santos MJ, Kanekar N, Aruin AS.* The role of anticipatory postural adjustments in compensatory control of posture: 2. Biomechanical analysis. *J Electromyogr Kinesiol* 2010; 20: 398–405
14. *Kanekar N, Aruin AS.* Improvement of anticipatory postural adjustments for balance control: effect of a single training session. *J Electromyogr Kinesiol* 2015; 25: 400–405
15. *Garrido García VC, García Cartagena A, González Sequeros O.* Evaluation of occlusal contacts in maximum intercuspation using the T-Scan system. *J Oral Rehabil* 1997; 24: 899–903
16. *Kerstein RB, Lowe M, Harty M et al.* A force reproduction analysis of two recording sensors of a computerized occlusal analysis system. *Cranio* 2006; 24: 15–24
17. *Koos B, Godt A, Schille C et al.* Precision of an instrumentation-based method of analyzing occlusion and its resulting distribution of forces in the dental arch. *J Orofac Orthop* 2010; 71: 403–410
18. *Liu CW, Chang YM, Shen YF et al.* Using the T-scan III system to analyze occlusal function in mandibular reconstruction patients: a pilot study. *Biomed J* 2015; 38: 52–57
19. *Throckmorton GS, Rasmussen J, Caloss R.* Calibration of T-Scan sensors for recording bite forces in denture patients. *J Oral Rehabil* 2009; 36: 636–643
20. *Cerna M, Ferreira R, Zaror C et al.* Validity and reliability of the T-Scan(®) III for measuring force under laboratory conditions. *J Oral Rehabil* 2015; 42: 544–551
21. *Kanda Y.* Investigation of the freely available easy-to-use software 'EZR' for medical statistics. *Bone Marrow Transplantation* 2013; 48: 452–458
22. *Faul F, Erdfelder E, Lang AG et al.* G*Power 3: A flexible statistical power analysis program for the social, behavioral, and biomedical sciences. *Behavior Research Methods* 2007; 39: 175–191
23. *Faul F, Erdfelder E, Buchner A et al.* Statistical power analyses using G*Power 3.1: Tests for correlation and regression analyses. *Behavior Research Methods* 2009; 41: 1149–1160
24. *Fukumoto T, Tsurumi A, Tanaka M.* Stomatognathic function during continuous physical activity in Nippon Kempo. *Int J Sports Dent* 2016; 9: 58–71
25. *Miles TS, Flavel SC, Nordstrom MA.* Control of human mandibular posture during locomotion. *J Physiol* 2004; 554: 216–226
26. *Türker KS, Jenkins M.* Reflex responses induced by tooth unloading. *J Neurophysiol* 2000; 84: 1088–1092
27. *Schantz P, Randall-Fox E, Hutchison W et al.* Muscle fibre type distribution, muscle cross-sectional area and maximal voluntary strength in humans. *Acta Physiol Scand* 1983; 117: 219–226
28. *Campbell KR, Warnica MJ, Levine IC et al.* Laboratory Evaluation of the gForce Tracker™, a Head Impact Kinematic Measuring Device for Use in Football Helmets. *Ann Biomed Eng* 2016; 44: 1246–1256

29. *Manoogian S, McNeely D, Duma S et al.* Head acceleration is less than 10 percent of helmet acceleration in football impacts. *Biomed Sci Instrum* 2006; 42: 383–388
30. *Jadischke R, Viano DC, Dau N et al.* On the accuracy of the Head Impact Telemetry (HIT) System used in football helmets. *J Biomech* 2013; 46: 2310–2315

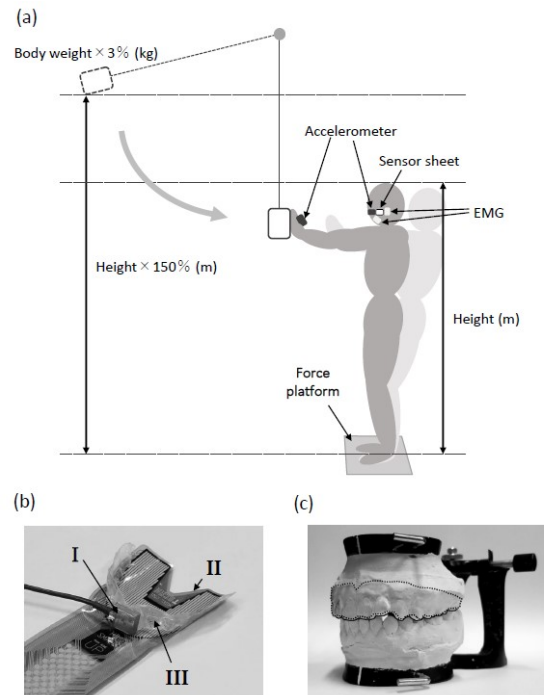


図 1. (a) 実験装置の図。振り子装置を使用して被験者の手掌へ衝撃を加えた。振り子の遠位端に荷重を装着し、振り子の開始位置の高さを被験者の身長によって調整した。表面電極を顎二腹筋と咬筋に取り付けた。咬合圧を測定する圧力センサーシートを上顎歯列弓に設置し、加速度計を上顎前歯部と右手背に装着した。(b) 以下のセンサーを被験者の上部歯列弓に取り付けた：(I) 頭部加速度を測定する加速度計、(II) 咬合圧を測定する圧力センサーシート、(III) センサーを上部歯に固定する口腔装置アーチ。(c) 圧力センサーシートと加速度計を上部歯列弓に固定するためのカスタムメイドの口腔内装置を製造するために知用した作業用模型。口腔内装置が被験者の咬合を妨げないように、上部歯列の各歯の切縁（実線）から 1mm 離れた位置（点線）に設定した。

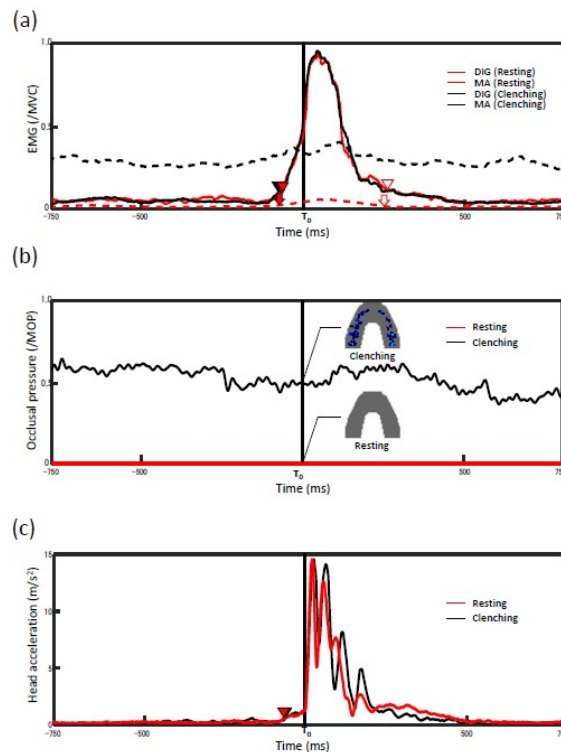


図 2. 波形の代表例 (T_0 : 衝撃が加わったタイミング). 赤線は安静条件下で得られたデータを示し, 黒線は噛み締め条件下で得られたデータを示す. (a) 整流化およびフィルタリングした EMG 波形を示す. 実線は顎二腹筋 (DIG) の EMG 波形を示す. 点線は咬筋 (MA) の EMG 波形を示す. EMG は各最大随意収縮 (MVC) によって正規化した. 赤と黒で塗りつぶした三角形は, それぞれ安静条件と噛み締め条件での DIG のオンセットを示す. 赤の白抜き三角形は, 安静条件下での DIG のオフセットを示す. 赤で塗りつぶした矢印と赤の白抜きの矢印は, それぞれ安静条件下での MA のオンセットとオフセットを示す. DIG および MA のオンセットは, EMG が $T_0 - 250ms$ から T_0 までの期間で $50ms$ 以上ベースラインのレベルを超えたタイミングとして定義した. DIG および MA のオフセットは, T_0 後 $50ms$ 以上ベースラインレベルを下回ったタイミングとして定義した. (b) 咬合圧と衝撃時の咬合圧分布を示す. 咬合圧は, 最大咬合圧 (MOP) によって正規化した. 咬合圧は安静条件ではみとめられなかったのに対し, 噛み締め条件では歯列弓全体にわたり均一な圧力がみとめられた. (c) 整流化およびフィルタリングした頭部加速度の波形を示す. 頭部加速度のピーク値は, $T_0 - 250ms$ から $T_0 + 500ms$ まで期間の最大値として定義した. 黒と赤の三角形は, それぞれ安静条件と噛み締め条件での頭部加速度のオンセットを示す. 頭部加速度のオンセットは, 加速度がピーク値の 10% を $50ms$ 以上を超えたタイミングとして定義した.

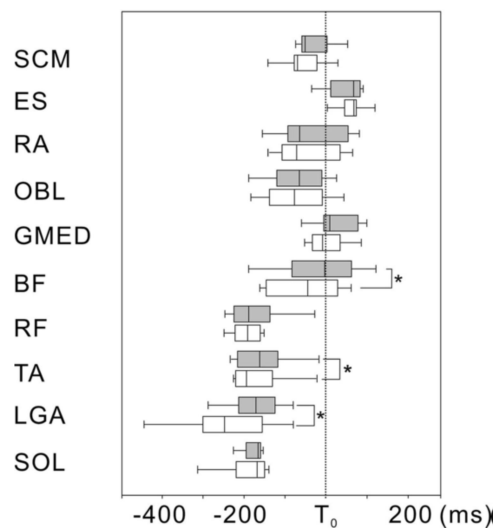


図 3. 噛み締め条件（白いボックス）および安静条件（灰色のボックス）での筋活動のオンセット。

SCM：胸鎖乳突筋；ESL：脊柱起立筋；RA：腹直筋；EO：外腹斜筋；GMED：中殿筋；BF：大腿二頭筋；RF：大腿直筋；TA：前脛骨筋前部；LGA：外側腓腹筋；SOL：ヒラメ筋。BF、TA、およびLGAの筋活動は、噛み締め条件では、安静条件よりも早期に活動を開始した。

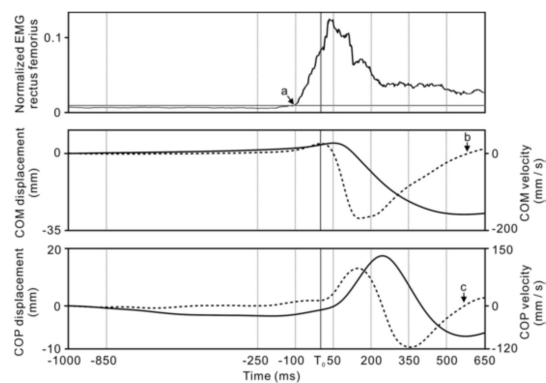


図 4. 運動学的信号の 1 例。150 ミリ秒間隔で時間エポックを分けている。上のパネル：EMG 活動が平均 $\pm 2SD$ を上回った、または下回ったポイントを見つけることにより、各筋肉のオンセットを特定した（図の矢印 a）。中央と下のパネル：COM（中央のパネル）と COP（下のパネル）の位置（実線）と速度（破線）を表示している。後方姿勢変位から回復するのに必要な時間は、COM または COP 速度が負の値からゼロを超えた時間として特定した（矢印 b および c）。

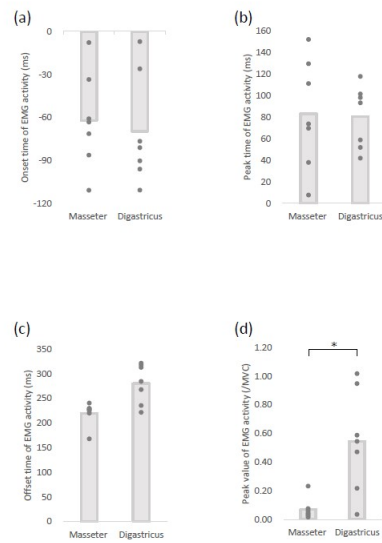


図 5. 安静条件における顎二腹筋と咬筋の活動の比較. 7人の被験者の平均値を棒グラフで示す. (a) オンセット ($p = 0.38$). (b) ピークのタイミング ($p = 0.94$). (c) オフセット ($p = 0.08$). (d) ピーク値 ($p < 0.05$). * $p < 0.05$. MVC : 最大随意収縮.

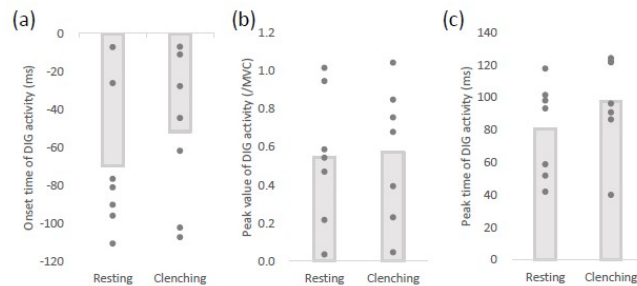


図 6. 安静条件と噛み締め条件間の顎二腹筋 (DIG) の活動の比較. 7人の被験者の平均値を棒グラフに示す. (a) オンセット ($p = 0.30$). (b) ピーク値 ($p = 0.30$). (c) ピークのタイミング ($p = 0.11$). MVC : 最大随意収縮.

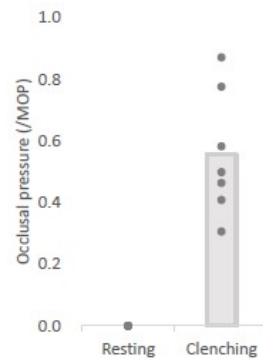


図 7. 安静条件と噛み締め条件下の咬合圧. 7人の被験者の平均値を棒グラフに示す. MOP: 最大随意咬合圧.

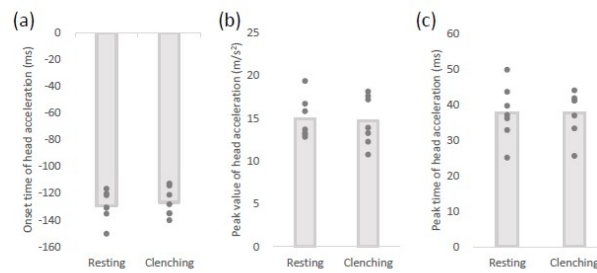


図 8. 安静条件と噛み締め条件間の頭部加速度の比較. 7人の被験者の平均値を棒グラフに示す. (a) オンセット ($p = 0.38$). (b) ピーク値 ($p = 0.69$). (c) ピークのタイミング ($p = 0.81$).