The University of Osaka
Institutional Knowledge Archive

Title	ヒトの静止立位における非線形運動に補綴処置が与える影響に関する研究
Author(s)	吉野, 仙峰
Citation	大阪大学, 2015, 博士論文
Version Type	VoR
URL	https://doi.org/10.18910/52361
rights	
Note	

The University of Osaka Institutional Knowledge Archive : OUKA

https://ir.library.osaka-u.ac.jp/

The University of Osaka

学位論文

ヒトの静止立位における非線形運動に補綴処置が与える影響に関する研究

大阪大学大学院歯学研究科

統合機能口腔科学専攻

顎口腔機能再建学講座

有床義歯補綴学・高齢者歯科学分野

吉野　仙峰

指導

大阪大学大学院歯学研究科

顎口腔機能再建学講座

有床義歯補綴学・高齢者歯科学分野

前田　芳信 教授

目次

第1章　緒論
1.1　転倒
1.2　立位姿勢
1.3　重心動揺
1.3.1 CoPの非線形運動に関する評価方法
1.4　先行研究
1.5　問題提起
参考文献

第2章　咬合接触面積の左右差が重心動揺ならびに転倒に及ぼす影響
2.1 背景
2.2 方法
2.3 結果
2.4 考察
参考文献

第3章　全部床義歯装着がCoPの非線形運動に及ぼす影響
3.1 背景
3.2 方法
3.3 結果
3.4 考察
参考文献

第4章　結論

謝辞

第1章 緒論

1.1　転倒

高齢者の介護が必要になった主な原因としては,「脳血管疾患」(21.5%),「認知症」(15.3%),「高齢による衰弱」（13.7%），「関節疾患」（10.9%）そして「骨折・転倒」（10.2%）が代表的なものとして挙げられる[1]．高齢者の転倒は，高頻度に骨折や重度の外傷につながり身体機能が低下し，結果寝たきりになるなど生活の質（QOL）の低下に関わる問題である．転倒の要因はさまざま考えられるが，大きく二つに大別される[2]．一つ目は内的な要因で，身体の虚弱，疾病，体力の低下や服用している薬（降圧剤，睡眠薬など）の影響があげられる．内的要因に分類される転倒は，加齢的な因子の影響が強く関係し高齢者に限定して発生すると考えられる．二つ目は外的な要因で，家庭内での転倒や平坦でない歩行路（廊下や家屋内外）などの環境因子と，何かものを持って移動するなどの行動因子が考えられる．外的要因に分類される転倒は，高齢者に限定して発生する加齢的な問題ではなく小児においてもみられる．0から19歳までの約87000名を対象に致死性と非致死性のケガの原因を調査した結果，6から12歳の学童期においては，転倒によるケガは約28%，スポーツに関するケガは約17%であり転倒の方が約1.7倍発生頻度は高かった．一方，13から19歳の青年期では，転倒によるケガは約13%，スポーツに関するケガは約26%であり，スポーツに関するケガの方が転倒と比較すると約2倍発生頻度が大きいことが報告されている．さらに，転倒の原因は，階

段での転倒が最も多かったとも報告されている[3].

転倒は，動いている時特に歩行中にほとんど発生するとされている［4]．ヒトの歩行運動に関しては，様々な研究がなされているが[5,6]，未だ不明な点が多く，そのため転倒のリスク評価を行うことは著しく困難である．そこでまず，歩行運動に至る静止立位時に限定し，転倒群と非転倒群において重心動揺を比較することによって，転倒リスクの評価を行う研究が行われている[7,8,9].

1.2　立位姿勢

立位姿勢の制御の中枢は，二つの異なる機構に分類される適応機能をもっている[10]．一つ目の反射依存型適応機構は，主に脳幹，脊髄，小脳から構成され，静的平衡機能に強く関わっている．二つ目の状況依存型適応機構は，前者の機構に間脳，大脳基底核および大脳が加わり，主な機能は中枢プログラミングであり動的平衡機能に関わるものである．立位姿勢制御に障害を来たす代表的な疾患としては，大脳基底核に変性をきたすことで発症するパーキンソン病がある．パーキンソン病患者においては，股関節や体幹の正常な補償的蝶番運動が妨げられ，それにより丸太様に転倒することが多いといわれている[10]．これは，姿勢制御において身体の硬さ（スティフネス）が増大することにより，重心が一方向に移動した場合，その転倒方向から遠ざけることができず姿勢を安定させることが阻害されることによって生じると考えられる.

静止立位姿勢の神経制御メカニズムについては，まだ十分に明らかにされていない．立位姿勢維持には，ヒラメ筋などの抗重力筋の働きが重要である[11]．Saltinら(1977)[12]は，上肢と下肢の筋のうちヒラメ筋が遅筋線維の割合が最も高いことを報告している．したがって，特にヒラメ筋が持続的な活動に適しており，ヒラメ筋の伸張性収縮とアキレス腱の高い剛性により，立位姿勢が維持されるといわれている[13]．こうした静止立位の制御はスティフネス制御と呼ばれ，これまで支持されてきた．しかし，拮抗筋の同時活動度が大きいほど，足関節の粘弾性は増加し，その結果姿勢の柔軟性は低下する[14]．さらに，Loramら(2004)[15]により前傾姿勢の場合，ヒラメ筋は伸張されず逆に収縮していると報告している．したがって，スティフネス制御仮説を否定する報告もある．一方，近年姿勢の柔軟性を保ちながら強靭に安定化する間欠制御モデル仮説が提唱されている[16,17]．Yamamotoら（2011）ら[18]は，健常者とパーキンソン病患者を比較することにより，あるパターンのパーキンソン病患者はスティフネス制御に近く，間欠制御モデルの崩壊により姿勢が不安定になることを示唆している．

1.3　重心動揺

重心動揺の安定に影響を及ぼす生理的因子としては，視覚系，前庭系，体性感覚系および筋機能の感覚機能が挙げられている[2]．これらの感覚機能が低下することにより，重心動揺は不安定になると考えられる．重心動揺の測定には，重心動揺計が多く用いられてきた．

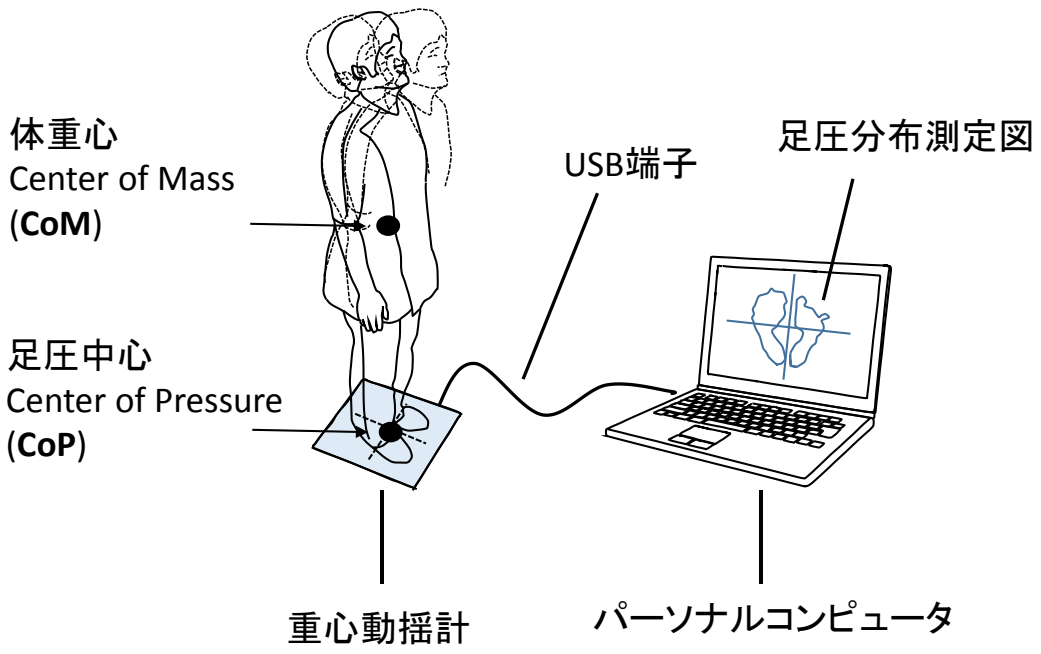

図1．重心動揺測定の実際．体重心（CoM）の動きを，足圧中心（CoP）の動きとして捉える．重心動揺計からUSB端子で繋いだパーソナルコンピュータ上に足圧の分布の様子が経時的にビジュアル化される．

図1に重心動揺計を用いた計測の様子を模式図で示す．重心動揺計とは，直立時の足圧中心 Center of Pressure（以下CoP）の動きを記録する装置である．その原理は，三角形または矩形の各頂点にある3ないし4個の圧力変換器より垂直荷重の中心点を算出し，CoPの動揺を圧力変化として検出する[19]．立位時の足にかかる圧力分布が色の違いで示される．重心動揺計より得られた圧力データは，デジタルデータとしてパーソナルコンピュータに入力され，記憶装置に保存される．図2に足圧分布測定図の一例とCoPの軌跡の拡大図を示す．パーソナルコンピュータ上には，足圧分布測定図が表示され，CoPの経時的な移動変化を観察することが出来る．また，静止立位姿勢における体重心 Center of Mass（以下CoM）の空間上の軌跡は，CoPの動きとは厳密には異なる．CoMは三次元空間における体重心の軌跡

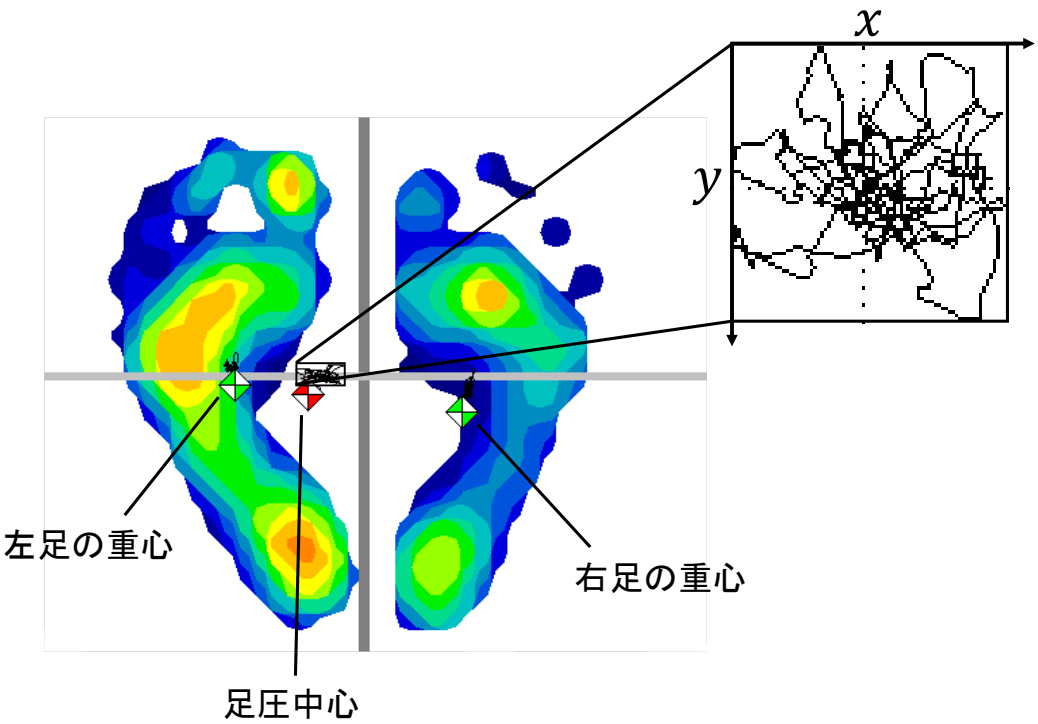

図2. 足圧分布測定図の一例と足圧中心（CoP）の拡大図を示す．真ん中の赤白マークが辿る黒線が足圧中心の軌跡を示す．左右の緑白マークは，それぞれ左足と右足の圧力の中心を示す．足圧分布測定図は，圧力値により13色の13階調で表示される．拡大図は，CoPの測定時間中に移動した軌跡を示す． xは左右方向を，yは前後方向を示す．

であり，一方でCoPは足底平面上の軌跡であるため，偶発的に大きな体動揺が生じた際には，CoMとCoPの位相にずれが発生する．ただし，管理下にある静止立位においては，CoMの軌道とCoPの軌道はほぼ同じであるとみなすことが出来る[20] ．臨床におけるめまいや平衡機能障害などの診断の他に，リハビリテーションやスポーツ医学の分野においても広く用いられている[16].

1.3.1　CoPの非線形運動に関する評価方法

Collinsら[21,22]によれば，CoPの変動は非線形運動のうちの確率論的過程を示すランダム

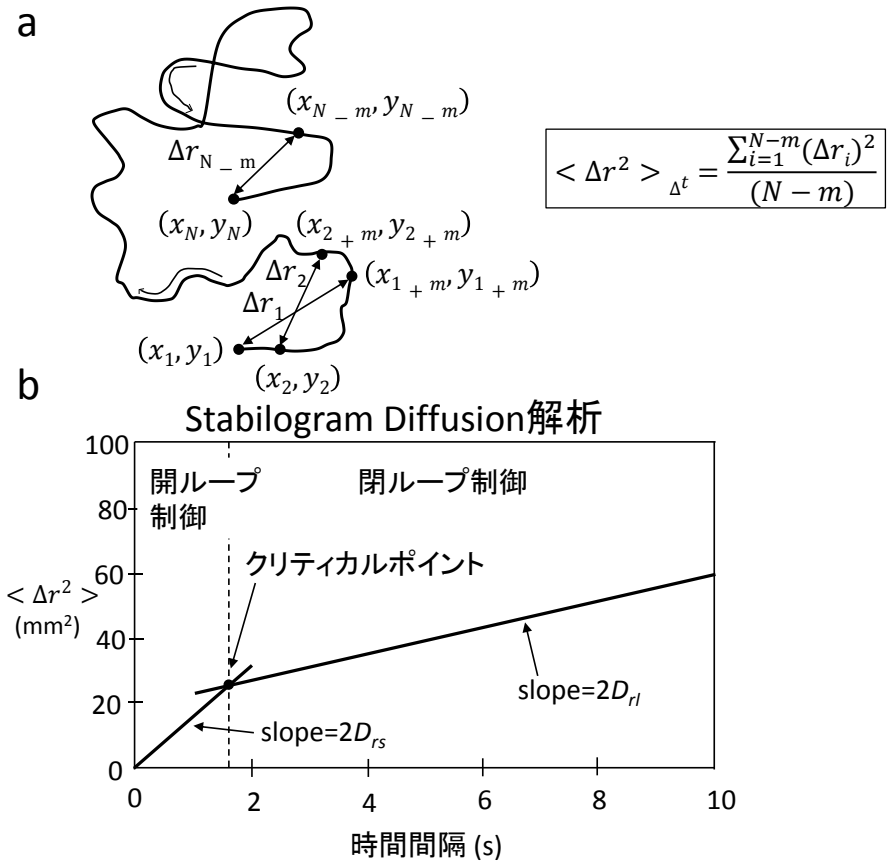

図 3（文献 21 より引用）．(a)は，データポイント N からなる足圧中心（CoP）に対して一定時間間隔における距離を平均二乗した図．公式は，平均二乗法を求める算出方法を示す．(b)は，横軸に時間間隔を，縦軸に a で得られた値をプロットした図である．クリティカルポイントは，最小二乗法によりフィッティングされた 2 直線の交点とする．クリティカルポイントまでの短期間領域は，開ループ制御と呼ばれる．クリティカルポイントを超える長期間領域は，閉ループ制御と呼ばれる．D_{rs} と D_{rl} は拡散係数と呼ばれ，それぞれ短期間領域と長期間領域についてフィッティングされた直線の傾きから算出される．

ウォークであると報告されている．確率過程論的視野からの運動に関する考察の最も古典的な例は，ブラウン運動である．図3に，Collinsらが提唱するStabilogram Diffusion解析を示す．図3aは，データポイントN個からなる足圧中心（CoP）に対して一定時間間隔における距離を平均二乗した図を示す．公式は，平均二乗法を求める算出方法を示す．図3bは，横軸に時間間隔を，縦軸に図3aで得られた値をプロットした図である．ランダムウォークを示

すCoPの位置変動について，時間間隔（Δt）と平均二乗変位（Δx^2）の関係は，粒子のブラウン運動で用いられるEinsteinの関係式

$$< \Delta x^2 >= 2D\Delta t \tag{1}$$

で表される．ここで，Dは拡散係数を表し，近似直線の傾きは$2D$となる．CoPの変動は，傾きが異なる2本の直線で特徴づけられる．一つ目は，時間間隔が短い範囲においてCoPの変動が持続性相関を示す開ループである．開ループの直線の傾きは，$2D > 1$となる．開ループ制御は，静止立位時のCoPが，CoPの安定中心点から遠ざかる方向の動きを示す．二つ目は，時間間隔が長い範囲においてCoPの変動が反持続性相関を示す閉ループである．閉ループの直線の傾きは，$2D < 1$となる．閉ループにおいては，安定中心点に向けてCoPを戻そうとする負のフィードバックが作用する．開ループと閉ループの2直線の交わる点はクリティカルポイントと呼ばれる[23]．そして，この異なる時間間隔において制御が変化することをクロスオーバー現象として知られており[24]，長期相関性（フラクタル性）を分析する上でクロスオーバーの存在を評価することは重要であるとされている[25]．静止立位姿勢がクリティカルポイントの範囲内に収まっているときには脳神経系による姿勢の補正制御が働かず，CoPは小さい偏位であり制御系は開ループであると考えられる．一方，クリティカルポイントの範囲を超えた姿勢の傾きの発生時には，CoPは大きい偏位であり脳神経系からの姿勢制御にフィードバック作用が介入することが分かっている．この時にみられる，直立姿勢を保つよう働くフィードバック作用が閉ループ制御であると考えられている[21,22,23]．

Mandelbrot[26]は，Einsteinの関係式 (1)を両軸対数プロットにより以下の式に一般化した．

$$< \Delta x^2 > \sim \Delta \mathrm{t}^{2H} \tag{2}$$

Hは，スケーリング指数と呼ばれ値の範囲は$0 < H < 1$である．$H = 0.5$の場合，通常のブラウン運動に相当し相関は0である．$H > 0.5$の場合，持続性相関を示す．$0 < H < 0.5$の場合，反持続性相関を示す．Collinsら（1995）[27]は，高齢者と若年者についてHの値を比較した結果，高齢者のほうが若年者より開ループ制御が強く働き，閉ループ制御までの時間が遅れることから不安定であると報告している．さらに，Larryら（1997）[28]は反持続性相関の存在は，CoPのランダムウォークの変動が角度だけでなく長さについても制限されることを示し，さもなければヒトは立っていることは出来ないと報告している．

主なフラクタル解析方法は，これまで主に三つ報告されている．一つ目は，Collinsらが提唱したStabilogram Diffusion Analysis (SDA)である[21,22,23]．二つ目は，Pengら[1995]によって考案されたDetrended Fluctuation Analysis (DFA)である[29]．三つ目は，パワースペクトル密度 Power Spectral Density (以下PSD)を用いた方法である[30,31,32]．生理学的データのフラクタル解析において信頼できる結果を得るのに，通常2^{12}個以上のデータポイントが必要であるといわれている[31]．Ekeらは，2^{17}個の長期時系列データの解析方法についてPSDのアルゴリズムを用いて報告している[30]．しかし，20 Hzのサンプリング周波数で30から60秒測定しても得られるデータポイントはせいぜい2^9から2^{10}個程度である．そこ

で，Delignièresらは比較的短い時系列データを分析するためのPSDについてアルゴリズムを用いて報告している[31]．CoPのPSDは，冪乗則に従う[21]．従って，横軸が周波数，縦軸がPSDの冪関数は，両軸対数に変換すると以下の式より，

$$|A(f)|^2 \propto 1/f^{\beta} \tag{3}$$

を用いて近似することができる[33]．βは，直線の傾きの絶対値を示す．図4は，三つの非整数ブラウン運動を示す（文献34より引用）．一つ目は図4aの場合であり$\beta = 0$の場合，ホワイトノイズと呼ばれ，時間相関を有さない．二つ目は図4bの場合であり$\beta = 1$の場合，$1/f$ ゆらぎあるいはピンクノイズと呼ばれ，非整数ガウスノイズと非整数ブラウン運動の境界の特殊な例である．$1/f$ ゆらぎは，生体のリズムによく見られる[35]．三つ目は図4cの場合であり，$\beta = 2$の場合，ブラウンノイズと呼ばれβの値が大きいほど長期（持続性）

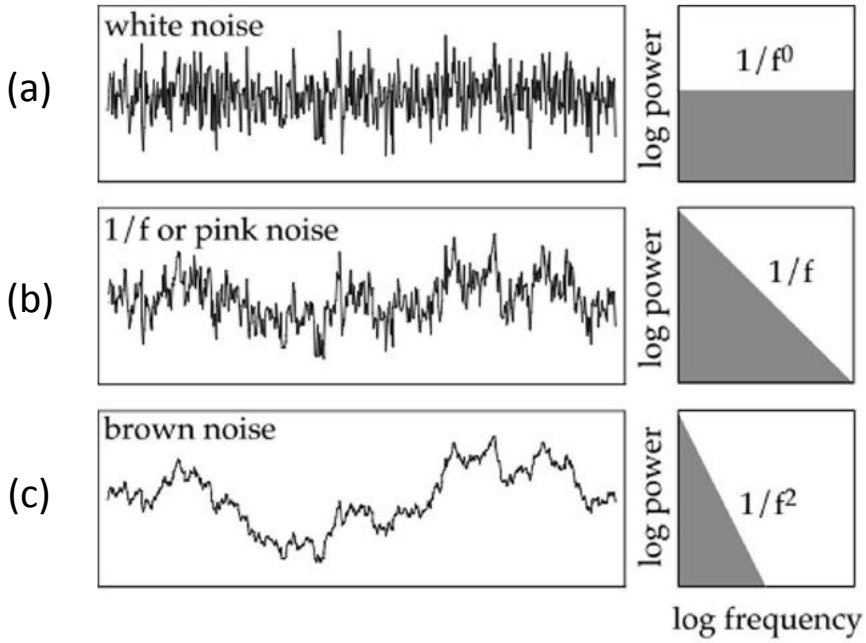

図4（文献31より引用）．横軸が周波数の対数であり，縦軸がパワースペクトル密度（PSD）の対数である．$|A(f)|^2 \propto 1/f^{\beta}$ の関係式からβの値により三つに分類される．

(a)$\beta = 0$の場合，ホワイトノイズである．(b)$\beta = 1$の場合，1/fノイズである．(c)$\beta = 2$の場合，ブラウンノイズである．

相関は弱い．$0 < \beta < 1$の場合，非整数ガウスノイズと呼ばれ，定常で拡散性はない．一方，$1 < \beta < 2$の場合，非整数ブラウン運動と呼ばれ非定常で拡散性を持ちべき乗則に従う[34]．Jekaら(2004)[36]やDelignièresら(2011)[31]は，安静時の立位姿勢はCoPの位置情報ではなく速度情報に基づいて制御されていると報告している．さらに，Delignièresらは，CoPの速度のPSDの傾きについて正の場合は反持続性相関を示し，負の場合は持続性相関を示すためクロスオーバーを著明に表すことができると報告している[24]．

1.4　先行研究

これまで，高齢者を対象に歯の喪失あるいは義歯の装着が重心動揺ならびに転倒に及ぼす影響が報告されている．まず，歯の喪失と転倒についてYamamotoら（2012）[37]は65歳以上の健常者1763名を対象に3年間の追跡調査を行い，3年後の過去1年間に転倒したか否かを再調査した．その結果，歯が19本以下で義歯を使用していない者は，性別，年齢，追跡期間中の機能的疾患，うつ，主観的な健康と教育歴を調整した上でも転倒のリスクが高くなると報告している．さらに，歯が19本以下でも義歯を装着することで転倒のリスクを軽減できる可能性も示されている．次に，歯の喪失と重心動揺について，Song-Yu Xら（2011）[38]は87名の高齢者を対象者のうち残存歯数が26歯以上の24名と12歯以下の22名についてCoPの総軌跡長，左右方向の長さ，前後方向の長さと面積を比較したところ，12歯以下のものは総軌

跡長が有意に長かったと報告している．また咬合力が小さいものほど総軌跡長は有意に長いとも報告している．しかし，残存歯数と重心動揺ならびに転倒との関連について，高齢者の口腔内状態を総合すると，歯の喪失だけでなく，残根や歯冠が崩壊している場合も多い．このような場合では，咬合支持が喪失し咬合接触に左右差が生じることが重心動揺に影響を及ぼす可能性がある．柳田（1994）は，咬頭嵌合位における咬合接触の不均等は，閉口筋特に咬筋の筋活動の平衡に影響を及ぼすと報告している[39]．また，Miyaharaら（1996）は，ヒトの噛み締めがヒラメ筋H反射を促通させると報告している[40]．これらの報告から，歯の喪失が重心動揺ならびに転倒に及ぼすメカニズムとして，咬合に左右不均衡が生じると筋・骨格系の左右差を生じ，その結果重心動揺ならびに転倒に影響を及ぼすのではないかと考えられる．咬合の左右差が重心動揺に及ぼす影響に関するこれまでの報告として，若年者を対象に口腔内装置を用いて臼歯部咬合支持の喪失が重心動揺に及ぼす影響が調べられている[41]．Yamagaら（2002）[42]は，高齢者を対象に口腔内状態としてEichner分類を用いて分類し，咬合支持をはじめ咬合の維持は年齢，性別や体格などの交絡因子を調整した上でも体力の維持につながると報告している．したがって，咬合接触の左右差は重心動揺に影響を及ぼす可能性があると考えられる．

無歯顎者が全部床義歯を装着することによりCoPに及ぼす影響についてYoshidaら（2009）[43]は，年齢や性別，体格といった因子をマッチングさせた全部床義歯装着者35名と健常有歯顎高齢者35名について，開眼および閉眼時におけるCoPの総軌跡長と面積を比較した．そ

の結果，閉眼時において無歯顎者は健常有歯顎高齢者より有意に重心動揺が大きくなるが，全部床義歯装着者の義歯装着時と非装着時において有意差は認められなかった．したがって，歯の喪失は重心動揺に影響を及ぼすが義歯の装着は影響を及ぼさないと報告している．一方，Okuboら（2010）[44]は34名の全部床義歯装着者について，閉眼時の全部床義歯装着時と非装着時におけるCoPの総軌跡長を比較した．その結果，義歯装着時は有意に小さいことから，義歯の装着は重心動揺の制御に効果があると報告している．

1.5　問題提起

本研究は互いに独立した二つの実験より構成する．一つ目は，若年者を対象として歯の喪失による咬合接触の左右差が重心動揺ならびに転倒に及ぼす影響について調べた実験である．二つ目は，高齢者を対象として，義歯の装着が重心動揺に及ぼす影響について調べた実験である．

歯の喪失が重心動揺ならびに転倒に及ぼす影響に関する研究は，その多くが高齢者を被験者として行われている．重心動揺や転倒に関連する因子は，歯の喪失だけではなく，現在までの報告によれば，内的要因として加齢の影響や全身疾患の有無と強く関連していると考えられている[45,46]．加齢の影響や全身疾患の影響と較べて，歯の喪失の影響がどの程度大きいかに関しては，関連する全ての因子を調整して分析することはきわめて困難であるため不明である．そのため，加齢の影響や全身疾患による影響を除外し，歯の喪失による

影響に限定した上での，重心動揺ならびに転倒に及ぼす影響を調べる必要がある．

無歯顎者が全部床義歯を装着することによりCoPに及ぼす影響について，Yoshidaら[43]とOkuboら[44]の報告は相反する結果である．その理由として，分析しているデータ数が異なるからではないかと考えられる．Yoshidaらのデータ数は，測定時間が20秒でサンプリング周波数は20 Hzであるため400である．一方，Okuboらのデータ数は，測定時間60秒でサンプリング周波数は40 Hzであるため2400である．データ数が少ないと，解析可能な周波数領域が狭い．データ数を多くするためには，測定時間を長くするかサンプリング周波数を上げる必要がある．しかし，本研究で使用する測定機器のサンプリング周波数は20 Hzで固定であるためサンプリング周波数を上げることはできない．また，測定時間を長くすることは被験者の負担になる．そこで，義歯の装着がCoPの非線形運動に及ぼす影響について，第1章3節に示した非線形運動を定量的に評価できる精度の高い指標を用いて評価する必要があると考えられる．

以上の二つの問題提起を以下にまとめる．

研究Ⅰ：咬合接触の左右差が重心動揺ならびに転倒に及ぼす影響を明らかにする実験

研究Ⅱ：全部床義歯装着がCoPの非線形運動に及ぼす影響を明らかにする実験

以降では，研究Ⅰ，Ⅱの詳細に関して詳述し，最終章において本研究をまとめる．

参考文献

1. 平成22年　国民生活基礎調査．厚生労働省

http://www.mhlw.go.jp/toukei/saikin/hw/k-tyosa/k-tyosa10/4-2.html.

2. 竹島伸生　編集（2010）．転倒予防のためのバランス運動の理論と実際．ナップ.
3. Granacher Y, Gollhofer A (2012). Is there an association between variables of postural control and strength in prepubertal children?. J Strength Cond Res 26: 210-216.
4. Li W, Keegan TH, Sternfeld B, Sidney S, Quesenberry CP, et al. (2006). Outdoor falls among middle-aged and older adults: a neglected public health problem. Am J Public Health 96: 1192-1200.
5. Guimaraes RM, Isaacs B (1980). Characteristics of the gait in old people who fall. Int Rehabil Med 2: 177-180.
6. Montero-Odasso M, Schapira M, Soriano ER, Varela M, Kaplan R, et al. (2005) Gait velocity as a single predictor of adverse events in healthy seniors aged 75 years and older. J Gerontol A Biol Sci Med Sci 60: 1304-1309.
7. Piirtola M, Era P (2006). Force platform measurements as predictors of falls among older people - a review. Gerontology 52:1-16.
8. Maki BE, Holliday PJ, Topper AK (1994). A prospective study of postural balance and risk of falling in an ambulatory and independent elderly population. J Gerontol 49: M72-84.
9. Rogers MW, Mille ML (2003). Lateral stability and falls in older people. Exerc Sport Sci Rev 31: 182-187.
10. 藤原勝夫（2011）．姿勢制御の神経生理機構．杏林書院.
11. 中村隆一（2002）．基礎運動学　第5版．医歯薬出版.
12. Saltin B, Henriksson J, Nygaard E, Andersen P (1977). Fiber types and metabolic potentials of skeletal muscles in sedentary man and endurance runners. Ann N Y Acad Sci 301: 3-29.
13. Winter DA, Patla AE, Prince F, Ishac M, Gielo-Perczak K (1998). Stiffness control of balance in quiet standing. J Neurophysiol 80: 1211-1221.

14. 伊藤宏司，伊藤正美（1991）．生体とロボットにおける運動制御．計測自動制御学会.
15. Loram ID, Maganaris CN, Lakie M (2004). Paradoxical muscle movement during postural control. J Physiol 556: 683-689.
16. 野村泰伸（2011）．ヒト静止立位姿勢の神経制御モデル．日本神経回路学会誌．18．85-98.
17. Bottaro A, Yasutake Y, Nomura T, Casadio M, Morasso P (2008). Bounded stability of the quiet standing posture: an intermittent control model. Hum Mov Sci 27: 473-495.
18. Yamamoto T, Suzuki Y, Nomura K, Nomura T, Tanahashi T et al. (2011). A classification of postural sway patterns during upright stance in healthy adults and patients with parkinson's disease. Journal of Advanced Computational Intelligence and Intelligent Informatics 15: 997-1010.
19. 日本めまい平衡医学会　編集（2009）．「イラスト」めまいの検査．診断と治療社.
20. Murray MP, Seireg A, Scholz RC (1967): Center of gravity, center of pressure, and supportive forces during human activities. J Appl Physiol 23: 831-838.
21. Collins JJ, De Luca CJ (1993). Open-loop and closed-loop control of posture: a random-walk analysis of center-of-pressure trajectories. Exp Brain Res 95: 308-318.
22. Collins JJ, De Luca CJ (1994). Random walking during quiet standing. Phys Rev Lett 73: 764-767.
23. Collins JJ, De Luca CJ (1995). Upright, correlated random walks: A statistical-biomechanics approach to the human postural control system. Chaos 5: 57-63.
24. Delignières D et al. (2011). Transition from persistent to anti-persistent correlations in postural sway indicates velocity based control. PLoS Comput Biol 7: e1001089.
25. 藤永博（2012）．自発性立位姿勢動揺のフラクタル性に関する考察ー自己相関のクロスオーバーと遅れフィードバック制御についてー．彦根論叢　391：50-64.
26. Mandelbrot BB, van Ness JW (1968). Fractional bownian motions, fractional noises and

applications. SIAM Review 10: 422-437.

27. Collins JJ, De Luca CJ. Burrows A. Lipsitz LA (1995). Age-related changes in open-loop and closed-loop postural control mechanisms. Exp Brain Res. 104: 480-492.
28. Larry S, Liebovitch and Weiming Yang (1997). Transition from persistent to antipersistent correlation in biological systems. Phys Rev E 56: 4557-4566.
29. Peng CK, Havlin S, Stanley HE, Goldberger AL (1995). Quantification of scaling exponents and crossover phenomena in nonstationary heartbeat time series. Chaos 5: 82-87.Eke A, Hermán P, Bassingthwaighte JB, Raymond GM, Percival DB, et al. (2000). Physiological time series: distinguishing fractal noises from motions. Pflugers Arch 439: 403-415.
30. Eke A, Hermán P, Bassingthwaighte JB, Raymond GM, Percival DB, et al. (2000). Physiological time series: distinguishing fractal noises from motions. Pflugers Arch 439: 403-415.
31. Delignières D, Ramdani S, Lemoine L, Torre K, Fortes M, et al. (2006). Fractal analyses for 'short' time series: A re-assessment of classical methods. J Math Psychol 50: 525-544.
32. Asai Y, Tasaka Y, Nomura K, Nomura T, Casadio M, et al. (2009). A model of postural control in quiet standing: robust compensation of delay-induced instability using intermittent activation of feedback control. Plos One 4: e6169.
33. Newman MEJ (2005). Power laws, pareto distributions and zipf's law. Contemporary Physics 46: 323-351.
34. Gilden DL (2001). Cognitive emissions of 1/f noise. Psychol Rev 108: 33-56.
35. 河原剛一（1997）．生体におけるリズム現象の制御とゆらぎに関する研究．電子科学研究 4: 33-39.Jeka J, Kiemel T, Creath R, Horak F, Peterka R (2004). Controlling human upright posture: velocity information is more accurate than position or acceleration. J Neurophysiol 92: 2368-2379.
36. Jeka J, Kiemel T, Creath R, Horak F, Peterka R (2004). Controlling human upright posture:

velocity information is more accurate than position or acceleration. J Neurophysiol 92: 2368-2379.

37. Yamamoto T, Kondo K, Misawa J, Hirai H, Nakade M, et al. (2012): Dental status and incident falls among older Japanese: a prospective cohort study. BMJ Open 2: 1-7.
38. Song-Yu X, Rodis OM, Ogata S, Can-Hu J, Nishimura M, et al. (2011). Postural stability and occlusal status among Japanese elderly. Gerodontology 29: E988-997.
39. 柳田昌宏（1994）．咬頭嵌合位の安定性とした下顎変位．補綴誌 38: 198-210.
40. Miyahara T, Hagiya N, Ohyama T, Nakamura Y (1996). Modulation of human soleus H reflex in association with voluntary clenching of the teeth. J Neurophysiol 76: 2033-2041.
41. Oie E, Horiuchi M, Soma K (2010). Effects of occlusal contact and its area on gravity fluctuation. Angle Orthod 80: 540-546.
42. Yamaga T, Yoshihara A, Ando Y, Yoshitake Y, Kimura Y, et al. (2002). Relationship between dental occlusion and physical fitness in an elderly population. J Gerontol A Biol Sci Med Sci 57: M616-620.
43. Yoshida M, Kikutani T, Okada G, Kawamura T, Kimura M, et al. (2009). The effect of tooth loss on body balance control among community-dwelling elderly persons. Int J Prosthodont 22: 136-139.
44. Okubo M, Fujinami Y, Minakuchi S (2010). Effect of complete dentures on body balance during standing and walking in elderly people. J Prosthodont Res 54: 42-47.
45. Hageman PA, Leibowitz JM, Blanke D (1995). Age and gender effects on postural control measures. Arch Phys Med Rehabil 76: 961-965.
46. Lord SR, Clark RD, Webster IW (1991). Postural stability and associated physiological factors in a population of aged persons. J Gerontol 46: M69-76.

第2章　研究Ⅰ：咬合接触の左右差が重心動揺ならびに転倒に及ぼす影響

2.1 背景

これまでの報告では，歯の喪失が重心動揺ならびに転倒に影響を及ぼすとされている[37,38,43]．これらの研究で，対象となった被験者は高齢者であった．本研究の目的である，義歯装着による重心動揺を調べる場合，被験者は高齢者が中心となる．そのため，加齢的な影響，すなわち，内的要因に留意する必要がある．義歯装着による重心動揺への影響に出来るだけ限定した実験を行うためには，その他の内的要因を排除することが望まれる．前章1節で述べたように，子供においては外的要因について転倒リスクは存在するが，内的要因については，高齢者と比較すると著しく減少する．これまで小児を対象に咬合と重心動揺との関係は報告されている[47]．しかし，小児を対象にした場合でも乳歯の交換など口腔内の状態は変化する．よって，小児において高齢者と同様の口腔内歯列状態を持った被験者を集める必要がある．そこで，転倒の条件を外的要因による転倒とし，咬合接触の左右差と外的要因による転倒との関連について調査するため，健常な若年者のうち咬合接触に左右差が存在する被験者の選定を行った．側方歯群交換期（HellmanⅢB群）の小児は，i）乳歯と永久歯との交換により一時的に咬合が失われ咬合接触に左右差が生じる時期，ii）厚生労働省の報告[48]による小児期において不慮の事故に対する転倒率が高い時期，iii）転倒による歯の外傷が生じやすい時期[49,50]であるため，本研究の目的と合致する．図5は，HellmanⅢB群の口腔内の状態の一例を示す．図5より，歯は存在しているが，咬合と関与していないことが分かる．外的要因による転倒に限定すれば，上述の3条件を満たす被験者は，高齢者における全身疾患や加齢的な影響を除外し，なおかつ，咬合接触の左右差と転倒との関係を観察できると考えられる．そこで，HellmanⅢB群に該当する小児

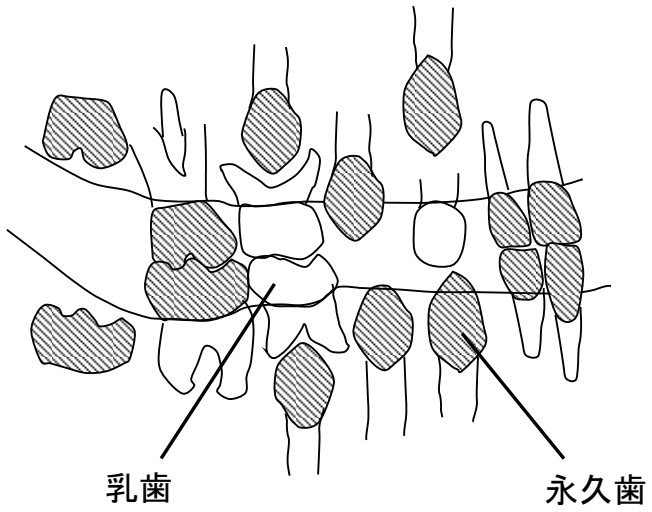

図5. 側方歯群交換期（HellmanⅢB）における口腔内の状態の一例を示す（文献63より改編）．斜線は永久歯を，白は乳歯を示す.

を対象として咬合接触の左右差が，重心動揺および転倒に及ぼす影響について重心動揺についてはCoPの測定，転倒についてはアンケートを用いて調べた.

2.2 方法

口腔内診査にてHellmanⅢB期に属することを確認した65名（男児32名，女児33名，平均年齢9.5±1.5歳）を被験者とした．尚，本研究は大阪大学大学院歯学研究科倫理委員会の承認（H22-E17）を得て実施したものである．本研究は未成年を対象に行っているため，本人および保護者あるいは被後見人（代諾者）にインフォームドコンセントを行い，同意の得られたものを対象とした．アンケートにより，年齢，身長，体重，過去1年間の転倒の有無と転倒回数を調査した.

咬合接触の左右差は，咬合圧測定器デンタルプレスケール（GC株式会社，東京）を用いて計測した．デンタルプレスケールは，感圧式シートを上下歯列咬合面に合わせた形状となっており，歯列弓の長さによりタイプLからSの順で三タイプ存在する．計測方法は，まず感圧式シートを被験者の口腔内に挿入し，上顎歯列咬合面に接触させ，最大咬合力で咬合させる

ことにより，上下歯列咬合面同士が接触した部位と，その部分の圧力を8段階で記録する[51]．記録した感圧シートを感圧シートデータ処理装置オクルーザーFPD705（富士フィルム株式会社，東京）にてデジタル化することでデータを取得することが出来る．本研究では，感圧シートの中央と歯列の正中が一致するように上顎歯列弓に接触させ，最大咬合力にて約3秒間持続的に咬合させた際の，感圧シートデータを取得した．それぞれの被験者の感圧シートデータについて，左右の咬合接触面積の割合の差の絶対値を算出し，それを咬合接触面積の左右差（%）と定義した．

筋力の低下，特に下肢筋力と握力の低下が，転倒リスクの増加につながることが報告されている[52,53]．したがって，本研究では片足立ち時間測定と握力測定の二つの体力測定を行った．片足立ち時間および握力は，厚生労働省の運動器の機能向上マニュアル（改訂版）に準じて測定した[54]．それぞれの体力測定方法の詳細を以下に示す．まず，片足立ち時間測定は，測定時間の短縮と視覚的影響を遮断するため閉眼状態で行った．閉眼で直立不動の状態から片足立ちさせた．その状態から支持脚の位置がずれるか，あるいは支持脚以外の体の一部が床に触れるまでの時間を二回測定し，長い方を代表値とした．握力測定には，デジタル握力計（株式会社マクロス，東京）を用いた．立位で測定器が体に触れないように利き手で握らせ，二回測定し大きい方を代表値とした．

重心動揺測定は，足圧分布測定器（フットビュークリニック，ニッタ株式会社，東京）（以下，FV）を用いた．FVの装置の説明は，第1章3節で詳述した．ここでは実験中でFVを用いた方法について詳述する．図1に，実際の重心動揺測定の様子を示す略図を示す．FVより得られた圧力データは，デジタルデータ（サンプリング周波数 20 Hz:，ベクトル量子化 8 bit）としてUSB端子を介してパーソナルコンピュータ（ONKYO，大阪）に入力され，記憶装置に保存された．パーソナルコンピュータ上には図2のような，足圧分布測定図が表示される．立位時の足にかかる圧力は，13色の13階調で表示される．両足のほぼ中央にある赤白マーカーが辿る黒線の軌跡が，CoPの移動した軌跡を示す．CoPの移動について，左右方向をx方向，

前後方向をy方向とする． 圧力データのデータ解析は，Matlab（The Mathwork, R2012a Student Version)を用いて行った．FVの圧力データは，44行52列の座標値を持ったスカラー値である．この圧力値から，以下の原理によりCoPの座標を求めた．原点を$O(x_0, y_0)$，ある点における足圧値を$P(x_i, y_i)$， xおよびy方向のCoPの座標をそれぞれ$\bar{x}$および$\bar{y}$とする．$\bar{x}$および$\bar{y}$は，一次モーメントであるため以下の式を用いて算出した．

$$\bar{x} = \frac{\sum_{i=0}^{52} x_i \times Px_i}{\sum_{i=0}^{52} Px_i} \tag{4}$$

$$\bar{y} = \frac{\sum_{i=0}^{44} y_i \times Py_i}{\sum_{i=0}^{44} Py_i} \tag{5}$$

算出したCoPの座標 $(\bar{x}, \bar{y})$の移動変化を，以下の条件について評価した．なお，日本平衡神経科学会の検査基準を参考に測定した[55]．ただし，被験者が小児であるため，安定した測定値が期待できる最長の10秒間を計測時間とした．重心動揺測定の条件は，１）視覚：開眼，２）顎位：下顎安静位と咬頭嵌合位，３）計測回数：3回，４）測定時間：10秒，５）サンプリング周期：20 Hzとした．評価指標は，10秒間にCoPの座標が移動する総軌跡長と矩形面積とした．総軌跡長は，10秒間のCoPが移動した総移動距離から算出され，CoPの移動量を示している．矩形面積は，xとy方向についてCoPの最大値から最小値を引いた絶対値の積により算出され，CoPの移動幅を示している．

統計解析には，SPSS Ver.20（IBM,NY)を用いた．まず，咬合接触の左右差が重心動揺に及ぼす影響について，スピアマンの順位相関係数を用いて咬合接触面積の左右差とCoPの総軌跡長および矩形面積の関連性を調べた．次に，転倒については連続変数である転倒回数を用いたが，過去１年間に転倒したことがあると答えた51名（78.5%）のうち，転倒回数を答えたものは男児11名，女児20名の合計31名であった．そこで男児と女児それぞれについて咬合接触面積の左右差が転倒に及ぼす影響について，転倒に関連すると考えられる因子を含め関連性を調べた．転倒と関連すると考えられる因子として，年齢，身長，体重，握力，閉眼片足立ち時間とした．統計学的分析には，スピアマンの順位相関係数を用いた．なお，有意

水準は5%とした.

2.3 結果

図6aは咬合接触面積の左右差と総軌跡長，図6bは咬合接触面積の左右差と矩形面積の相関図をそれぞれ示す．咬合接触面積の左右差と総軌跡長および矩形面積それぞれ相関分析を行った結果，まず総軌跡長について下顎安静位においては有意な相関は認められなかった($p = 0.171$，$r = 0.172$)が，咬頭嵌合位においては有意な低い正の相関が認められた($p = 0.017$，$r = 0.296$)．次に，矩形面積についても同様に下顎安静位において有意な相関は認められなかった ($p = 0.063$，$r = 0.232$)が，咬頭嵌合位においては有意な低い正の相関が認められた ($p = 0.010$，$r = 0.319$).

図7は，男児11名における転倒回数と年齢，身長，体重，握力，閉眼片足立ち時間および咬合接触面積の左右差との散布図行列を示す．咬合接触面積の左右差と有意な関連性を示す因子はなかった． また，転倒回数と有意な関連性を示す因子は，身長 ($p = 0.007$，$r = -0.753$)と握力 ($p = 0.012$，$r = -0.724$)であった．いずれも有意な高い負の相関を示した.

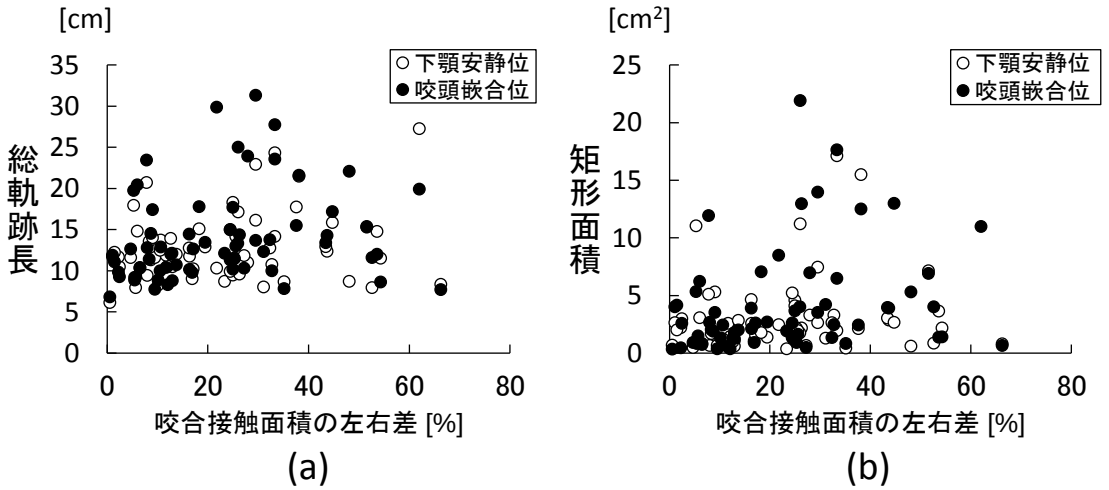

図6．咬合接触面積の左右差と総軌跡長および矩形面積の相関図を示す．各被験者について，○は下顎安静位，●は咬頭嵌合位の値をプロットした．(a)下顎安静位と咬頭嵌合位における咬合接触面積と総軌跡長との相関図．(b) 下顎安静位と咬頭嵌合位における咬合接触面積と矩形面積との相関図.

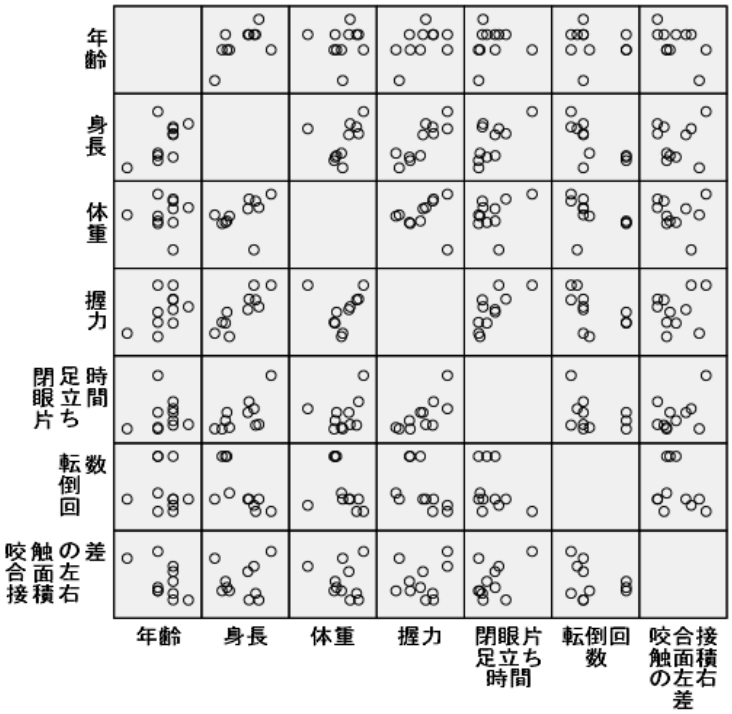

図 7．男児 11 名における転倒回数と年齢，身長，体重，握力，閉眼片足立ち時間および咬合接触面積の左右差との散布図行列を示す．

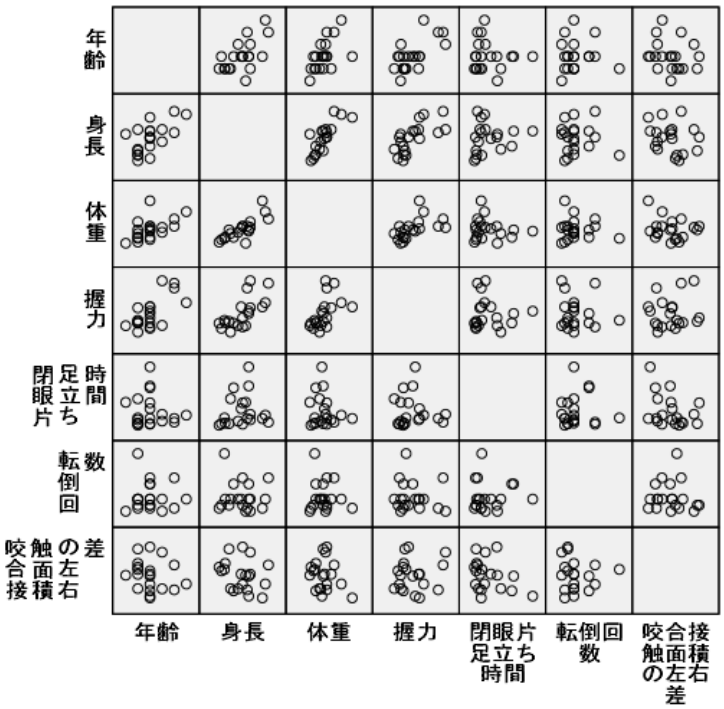

図 8．女児 20 名における転倒回数と年齢，身長，体重，握力，閉眼片足立ち時間および咬合接触面積の左右差との散布図行列を示す．

一方，図8は女児20名における転倒回数と年齢，身長，体重，握力，閉眼片足立ち時間および咬合接触面積の左右差との散布図行列を示す．咬合接触面積の左右差と有意な関連性を示す因子はなかった．さらに，転倒回数と有意な関連性を示す因子は存在しなかった．他の因子との散布図には相関は観察されず，スピアマンの順位相関係数の結果からも全ての因子について有意な関連性は認められなかった．

2.4 考察

咬合接触面積の左右差が重心動揺に及ぼす影響について，咬合が外乱因子としてCoPに影響を及ぼしたと考えられる．第1章で述べたように，歯の喪失が重心動揺ならびに転倒に及ぼすメカニズムとして，咬合に左右不均衡が生じると筋・骨格系の左右差を生じ，その結果重心動揺に影響を及ぼすのではないかと考えられる．本章の結果は，咬合接触面積に左右差が生じると重心動揺に影響を及ぼすことを示した．したがって，咬合の左右差がヒラメ筋などの抗重力筋の左右差など全身の筋・骨格系に及ぼす影響を明らかにすることにより，咬合の左右差が重心動揺に影響を及ぼすメカニズムが明らかになる可能性がある．しかし，本章は小児を対象に内的要因を除外した条件における結果である．内的要因を有する高齢者において，同様な結果が得られるのかは不明である．咬合接触面積の左右差が他の内的因子より影響が小さく，重心動揺に影響を及ぼさない可能性も考えられる．したがって，今後は重心動揺に影響を及ぼす因子を多数有する高齢者を対象に，咬合接触の左右差が重心動揺に及ぼす影響を調べる必要がある．研究Ｉにおいて被験者が小児であり30秒以上測定器上に静止することが困難であったため，測定時間を静止が持続可能である10秒とせざるを得なかった．そのため，非線形運動であるCoPの軌跡を詳細に解析することを優先せず，評価指標としてこれまで同様の研究で用いられてきたCoPの総軌跡長と矩形面積のみを用いて評価することとした．もし長い時間CoPの軌跡を計測することができれば，周波数分析あるいは位相の分析を実施し，小児においても咬合接触面積の左右差等がCoPの非線形運動に対する

影響を評価することができると考えられた.

転倒についてのデータは，アンケートによる被験者の自己申告による．つまり，各被験者の過去に起こった事象の思い出しに伴う偏り（リコールバイアス）が問題である．本研究において，小児を対象としたためリコールバイアスが大きく影響を及ぼしていると考えられる．小児の転倒は，日常生じるものであるが，高齢者の転倒はQOLの低下に関わる重大な問題であるため記憶の程度が異なるのではないか考えられる．また，WHOは転倒を「地面や床，あるいは他の低い場所に自らの意図なしに接地するイベント」と定義している[56]．一方，東京消防庁は「同一面上でバランスを失い倒れて受傷したもの」[57]と定義しており，転倒の定義は統一されていない．そのため，被験者によって転倒の捉え方が異なっている可能性が高いため，転倒回数については転倒の定義をどのように考えたかによって値が変動したのではないかと考えられる．本研究では，咬合接触面積の左右差と転倒との関連性に関して統計的有意差の有無を調べたが，転倒の定義の問題もあり相関係数を求める統計分析において十分な検出力が得られなかった．本研究で実施したアンケート調査は，対象とする群についての過去の履歴に基づく情報から得られる知見であることから，過去の転倒と現在の咬合接触面積の左右差との間に時間差が存在する．その期間において被験者は成長しており，主に咬合接触面積の左右差や身長，体重あるいは筋力に影響を及ぼしたと考えられる．本研究の結果より男児において転倒回数は身長と握力に高い相関が認められたことから，学童期における体格や筋力の成長因子が転倒と関連することは明らかである．それら身体的機能因子として現われる成長と転倒回数との因果関係は本研究では十分明らかにできなかった．また，高齢者の内的要因を排除するために，HellmanⅢB群を対象に咬合接触面積の左右差と転倒との関係について検討したが，その時期は成長期であり高齢者とは異なる内的要因を有していたことが分かった．よって，学童期においては成長因子を考慮に入れて転倒を分析する必要があると考えられる．本研究の目的である義歯の装着が重心動揺に及ぼす影響を明らかにするためには，物理的機構を考慮したより精度の高いパラメータを抽出

し，その上で統計解析を行うことが適切であろうと考えられた.

参考文献

47. Du X, Ogata S, Ji Y, Robis OMM, Matsumura S, et al. (2009). The relationship between body balance and occlusal balance of Japanese children during the deciduous dentition period. Ped Den J 19: 52-57.
48. 平成20年人口動態統計．厚生労働省 http://www.mhlw.go.jp/toukei/saikin/hw/jinkou/tokusyu/furyo10/03.html.
49. Patel MC, Sujan SG (2012). The prevalence of traumatic dental injuries to permanent anterior teeth and its relation with predisposing risk factors among 8-13 years school children of Vadodara city: an epidemiological study. J Indian Soc Pedod Prev Dent 30: 151-157.
50. Yassen GH, Chin JR, Al-Rawi BA, Mohammedsharif AG, Alsoufy SS, Hassan LA, et al. (2013). Traumatic injuries of permanent teeth among 6- to 12-year-old Iraqi children: a 4-year retrospective study. J Dent Child 80: 3-8.
51. 福田光男（1981）．新しい咬合力測定システムについてーニュープレスケールとその測定装置についてー．日歯周誌　23: 397-414.
52. Gerdhem P, Ringsberg KA, Akesson K, Obrant KJ (2005). Clinical history and biologic age predicted falls better than objective functional tests. J Clin Epidemiol 58: 226-232.
53. Tinetti ME, Doucette J, Claus E, Marottoli R (1995). Risk factors for serious injury during falls by older persons in the community. J Am Geriatr Soc 43: 1214-1221.
54. 平成21年運動器の機能向上マニュアル（改訂版）．厚生労働省 http://www.mhlw.go.jp/topics/2009/05/dl/tp0501-1d.pdf
55. 日本平衡神経科学会（1983）．重心動揺検査の基準．Equilibrium Res 42: 367-369.
56. WHOホームページ.

http://www.who.int/violence_injury_prevention/other_injury/falls/en/

57. 東京消防庁ホームページ. http://www.tfd.metro.tokyo.jp

第3章　研究Ⅱ：全部床義歯装着がCoPの非線形運動に及ぼす影響

3.1 背景

義歯を装着することがCoPに及ぼす影響について，これまでCoPの総軌跡長の長さや実効値面積の大きさの大小で評価されてきた[43,44,58,59]．しかし，これまでの評価方法では義歯の装着がCoPの非線形運動に及ぼす影響を評価できていないと考えられる．そこで，CoPの非線形運動を評価でき，且つその評価方法によりCoPに対する義歯の装着の有無の違いを評価できる指標が必要である．第1章3節-1に示す非線形運動の評価方法のうち，速度のPSDを用いれば義歯の装着の有無の違いがCoPの違いとして評価できると考えられた．さらに，同じ周波数でも位相は異なることから，周波数分析に加えて位相のすれを評価することでCoPの非線形運動をより詳細に評価できると考えられた．そこで，速度のPSDと位相のずれを用いて，全部床義歯装着者を対象に全部床義歯の装着がCoPの非線形運動に及ぼす影響を検討した．

3.2 方法

大阪大学歯学部附属病院咀嚼補綴科に定期健診で来院された全部床義歯装着者を対象に研究の内容に同意の得られた26名（男性12名，女性14名，平均年齢78.8±6.4歳）を被験者とした．尚，本研究は大阪大学大学院歯学研究科倫理委員会の承認（H24-E11-1）を得て行った．重心動揺測定は，第2章3節に詳述した内容と同様である．重心動揺測定の条件は，１）視覚：開眼，２）顎位：全部床義歯非装着時（以下GE），装着時（以下GD）の下顎安静位，３）計測回数：3回，４）測定時間：30秒，５）サンプリング周期：20 Hzとした．CoPはxおよびy方向で足・膝の関節や筋肉の動きが異なるため，それぞれ異なる調整が行われる[60]．

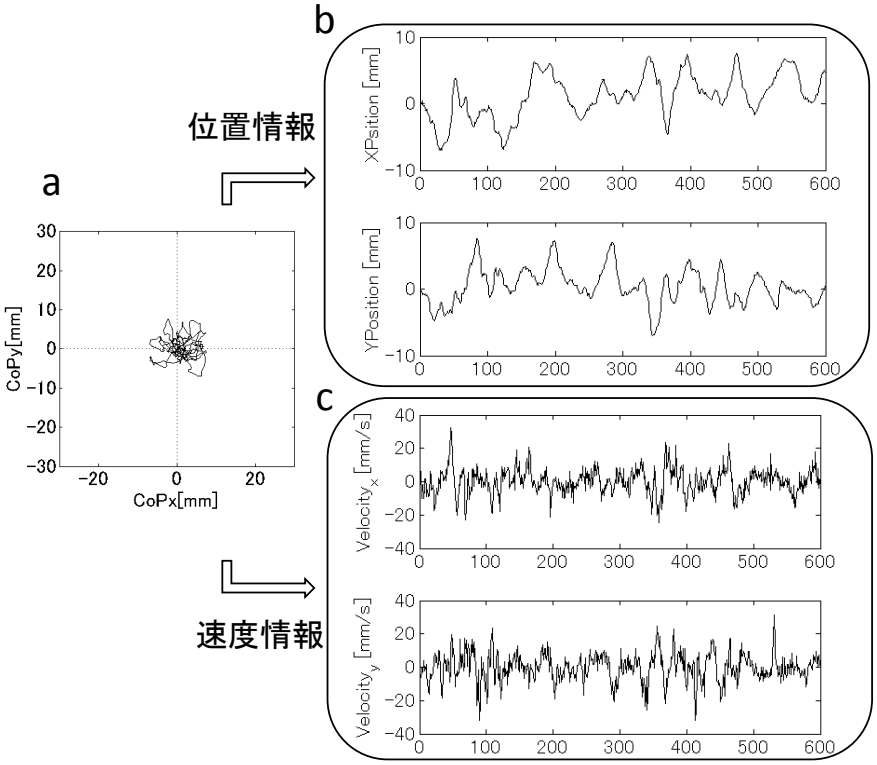

図 9．a は，30 秒間における足圧中心（CoP）の軌跡を示した XY 座標である． b は，XY 座標データの位置情報を左右および前後方向に分けて経時的に示した．c は，XY 座標データの速度情報を左右および前後方向に分けて経時的に示した．なお，横軸は測定時間 30 秒，サンプリング周波数 20 Hz のデータポイント 600 とした．

よって，CoPのXY座標データについてxおよびy方向に独立して分析した．図9にCoPのXY座標をxおよびy方向に分け，位置情報と速度情報に変換した一例を示す．図9aは，30秒間における足圧中心（CoP）の軌跡を示したXY座標である．図9ｂは，aのXY座標データの位置情報をxおよびy方向に分けて経時的に示したものである．図9cは，aのXY座標データの速度情報をxおよびy方向に分けて経時的に示したものである．速度情報は，xおよびy方向のCoPの位置情報を単位時間で割ることによりそれぞれに変換した．なお，図9bとcの横軸は測定時間30秒，サンプリング周波数20 Hzのデータポイント600とした．CoPの速度のPSDは，Welch法[61]を用いて算出した．ハミングウィンドウの長さは，600までの最大の階乗である512ポイントとした．オーバーラップは適正な12.5 %とした．測定した各条件3回のPSDの値は，時間平均するのではなく，周波数分析を行うためアンサンブル平均によりxおよびy方向の

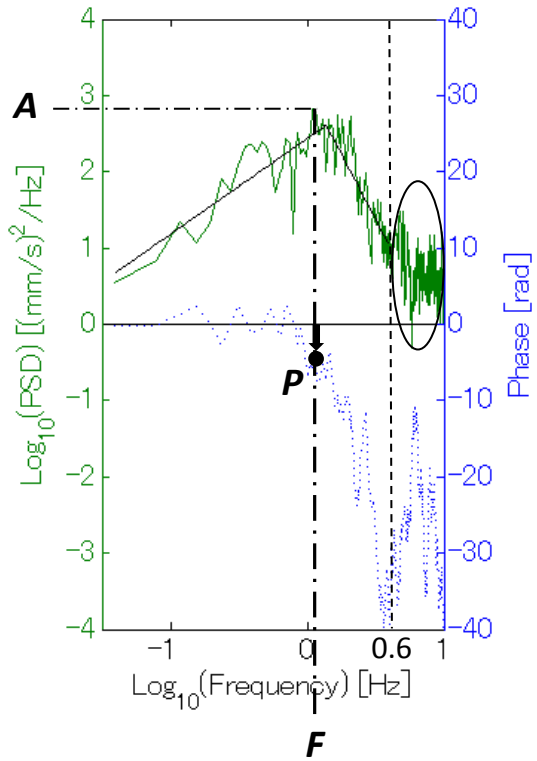

図10．CoPのパワースペクトル（PSD）および位相のずれを表す例を示す。横軸は，周波数の対数を示す．縦軸は，PSDの対数を示す．*A*は、PSDの最大振幅値[(mm/s)^2/Hz]を示す。*F*は、PSDの最大振幅を示す周波数[Hz]を示す。*P*は、*F*値における速度の位相のずれ[rad]を示す。図より横軸が対数で0.6（=4 Hz）より高周波域では，PSDの値が減衰している．よって，周波数の解析範囲は0.04Hzから4.0Hzまでとした．PSDについて，最小二乗法を用いて，0.04から*F*までと*F*から4.0 Hzまでの2直線によりフィッティングを行った．

それぞれを平均化した．本研究より得られたデータは，図10のPSDの波形から横軸の周波数の対数で0.6（=4 Hz）以上の周波数域においてパワーが減衰しエネルギーを失うことが確認された．よって，周波数の解析範囲を0.04 Hzから4.0 Hzまでとした．図10は，PSDおよび位相のずれを評価する三つのパラメータを示す．一つ目は，PSDの最大振幅値*A*［(mm/s)^2/Hz］であり，基本の揺れと定義した．*A*の値が小さいと，基本の揺れが小さいことを示す．二つ目は，*A*値における周波数*F*[Hz]であり，基本周波数と定義した．*F*の値が小さいと，基本の揺れがゆっくりであることを示す．三つ目は，*F*値における速度の位相のずれ*P*［rad]である．速度の位相は，3回測定した速度情報をアンサンブル平均したデータ数600ポイントにつ

いて，512ポイントで高速フーリエ変換（FFT）を行った後，さらに平滑化し算出される．Pの値がゼロから離れると，能動的あるいは受動的なCoPの制御が行われているのではないかと考えられる．PSDは，最小二乗法により0.04 HzからF までの範囲とFから4.0 Hzまでの範囲における近似直線を求めフィッティングを行った．速度のPSDについて，フィッティングした近似直線の傾きの正負の変化よりクロスオーバーの有無を評価した．図11は，ある被験者におけるクロスオーバーの有無を評価した1例である．図11aは全部床義歯の非装着時であり図12b装着時を示す．図11a-1およびb-3は，CoPのXYの直交座標を示す．図11a-2およびb-4は，xおよびy方向におけるパワースペクトル密度（PSD）および位相のずれを示す．図11a-2の前後方向について，PSDの低周波域における近似直線の傾きが負

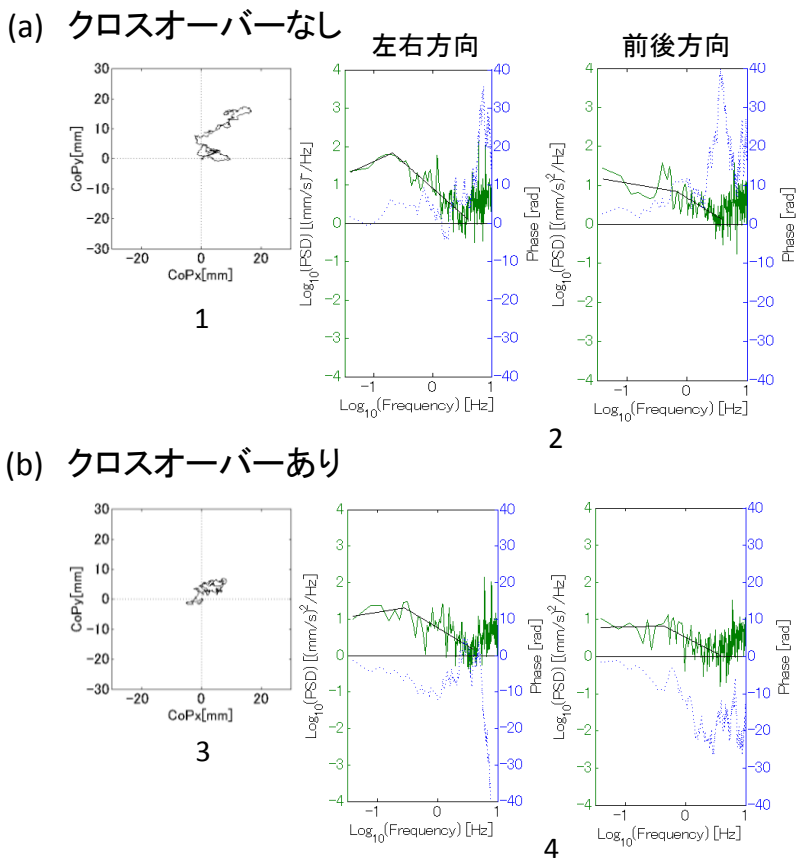

図11．クロスオーバーの有無を示す1例．図はある被験者における(a)全部床義歯非装着時と(b)装着時の1例を示す．(a-1)および(b-3)は，CoPのXYの直交座標を示す．(a-2)および(b-4)は，左右および前後方向におけるパワースペクトル密度（PSD）および位相のずれを示す．(a-2)の前後方向についてPSDの低周波域の近似直線が負であるため，クロスオーバーが生じなかったことを示す．一方，(b-4)の前後方向についてPSDの低周波域

の近似直線が正であるため，クロスオーバーが生じたことを示す

であるため，クロスオーバーが生じなかったことを示す．一方，図11b-4の前後方向についてPSDの低周波域の近似直線が正であるため，クロスオーバーが生じたことを示す．GDおよびGEにおけるA，FおよびPの値をWilcoxonの符号付順位検定を用いて比較した．有意水準は5%とした．なお，分析には統計解析ソフトSPSS Ver.20（IBM,NY)を用いた．

3.3 結果

全部床義歯装着者26名においてGEおよびGDのそれぞれxおよびy方向についてクロスオーバーの有無を評価したところ，クロスオーバーが生じなかったものは，GEのx方向は0例，y方向は3例とGDのx方向は1例，y方向は2例であった．よって本研究においては，クロスオーバーが生じなかったx方向について1例，y方向について5例については例数が少ないことから除外し，クロスオーバーが生じたx方向について25例，y方向について21例を比較の対象とした．クロスオーバーが確認されたものについてGDおよびGEのxおよびy方向のA，FおよびP値の比較した結果を示す．図12は，x方向におけるGDおよびGEの比較した結果を示し，図13はy方向におけるGDおよびGEの比較した結果を示す．図12aは，x方向についてGDはGEと比較して，Aについて有意差を認めなかったことを示す．図12bおよびcは，F値は有意に小さく$(p = 0.018,\ Z = -2.355)$，P値についても有意に小さい $(p = 0.037,\ Z = -2.086)$，P値についても有意に小さいことをそれぞれ示す．一方，y方向についてGDはGEと比較したところ図13bおよびcは，F値およびP値に有意差が認められなかったことを示す．図13aは，A値が有意に小さい$(p = 0.044,\ Z = -2.016)$ことを示す．

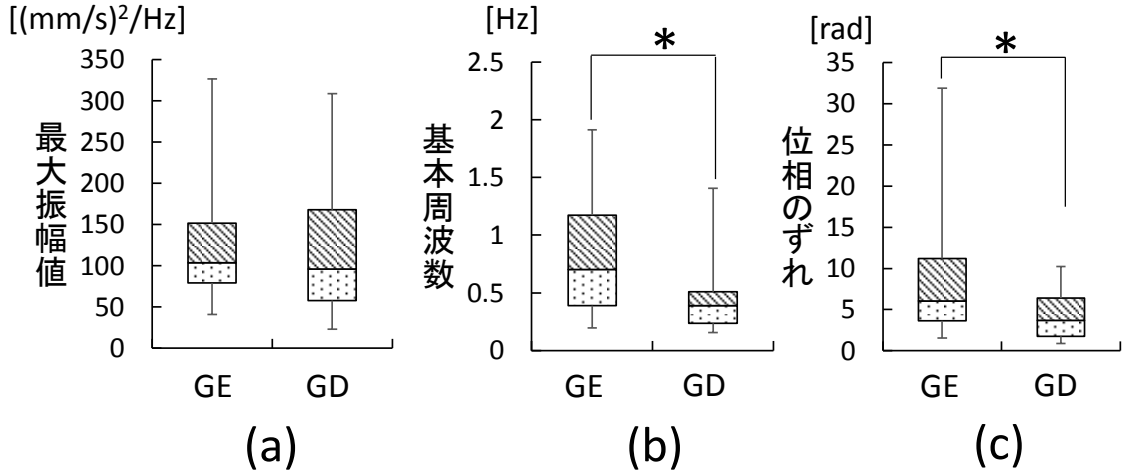

図12．クロスオーバーが生じた25例のCoPの左右方向について全部床義歯装着時および非装着時におけるパワースペクトル密度（PSD）と位相のずれを比較した結果．GEは，全部床義歯の非装着時を示す．GDは，全部床義歯の装着時を示す．(a)PSDの最大振幅値(A)．(b)PSDの最大振幅値を示す周波数(F)．(c)基本周波数における速度の位相のずれ(P)．$*p < 0.05$.

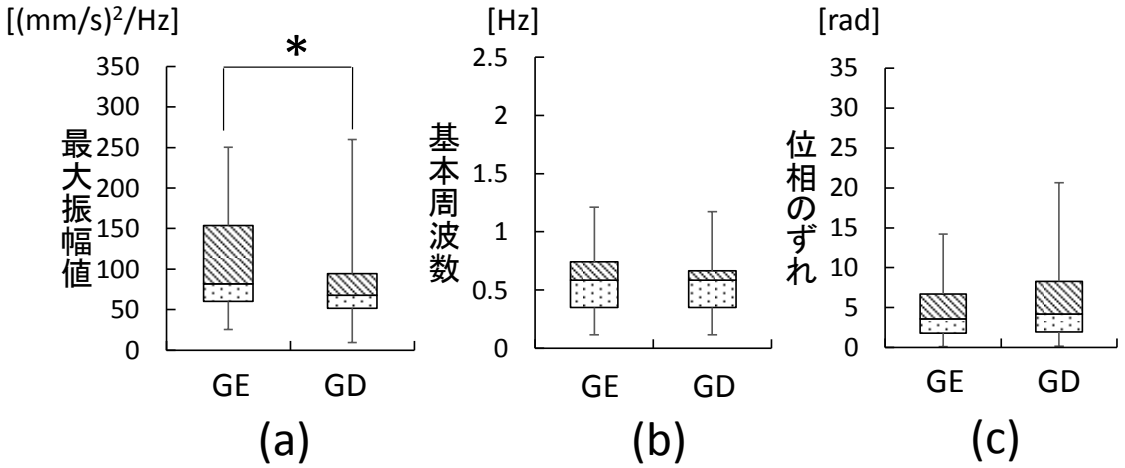

図13．クロスオーバーが生じた21例のCoPの前後方向について全部床義歯装着時および非装着時におけるパワースペクトル密度PSDと位相のずれを比較した結果．GEは，全部床義歯の非装着時を示す．GDは，全部床義歯の装着時を示す．(a)PSDの最大振幅値(A)．(b)PSDの最大振幅値を示す周波数(F)．(c)基本周波数における速度の位相のずれ(P)．$*p < 0.05$.

3.4 考察

義歯の装着が重心動揺に及ぼす影響について，これまでの報告では測定した全ての被験者を対象としていた[43,44,58,59]．しかし，クロスオーバーの有無を評価すると，クロスオーバーが生じないものと生じるものとに分類されることが分かった．クロスオーバーが生じない理由は，図6から測定時間内において低周波域に閉ループが存在しなかったからであると考えられる．クロスオーバーが生じないものについてCoPの制御は第１章3節-1に記載したようなスティフネス制御モデルに近く[16]，転倒するリスクが高いことが考えられる．しかし，本研究においてはクロスオーバーが生じない群の症例数が少なかったため，クロスオーバーが生じない群を除外した．将来的に被験者を増やしクロスオーバーが生じる群と生じない群の比較を行うことにより，どのような特徴の被験者にクロスオーバーが生じないか分かる可能性がある．パーキンソン病患者など立位に疾患を有する者を対象にクロスオーバーの有無を評価することにより，より正確にクロスオーバーの評価の必要性が理解できると考えられる．さらに，転倒との関連を調べることにより，転倒のリスクを予測できる可能性がある．

これまで義歯の装着が，CoPに及ぼす影響について評価されてきた総軌跡長あるいは実効値面積などが同じ場合であっても，本研究で用いた非線形運動を評価する周波数および位相の値は異なることが分かった．つまり，これまでの時間平均を用いたパラメータでは義歯の装着がCoPに及ぼす影響を評価するには不十分であった．そのため，義歯の装着がCoPの非線形運動にどのように影響を及ぼすのか明らかにすることはできなかった．そこで本研究において考案した評価指標を用いることにより，CoPの非線形運動を評価することが可能となった．その根拠として図14に総軌跡長と実効値面積がほぼ同程度を示す二つの結果を示す．図14(a)はある被験者の全部床義歯非装着時について，(b)は同一被験者の全部床義歯装着時についての結果を示す．図14(a-1)と(b-2)は，それぞれCoPの総軌跡長と実効値面積の結果がほぼ同程度である．しかし，図14(a-3)と(b-4)について，速度のPSDを評価する

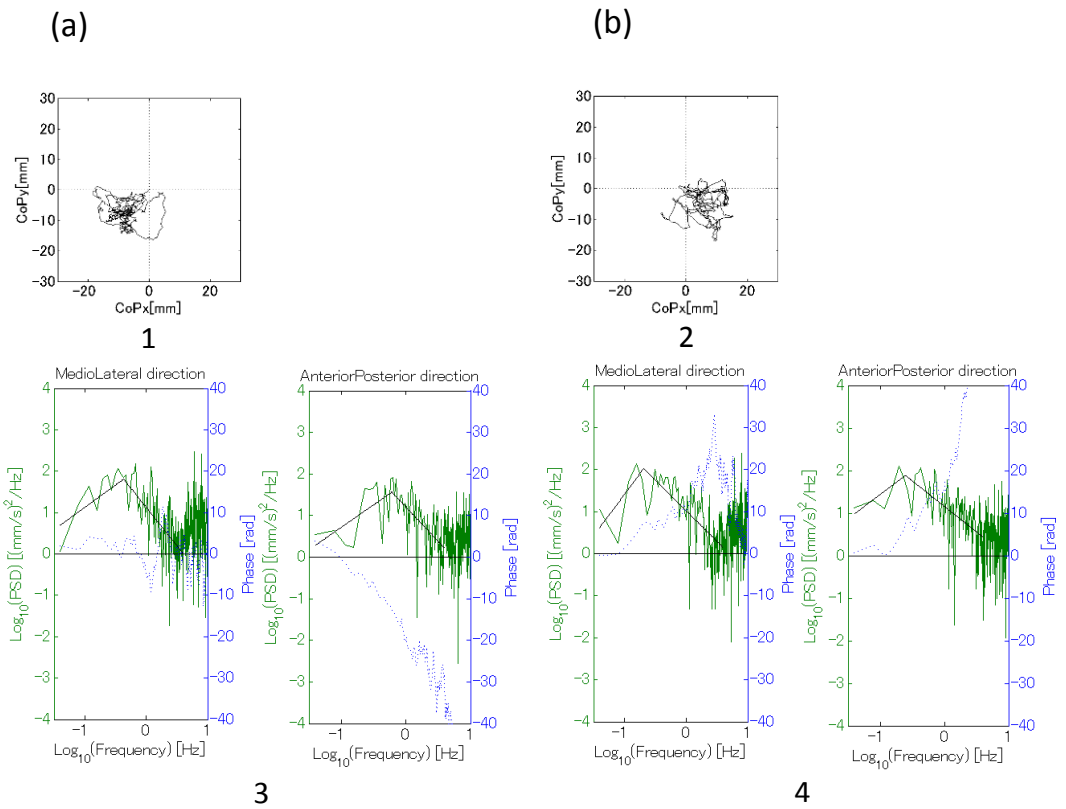

図14．足圧中心（CoP）のXY座標とパワースペクトル密度（PSD）と速度の位相のずれを示す．(a-1)と(b-2)は、CoPの総軌跡長および実効値面積がほぼ同程度である例のXYの直交座標を示す．(a-3)と(b-4)は、それぞれ(a-1)と(b-2)の速度のパワースペクトル密度（PSD）と速度の位相のずれを示す．

ことにより異なる値を示した．従って，これまで全部床義歯を装着してもCoPに影響を及ぼさないと報告された文献について，本研究で考案した評価指標を用いることにより，異なる結果が得られる可能性がある．第3章においては義歯の装着による下顎安静位のみを条件としたが，義歯を装着し咬合といった外乱因子を加えることにより，考案した評価指標はより明らかな義歯の装着と非装着時の違いとして評価することができると考えられる．

前後方向において基本周波数と位相のずれに変化が起こらなかった理由として，前後方向の足・膝関節の自由度は高く，左右方向は自由度が小さい[60]ことから前後方向のCoPの動揺は調節されているからではないかと考えられる．一方，左右方向に揺れると自由度が小さいため基本周波数や位相のずれに変化が生じやすいと考えられる．また，重心動揺の左右

方向の不安定さは，転倒の主なリスクファクターであり左右方向の安定は転倒防止に重要であると報告されている[7,8,9]ことから，本研究の結果より全部床義歯の装着は，転倒防止に寄与する可能性があると考えられる．

全部床義歯の装着によるCoPの非線形運動への影響に関する神経制御メカニズムは，未だ不明である．ヒトの重心動揺の神経制御メカニズムに関して，全部床義歯の装着が及ぼす影響を調べるためには，中枢における制御機能と局所におけるセンシング機能を踏まえた中枢のプログラム機能について，総合的な神経回路を調べる必要がある．そこでまず本研究では，全部床義歯装着による口腔粘膜に対する三叉神経系体性感覚の入力が，重心動揺に影響を及ぼすのではないかと仮説を立て，7名の全部床義歯装着者に対し上下顎の全部床義歯粘膜面に表面麻酔（8%キシロカインポンプスプレー）を塗布し口腔粘膜感覚を遮断した上で全部床義歯の装着がCoPの変動に影響を及ぼすのか考案した指標（A, F, P）を用いて検討した．表面麻酔の効果は，von Frey刺激毛を用いて痛覚閾値が低く[62]且つ測定しやすい下顎前歯相当部の口腔前庭部の感覚が鈍化したことを他覚的に確認することで判断した．尚，本研究は大阪大学大学院歯学研究科倫理委員会の承認（H24-E11-1）を得て行った．図15aおよびbは，上下全部床義歯装着状態で下顎安静位について表面麻酔前，表面麻酔後および表面麻酔無効後におけるCoPのx方向の基本周波数（F）および位相のずれ（P）の結果をそれぞれ示す．クロスオーバーが生じなかったものは，x方向では表面麻酔無効後に1例で，y方向では表面麻酔後に1例存在した．クロスオーバーが生じた残りのデータについて3群間において反復測定分散分析を行った結果，xおよびy方向において3群間についてA，FおよびPのいずれも有意差は認められなかった．このことから，全部床義歯装着による口腔粘膜感覚の入力は，CoPの変動に影響を及ぼさないと考えられた．ただし，本実験で行った表面麻酔のみでは，表在感覚のうちの触覚や圧覚は遮断できても義歯を装着して得られる深部性の触覚や圧覚までは遮断できないのではないかと考えられる．一方で，義歯の装着による体性感覚の情報は，表在感覚ではなく咬筋などの筋紡錘や腱，顎関節などの深部

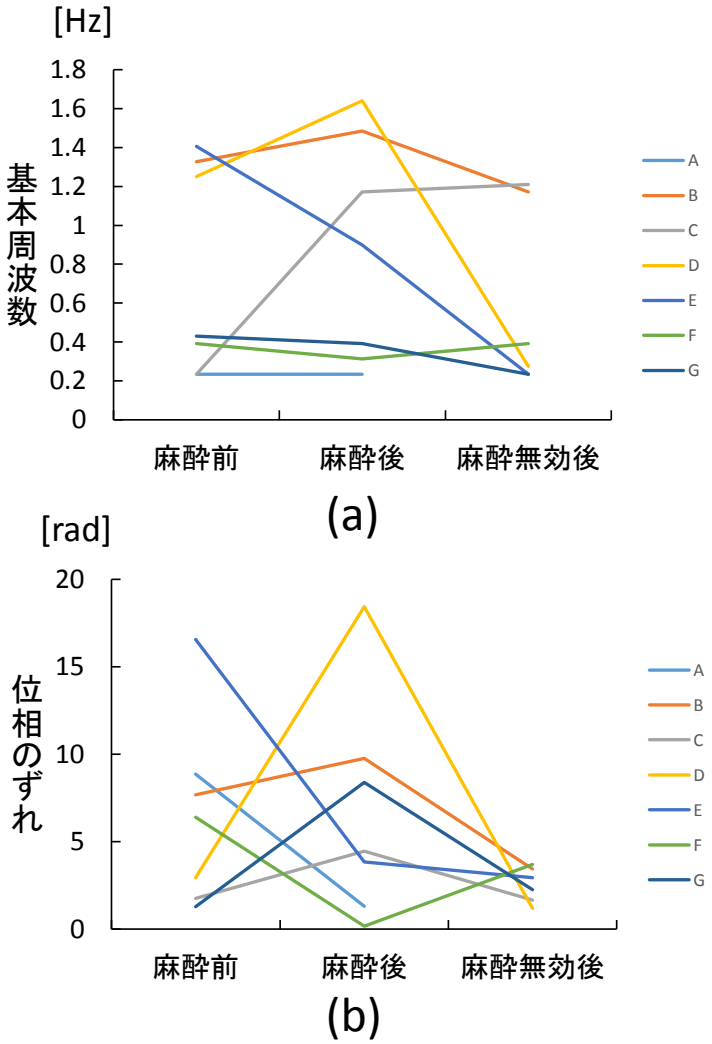

図15. 表面麻酔を用いた左右方向における基本周波数および位相のずれの変化を示す．麻酔無効後にクロスオーバーが生じなかった被験者Aについては，麻酔無効後の結果はなしとした．(a)は，全部床義歯装着時の下顎安静位における表面麻酔前，麻酔後，麻酔無効後の左右方向についてのパワースペクトル密度（PSD）の最大振幅値を示す周波数(F)の変化を示す．(b)は，全部床義歯装着時の下顎安静位における表面麻酔前，麻酔後，麻酔無効後の左右方向についての速度の位相のずれ(P)の変化を示す．

感覚に影響を及ぼしている可能性も無視できない[63]．今後，上記考察を踏まえ，以下の三つの実験を考案した．一つ目は，義歯の装着による圧覚や触覚を麻酔により遮断するのではなく義歯自体の重さを変化させCoPに及ぼす影響を調べること，二つ目は，咬筋などの筋紡錘に振動刺激を加え筋紡錘の活動を過度に活性化させることで遮断させCoPに及ぼす影響を調べること，そして三つ目は，義歯の咬合高径を高くすることにより筋紡錘や顎関節の変

化がCoPに及ぼす影響を調べることである.

義歯の装着がCoPの非線形運動に及ぼす影響の神経制御メカニズムの解明については今後，中枢における重心動揺の制御に働く神経回路がどういったものであるのかを明らかにするため，さらなる研究が必要である.

参考文献

58. Fujinami Y, Hatakawa I, Ahirano S, Watanabe I (2003). Changes in postural control of complete denture wearers after receiving new dentures- gait and body sway-. Prosthodont Res Pract 2: 11-19.
59. Morozumi K, Yamamoto I, Fujiwara T, Nishiya T, Takeuchi Y, et al. (2004). Effect of dentures wearing on motor reaction time and balance function in elderly people. J Physiol Anthropol Appl Human Sci 23: 129-137.
60. 星文彦，鈴久奈陽子，清水薫（1997）．静止立位重心動揺に対する足・膝関節固定の影響．北海道大学医療技術短期大学部紀要 9:39-45.
61. Gupta HR, Mehra R (2013). Power spectrum estimation using welch method for various window techniques. IJSRET 2. 389-392.
62. 森本俊文，山田好秋（2008）．基礎歯科生理学　第5版．医歯薬出版.
63. 前田隆秀，朝田芳信，田中光郎，土屋友幸，宮沢裕夫ら（2005）．小児の口腔科学　第1版．学建書院.

第4章　結論

本研究では，ヒトの静止立位における非線形運動に補綴処置が与える影響に関する研究について，まず研究Ⅰ ではHellmanⅢB群の小児に着目した咬合接触面積の左右差が重心動揺および転倒に及ぼす影響を調べ，次に研究Ⅱ では生理的あるいは病的老化を有する高齢者を対象に全部床義歯の装着が重心動揺の非線形運動に及ぼす影響を明らかにした.

研究Ⅰ では，内的要因を除外するためにHellmanⅢB群に着目し，咬合接触面積の左右差が重心動揺に及ぼす影響について検討した．その結果，咬頭嵌合位において咬合接触面積の左右差が大きいものは，総軌跡長が長く，矩形面積が広くなることを明らかにした．一方，アンケート調査において転倒回数と咬合接触面積の左右差には有意な関連性は認められなかった.

研究Ⅱ では，全部床義歯装着者について周波数分析および位相のずれを評価することにより，開眼時下顎安静位において全部床義歯の装着はCoPの非線形運動に影響を及ぼすことを明らかにした．義歯を装着することにより，左右方向のCoPの変動に影響を及ぼすため，結果として転倒のリスクが減少すると考えられた.

研究Ⅰ においては咬合接触面積の左右差を有する場合の咬合が，重心動揺に影響を及ぼすことを明らかにし，研究Ⅱ においては加齢あるいは全身疾患を有する高齢者を対象に義歯の装着が重心動揺に影響を及ぼすことを明らかにした．したがって，研究Ⅰ，Ⅱ より左右均等な咬合の付与や欠損部に義歯を装着するなどの補綴処置が重心動揺を小さくすることが示唆された.

本研究で用いたCoPの非線形運動の評価方法を用いることにより，咬合や義歯の装着などの歯科的対応がCoPに及ぼす影響について，これまでの知見とは異なる結果が得られる可能性がある．したがって，本研究で用いたCoPの非線形運動の評価方法を用いて先行研究を正

しく再評価する必要があると考えられる．また，今後第3章5節で記載した全部床義歯装着によるCoPの非線形運動への影響に関する神経制御メカニズムのさらなる解明が望まれる．

謝辞

稿を終えるにあたり，研究の機会を与えて下さり，御指導と御鞭撻を賜りました大阪大学大学院歯学研究科統合機能口腔科学専攻顎口腔機能再建学講座有床義歯補綴学・高齢者歯科学分野　前田芳信教授に謹んで感謝いたします．本論文の審査過程において，数々のご助言を賜った竹重文雄教授，杉村光隆准教授，石垣尚一講師に深謝いたします．また，日頃の研究活動において多くの助言を頂きました新潟大学　医歯学総合研究科　口腔生命科学専攻　顎顔面再建学　小野高裕教授，大阪大学大学院歯学研究科統合機能口腔科学専攻顎口腔機能再建学講座有床義歯補綴学・高齢者歯科学分野　池邉一典講師，権田知也講師，松田謙一助教，山本雅章助教，和田誠大助教，高橋利士助教にこの場を借りて謝意を表します．本研究の遂行にあたり，終始変わらぬご協力をいただきました医局員の皆様に深く感謝申し上げます．終始御懇篤なる御指導を賜りました医療情報室　野崎一徳先生に深く感謝申し上げます．最後に，大学院生活を支え，深い理解を示してくれた家族に心から感謝します．