The University of Osaka
Institutional Knowledge Archive

Title	DVカメラとモーションキャプチャーを応用した簡易型顎運動測定システムの開発
Author(s)	絹田, 宗一郎
Citation	大阪大学, 2004, 博士論文
Version Type	VoR
URL	https://hdl.handle.net/11094/45190
rights	日本歯科理工学会
Note	

The University of Osaka Institutional Knowledge Archive : OUKA

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

The University of Osaka

学　位　論　文

DVカメラとモーションキャプチャーを応用した簡易型顎運動測定システムの開発

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　顎口腔咬合学分野
絹田　宗一郎

DVカメラとモーションキャプチャーを応用した簡易型顎運動測定システムの開発

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　顎口腔咬合学分野

絹田　宗一郎

緒言

咀嚼運動に代表される顎運動は顎口腔の主要な機能の 1 つである [1]．そのため，顎運動を測定し分析することによって，顎口腔の機能状態を評価することが歯科領域の基礎ならびに臨床の両面から広く行われてきた [1-32]．

咀嚼運動は顎口腔系の機能をよく表しているといわれており，再現性の分析 [2, 3] や運動経路のパターン分析 [4-10] など数多くの研究 [11-19] が行われている．顎機能障害患者では再現性が悪く，運動経路が健常者と異なるパターンを示すことが多い．一方，限界運動は機能評価には適さないが能力評価が可能である．顎機能障害患者では開口障害や運動障害が多く認められるので，限界運動の評価は障害の程度や部位の診断に適している [19]．

顎運動の測定は古くから行われてきた．20 世紀初頭に下顎に装着した器具によって直接運動経路を描写する機械的描記法が行われて以来，写真 [19] や映画などを用いた測定が行われてきたが，分析に時間と手間がかかり主に研究用であった．1969 年に Jankelson[20] が，臨床で使用できる装置としてマンディブラーキネジオグラフ (MKG) [21, 22] を開発し，1970 年代になるとシロナソグラフ [23, 24] が登場したが，これらのシステムも一般臨床の場で用いるには不便な点が多く，改良の余地があった．

現在，顎運動の測定に使用されているシステムは，6 自由度顎運動測定システムと，切歯点のみの測定を行うシステムの 2 種に分けられる．6 自由度測定システムのうち光学式のものとしては，TRIMET（東京歯材社）[25] やナソヘキサグラフ（小野測器）[26] などのシステム [11, 12, 14, 27-29] があげられ，これらは複

数の標点の運動を複数のCCDカメラによって測定する．他に，ARCUS Digma (Kavo) [30] のような超音波を用いたシステムもある．これらの6自由度測定システムは，下顎切歯点とともに下顎頭の運動も高精度に測定，分析することが可能であり多くの有益な情報が得られる．しかし，1）一般臨床で用いるには高価であるうえ，2）患者への装置のとりつけが煩雑であり患者，術者双方への負担が大きく，3）その装置の装着によって自然な顎運動が阻害されやすいという問題点を持っている．

切歯点のみの測定を行うシステムでは，磁気センサ式のシステムが用いられており， MKGの発展型であるK7エバリュエーションシステム（モリタ） やシロナソグラフ アナライジングシステムⅢ（SGG/ASⅢ，カノープス）などを用いた多くの研究結果が報告されている [2, 3, 5-10, 13, 15-18]．磁気センサ式のものは，下顎中切歯唇側に小型の永久磁石を装着し，頭部に取り付けた磁気センサによって上記永久磁石の3次元的位置を高精度に検出することができる．これらも1）日常臨床で用いるには高価である上に，2）磁気センサや磁石の取り付けが煩雑であるだけでなく，3)頭部の磁気センサの重みが患者の負担となっている．

上述のように既存の顎運動測定システムは日常臨床へ普及するには問題があり，顎運動の測定は臨床上有益な情報が得られるにもかかわらず，大学病院などの特殊な診療機関以外ではほとんど行われていない．近年，歯科医療の高度化に伴い，インプラント補綴やセラミック修復などが日常的に行われるようになってきた．このような歯科医療の進歩に伴い，術前および術後の患者の顎運動を測定し診査を行う必要性がさらに高まっており，1）安価であり，2）操作が簡便で患者，術者双方の負担が少なく，3）患者の自然な顎運動を阻害しない

測定システムの開発が望まれている[31,32].

一方，運動を測定する手法として，スポーツ科学や映画，コンピュータグラフィックなどに応用されているモーションキャプチャーがある[33,34]. 本手法は，動画上の標点の動きを経時的に高精度に自動検出できるもので，簡単な標点のみを被験者の運動部位に装着すればよく，被験者，測定者双方の負担が少ないという利点がある．本手法を顎運動の測定に応用できれば，患者，術者に負担の少ない顎運動測定システムが構築できると考えられる．本手法は膨大な演算を行う必要があるため，かつては高価なワークステーションが必要であった．近年，低価格なパーソナルコンピュータ（PC）の処理速度が向上し，PC上で動作するモーションキャプチャーソフトウェアが登場した．さらに，一般家庭用に安価で高性能なデジタルビデオカメラ（DV カメラ）が市販され，撮影した動画データをPCに転送し使用することも容易となっている．

そこで，家庭用DVカメラによって被験者の顎運動を撮影し，PC上でモーションキャプチャーを行うことにより，簡便な顎運動測定システムの構築を試みた[35]．一般に3次元の運動測定を行うには複数のカメラによって撮影されたデータを高精度に統合する必要がある．しかし，既存の複数のCCDカメラを用いたシステムは高価であり，機器の設置や2台のカメラによる動画像の同期をとる操作などが煩雑である．

本研究では，安価かつ簡便に顎運動が測定可能なシステムを開発することを目的とし， Manfred らの方法[36]を参考に被験者の顔の側方に鏡を配置し，実像の運動と同時に鏡像の運動を1台の家庭用DVカメラを用い，撮影した動画データからモーションキャプチャーを用いて3次元的に顎運動を測定できる方

法について検討した．さらに，システムの測定精度について検証を行い，既存のシステムとの測定結果の比較を行った．

材料および方法

研究Ⅰ：システムの開発

家庭用 DV カメラを用いた簡易型顎運動測定システム（図 1）を構築し，限界運動および咀嚼運動の測定を行った．

1. 標点およびその固定治具の作製

モーションキャプチャーにより運動を追跡する標点は，直径約 10 mm の紙面に円形のパターンを印刷し，即時重合レジン（ユニファストⅡ，ジーシー）に貼付して作製した．これを，直径 0.9 mm のコバルトクロム合金製のワイヤー（サンコバルトクラスプ線，三金工業）と即時重合レジンにより作製した治具を用いて下顎切歯部に固定した（図 2）．

なお，DV 画像上で，標点の実像，鏡像の双方を容易に認識するために，標点は正面から左側方に約 45° 傾けて配置した．

2. 機器の設置

被験者をヘッドレストのついた椅子（浦長瀬椅子製作所）に座らせ，下顎切歯部に上述の標点固定用治具を瞬間接着剤（ラボシアノン，高圧ガス工業）で固定した．その際，標点は下顎切歯部の前方約 15 mm の位置に設置されたため

口唇等の運動を干渉しなかった．さらに，図3，4に示すように，頭部の運動を補正するため，同じ標点を3個付与した眼鏡を被験者に装着した．

標点の鏡像の運動から前後方向の運動を検出するため，図3に示す試作の鏡固定用治具（伊藤エンジニアリング）により被験者の左側方に鏡を固定した．その際，水準器（プラスチックレベル，エビス；感度 0.03°，精度±0.14°以内）を用いて，鏡が床に対して鉛直であることを確認した．

3. 測定

各標点およびその鏡像の運動を，被験者の前方に設置した家庭用DVカメラ（DCR-TRV900，ソニー；解像度：720×480ピクセル，毎秒30フレーム）で撮影した．

4. モーションキャプチャー

撮影した画像データを，IEEE1394端子を経て32ビットPC(PentiumⅢ 1GHz, Windows 2000（マイクロソフト)）に転送し，動画ファイル変換ソフトウェア（Motion Capture AVI，デジモ）およびモーションキャプチャー解析ソフトウェア（2D-PTV，デジモ）により，各標点およびその鏡像の運動軌跡を得た．下顎切歯部の3次元運動軌跡は，後述する自作のアルゴリズムを，表計算ソフトウェア（Excel 2000，マイクロソフト）上で適用して算出した．

5. 前後方向の運動の検出アルゴリズム

前後方向の運動は，各標点の実像および鏡像の運動から検出した．

図 5 は下顎が右側後方に運動した場合を示す．下顎が，後方のみに運動した場合，標点の鏡像は左方向に移動する．鏡像の運動は下顎の前後方向の運動だけでなく左右方向における運動の影響も受ける．そのため，右側後方に下顎が運動した場合，鏡の設置角度によっては，後方への成分と右側への成分の合成により，鏡像は右方向に動く（図 5．赤矢印）．

図 6 中央に示したように DV カメラと鏡が設置され，DV カメラの撮影方向と鏡のなす角度が θ であるとする．標点の運動は図 6 左に示すように，右側移動量と後方移動量に分けることができる．また，鏡像の運動は鏡をはさんで対称となることから，右側移動量，後方移動量の鏡像とあわせて図 6 右のように示すことができる．

このとき，実像で測定される標点の右側移動量と θ から，鏡像上での下顎の右側移動成分が算出する．

鏡像上での下顎の右側移動成分 ＝（標点の右側移動量） × $\cos 2\theta$ （ｉ）

そして得られた鏡像上での下顎の右側移動成分と，鏡像の測定値から，鏡像の上での下顎の後方移動成分を算出することができる．

鏡像上での下顎の後方移動成分

＝（鏡像の測定値）－（鏡像上での下顎の右側移動成分） （ii）

さらに，鏡像上での下顎の後方移動成分と θ によって標点の後方移動量を算出することができる．

標点の後方移動量 ＝（鏡像上での下顎の後方移動成分）$/ \cos(\pi/2 - 2\theta)$ （iii）

このように，標点の後方移動量を，実像の測定値である標点の右側移動量，鏡像の測定値およびθから算出する方法を考案した．また，鏡の設置角度によって鏡像が前方に動く場合も，同様に計算できる．

θは図4に示した頭部運動補正用標点のうち，①と②の実像での水平的距離と鏡像での水平的距離が以下の関係にあることを利用し算出した．

$\cos 2\theta$

＝（実像での2標点の水平的距離）/（鏡像での2標点の実像での距離）　（iv）

6. 頭部の運動の補正

被験者の装着した眼鏡に付与した頭部運動補正用3標点①，②，③（図4）によって規定される平面Lを基準として頭部の運動を補正した．標点①と標点②を通る直線をx軸とし，平面L上でx軸に垂直な①を通る直線をy軸，平面Lの①を通る垂線をz軸とした．これらをDVカメラの撮影フレーム毎に逐次算出し，頭部の運動に左右されない下顎切歯部の運動軌跡を得た．その後，測定開始時の下顎切歯部の位置を原点とした経時的な標値を算出した．

7. 被験者の顎運動の測定

研究の趣旨を説明し，同意の得られた本学学生1名を被験者として選択し，本システムによって限界運動および咀嚼運動の測定を行った．咀嚼運動は左右側を指定し，測定中の連続した10サイクルについて分析した．被験食品にはチューインガム（フリーゾーン，ロッテ）を使用した．

研究Ⅱ：測定精度の検証

研究Ⅰで構築した簡易型顎運動測定システムが，臨床上十分な測定精度を有しているかどうかを検討した．

1. 測定

10 μm ピッチで移動距離を制御可能な XY ステージ（CAMM-3，ローランドディー.ジー.）上に標点を設置し，その移動を前方に設置した DV カメラによって測定した．研究Ⅰの方法に準じて，標点の右側方に前後方向測定用の鏡を固定した（図 7）．測定用標点を水平に 3 個配置し，両端の 2 標点間の実像と鏡像の水平距離を利用して，鏡と DV カメラのなす角度 θ を研究Ⅰで用いた式（iv）に準じて確認した．

2. 測定条件

実像のみで測定可能な左右方向（x 軸方向）および上下方向（y 軸方向）の測定誤差について，移動距離 10, 20, 30 mm に対し検証した．上下方向（y 軸方向）の測定は， XY ステージを左右方向と同様に移動させ，DV カメラを 90° 傾けて行った．

鏡像から検出する前後方向（z 軸方向）の測定誤差については，鏡と DV カメラの撮影方向との角度を 15.0 °，22.5 °，30.0 ° の 3 通り設定に対し，移動距離を 30 mm に統一して検証した．

3. 誤差

XY ステージの移動距離を真値として，本システムによる測定値と比較した．すなわち，

誤差 =｜（本システムによる測定値）－（XY ステージの移動距離）｜　（v）

とし，統計処理には有意水準を 5%として Bonferroni の多重比較検定を用いた．

研究Ⅲ：本システムと既存のシステムとの比較

本システムが，既存の顎運動測定システムと同様に臨床応用可能であることを確認することを目的として，本システムと既存の顎運動測定システムを用いて同時に顎運動の測定を行い，その結果を比較した．

1. 被験者

本学職員および学生から，研究の趣旨を説明し同意の得られた 5 名を被験者として選択した．

2. 測定方法（図 8）

図 2 に示した標点固定治具に既存の顎運動測定システム（SGG/ASⅢ）の磁石を装着し，被験者の顎運動を，本システムと SGG/ASⅢにて同時に測定した．本システムの頭部運動補正用の標点を SGG/ASⅢの磁気センサのフレーム上に 2 点のみ設置した（図 8．矢印）．鏡を研究 I の方法に準じて，被験者の左側方に DV カメラの撮影方向と約 30 °となるように設置した．

なお，SGG/ASⅢの大きな磁気センサを装着したため，研究Ⅰに比べて小さな鏡しか設置できず，頭部運動補正用標点の鏡像を撮影することができなかった．そのため，頭部運動の補正は上下，左右方向の2次元的にのみ行った．なお，測定中に頭部が大きく動いた際は，SGG/ASⅢにおけるPC画面上で測定点が原点に戻らないため判別が可能であり，研究Ⅲの測定では，頭部の運動を大きく補正する必要はなかった．

上記の理由により，研究Ⅰのように頭部運動補正用の平面Lを設定することができなかったため，座標軸はDVカメラを基準として設定した．すなわち，SGG/ASⅢと同様に測定開始時の下顎切歯部の位置を原点とし，原点を通りDVカメラの撮影方向に平行な直線をz軸，原点を通りz軸と地面に対して垂直な直線をy軸，原点を通りz軸とy軸に垂直な直線をx軸とした．

また，鏡の角度を計算する際にも，頭部運動補正用標点を利用できなかった．そこで，測定の前に2つの標点を水平に配置した棒状の治具を口腔周囲に配置して撮影し，それら2標点の実像上での水平的距離と鏡像上での水平的距離を，研究Ⅰで用いた式（iv）に適用して，鏡とDVカメラのなす角度θを確認した．

3. 被験運動

被験運動は，臨床で測定されることの多い限界運動および咀嚼運動とした．咀嚼運動については，左右側を指定し測定を行った．被験食品にはチューイングガムを使用し，口腔内で十分に軟化したことを確認した後に，連続した10サイクルを対象として測定を行った．

4. 比較方法

限界運動に関しては，両者によって得られた軌跡を，原点を基準として重ね合わせて視覚的に比較を行った．さらに，最大開口時の座標値の差（(本システムによる測定値）－（SGG/ASⅢによる測定値)）を求めた．

咀嚼運動では，厳密な測定値も重要であるが，臨床応用する上では測定された経路の形態を評価するパターン分析[4-10]が数多く行われている．そこで，視覚的な比較を行ったうえで，本システムによって測定された経路の形態が，既存のシステムと同じ形態であることを客観的に評価する必要がある．しかし，3次元座標上の運動経路を直接比較するのは困難である．そこで，x, y, z 各座標値ごとに本システムと SGG/ASⅢの座標値間の回帰分析を行い評価した．

すなわち，本システムによる測定値を目的変数として縦軸に，SGG/ASⅢによる測定値を説明変数として横軸に設定した散布図を描き，近似直線を最小二乗法によって決定し，両システム間の各座標値の関係を 1 次式で表した（図 9）．そして，決定係数 R^2 によって両者の経路が同じ形態であるか否かを評価し，直線の傾きである回帰係数 β_1 によって測定値の絶対座標間の違いを評価した．

評価には，各咀嚼の 1 サイクル目の最大開口時（y 座標が最大値を示すとき）から 5 秒間のデータを用いた．本システムおよび SGG/ASⅢの測定周波数は，それぞれ 30 Hz / 秒，100 Hz/ 秒と異なっているが，それらの 5 秒間の測定結果を自作の周波数変換ソフトウェア（Visual BASIC（マイクロソフト）上で作動）にて 10 Hz に変換した．そして，左右咀嚼それぞれの上下方向の測定値（y 座標），左右方向の測定値（x 座標），前後方向の測定値（z 座標）について，回帰分析を行った（図 10）．

結果

研究Ｉ：システムの開発

図 11 に被験者の限界運動の測定結果を示す．各図はそれぞれ左から，前頭面（x-y 平面），矢状面（y-z 平面），水平面（z-x 平面）の各平面への下顎運動の軌跡の投影像であり，それぞれの原点付近の拡大図を併記する．この被験者の限界運動のうち側方運動をみると，前頭面において左右対称的である様子が観察できたが，矢状面および水平面でみると前後的には左右非対称であり，左側運動時にのみ前方に運動していた．また，前頭面および水平面において最大開口時に下顎が一度右側に偏位する様子が確認できた．

図 12 に同じ被験者のチューインガムを用いた 10 サイクルの咀嚼運動の測定結果を示す．本計測において，左右側咀嚼ともに前頭面および水平面において下顎が作業側に大きく偏って運動している様子が観察できた．また，左側咀嚼では水平面において運動経路が交叉している様子が，右側咀嚼では水平面において経路が直線的である様子が確認できた．

また，被験者に頭部を，ヘッドレストに置くように説明し，特に固定しなかったが，いずれの運動の後にも軌跡はほぼ原点に戻っており，頭部の運動の補正が適切に行われていることが示された．

このように，モーションキャプチャーと鏡を用いた前後方向測定の，座標計算アルゴリズムを使用することで，限界運動および咀嚼運動における下顎切歯部の運動を 1 台の家庭用ＤＶカメラによって 3 次元的に測定することができた．

研究Ⅱ：測定精度の検証

図 13 に上下方向（y 軸方向）および左右方向（x 軸方向）の 10, 20, 30 mm 移動時の測定誤差を示す．これらの測定誤差は 0.05～0.07 mm であったが， XY ステージの移動方向および移動距離の違いによる有意差は認められなかった．

図 14 に 30 mm 移動時の前後方向（z 軸方向）の測定誤差を，鏡と DV カメラの撮影方向との角度別に示す．鏡の設置角度が 15.0° の場合，測定誤差は 0.42 ±0.06 mm と大きな値を示したが，22.5° で 0.24±0.02 mm，30.0° で 0.11±0.05 mm と角度が大きくなるにしたがいその値は有意に減少した（$P < 0.01$）．鏡の設置角度をさらに大きくすれば，測定誤差は減少すると予測されたが，そのような場合，鏡像を動画上で認識することが困難で測定不可能であった．また，30.0° における誤差と図 13 で示した上下および左右方向の誤差との間に有意差は認められなかった．

以上より，本システムにおいて鏡を 30.0° の角度で設置することにより，顎運動の 3 次元分析に十分な測定精度を有していることが示された．

研究Ⅲ：本システムと既存のシステムとの比較

1. 限界運動

図 15 に本システムと SGG/ASⅢで 5 人の被験者の限界運動を同時に測定した結果を，本システムによって測定された運動経路を赤線で，SGG/ASⅢによって測定された運動経路を青線で示す．

すべての被験者において，側方運動時，前方運動時，最大開口時のいずれの運動についても，本システムによる測定結果は，SGG/ASⅢによる測定結果と視

覚的によく類似していた.

しかし，被験者 NKM（図 15-2）および HRK（図 15-4）では，側方および前方運動時の軌跡はほぼ重なり合っているにもかかわらず，最大開口時の両者の測定値には差が認められた．NKM（図 15-2）では x 座標値の差が -7.4 mm，y 座標値の差が -1.6 mm，z 座標値の差が -4.3 mm であり，HRK（図 15-4）ではそれぞれ，1.6 mm，5.8 mm，0.3 mm であった．なお，5 名の被験者の座標値の差の平均と標準偏差は, x 座標値では -1.5±3.5 mm, y 座標値では 1.5±2.8 mm, z 座標値では -1.1±2.0 mm となった.

2. 咀嚼運動

図 16 に本システムと SGG/ASⅢで 5 人の被験者のチューインガムを用いた咀嚼運動 10 サイクルを同時に測定した結果を, 本システムによって測定された運動経路を赤線で，SGG/ASⅢによって測定された運動経路を青線で示す.

図 16-1 に被験者 SMD の左側咀嚼を示す．前頭面および矢状面において下顎切歯部が直線的に運動しており，開閉口路がほぼ重なり合っている様子など，上段に示す本システムによって測定した結果は，下段に示す SGG/ASⅢによる測定結果と類似していた.

また，図 16-2 に示す同被験者 SMD の右側咀嚼においても，前頭面および水平面で開口時に下顎が右側にのみ運動している状態，矢状面で直線的に動いている状態など，上段に示す本システムによって測定した結果は，下段に示す SGG/ASⅢによる測定結果と類似していた．さらに，サイクル別に重ね合わせて運動経路を比較しても，赤で示す本システムによる測定結果は，青で示すシロ

ナソグラフによる測定結果とほぼ重なり合っていた．サイクル 1 においては，前頭面および水平面で開閉口経路が交叉している様子が両システムで認められた（図 16-3）．

図 17 に被験者 NKM の咀嚼運動の測定結果を示す．この被験者においても，左側咀嚼で非作業側に全く運動しない様子など，上段に示す本システムによる測定結果は，下段に示す SGG/ASⅢによる測定結果と同様の傾向を示した．

しかし，サイクル別に重ね合わせると，一部の被験者の限界運動測定時と同様に，運動経路の概形は類似していたが，測定値の絶対座標に差がみられた（図 17-3）．すなわち，本システムによる測定は，SGG/ASⅢによる測定に比べて側方移動量が小さく前方移動量が大きかった．

他の被験者の計測結果について，図 18-20 に示す．これらにおいても，本システムと SGG/ASⅢによる測定結果には同様の傾向がみられた．すなわち，被験者 YSD（図 18）がグラインディングタイプの咀嚼 [5] を行っている様子が確認され，被験者 HRK の右咀嚼（図 19-2）の開閉口経路が咬合相付近で制限されている様子が確認され，被験者 OMT（図 20）が両側ともチョッピングタイプの咀嚼 [5] を行っている様子が SGG/ASⅢ同様，本システムによっても測定できた．

3. 咀嚼運動の回帰分析による比較

表 1 に両システムの測定結果を回帰分析し得られた決定係数 R^2 および回帰係数 β_1 を示す．すべての測定における各座標系において決定係数 R^2 は 0.9 以上の高い値を示したが，回帰係数 β_1 は最小値 0.73，最大値 1.39 とばらつきが

みられた．前述の両者の経路がほぼ重なっていた被験者 SMD の右咀嚼の場合は，高い決定係数とともに，β_1はほぼ 1 となり，両システムの測定結果が 1：1 に近い関係にあることが示された．

また，経路の概形は類似していたが，測定値の絶対座標に差がみられた被験者 NKM の左咀嚼では，相違の認められた x 座標および z 座標においては，両者の軌跡の相違を反映した値を示すβ_1はそれぞれ 0.73，1.24 と 1 から離れた値をとった．この計測においても決定係数R^2は高い値を示した．

すなわち，本システムによる咀嚼運動の測定結果は，既存のシステムと測定値の絶対座標はかならずしも一致しないものの，両者によって測定された咀嚼運動経路の形態は強く相関していることが示された．

以上より，本システムは限界運動および咀嚼運動を測定する上で，既存の顎運動測定システムと同様に臨床応用可能であることが示された．

考察

顎口腔機能を評価する上で，咀嚼運動時などの下顎切歯部の運動を測定することは重要であり [1)]，これまでに多くの顎運動測定システムが開発されてきた [1-32)]．しかし，既存のシステムは日常臨床で用いるには高価であるうえに，頭部および下顎歯列に大きな治具を装着するなど患者，術者双方への負担も大きく，一般の診療所においては，ほとんど臨床応用されていない．また，頭部および下顎歯列に装着した装置によって自然な顎運動が阻害されやすい問題点がある．

そこで本研究は，安価かつ簡便であり患者，術者双方に負担の少ない，顎運

動測定システムを開発することを目的とし，家庭用に普及しているDVカメラ1台のみで撮影された動画データから，PCを用いてモーションキャプチャーを行い3次元的に顎運動を測定できる方法を考案し，その特性や効果を検討した．

研究Ⅰ：システムの開発

臨床上重要とされる限界運動および咀嚼運動における下顎切歯部の運動を，簡便なシステムによって3次元的に測定することができた．

予備実験において，XY ステージ上に頭部補正用標点と切歯部標点を配置し移動距離 10 mm の運動をさせ頭部の運動補正を行った場合，移動距離の 1/10 以下の補正されない誤差がみられることを確認していた．本研究ではいずれの運動の後にも軌跡は原点付近に戻っており，頭部の運動の補正は適切に行われていた．すなわち頭部の運動は，被験者の頭部をヘッドレストによって簡易に支持することによって，本システムの方法で補正できる程度に減少することが示された．他の測定システムにおいても同様の手法を用いている[11,12]．すなわち，本システムでは頭部を特に固定する必要がなく，被験者の自然な顎運動を測定できることが示された．

本研究で使用した標点は直径約10 mmの紙に複雑な模様を印刷したものを用いている．直径10 mmの白い円の中央に直径約1 mmの黒い円を印刷した標点では，モーションキャプチャーの際に自動追跡ミスを発生する回数が多かった．本システムで用いた処理ソフトウェアは，画像上のパターンの輝度の相関を利用して標点の運動を追跡している．そのため，前述の単純な標点では，標点を認識する要因が少なくなり，追跡ミスを起こしやすかったものと考えられた．

そこで，標点の模様をやや複雑にした結果，認識要因を増やし，追跡ミスを 50% 以下に減少させることができた．

本システムにおいて下顎前歯部に装着する装置の重量は約 1 g である．これは，SGG/ASIII（1 g）[2] と同等であり，TRIMET（55 g）[25],ナソヘキサグラフ（12 g）[26]，ARCUS Digma（22 g）と比べて非常に軽量であるため被験者の顎運動を阻害しない．また，頭部にも簡単な眼鏡以外の特別な治具を装着する必要はなく，術者および患者の負担が少ないものと思われる．

前後方向を検出するアルゴリズムを適用する上で，標点の実像と鏡像を同時に撮影する必要があったが， DV カメラはそれらを同時に撮影するのに十分な被写界深度を有していた．鏡を用いた場合，鏡が床面に対して垂直であり，DV カメラの撮影方向が床面に平行でないと正確な測定を行うことができない．そのため水準器を使用して測定毎に確認を行い，簡易かつ正確な測定を可能とした．これにより，眼鏡上に配置した 3 個の標点によって頭部運動の補正と座標軸の設定を行うことが可能であるとともに，専用の測定場所や設備を確保しなくとも正確に顎運動測定できる可搬性を実現することができた．

本システムは，専用の機材を必要とせず顎運動測定が可能である．また，鏡を用いたことで 1 台のカメラのみで 3 次元運動測定が可能であり，システムそのものが安価で取り扱いが簡便である．解析には専用のソフトウェアが必要であるため，診療所では家庭用 DV カメラによって測定のみを行い，データ処理は大学病院などの専門機関で行うシステムを構築すれば，より簡便に顎運動の測定が可能となるものと思われる．

本システムは，DV 画像を用いているために，顔の表面に標点を貼付するこ

とによって顎運動と同時に多数点の運動を記録することもできる．これを利用すれば，顔貌や表情の動的分析に応用することも可能である．すなわち，顔面神経麻痺の定量的評価，口唇口蓋裂患者の機能評価などの多くの分野への応用も考えられる[36-39]．また，顎運動と顔面の運動の関連性についての研究もすでに行われており[40-42]，将来的には下顎に標点を設置することなく顎運動を測定することが可能となることが期待される．

本システムは上記のように多くの利点を有するが，下記に示すようにいくつかの解決しなければならない問題点も存在する．

家庭用 DV カメラによって撮影した動画データを使用するため，既存のシステムに比べてデータ量が多くなる．たとえば，咀嚼運動を 20 秒間測定した場合のデータは，1）動画データ（AVI ファイル，70 MB），2）モーションキャプチャー処理ファイル（200 MB），3）結果のファイル（時系列の座標値データ，数 KB）となる．しかし，最終的な分析に必要となるのは 3）のみであり，1）は DV テープに保存可能であり，近年の外部記憶装置の大容量化に伴って，2）とともにバックアップを行うことも容易である．また，動画データを PC で編集することが一般的に行われているが，現在の普及型 PC では数十 MB の容量の動画データを扱うのに十分な CPU，メモリ，HDD が搭載されている．

本システムは DV カメラで撮影したデータを，PC に転送するステップと，モーションキャプチャーのステップがあるため，測定結果をリアルタイムで確認できない．しかし，現在高性能でパーソナルコンピュータに直結できる CCD カメラが普及し始めており，今後 PC の発達とともに結果をリアルタイムで確認することも十分に可能となると考える．

本システムによる測定に要する時間は，セッティングから分析終了まで合計で 1～2 時間である（図 21）．このうち，チェアーサイドにおける作業時間は，測定を行う 10～20 分のみである．また，これ以外の作業時間は PC の処理速度に依存するものであり，PC の高速化にともない短縮されるものと考えられる．

上記のように本システムの有する問題点は, PC 技術の進歩によって解決が期待できる．

研究Ⅱ：測定精度の検証

本システムにおける, 顎運動の測定誤差は 0.05～0.11 mm であった．これは, SGG/ASⅢ（0.5 mm）[13], ナソヘキサグラフ（0.15 mm）[26], TRIMET（0.2 mm), ARCUS Digma（0.1 mm）および過去の研究で用いられてきた測定機器[27, 28] の測定誤差と同等もしくはそれ以下であった．すなわち，本システムによって既存のシステムと同等の高精度な顎運動測定ができることが示された．

また，磁気センサを用いる MKG や SGG/AS においては，磁気センサによる測定で生じる空間歪みをソフトウェア上で補正する必要があると報告されている[2, 22, 24]．本システムでは x, y 軸方向の測定誤差に対し，標点の移動距離および移動方向による有意差はみられず，歪みは生じていなかった．したがって，本システムの測定誤差の原因は，DV カメラの撮影像による歪みではなく，標点を認識する際のエラーであると考えられた．このことから，測定精度は保存された動画像の解像度によるところが大きいものと考えられる．DV カメラの解像度はテープに保存される段階で 720×480 pixel に統一されていることから，現行の DV カメラよって, より高精度な測定を行うことは困難である. しかし,

業務用では高解像度のCCDカメラも存在しており，より高精度な測定を行う必要がある場合にはこれらを使用することで対応が可能である．また，今後の技術進歩によって，高解像度DVカメラが家庭用として，普及することも予想される．

本システムのDVカメラによって撮影されている画像の大きさは300×200～180×120 mm程度であり，DVカメラの解像度は720×480 pixelである．このことから，撮影された動画の1 pixelは0.41～0.25 mm（300～180 mm / 720 pixel）に相当する．本システムの測定誤差はこれらよりも小さな値となった．これは，モーションキャプチャーソフトウェアがサブピクセル処理[43,44]を行っていることによるものである．サブピクセル処理とは，複数の画素のデータを用いて，1 pixel以下の精度で座標を検出する補間処理であり，pixelのサイズの1/2～1/10程度の精度の測定を可能とする．本手法はCCDカメラを用いた形状計測システムで一般的に行われている．

本研究において，鏡の設置角度は30.0°が望ましいとしたが，臨床で使用する上で鏡の設置角度を30.0°に厳密に設定することは非常に困難かつ煩雑である．しかし，本システムは頭部運動補正用標点によって，鏡の設置角度を逆算することができる．そこで，チェアーサイドでは標点の鏡像をDVカメラで十分認識できる範囲内で，可及的に大きな角度となるように設定し，角度を分析時に逆算することが可能である．実験において鏡とDVカメラのなす角度は約29～33°であったが，前後方向も含めた顎運動の測定ができることが確認されている．

研究Ⅲ：本システムと既存のシステムとの比較

本システムによって測定された限界運動および咀嚼運動の経路は，既存のシステムによって得られた運動経路に類似していたが，その測定値の絶対座標には差がみられた．一方，古くから臨床上咀嚼運動を評価する際には経路のパターン分析が行われてきた[4-10]．そこで咀嚼運動に関しては，測定経路の形態および測定値を客観的に比較するために，座標軸別に本システムと既存のシステム間で回帰分析を行った．

曲線の形態を比較する手法としては，ほかにオンライン／オフライン文字認識などで用いられるパターン認識が一般的である[45,46]．これは，被験パターンが，あらかじめ想定していた複数のパターンのいずれに類似しているか分析するものである．本研究では，SGG/ASⅢによる測定値との相違の様子を客観的に評価する必要があると考えたため，座標軸別に回帰分析を行った．すなわち，決定係数 R^2 によって各座標軸の測定値の増減が同じ傾向にあるかを判定することで，運動経路の形態の類似性を評価した．さらに，回帰係数 β_1 によって本システムによる測定値と，SGG/ASⅢによる測定値との違いにどのような傾向があるのかを評価した．

その結果，すべての測定の x, y, z 各座標軸において R^2 は非常に高い値を示し，両システムで測定された経路が類似していることが示された．しかし，β_1 は必ずしも 1 に近い値を示さず，測定によってばらつきがみられた．その原因については以下のように考察する．

磁気センサで測定を行っている装置の場合，前述のように測定には空間歪みがみられることが報告されている[2,22,24]．SGG/ASⅢの場合，15 mm の移動に対

して，最大10%の短縮を示すと言われている[24]．歪みはソフトウェア上で補正されているものの，特に原点から離れた最大開口時には，SGG/ASⅢによる測定結果は，必ずしも真値とはいえない．

一方，本システムの下顎切歯部標点は，口唇の運動を阻害しないように，約15 mm前方に配置している．そのため，特に最大開口時のように，下顎が大きく回転した際には，本システムの標点はSGG/ASⅢの磁石よりも下方に位置することとなる．例えば，下顎が単純に下方に30°回転したと仮定すると，本システムの標点はSGG/ASⅢの磁石に比べて7.5 mm（15 mm×sin 30°）下方に位置することとなる．そのため，被験者によって程度は異なるが，最大開口時の本システムのy座標値は，SGG/ASⅢに比べて1.5±2.8 mm大きくなる傾向がみられた（図15）．

また，本システムのサンプリング周波数（30 Hz）は，SGG/ASⅢ（100 Hz）[2, 13]，MKG（100 Hz）[3]，TRIMET（100 Hz）[25]，ナソヘキサグラフ（90 Hz）[26]，ARCUS Digma（50 Hz）やその他のシステム[12, 14, 27, 28]に比べて低い．しかし，上記で示したように限界運動および咀嚼運動を臨床的に評価することが可能であり，サンプリング周波数が低いことによる臨床的問題点は特に生じていない．研究用途で，より詳細な運動測定を行うのであれば，業務用のハイスピードカメラを用いることで対応することが可能であると考えられる．

結論

1 台の DV カメラのみで撮影した鏡像を含む画像をモーションキャプチャーにより解析し，自作の座標計算アルゴリズムを使用することで，限界および咀嚼運動時の下顎切歯部の運動経路を，前後方向も含めて 3 次元的に測定するシステムを開発した．本システムは，既存の顎運動測定システムと比較してシンプルな装置で構成されていることから，安価かつ簡便であり患者および術者双方に負担が少なく，自然な顎運動を測定することが可能となった．

本システムにおいて，前後方向の運動を検出する鏡を DV カメラの撮影方向と約 30° になるように設置することで，上下および左右方向のみならず前後方向の運動も，既存の顎運動測定システムと同等の精度で測定できた．また，本システムによる限界運動および咀嚼運動の測定結果は，既存の顎運動測定システムと同様に臨床応用可能であることが示された．

以上より，本システムが臨床上きわめて有用であることが示唆された．

謝辞

稿をおえるにあたり，終始ご懇篤なるご指導とご校閲を賜りました大阪大学大学院歯学研究科歯科理工学教室高橋純造教授，同歯科補綴学第一教室矢谷博文教授に対し，深謝の意を表します．また，本研究の遂行に際し，ご指導，ご鞭撻を賜りました大阪大学大学院歯学研究科歯科理工学教室荘村泰治助教授，同歯科補綴学第一教室中村隆志助教授に心から感謝します．さらに，本研究に対してご協力くださった大阪大学大学院歯学研究科歯科補綴学第一教室および歯科理工学教室の教室員各位，ならびに被験者としてご協力いただいた方々に心から御礼申し上げます．

本論文の要旨の一部は第38回歯科理工学会(平成13年10月，福岡)，The 80th Conference of IADR（平成14年3月，San Diego，USA.），第39回日本歯科理工学会（平成14年4月，東京.），Transactions of the fourth international congress on dental materials（平成14年10月，Honolulu，USA.）および第109回日本補綴歯科学会（平成15年5月，東京．課題講演優秀賞受賞）において発表した．

本論文の要旨の一部は特許出願公開されている．

特許出願公開番号：特開2003-305065（2003年10月28日公開）

発明の名称：顎運動計測方法，顎運動計測プログラム，
および顎運動計測プログラムを記録した記録媒体

文献

1) 河野正司，志賀　博，中野雅徳，古屋良一，真柳昭紘，皆木省吾，小林　博（2002）：顎機能障害の診療ガイドライン．補綴誌, 46, 597-615, 平成 14.

2) 瑞森崇弘, 桑原俊也, 中村康弘，桑原隆男，西尾公一，宮内修平，丸山剛郎（1985）:咀嚼運動の恒常性に関する臨床的研究 同一食品における運動経路について．補綴誌, 29, 647-656, 昭和 60.

3) 志賀　博, 小林義典（1990）：咀嚼運動の分析により咀嚼機能の客観的評価に関する研究．補綴誌, 34, 1112-1126, 平成 2.

4) Ahlgren, J. (1967): Pattern of chewing and malocclusion of teeth. A clinical study. *Acta Odontol. Scand.*, 25, 3-13.

5) Nishio, K., Miyauchi, S. and Maruyama, T. (1988): Clinical study on the analysis of chewing movements in relation to occlusion. *Cranio.*, 6, 113-123.

6) Pröschel, P. and Hofmann, M. (1988): Frontal chewing patterns of the incisor point and their dependence on resistance of food and type of occlusion. *J. Prosthet. Dent.*, 59, 617-624.

7) Pröschel, P., Hummer, H., Hofmann, M. and Spitzer, W. (1990): Reaction of mastication to occlusal changes induced by correction of mandibular prognathism. *J. Prosthet. Dent.*, 64, 211-218.

8) Murai, K., Okimoto, K., Matsuo, K. and Terada, Y. (2000): Study on masticatory movement and its ability: efficacy of a test capsule in the evaluation of masticatory movement. *J. Oral Rehabil.*, 27, 64-69

9) 桑原俊也，瑞森崇弘，桑原隆男，西尾公一，古谷昌昭，宮内修平，丸山剛郎（1986）：咀嚼運動における顎関節変化の及ぼす影響に関する研究．補綴誌，30, 216-226, 昭和 61.

10) 桑原俊也，宮内修平，丸山剛郎（1988）：復位性関節円板前方偏位における咀嚼運動の臨床的研究．補綴誌, 32, 108-122, 昭和63.

11) Karlsson, S. and Carlsson, G. E. (1989): Recording of masticatory mandibular movements and velocity by an optoelectoronic method. *Int. J. Prosthodont.*, 2, 490-496.

12) Virgilio, F. F., Chiarella, S., Johannes, H. S. and Graziano, S. (2000): Comparison of unilateral chewing movements vs. dental guidance through the dental guidance ratio. *J. Prosthet. Dent.*, 86, 586-591.

13) Agrawal, K. R., Lucas, P. W. and Bruce, I. C. (2000): The effect of food fragmentation index on mandibular closing angle in human mastication. *Arch. Oral Biol.*, 45, 577-584.

14) Throckmorton, G. S., Buschang, B. H., Hayasaki, H. and Phelan, T. (2001): The effect of chewing rates on mandibular kinematics. *J. Oral Rehabil.*, 28, 328-334.

15) Murakami, T., Harada, T., Abe, K. and Tanaka, T. (2000): Masticatory movement in two cases with unusual alignment of the maxillary canine. *J. Oral Rehabil.*, 27, 317-331.

16) Kimoto, K., Tamaki, K., Yoshino, T., Toyoda, M. and Celar, A. G. (2002): Correlation between elevator muscle activity and direction of sagittal closing pathway during unilateral chewing. *J. Oral Rehabil.*, 29, 430-434.

17) Yashiro, K., Fujii, M., Hidaka, O. and Takada, K. (2001): Kinematic modeling of jaw-closing movement during food breakage. *J. Dent. Res.*, 80, 2030-2034

18) 椿本貴昭, 岩崎正一郎, 瑞森崇弘, 中村隆志, 高島史男（2001）：複数食品による咀嚼の側性の定量的評価に関する研究．補綴誌，45, 494-503, 平成13.

19) 古屋良一（1975）：顎口腔系の機能に異常を有する者の下顎運動の研究.補綴誌, 18, 221-245, 昭和 50.

20) Jankelson, B. (1975): Kinesiometric instrumentation a new technology. *J. am. Dent. Assoc.*, 90, 834-840.

21) 山下　敦，窪木拓男（1990）：顎機能に関する診査機器 下顎運動計測装置 MKG－K6I システム，補綴臨床, 23，517-529, 平成 2.

22) 志賀　博，小林義典（2001）：MKG；顎関節症入門（森本俊文，松矢篤三，野首孝祠，小林義典編），医歯薬出版，東京, 81-88, 平成 13.

23) 瑞森崇弘，丸山剛郎（1990）：顎機能に関する診査機器 下顎運動計測装置 シロナングラフ・アナライジングシステム，補綴臨床, 23, 511-516, 平成 2.

24) 石垣尚一，瑞森崇弘（2001）：シロナソグラフ；顎関節症入門（森本俊文，松矢篤三，野首孝祠，小林義典編），医歯薬出版，東京, 88-93, 平成 13.

25) 小林　博（2001）：TRIMET；顎関節症入門（森本俊文，松矢篤三，野首孝祠，小林義典編），医歯薬出版，東京, 98-102, 平成13.

26) 桑原洋助，常盤　肇（2001）：ナソヘキサグラフ；顎関節症入門（森本俊文，松矢篤三，野首孝祠，小林義典編），医歯薬出版，東京, 102-108, 平成13.

27) Maeda, Y., Okada, M., Mori, T., Enomoto, K., Sogo, M. and Okuno, Y. (1992): Development of a mandibular tracking device with six degrees of freedom using

optoelectronic system. *J. Osaka Univ. Dent. Sch.*, 32, 45-50.

28) Zafar, H., Eriksson, P. O., Nordh, E. and Henrikson, B. H. (2000): Wireless optoelectromic recordings of mandibular and associated head-neck movements in man: a methodological study. *J. Oral Rehabil.*, 27, 227-238.

29) Koolstra, J. H., Naeije, M. and Eiden, T. M. (2001): The three-dimensional active envelope of jaw border movement and its determinants. *J. Dent. Res.*, 80, 1908-1912.

30) Proschel, P., Morneburg, T., Hugger, A., Kordass, B., Ottl, P., Niedermeier, W. and Wichmann, M. (2002): Articulator-related registration--a simple concept for minimizing eccentric occlusal errors in the articulator. *Int. J. Prosthodont.*, 15, 289-294.

31) 郡　元治（1993）：磁気位相空間を応用した上顎 6 自由度下顎 6 自由度運動測定器の試作. 補綴誌, 37, 337-349, 平成 5.

32) 荒井眞喜, 北村　学, 林　幸男, 大山茂稔, 中田浩史, 小見山道, 川良美佐雄, 小林喜平（1998）：下顎運動測定装置 CONDYLOCOMP LR3 の測定精度. 補綴誌, 42, 431-437, 平成 10.

33) Michael, J. (1998): The mystery of motion capture. *IEEE Comput. Graph.*, 18, 14-19.

34) Sturman, D. J. (1998): Computer puppetry. *IEEE Comput. Graph.*, 18, 38-45.

35) Kinuta, S., Wakabayashi, K., Sohmura, T., Kojima, T., Nagao, M., Nakamura T. and Takahashi, J. (2003): Simple system to record jaw movements by a home digital camcorder. *Int. J. Prosthodont.*, 16, 563-568.

36) Manfred, F., Giovanoli, P., Gerber, H., Slameczka, M. and Stüssi, E. (1999): Three-dimensional video analysis of facial movement: a new method to assess the quantity and qualify the smile. *Plast. Reconstr. Surg.*, 104, 2032-2039.

37) Trotman, C. A., Faraway, J. J., Silvester, K. T., Greenlee, G. M. and Johnston, L.E. (1998): Sensitivity of a method for analysis of facial mobility: vector of displacement. *Cleft Palate-Cran. J.*, 35, 132-141.

38) Trotman, C. A. and Faraway, J. J. (1998): Sensitivity of a method for the analysis of facial mobility: Interlandmark separation. *Cleft. Palate-Cran. J.*, 35, 142-153.

39) Sargent, E. W., Fadhli, O. A. and Cohen, R. S. (1998): Measurement of facial movement with computer software. *Arch. Otolaryngol. Head Neck Surg.*, 124, 313-318.

40) Gerstner, G. E. and Fehrman, J. (1999): Comparison of chin and jaw movements during gum chewing. *J. Prosthet. Dent.*, 81, 179-185.

41) Sakaguchi, K., Kawasaki, T., Kawashima, T., Toda, M., Nakagawa, T., Yamada, T. and Araki, O. (2001): Application of principal component analysis to the elucidation of perioral soft tissue movements during mastication. *J. Oral Rehabil.*, 28, 286-293.

42) Sakaguchi, K., Kawasaki, T., Nakagawa, T., Araki, O., Kanayama, T. and Kawashima, T. (2001): Spaciostructural analyses of mandibular and perioral soft tissue movements during mastication. *J. Oral Rehabil.*, 28, 982-990.

43) 木村　茂，小沢慎治（1989）サブピクセル座標算出の一方式．電子情報通信学会論文誌, J72-D-Ⅱ, 831-833, 平成元.

44) 橋本勝郎，辻　祐一，丸山一男（1992）：エッジ画像のサブピクセル処理による高精度形状検出. 精密工学会, 秋期大会学術講演会講演論文集, 243, 平成 4.

45）Plamondon, R. and Srihari, S. N. (2000): Online and off-line handwriting recognition: a comprehensive survey. *IEEE T. Pattern Anal.*, 22, 63-84.

46）Amin, A. (1998): Off-line Arabic character recognition: the state of the art. *Pattern Recogn.*, 31, 517-530.

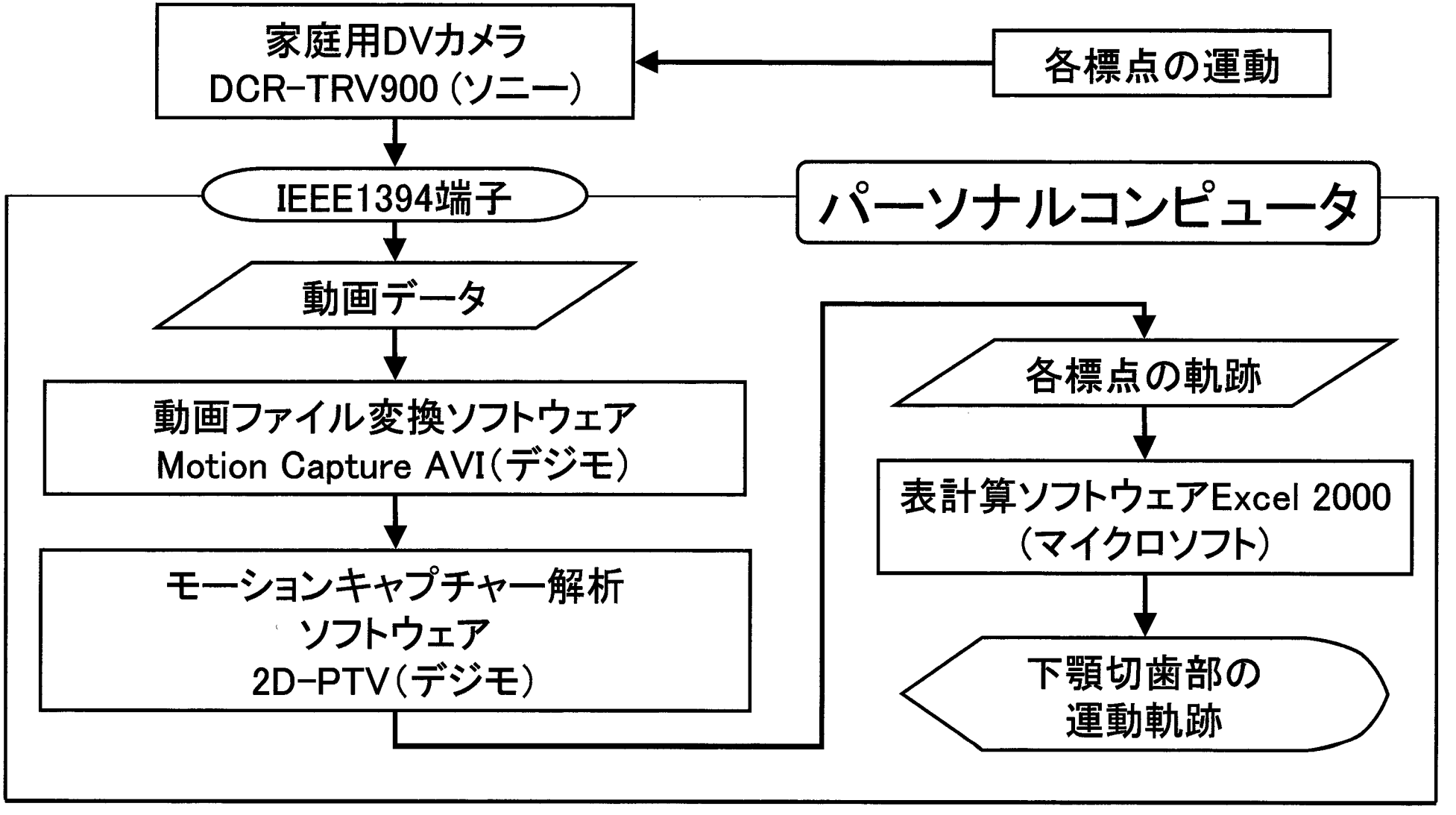

家庭用DVカメラ
DCR-TRV900（ソニー）
各標点の運動
IEEE1394端子
パーソナルコンピュータ
動画データ
動画ファイル変換ソフトウェア
Motion Capture AVI（デジモ）
モーションキャプチャー解析
ソフトウェア
2D-PTV（デジモ）
各標点の軌跡
表計算ソフトウェアExcel 2000
（マイクロソフト）
下顎切歯部の
運動軌跡

図1. 本システムの構成

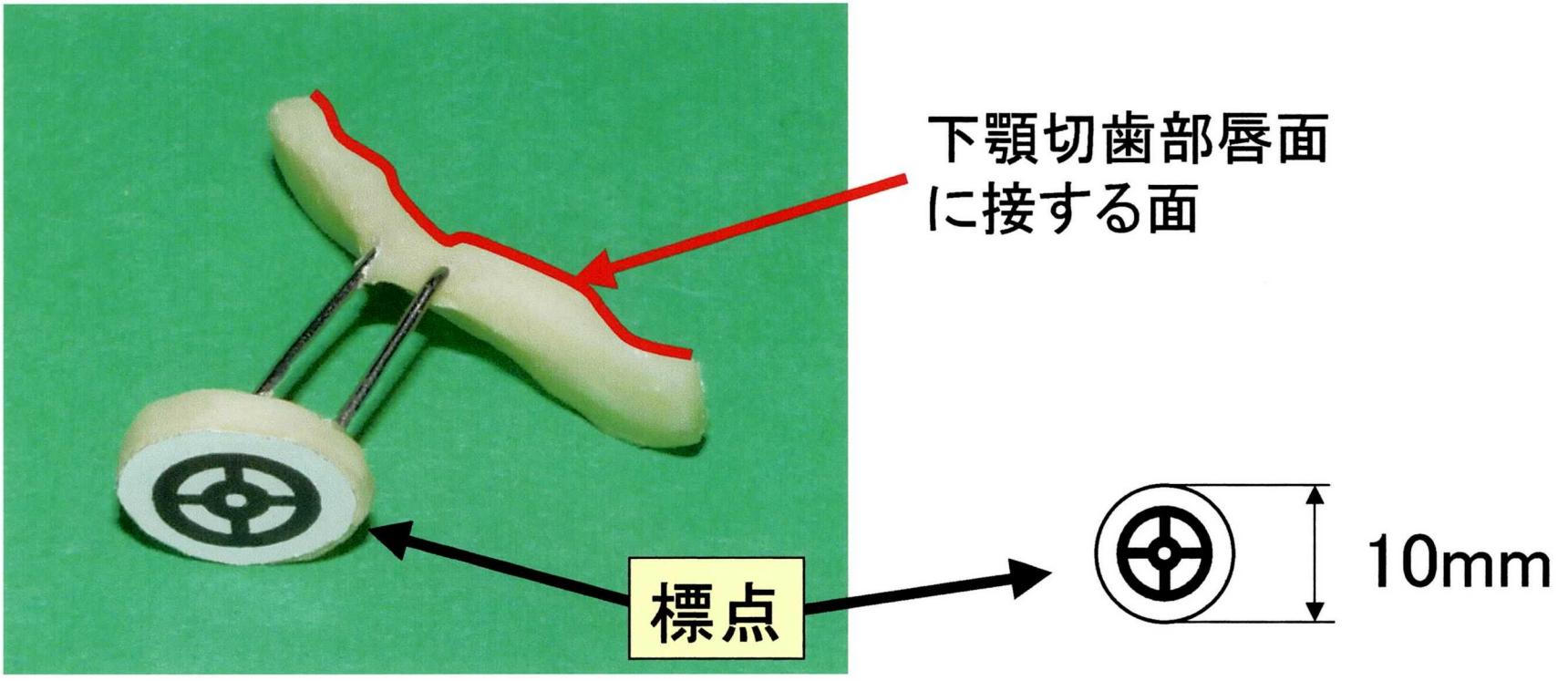


図2. 標点とその固定治具

図3. 本システムによる測定風景

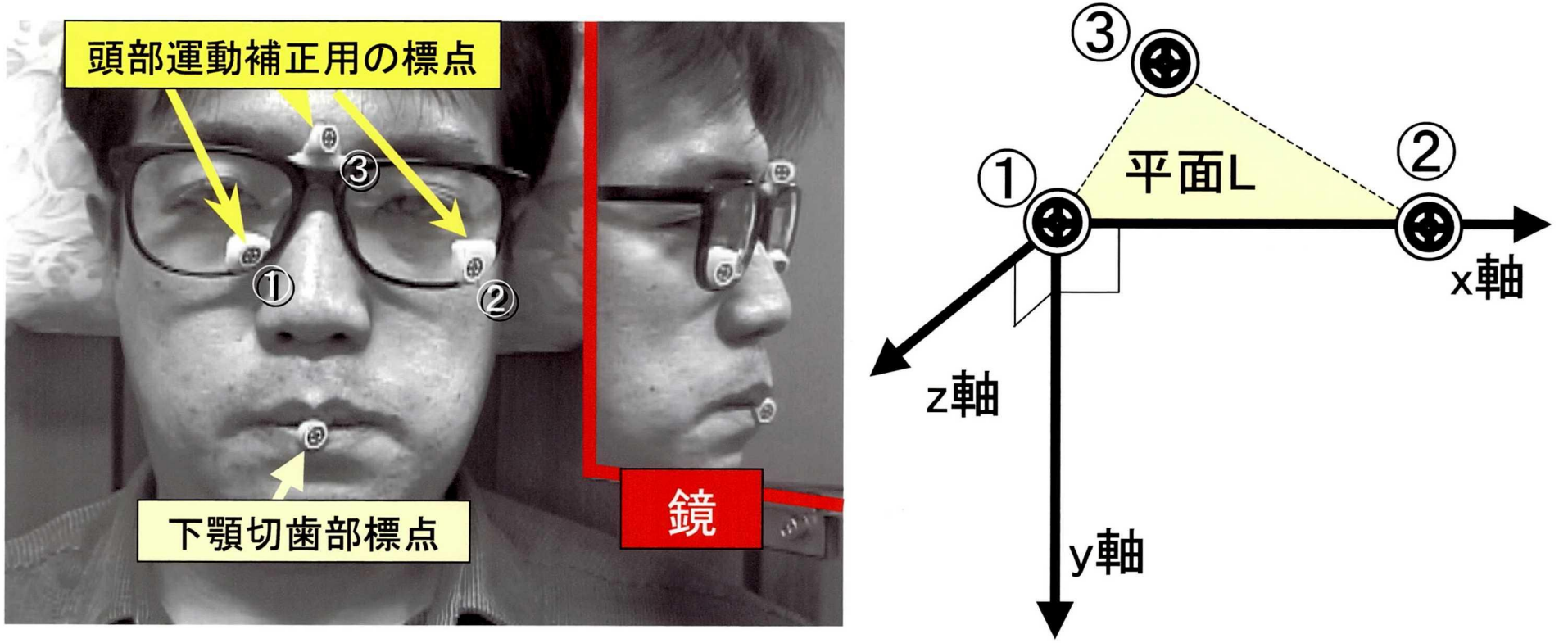
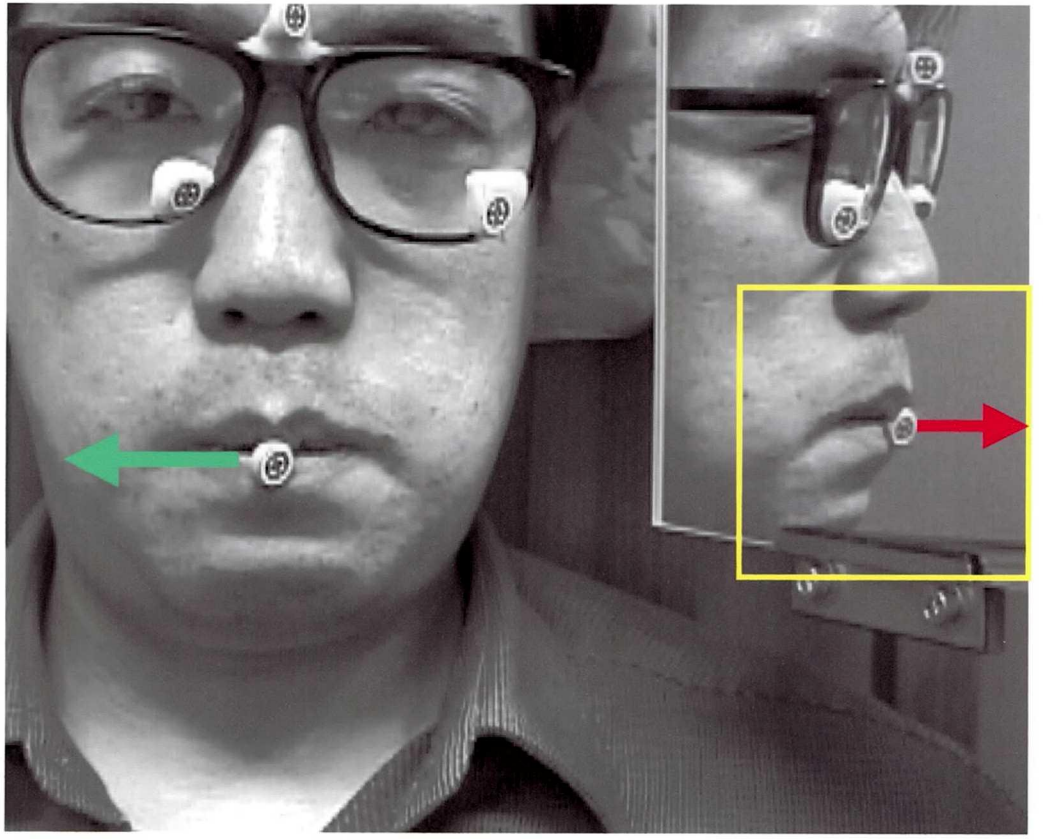
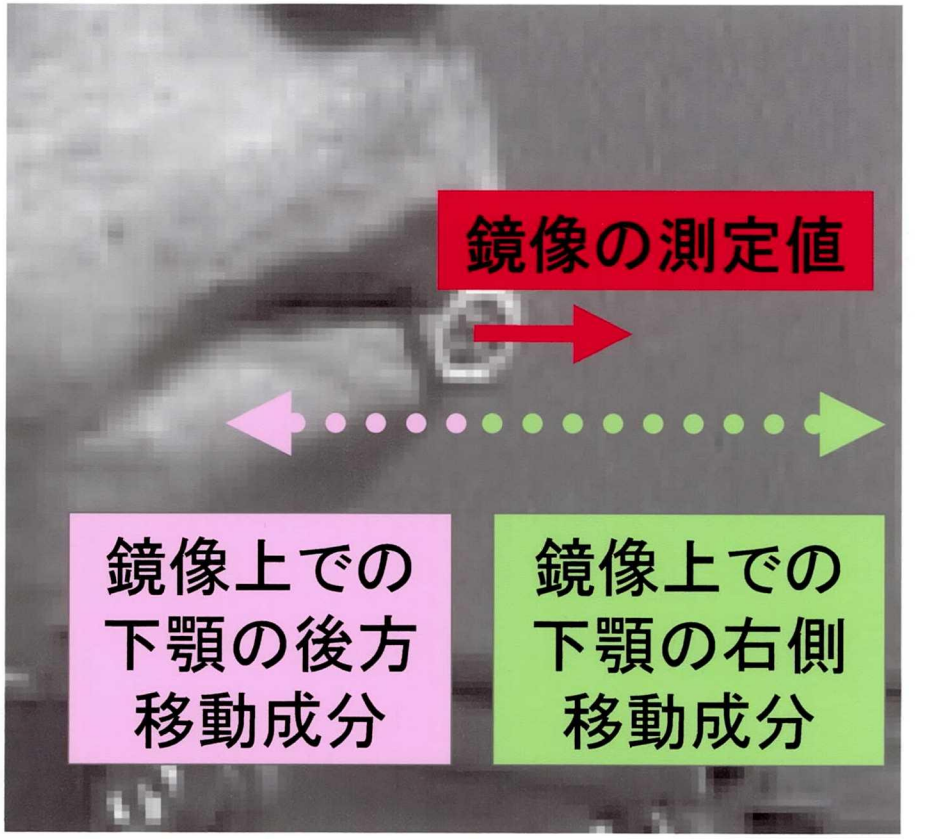


図4. DVカメラによって撮影された画像（左）と，各座標軸の模式図（右）



DVカメラの画像



鏡像の動き

図5. 下顎が右側後方に運動した場合の画像

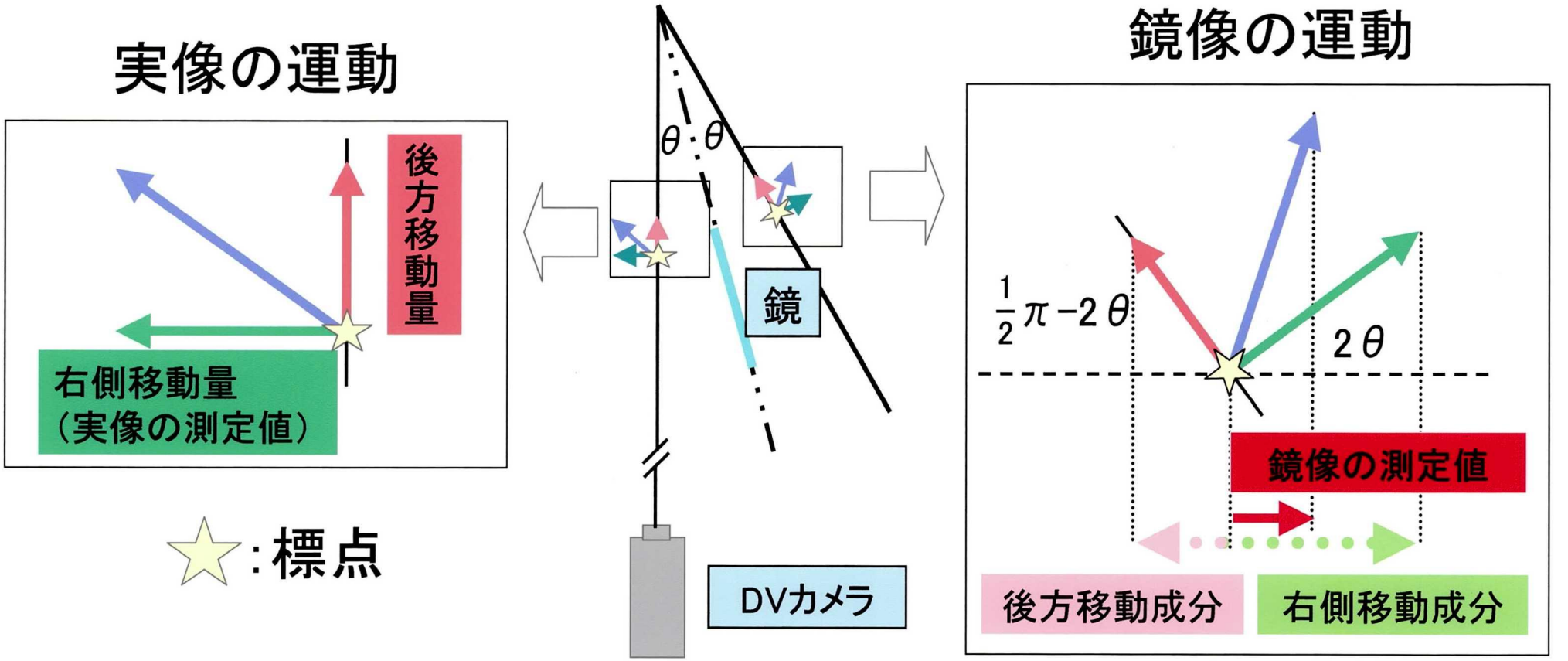


図6. 前後方向測定方法の模式図

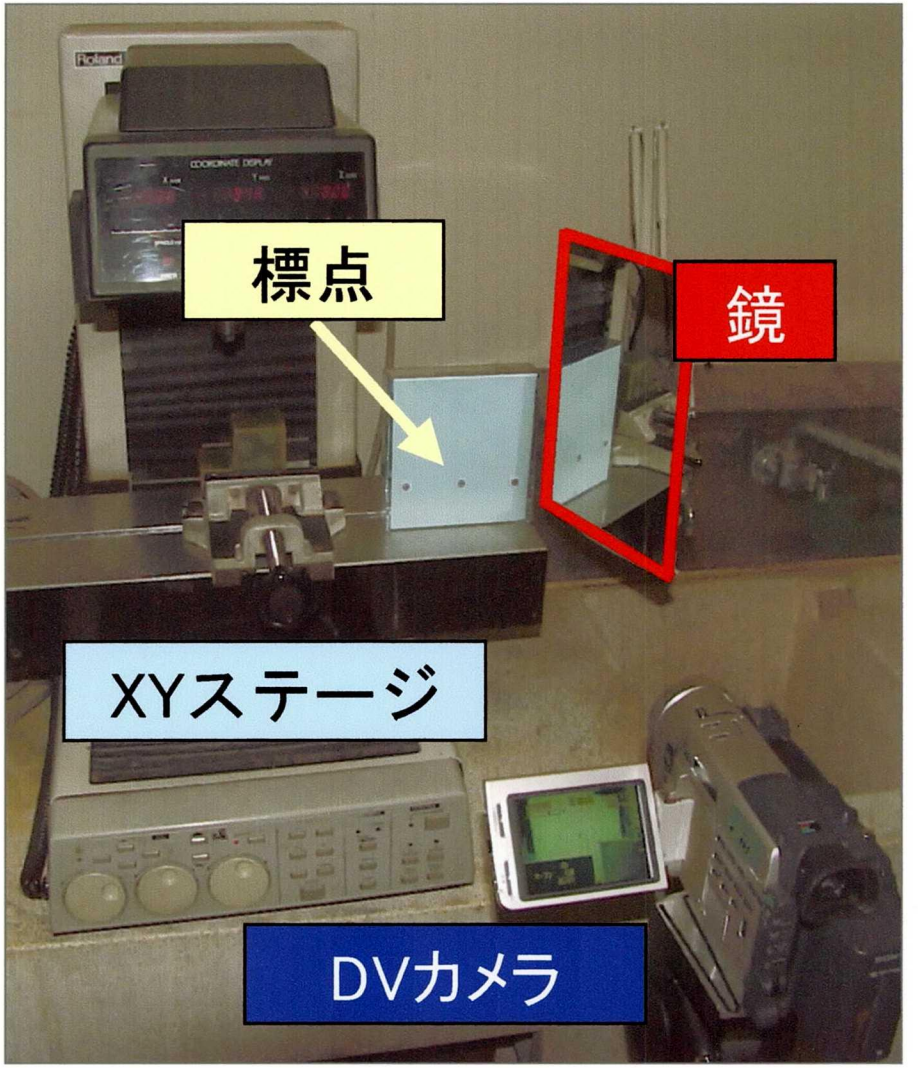


図7. 測定精度検証に使用した機材

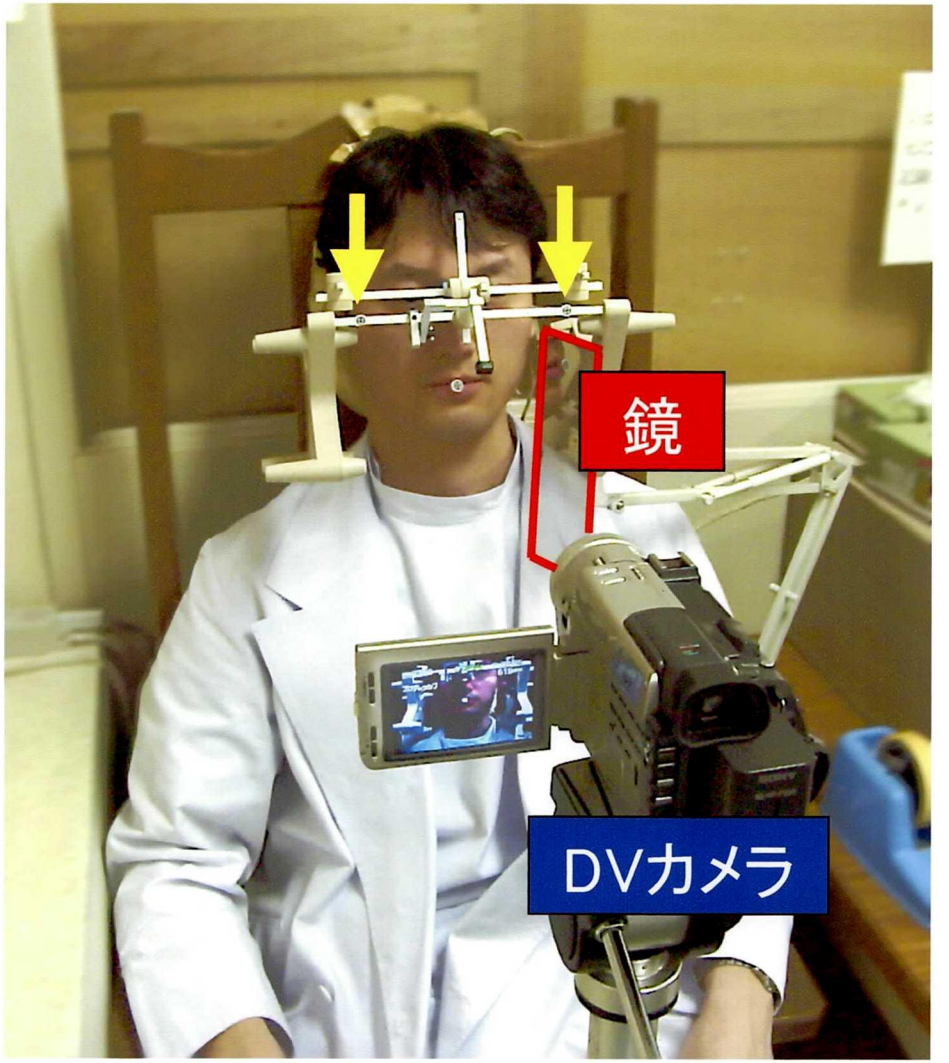
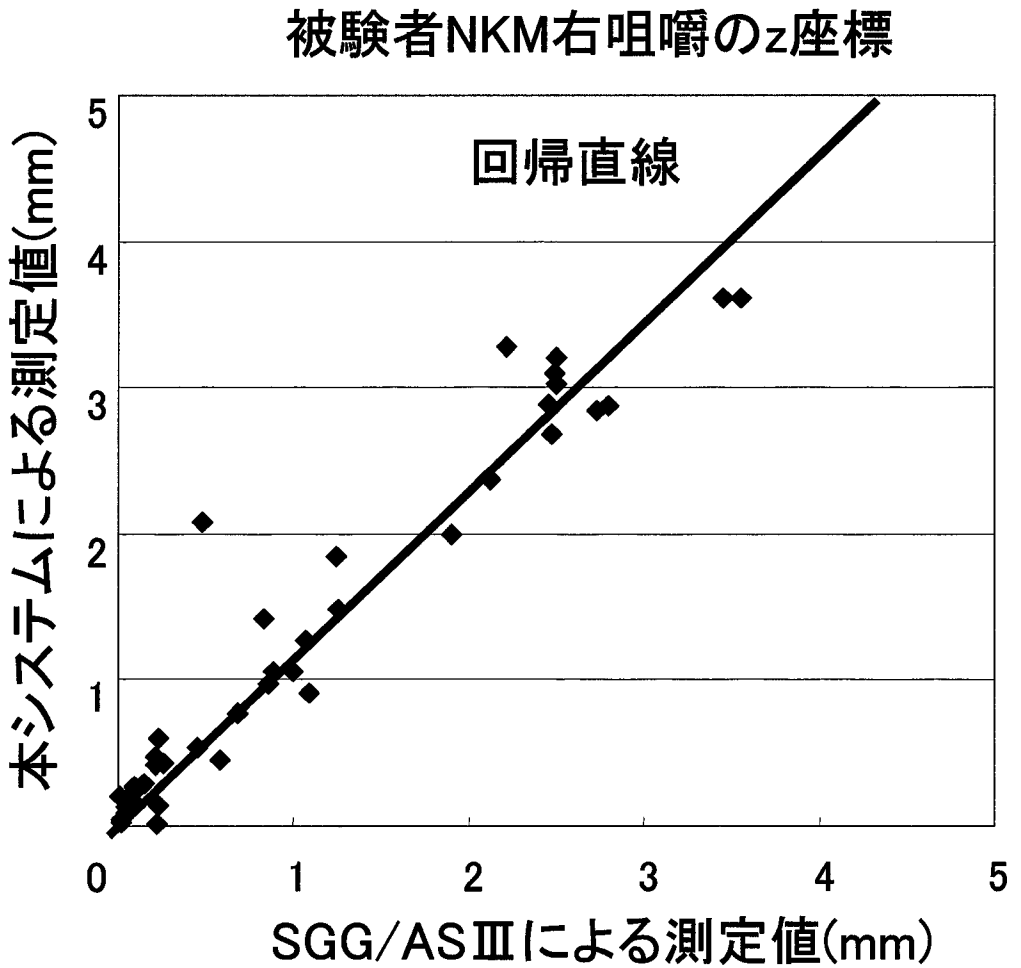


図8. SGG/ASⅢとの同時測定の様子



本システムによる測定値
$= \beta_0 + \beta_1 \times$ (SGG/ASⅢによる測定値)

決定係数　:$R^2 = 0.932$
回帰係数　:$\beta_1 = 1.07$
　　:$\beta_0 \fallingdotseq 0$

図9. 回帰分析の散布図の1例

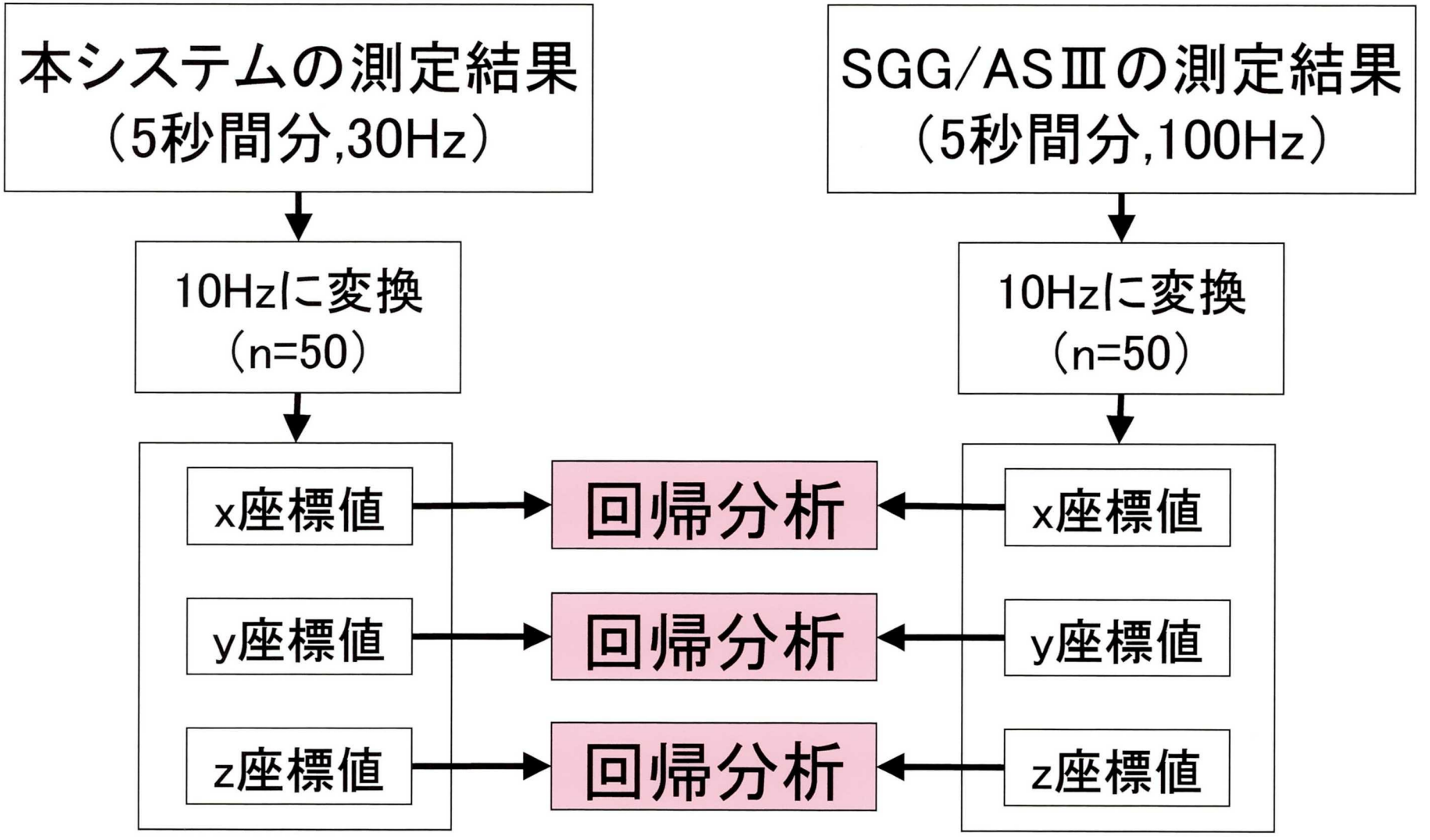
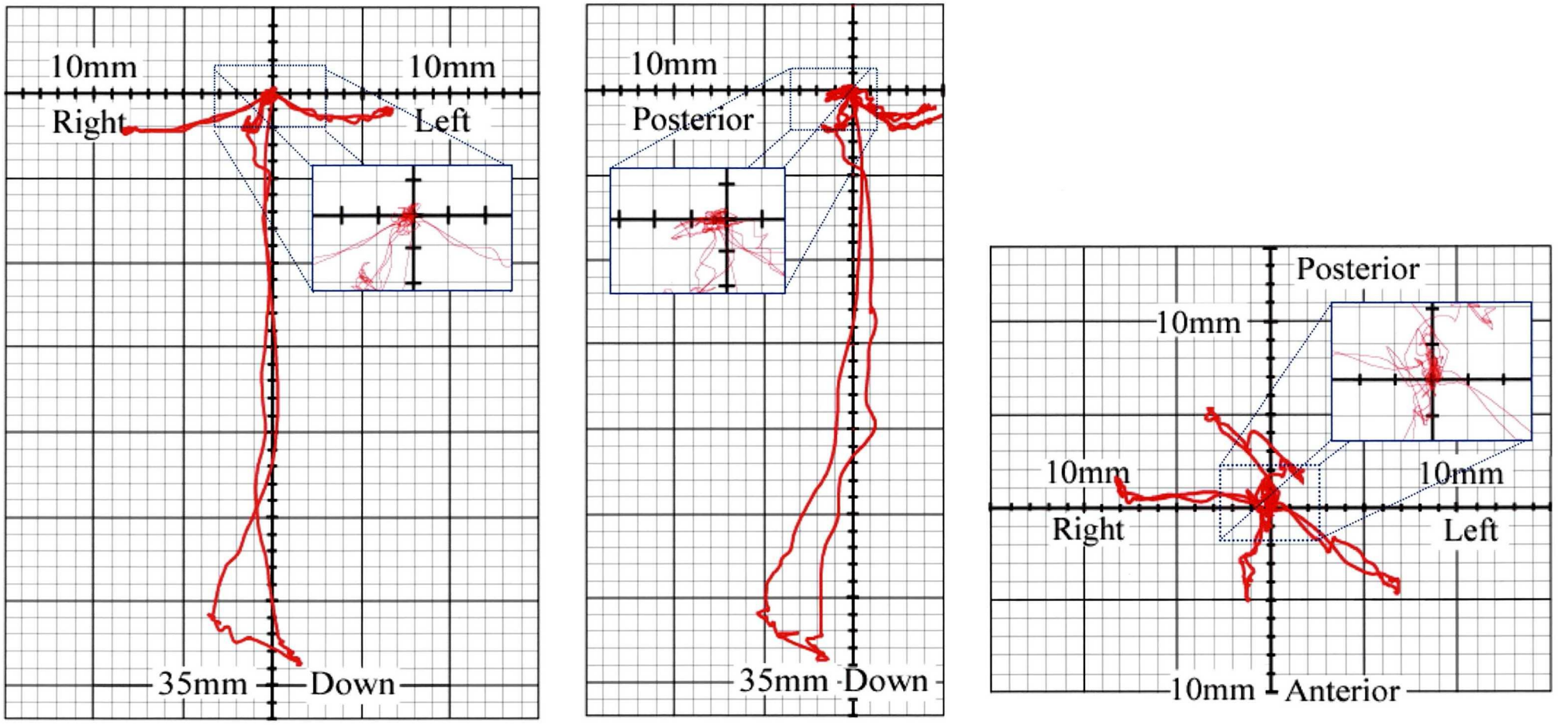

本システムの測定結果
（5秒間分,30Hz）
SGG/ASⅢの測定結果
（5秒間分,100Hz）
10Hzに変換
（n=50）
10Hzに変換
（n=50）
x座標値
y座標値
z座標値
回帰分析
回帰分析
回帰分析
x座標値
y座標値
z座標値

図10. 回帰分析の方法



前頭面　　矢状面　　水平面

図11. 限界運動の測定結果

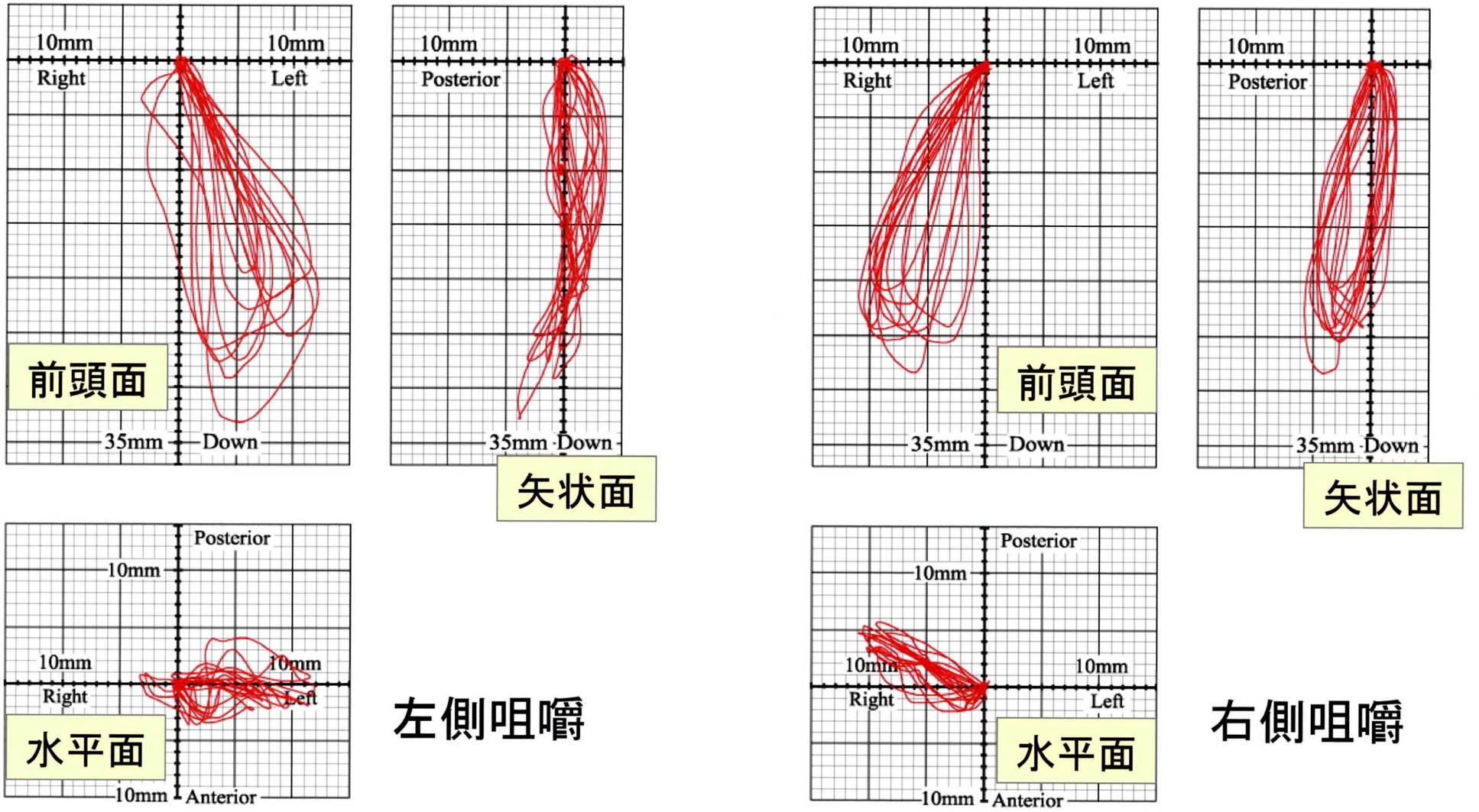


図12. 咀嚼運動の測定結果

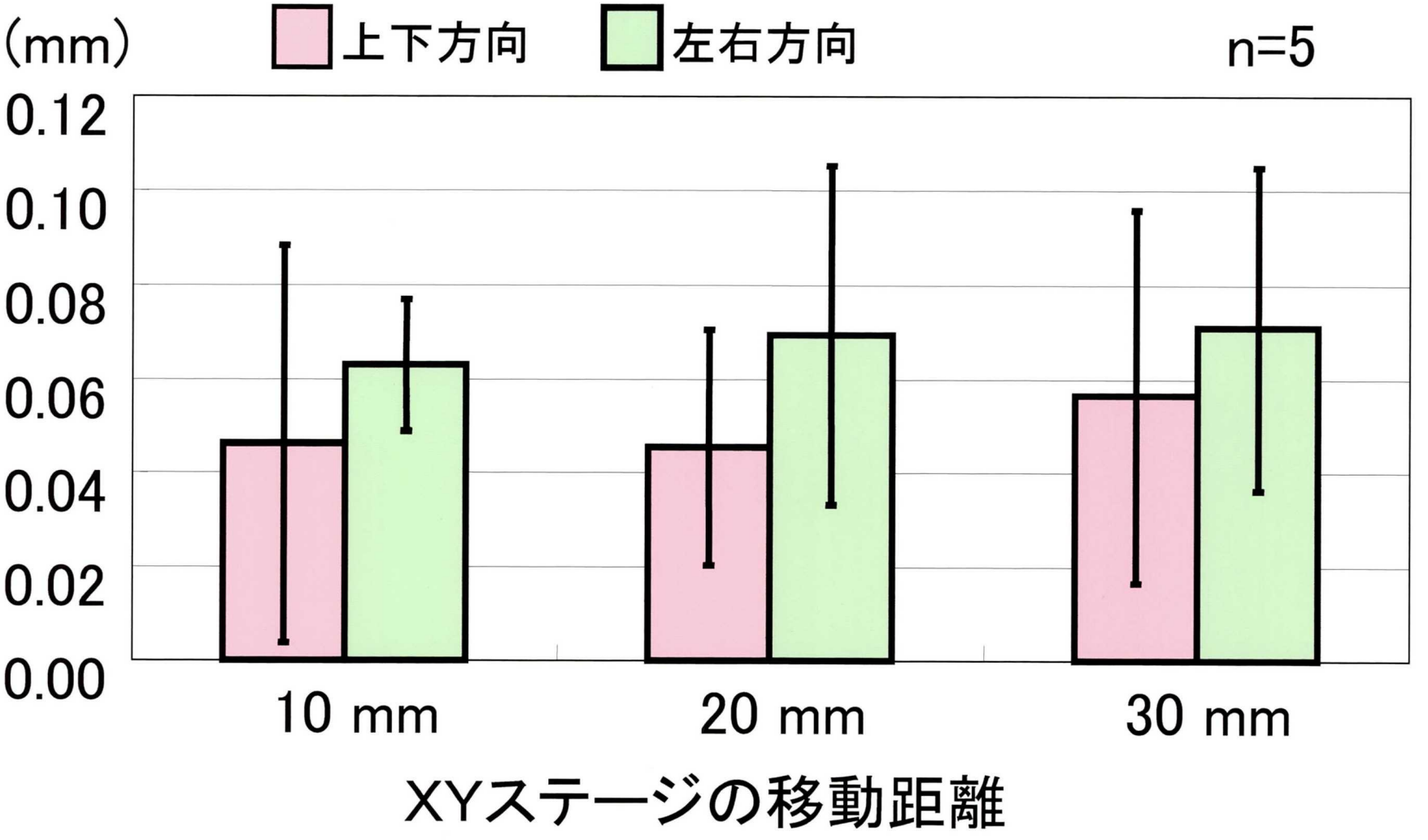


図13. 上下および左右方向の測定誤差

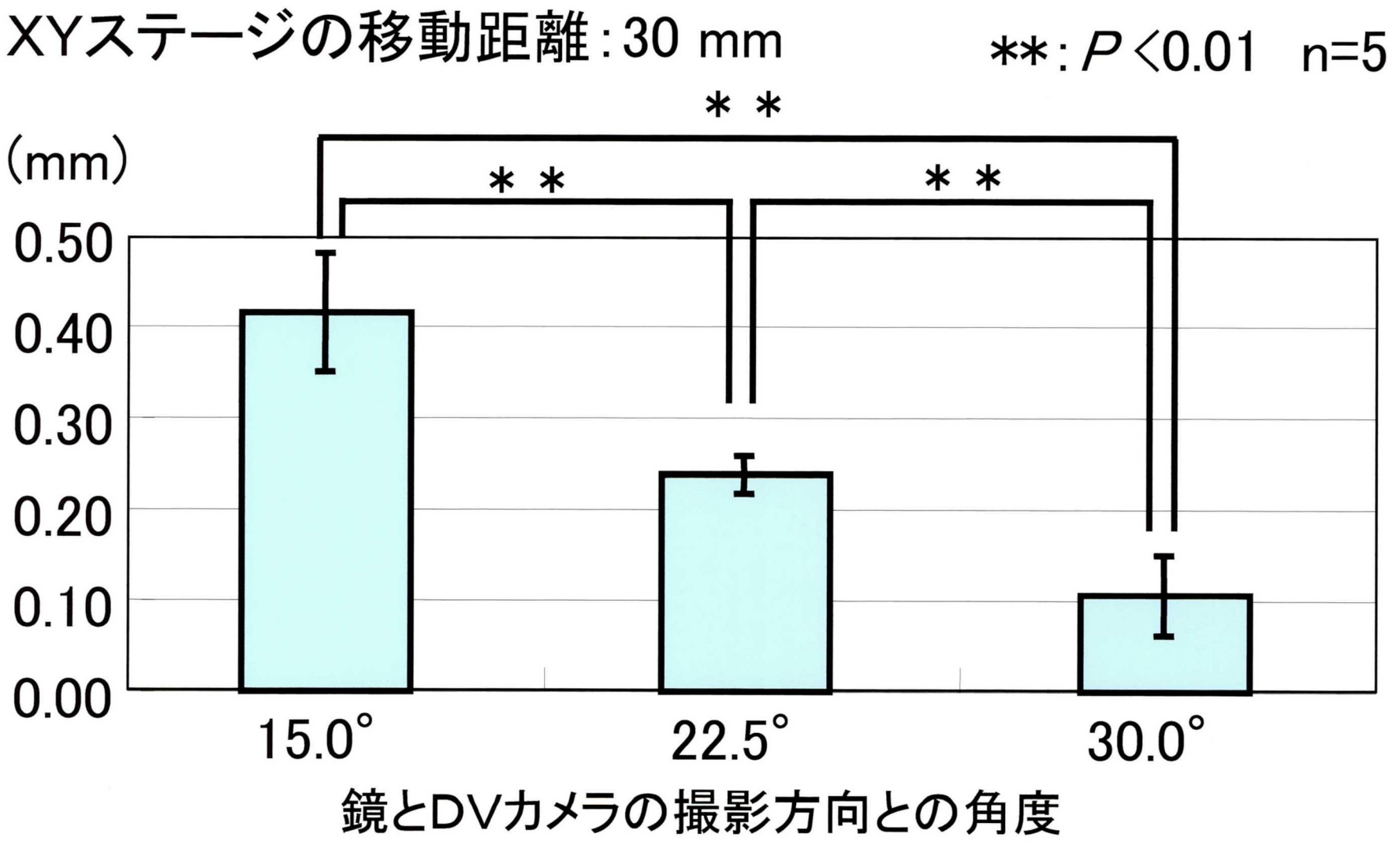


図14. 前後方向の測定誤差

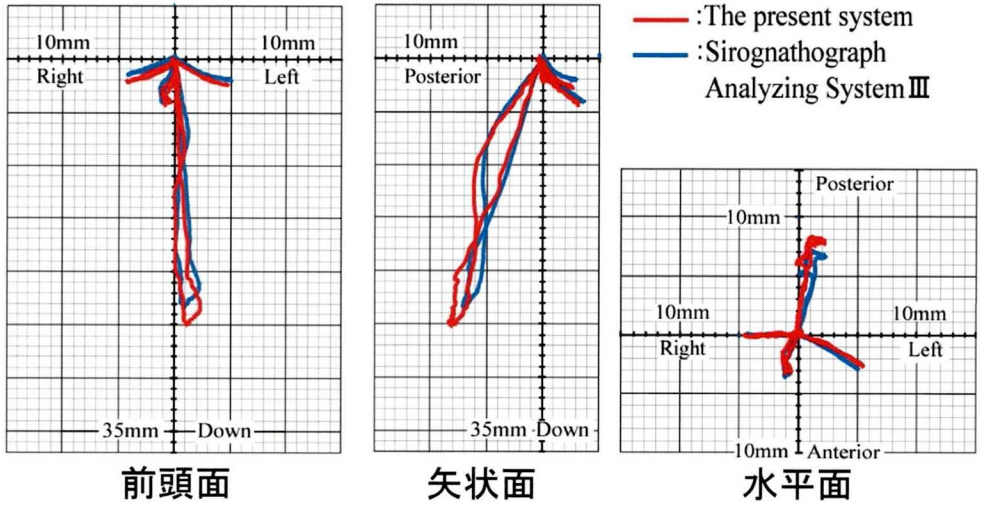


図15-1. 被験者SMDの限界運動

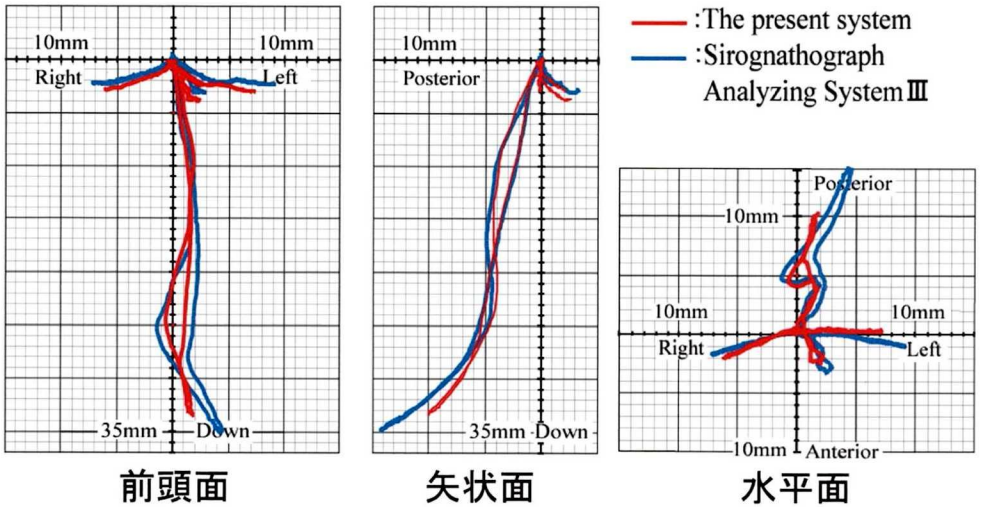


図15-2. 被験者NKMの限界運動

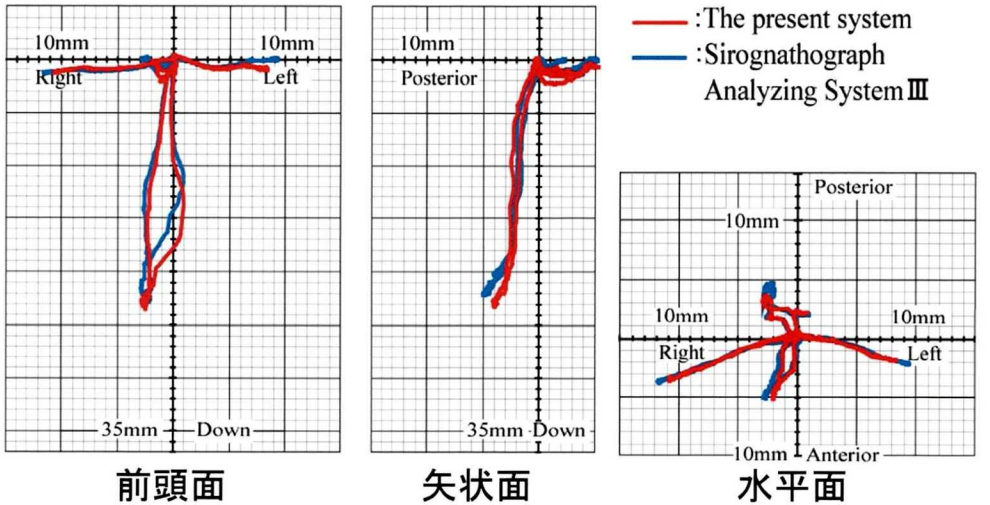


図15-3. 被験者YSDの限界運動

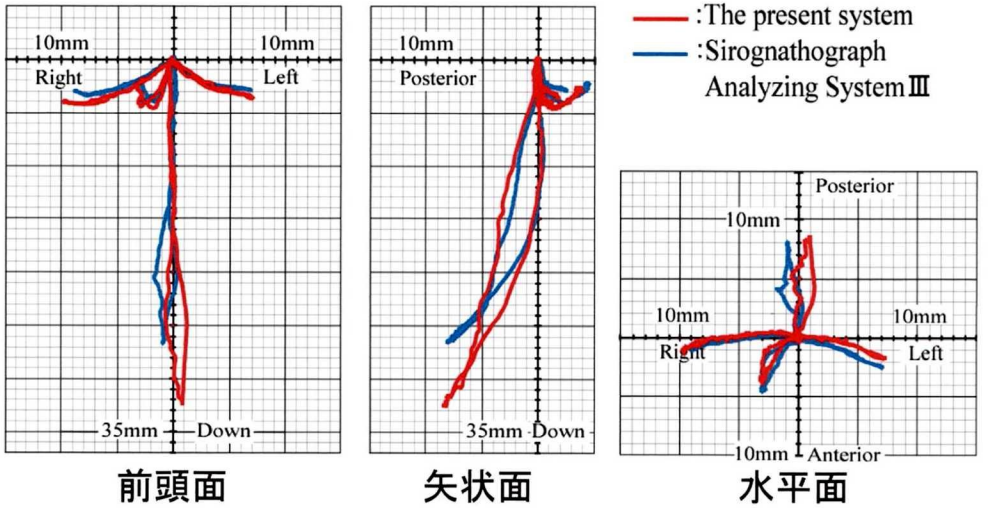


図15-4. 被験者HRKの限界運動

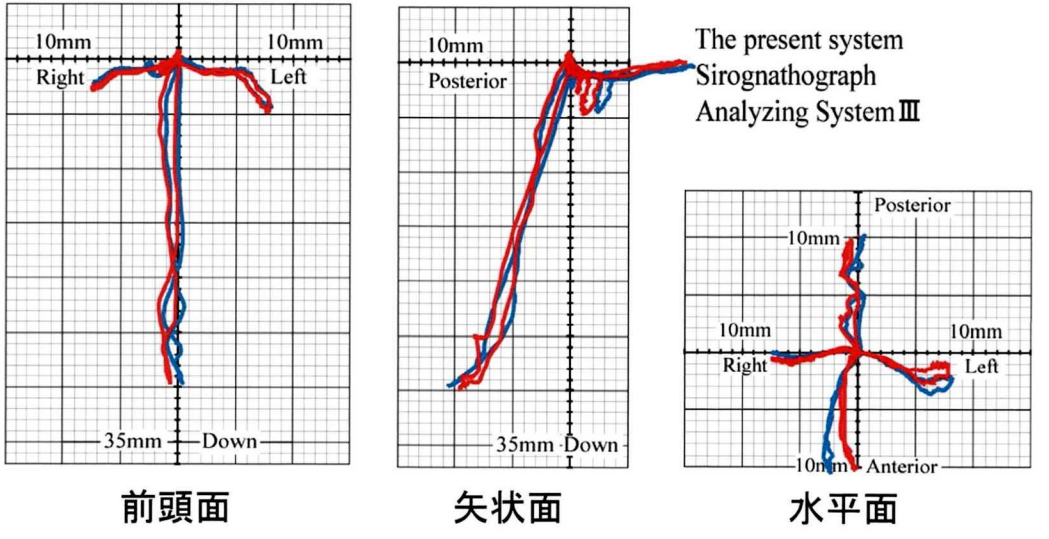


図15-5. 被験者OMTの限界運動

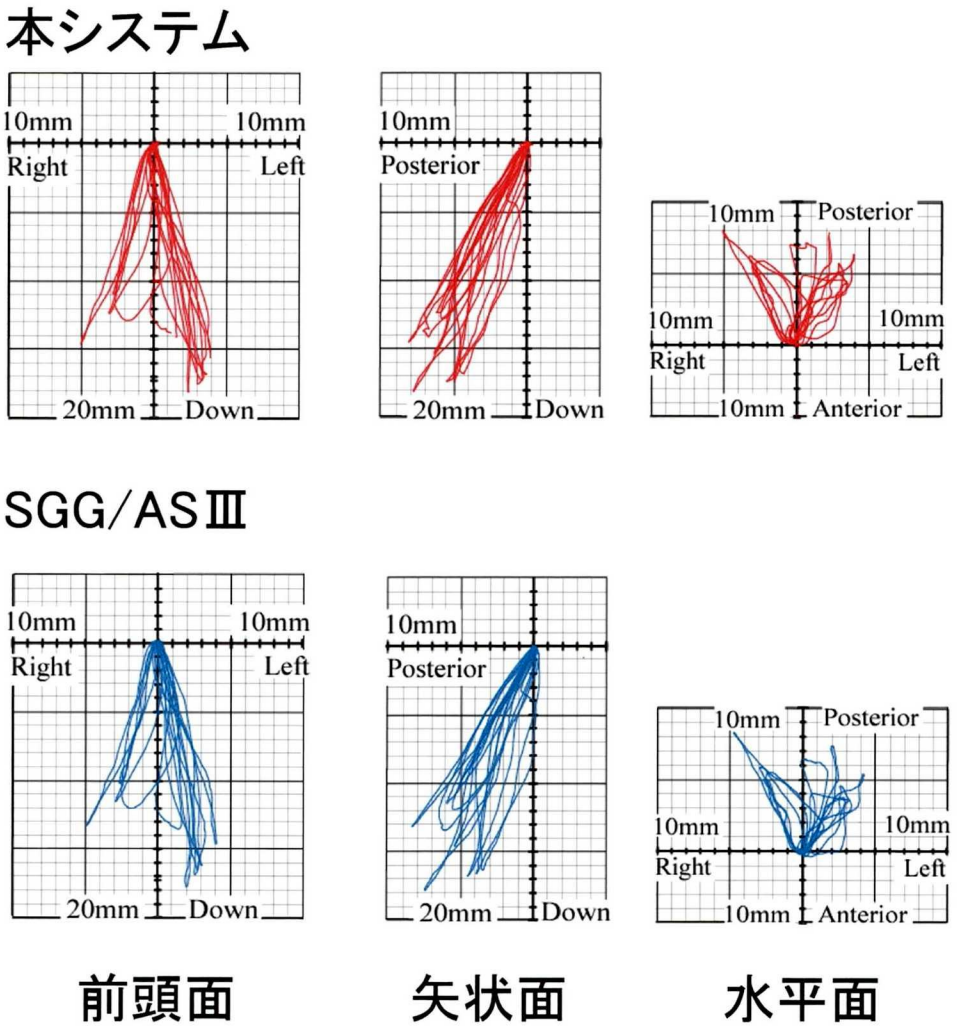


図16-1. 被験者SMD左側咀嚼

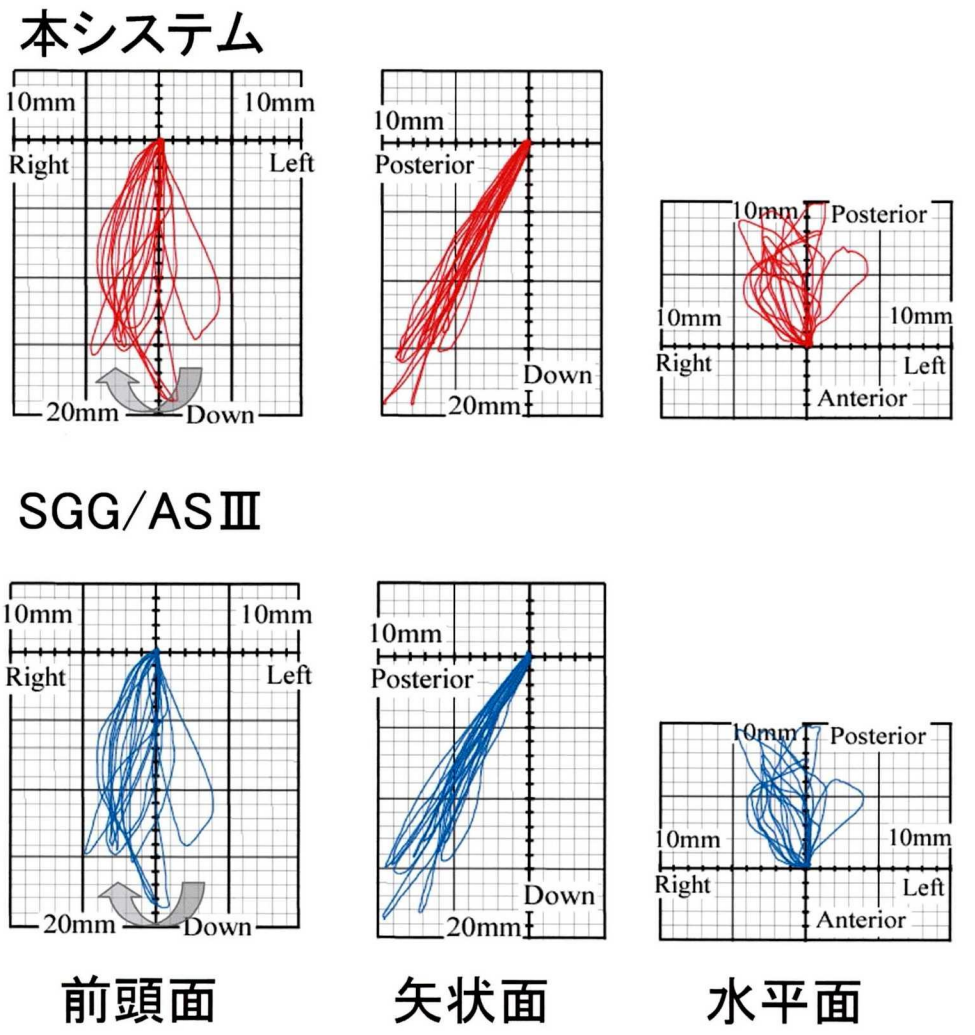


図16-2. 被験者SMD右側咀嚼

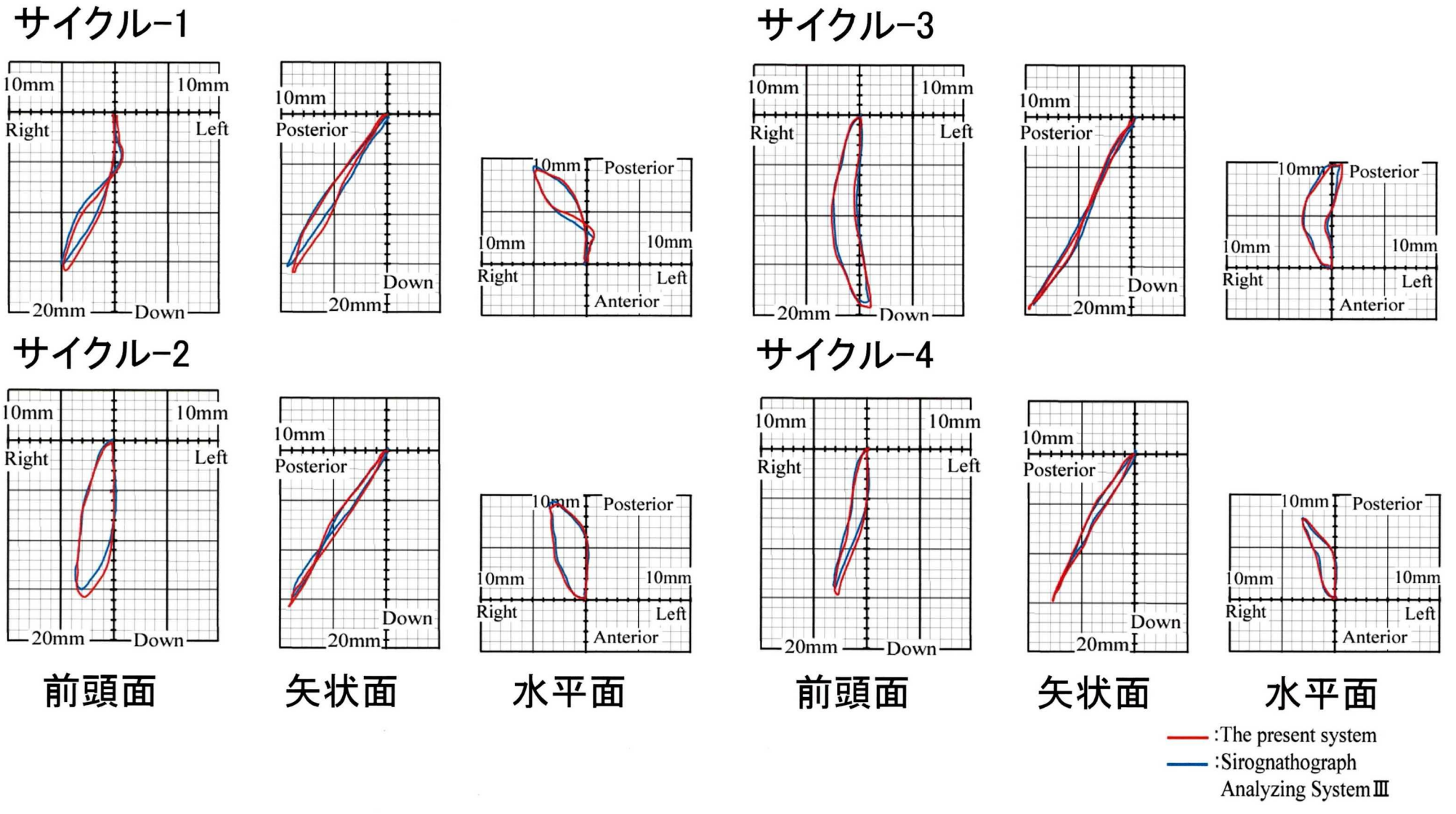


図16-3. 被験者SMD右側咀嚼のサイクル別表示

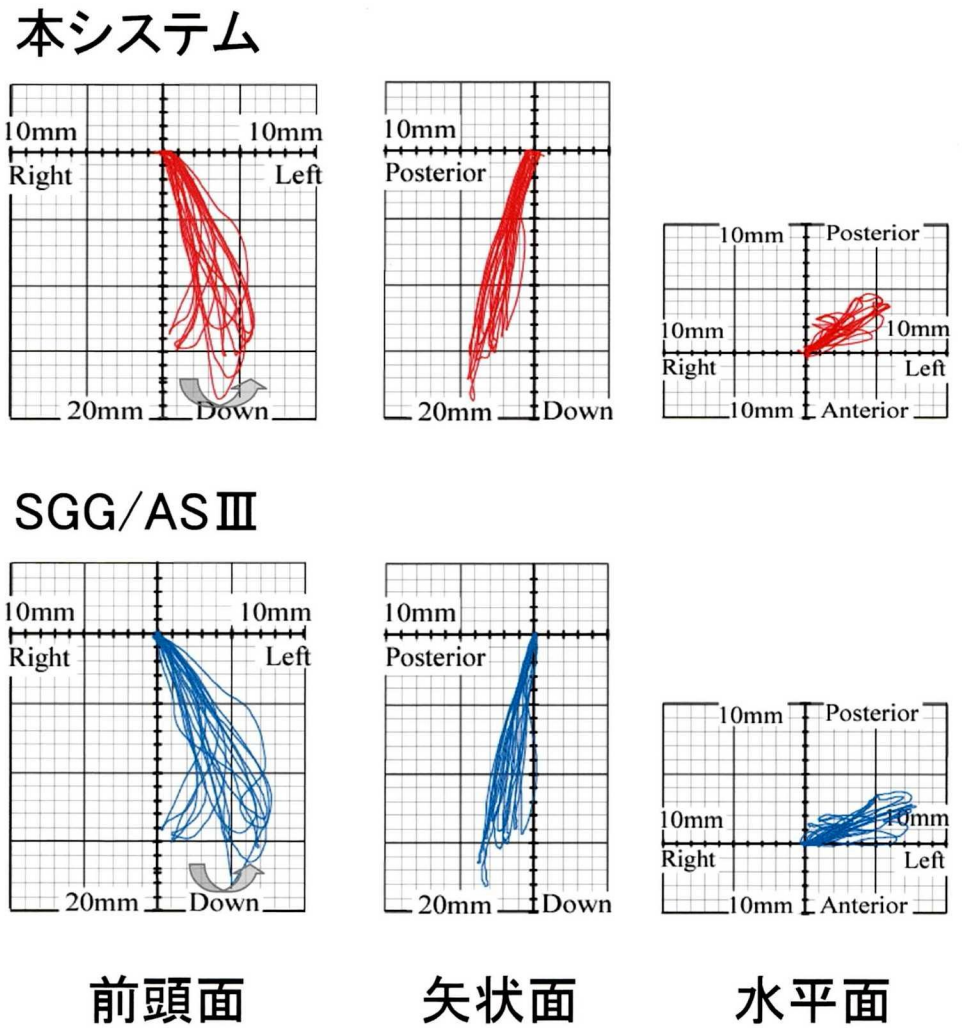


図17-1. 被験者NKM左側咀嚼

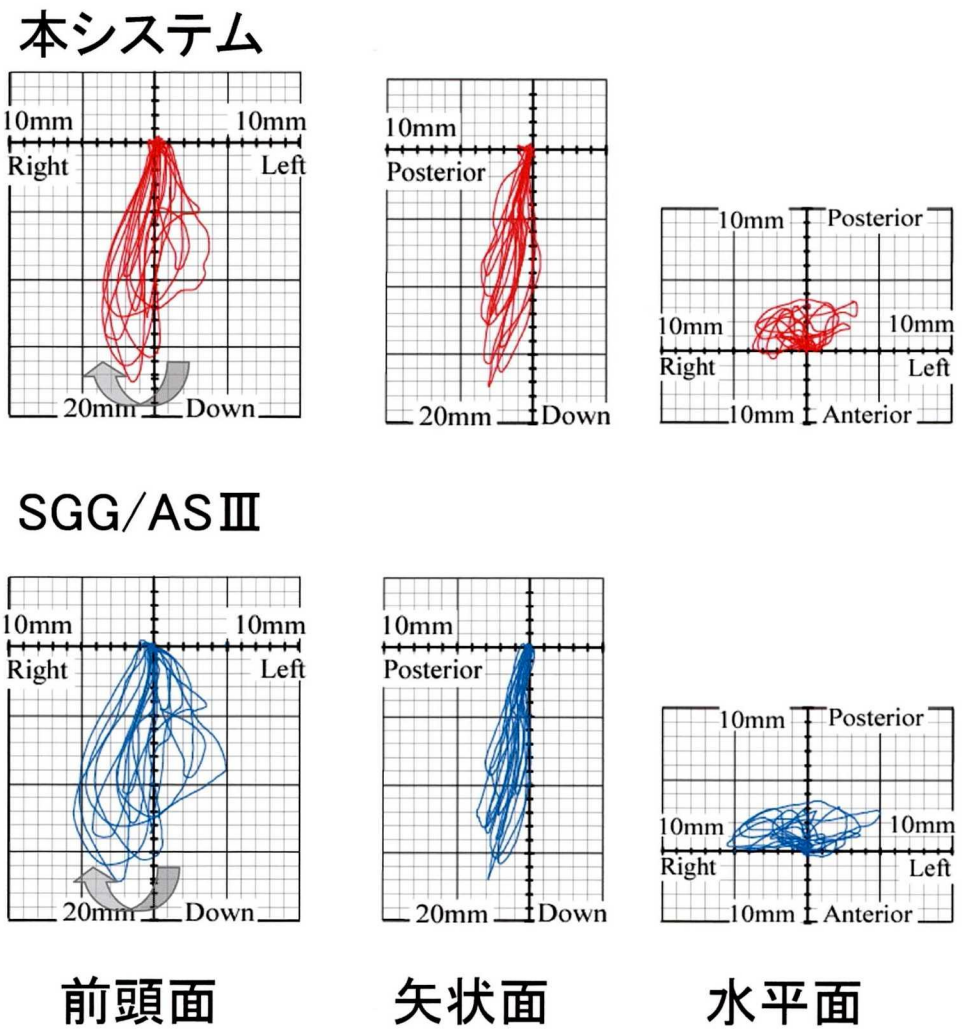


図17-2. 被験者NKM右側咀嚼

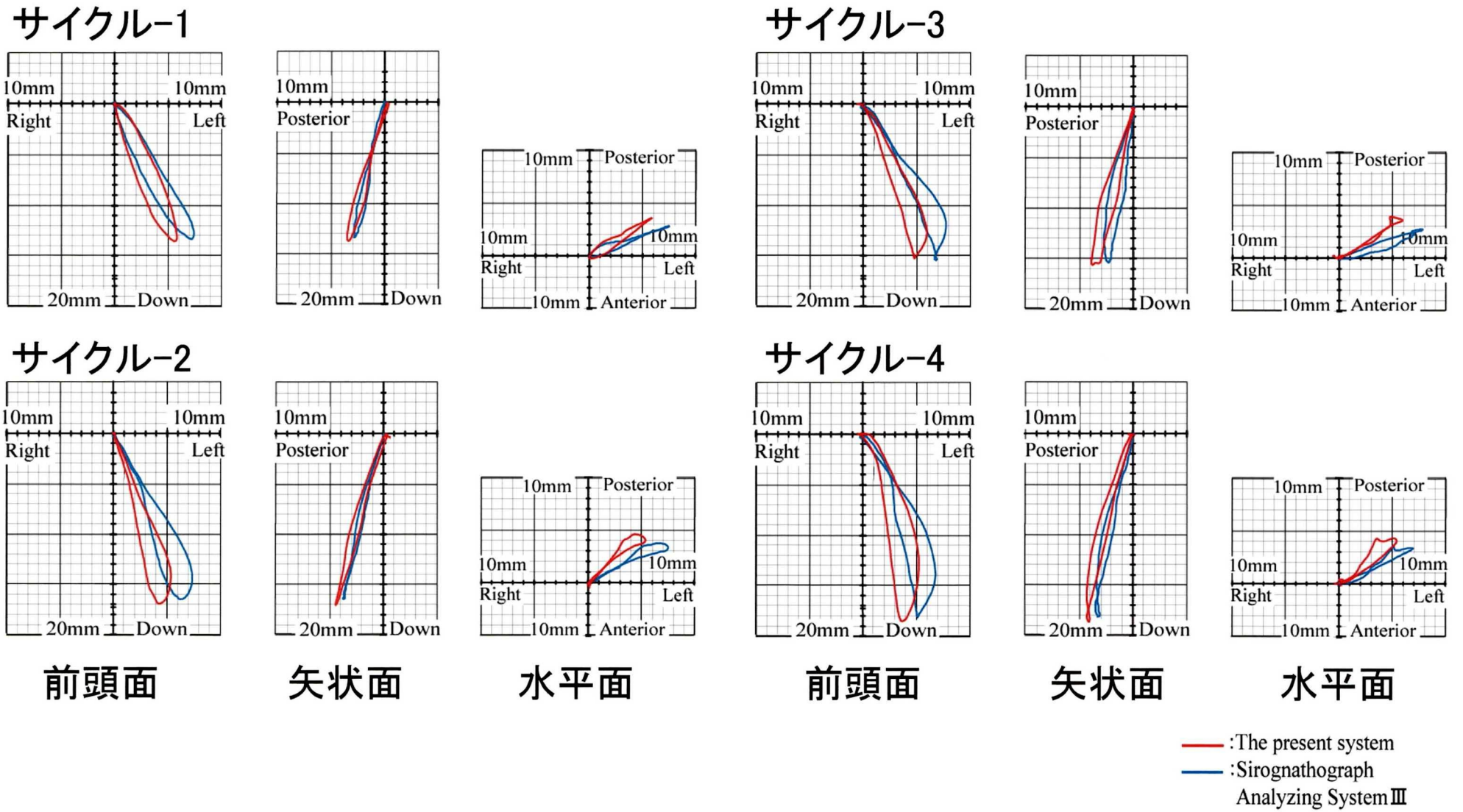


図17-3. 被験者NKM左側咀嚼のサイクル別表示

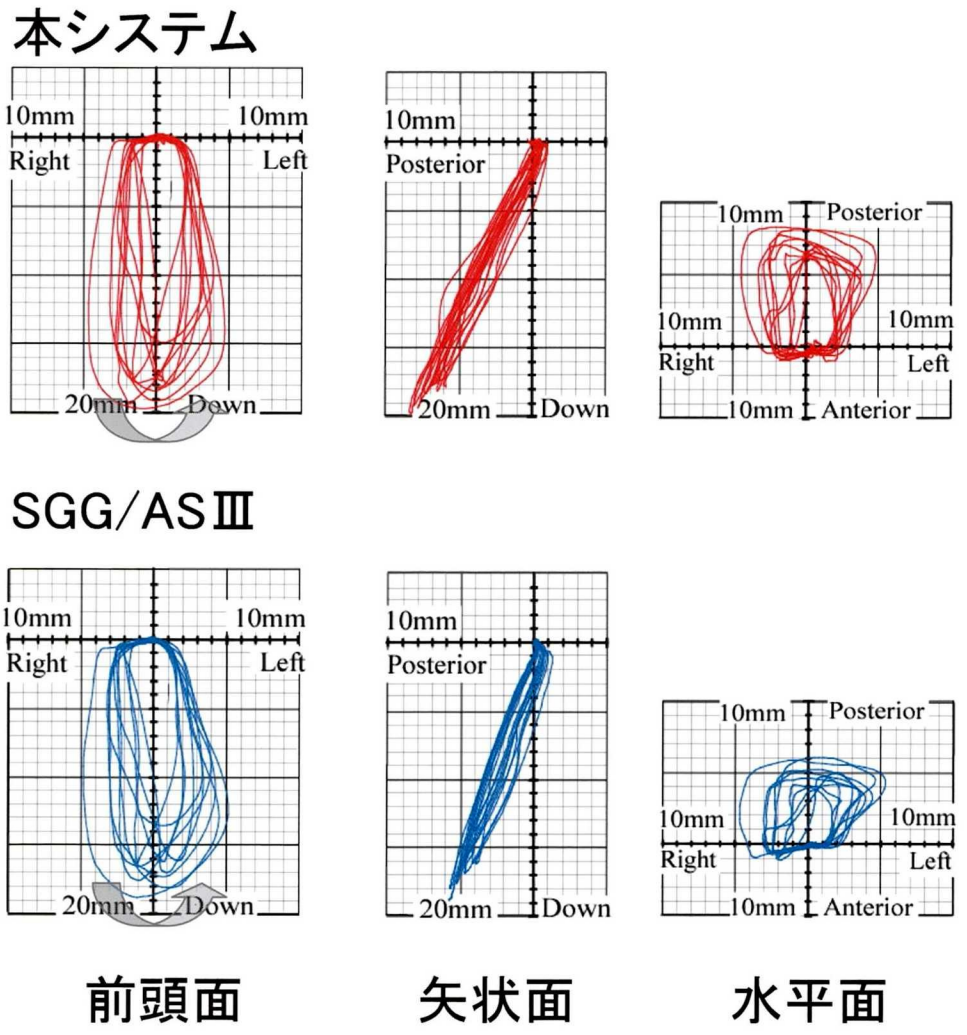


図18-1. 被験者YSD左側咀嚼

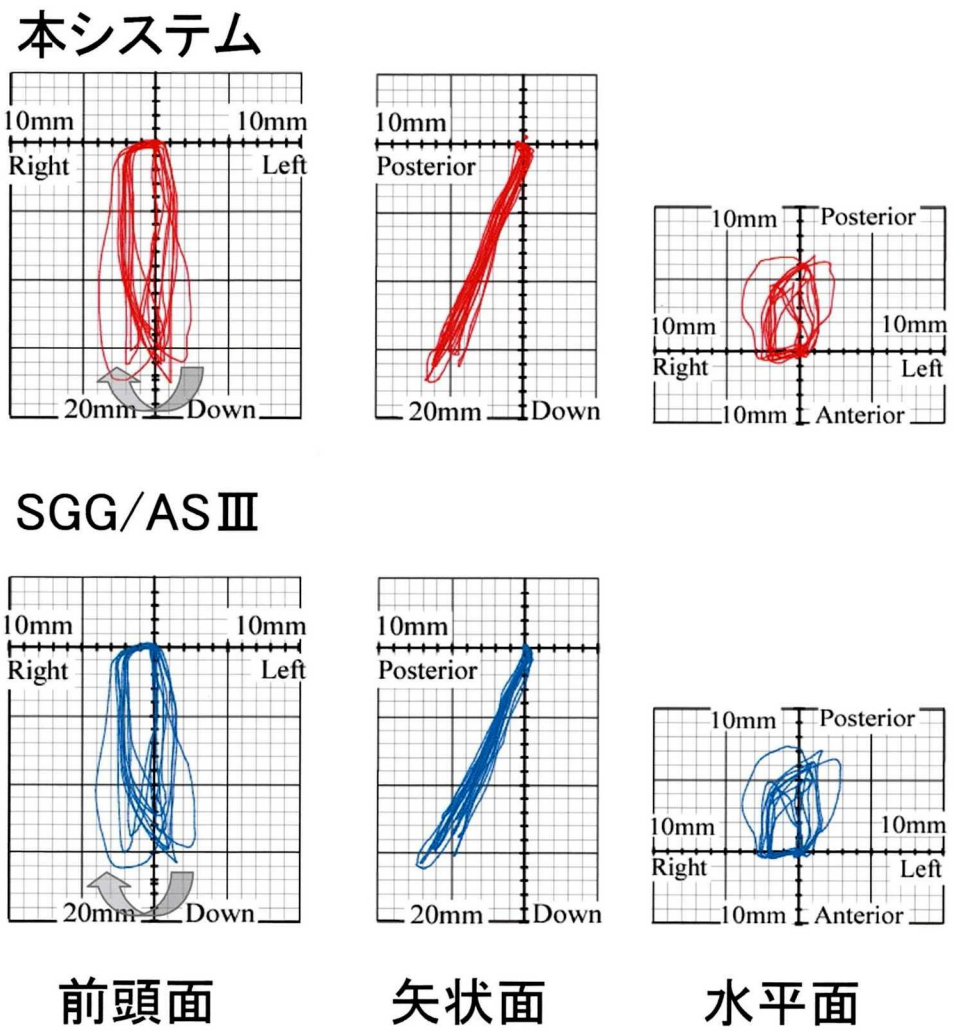


図18-2. 被験者YSD右側咀嚼

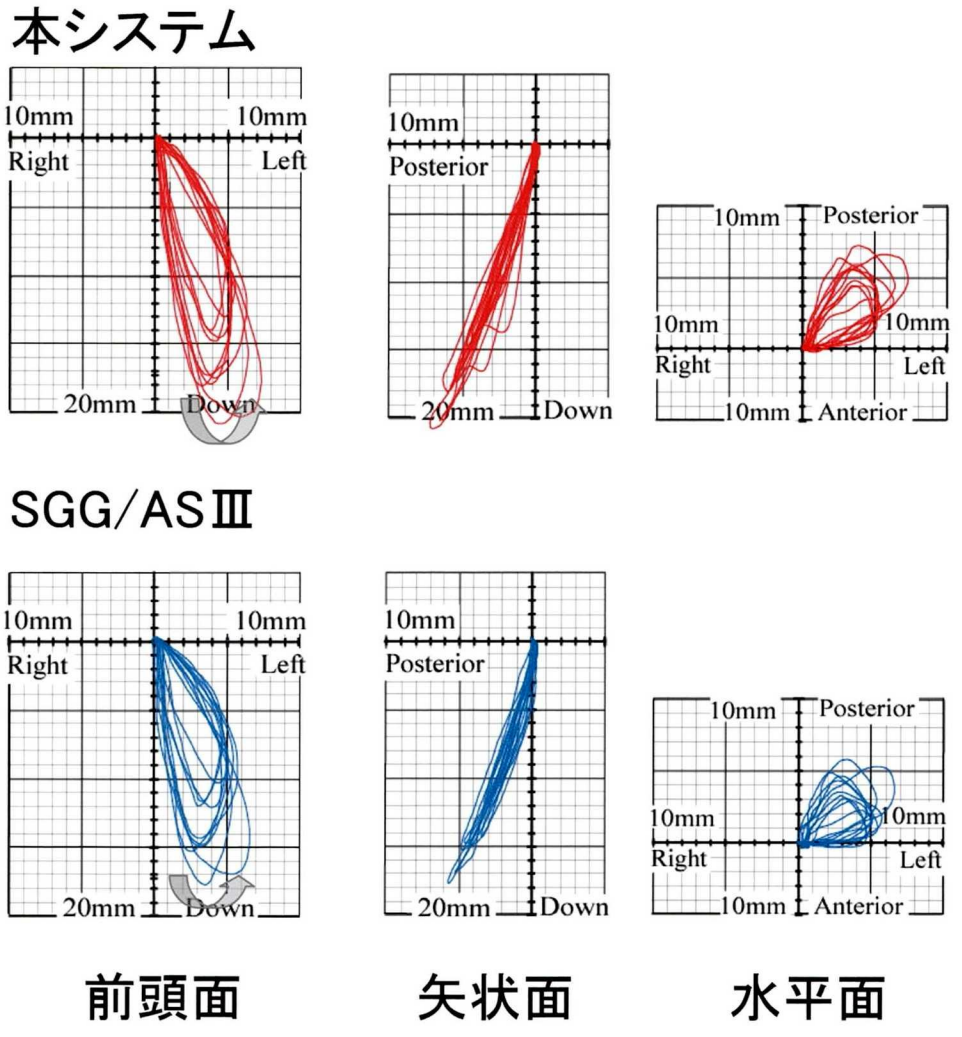


図19-1. 被験者HRK左側咀嚼

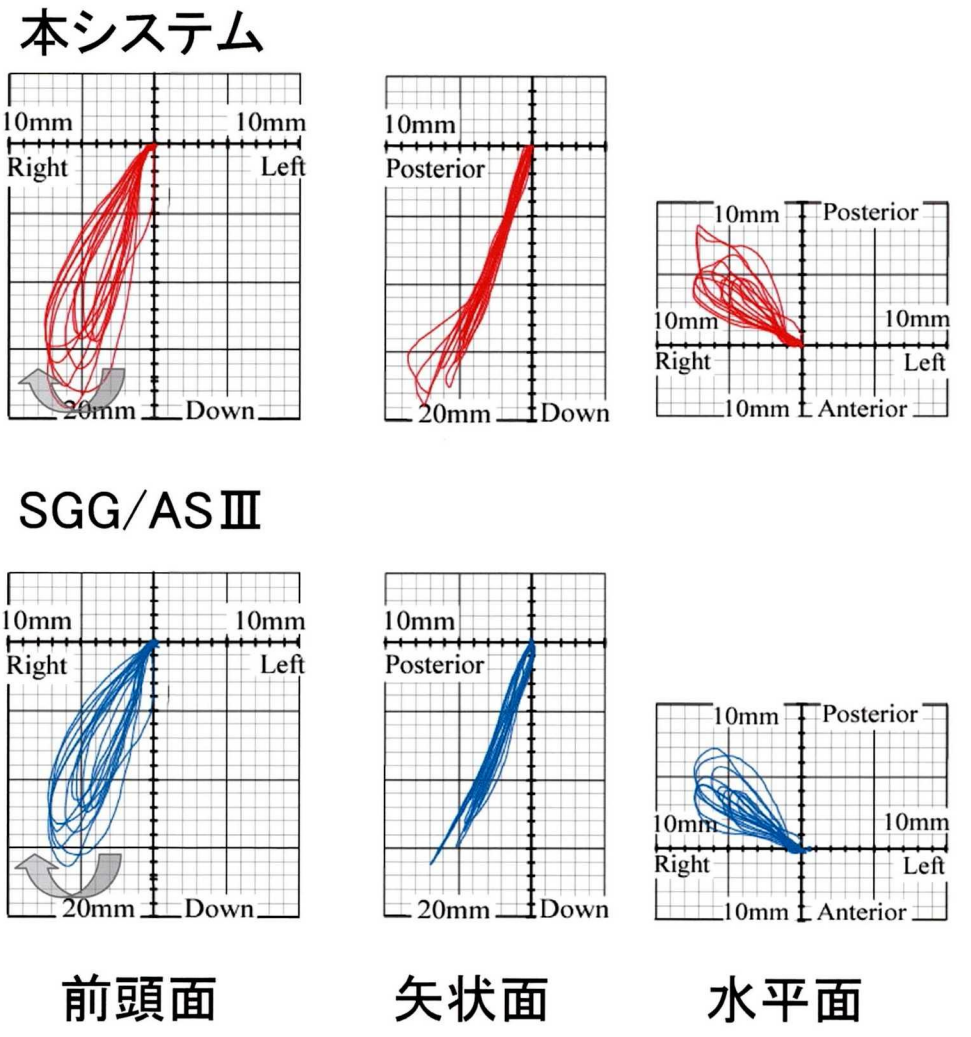


図19-2. 被験者HRK右側咀嚼

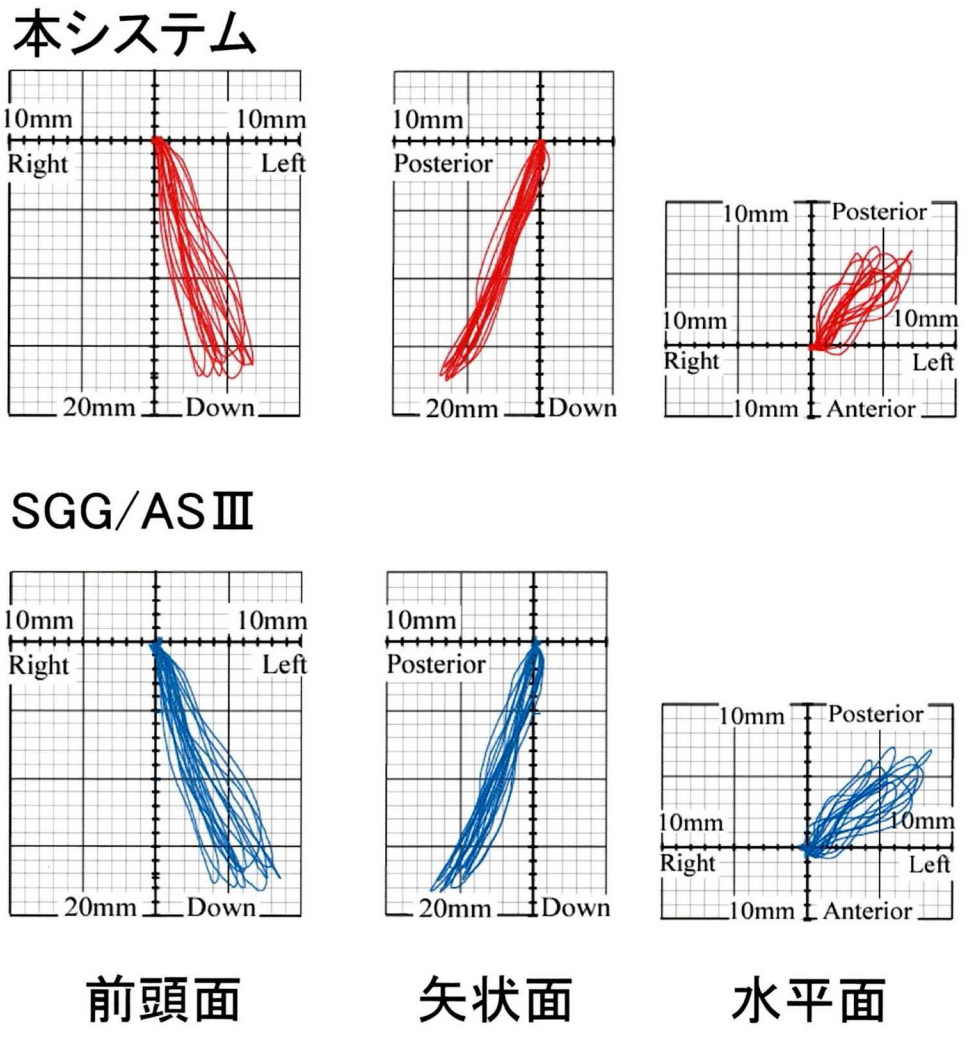


図20-1. 被験者OMT左側咀嚼

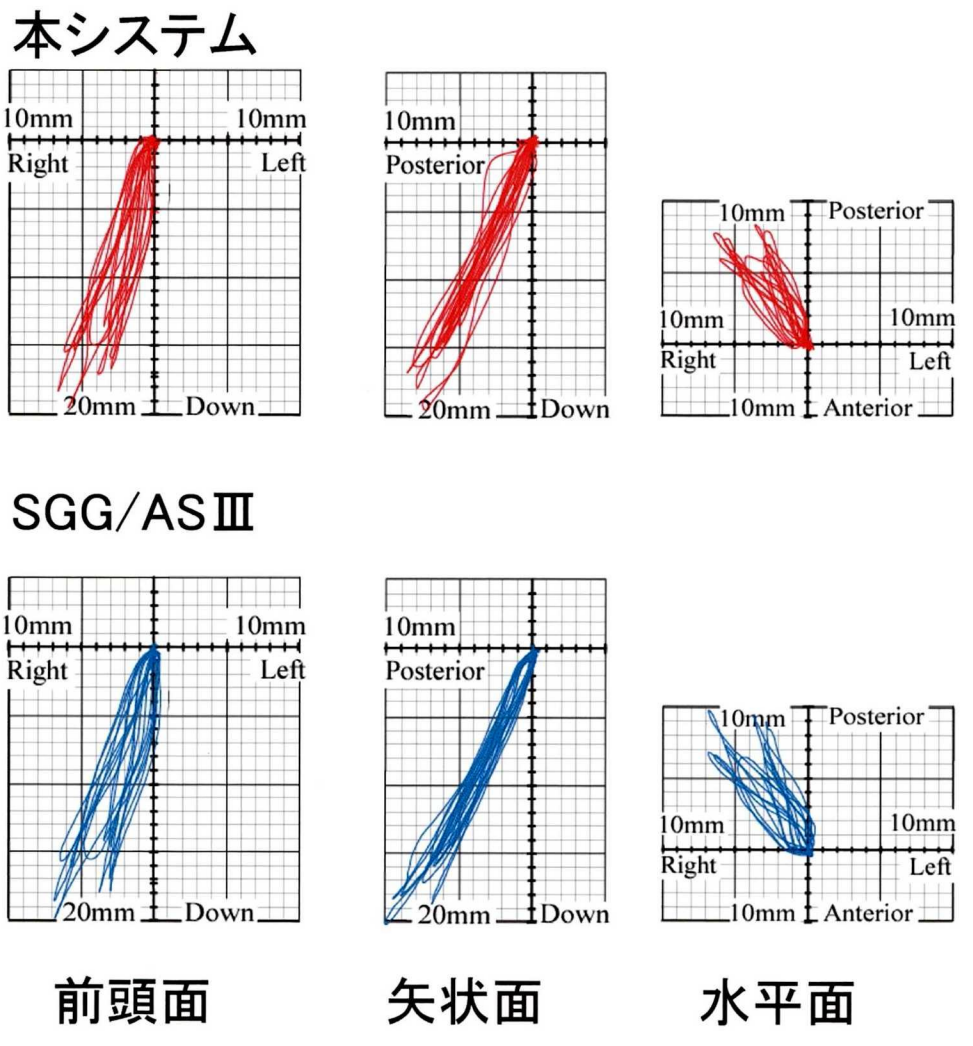


図20-2. 被験者OMT右側咀嚼

	決定係数R^2			回帰係数β_1		
	x座標	y座標	z座標	x座標	y座標	z座標
SMD左	0.961	0.977	0.957	1.12	1.01	1.05
SMD右	0.986	0.998	0.993	1.01	1.04	0.99
NKM左	0.965	0.997	0.936	0.73	1.00	1.24
NKM右	0.947	0.995	0.932	0.73	0.98	1.07
YSD左	0.912	0.996	0.976	0.87	1.09	1.39
YSD右	0.987	0.998	0.988	0.97	1.09	0.98
HRK左	0.983	0.997	0.979	1.13	1.20	1.31
HRK右	0.994	0.995	0.982	0.95	1.17	1.07
OMT左	0.980	0.986	0.978	0.75	0.96	1.06
OMT右	0.978	0.993	0.962	0.88	0.99	0.90

表1. 回帰分析の結果

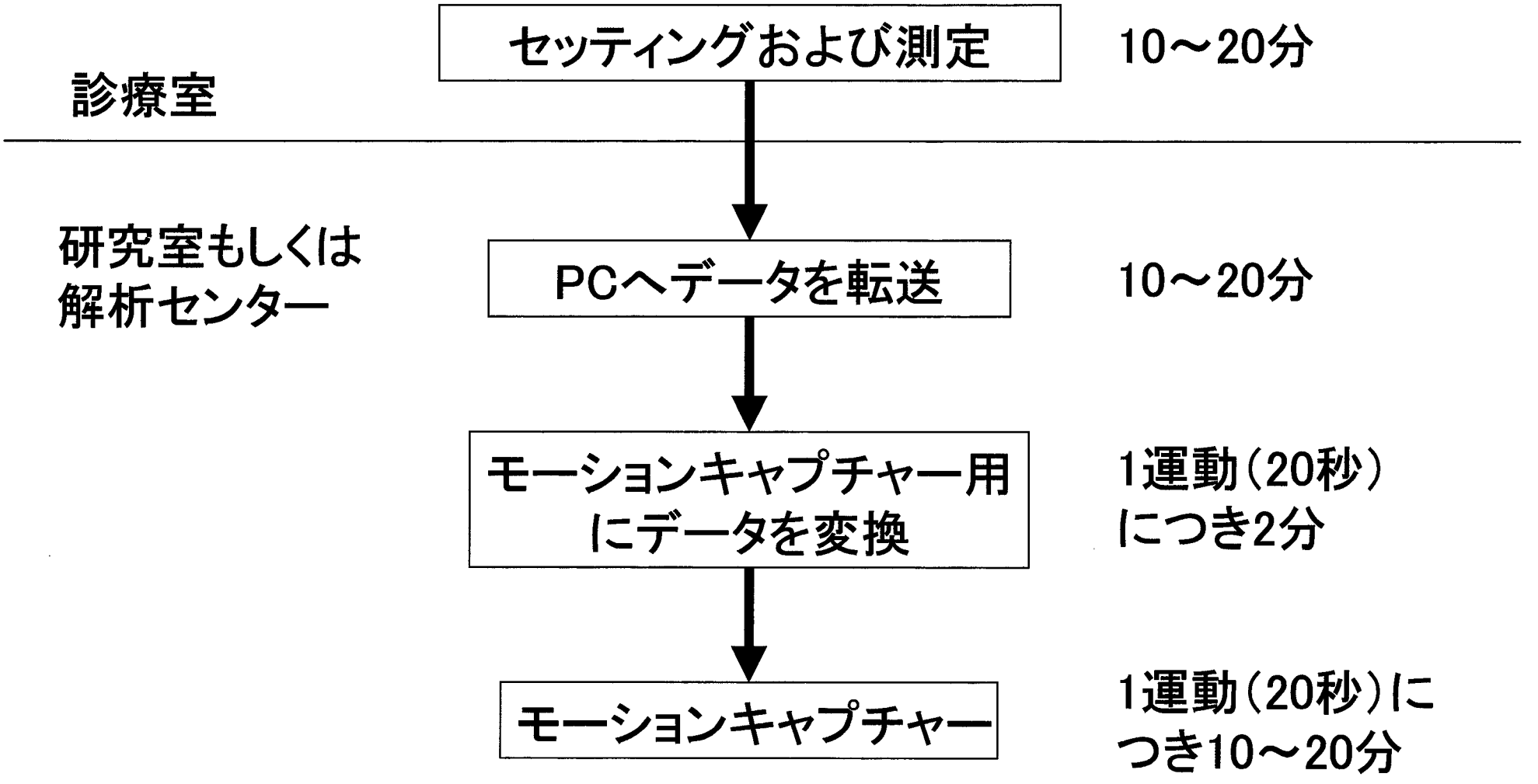


図21. 各ステップの所要時間