

新しく開発した体表面ナビゲーションおよびモニタリングシステムの
放射線治療における臨床的有用性

名古屋大学大学院医学系研究科
医療技術学専攻

高木 等

平成23年度学位申請論文

新しく開発した体表面ナビゲーションおよびモニタリングシステムの
放射線治療における臨床的有用性

名古屋大学大学院医学系研究科
医療技術学専攻

(指導:小幡 康範 教授)

高木 等

目次

第一章 諸言	1
第二章 使用機器および症例と方法	
2.1 使用機器	2
2.2 ナビシステムの構成およびキャリブレーション	2-3
2.3 ナビシステムの基本原理	3-5
2.4 ナビシステムのPCモニター画面表示	6-7
2.5 ナビシステムの計測精度評価方法	
2.5.1 トルソーを用いて計測された体表面高さの精度評価	7
2.5.2 計測された横断的高さ重心の精度評価	7
2.6 ナビシステムの臨床的有用性の検討方法	7-8
2.7 ナビシステムの使用方法	8
第三章 ナビシステムの計測精度評価結果および臨床的有用性の検討結果	
3.1 トルソーを用いて計測された体表面高さの精度評価	9
3.2 計測された横断的高さ重心の精度評価	9

3.3 ナビシステムの臨床的有用性の検討結果および典型的症例	9-10
3.4 セットアップ終了後および治療終了後の体表面高さ と横断的高さ重心の変動	
3.4.1 前立腺がん治療:変動の極めて少ない症例	10
3.4.2 子宮頸部がん術後治療:再放射線治療計画を 施行した症例	10-11
第四章 考案	12-14
第五章 結論	15
謝辞	16
参考文献	17-20
図・表	21-40
付録	41-54

第一章 諸言

放射線治療において、セットアップ精度は、治療効果に多大な影響を及ぼしている。また、照射中の体動と治療期間中の体型変化が、線量分布が治療計画で得られた通りにならない原因となっている。双方の結果が、ターゲットへの吸収線量投与の精度に対して影響すると考えられる。最近、画像誘導放射線治療 (Image Guided Radiotherapy: IGRT) が普及してきたことにより、セットアップの精度が向上していると報告されている(1-5)。IGRT 装置としては、ターゲット領域を直接画像取得して、ターゲットとその周辺の内部臓器により位置照合する Mega-Voltage Computed Tomography: MVCT(6)、Cone-Beam Computed Tomography: CBCT(7-10)、X線写真を用いて骨構造により位置照合する Linac-graphy: LG、Electric Portal Imaging Device: EPID、X線と赤外線カメラを用いて位置決めをする Exac-Trac System: ETS、体表面画像を取得し位置照合する Photogrammetry Surface Imaging System: PSIS (11-19) などがある。

ターゲットの位置情報取得の精度は、3D マッチングである CBCT と MVCT が最良であると考えられる。しかしながら、それらと LG および EPID は、放射線照射中の体動を経時的に観察することはできないし、治療期間中の体型の変化にともなう体厚の変化を客観的に取得して、放射線再治療計画の指標とすることもできない。したがって、それらの弱点を補うような PSIS との併用が必要である。

患者の治療中の体動をモニターするため及び再放射線治療計画を実施する必要性を判断するためのみならず、毎回の治療において、治療カウチの上でポジショニングを矯正し、再現性良くセットアップできるように補助することのために新しい体表面画像取得および位置照合システム(以下ナビシステム)を開発した。

この研究の目的は、このナビシステムの計測精度を確認することと体動および体型の変化をモニタリングすることの臨床的な有用性を評価することである。

第二章 使用機器および症例と方法

2.1 使用機器

使用機器を以下に示す。

- 1) 放射線治療装置:三菱社製直線加速器 ML15-MDX
- 2) 放射線治療計画装置:H/P 社製 RTP700U
- 3) ナビシステム
 - ・ CCD カメラ:Imaging Source 社製 (Taiwan) DFK41AF02 FC
 - ・ レンズ: Imaging Source 社製 HF35SA-1
 - ・ 液晶プロジェクター:Toshiba 社製 (Japan) TDP-FF1AJ
 - ・ PC 本体:Dell 社製 Dimension 9200
 - ・ モニター:Dell 社製 液晶モニター19 インチ/1907FP HAS(治療室)
:Dell 社製液晶モニター19 インチ/R3A002(操作室)

2.2 ナビシステムの構成およびキャリブレーション

ナビシステムは、液晶プロジェクターにより患者の体表面に投影されたストライプ像を CCD カメラでキャプチャーして、PC モニター画面において患者の体表面画像へのカラー処理重ね合わせ画像表示および数値化処理結果表示を可能にした装置である。ナビシステムの全体関係図を図1、治療室内の機器の配置を図2に示す。なお、ナビシステムは、治療室内治療カウチサイドおよび治療装置操作室の両方で同様の操作をすることが可能である。

液晶プロジェクターは、放射線治療患者の体表面に対して、照射野を含めた広範領域に台形補正された 19 本のストライプ像を投影する。トルソーに投影された実際の 19 本のストライプ像を図3に示す。投影するストライプの幅は、体幅に対応できるように大小の二種類から選択することができる(図4)。

CCD カメラは、液晶プロジェクターの方向とは30度の角度を付けて、液晶プロジェクターから離して天井に固定されている。それぞれの距離関係は、図2に示す如く、CCD カメラからアイソセンターまでの距離が、350cm であり、液晶プロジェクターから

アイソセンターまでの距離が、150cm となっている。CCD カメラの有効視野領域は、照射野領域に対応できるように、上部・中部・下部の三種類から選択することができる(図4)。

以下に液晶プロジェクターと CCD カメラの設置位置キャリブレーション確認手順を示す。

1. キャリブレーション確認画面を表示する(図5a)。
2. 治療カウチの上に、フラットパネルを設置する。
3. 治療カウチの高さ位置を基準面(線源から100.0cmの距離)に合わせ、治療装置における最大サイズの光照射野を表示させる(図5b)。
4. 液晶プロジェクターから出力される白い枠が照射野と重なっているか確認する。重なっていない場合、液晶プロジェクターの位置を調整する。
5. キャリブレーション確認画面の確認映像で、中央の黄色い×印の中心(Virtual Iso-center)と、液晶プロジェクターから投影された白い枠の中心が一致しているか確認する(図5c)。一致していない場合は、CCD カメラの位置を調整する。
6. キャリブレーション確認画面の確認映像で、最大照射野のコーナーおよび上下左右のラインがすべて照射野内側に表示されているかどうか確認する(図5d)。照射野がはみだしていたり、欠けていたりする場合はCCDカメラの角度を調整する。

最初のキャリブレーション終了後、ナビシステムの計測精度を担保し、安定使用するためには、一日に一度キャリブレーション確認作業を実施する必要がある。

2.3 ナビシステムの基本原理

ナビシステムは、Windows Xp の OS 上で動作している。プログラム開発は、Visual Studio 2005(開発言語)上で行われ、CCD カメラからの取り込みや計測用に VC++、マンマシンインターフェースの設計には VB、3D 表示に Direct X (October 2006)(ライブラリ)、患者の計測データ保存に Access(データベース)が使用された。

液晶プロジェクターから球に投影されたストライプの液晶プロジェクター方向からの画像が図6の左上に示される。その投影されたストライプが液晶プロジェクターとは異

なる角度 θ で、CCD カメラによって取り込まれた画像が図6左下に示される。ここで、物体が無い場合にストライプが投影される平面が基準面である。

2次元の画像から、体表面の基準面からの高さおよび側方への移動やねじれを算出してセットアップの誤差を評価するため、予めキャリブレーションとして、フラットパネルを治療カウチ上に水平に配置し、20mm から 160mm まで、10mm 毎に治療カウチの高さを移動させ、CCD カメラで有効視野領域においてキャプチャーされた 19本のストライプのそれぞれ等間隔に分割された 19 セグメントの中央左端のキャプチャー画面上の水平方向でのピクセル値と基準面からの高さ (mm) との関係のテーブルを作成した。このテーブルを用いて、キャプチャー画面上のセグメントの像から高さを算出する。その相関関係グラフを図7に示す。なお、ナビシステムでは、基準面より下の高さについては測定範囲外となる。

体表面には、呼吸により上下動が発生する。正常成人の1呼吸周期はおよそ4~6秒である。したがって、ナビシステムでは、任意の安定した呼吸周期での過去10秒程度の時間(図8A)において、0.11秒間隔(図8B)で連続的に体表面高さデータを取得し、1呼吸周期(図8Ba-b)の代表時間(T)を算出して、体表面高さとしてその代表時間(T)での値を採用する。

代表時間(T)を算出するためには、19×19セグメントの体表面高さの全平均値が使用される。全平均値は以下の式(1)で求められる。

$$hm(t) = \sum_{n=1}^{19} \sum_{m=1}^{19} h(t,n,m) / 19 \cdot 19 \dots\dots\dots (1)$$

ここで、 $hm(t)$ は、時間 t における 19×19セグメントの体表面の高さの全平均値を示す。 n は 19本のストライプ番号を示す。Looking from foot on table において、左から $n=1,2,3,\dots,19$ である。また、 m は横断方向のレベルで頭方から $m=1,2,3,\dots,19$ である。 $h(t,n,m)$ は各セグメントの時間 t における高さである。

代表時間(T)を決定するためには、1呼吸周期 τ を随時求め、 τ における $hm(t)$ の平均値が $hm(T)$ と一致する T を求める。代表時間(T)は、以下の式(2)により算出される。

$$hm(T) = (1/\tau) \int_0^{\tau} hm(t) dt \dots\dots\dots (2)$$

ただし、hm(t)は 0.11 秒毎に取得される離散的なデータであるので、図8B に示されるように、ベジェ補間でスムージング(点線)することにより、時間 t に対し連続的なデータに補正される。T は呼気時と吸気時の 2 解がえられるので、そのうち呼気時の T を代表時間として採用する(図8B)。

代表時間(T)において 19×19 セグメントの体表面の高さがデータとして得られるが、全てのデータを取得しても、その全ての高さを修正することはできない。頭尾方向の傾きが把握できれば縦方向に体の傾きを調節でき、横断的な高さの変化が得られれば、横方向の回転で整位ができる。横断方向の 19 セグメントの高さのデータは平均されて、各レベルの高さデータとなる。19 レベルに対する高さのリファレンスデータは以下の式(3)のように決定される。

$$H(T, m) = \sum_{n=1}^{19} h(T, n, m) / 19 \dots\dots\dots (3)$$

次に側方への移動やねじれの検出のために、横断的高さ重心の位置は以下の式(4)で算出される。

$$G(T, m) = \sum_{n=1}^{19} n \cdot h(T, n, m) / \sum_{n=1}^{19} h(T, n, m) \dots\dots\dots (4)$$

ここで、G(T,m)は、代表時間(T)の m レベルの横断的高さ重心である。H(T,n,m)は、代表時間(T)の m レベルにおけるストライプ n の体表面の高さである。

初回放射線治療整位における収集データをリファレンスデータとして登録し、毎回の放射線治療整位状態との比較をすることにより、整位の誤差を平均値±標準偏差として算出する。

2.4 ナビシステムの PC モニター画面表示

毎回の照射時には、ナビシステムは常時 19 レベルの高さのデータと横断的高さ重心を算出し、リファレンスデータと比較し、PC モニター画面上にリアルタイムで結果を表示する(図9)。これらの結果は表示に使用されたら次の表示のために常に更新されるので、記録が必要な場合は記録の指示をコンピュータに与える必要がある。

定量結果としては、19 レベルにおける 19 セグメントの基準面からの高さの平均値と登録されたリファレンスデータからの差分(mm)が PC モニター画面の右側左に表示される。横断的高さ重心の位置のずれ量の差分の計算結果は、line/pair 単位により PC モニター画面の右側端に表示される。左側へのずれが正、それに対して、右側へのずれは負の数値で表示される。周期性体動情報が、PC モニター画面の右側中央に表示される。これらは、呼吸期間中の体表面高さの動きが各セグメント毎に経時的に計測され標準偏差として表された値で、これらより、周期性体動の大きさを判断することができる。標準偏差の右側は、初回治療時のリファレンスとの差が表わされている。

定性結果としては、各セグメント毎にカラー処理し重ね合わせた後の体表面画像は、PC モニター画面の左側に表示される。代表時間(T)の患者画像のストライプは頭足方向 19 レベルの高さデータをリファレンスデータと比較してサブトラクションされた差分結果がカラー処理表示される。その色は同じレベルの 19 セグメントに一律に適用される。緑色は、リファレンスとの差が 0 ミリであることを示し、赤色は、差が 10 ミリより大きいことを示す。0 ミリから+10 ミリまでの差は、緑色から赤色へ段階的に変化する色で示される(図10a)。青色は、リファレンスとの差が-10 ミリより小さいことを示し、0 ミリから-10 ミリまでの差は緑色から青色へ段階的に変化する色で示される(図10b)。リファレンス横断的高さ重心データは、19 個の赤色の×印で、リアルタイム横断的高さ重心データおよび保存される横断的高さ重心データは、19 個の青色×印で表示される(図9)。なお、それぞれの×印は、連続したラインとして連結して表示される。

体表面位置および横断的高さ重心位置を視覚的に分かりやすくするために、マウスの簡便操作により、図11で示される如く、通常表示から三次元表面画像表示に切り替わり、体位の立体形状を、様々な角度から確認することができる。患者体表面の高さが初回登録リファレンスデータより乖離した場合は、ストライプの色の変化として

表現される(図11a,b)。また、横断的高さ重心がずれている場合には、青色×印と赤色の×印の各々の移動で示される。

2.5 ナビシステムの計測精度評価方法

2.5.1 トルソーを用いて計測された体表面高さの精度評価

ナビシステムによる高さの計測の精度は、治療カウチ上に置かれたトルソーを用いて、治療カウチのルーラーの指示値の変化とナビシステムにより計測された高さの変化を比較して評価した。トルソーの表面から7.0cmの深さを基準面0.0mmに設定した。その基準面に対して、-20.0mmから+20.0mmまで1.0mm毎に治療カウチの高さを増加させることによるナビシステムの視野領域におけるトルソー表面の高さの変化を測定した。-20.0mmから1.0mm毎に+20.0mmまで変化させる作業は3回繰り返して、トルソー表面の19セグメントの高さ変化の平均値±標準偏差を算出した。

2.5.2 計測された横断的高さ重心の精度評価

横断的高さ重心の移動は、治療カウチの上に置かれた角度25度の傾斜の付いたフラットパネルを移動することによって評価した。メジャーによる計測により、左右に5.0mmから20.0mmまで5.0mm毎に大きくなる治療カウチの移動量をナビシステムによりモニターした。同じ移動量を10回繰り返して横断的高さ重心の計測を行い、平均値±標準偏差を算出した。

2.6 ナビシステムの臨床的有用性の検討方法

ナビシステムの臨床利用における有用性を検討するために、臨床例で実際の体表面の変化が検出できるかどうか確認した。またナビシステムの使用以前3年間(2004-2006)の938例とナビシステムの使用以後3年間(2007-2009)の986例の放射線治療を実施した症例の中での、再放射線治療計画の増加について検討した。ナビシステムを使用開始してからにおける再放射線治療計画の実施の判断基準として、

ナビシステムにより計測された基準面からの高さの減少量が、10%以上の減少率である場合と定めた。ナビシステムの使用前3年間における再治療計画の実施された症例については、放射線腫瘍医の客観的な判断、光照射野と皮膚マークの位置の大きなずれの発生あるいは長期間治療を休止した場合に限られていた。

なお、この臨床試験は、名古屋大学大学院医学系研究科医療倫理委員会の承認を得て実施された(承認番号:6-305)。

2.7 ナビシステムの使用方法

実際の治療の際には、従来どおりに3Dレーザーポインターによる初期セットアップが施行され、そのセットアップ終了後にナビシステムが使用される。初回のセットアップでリファレンスデータを作成し、次回以降のセットアップにおいて、リファレンスとの差が検出されたならば修正が行われる。差が大きければ計画の変更も必要となる。セットアップ後、ナビシステムは、照射中にリアルタイムにセットアップ精度を確認するためにも使用される。

第三章 ナビシステムの計測精度評価結果および臨床的有用性の検討結果

3.1 トルソーを用いて計測された体表面高さの精度評価

-20.0mm から+20.0mm まで 1.0mm 毎に治療カウチの高さを増加させることにより、ナビシステムで測定されたトルソー表面の平均の高さ変化の各々の測定値を表1に示す。図12は、トルソーの表面の平均の高さ変化の実測値とナビシステムにより算出された値の間の相関関係を示している。0.0mm から±10.0mm の高さまでは、1.0～1.5mm の過小評価となり、±11.0mm～±20.0mm までは、1.5～3.0mm の過小評価となっている。

3.2 計測された横断的高さ重心の精度評価

フラットパネルをセンターから右方向に 5.0 mm, 10.0 mm, 15.0 mm, 20.0 mm と動かした場合のナビシステムにより計測された横断的高さ重心の移動量は、各々 0.024 ± 0.007 line/pair (mean±SD), 0.045 ± 0.006 line/pair, 0.066 ± 0.006 line/pair, 0.089 ± 0.007 line/pair であった。フラットパネルをセンターから左方向に 5.0 mm, 10.0 mm, 15.0 mm, 20.0 mm と動かした場合のナビシステムにより計測された横断的高さ重心の移動量は、各々 0.015 ± 0.007 line/pair, 0.034 ± 0.007 line/pair, 0.053 ± 0.008 line/pair, 0.071 ± 0.007 line/pair であった。その結果を表2に示す。表面に傾斜のある場合には、横断的高さ重心は治療カウチの左右の移動に対して良い相関関係をもって検出可能であった(図13)。

3.3 ナビシステムの臨床的有用性の検討結果および典型的症例

放射線治療開始早期に体型に変化をきたした典型的な症例を提示する(図14)。この患者は放射線治療開始時には、53.7kg であった体重が、わずか一週間で 50.3kg に減少した。ナビシステムの画像において、体表面高さがリファレンスに比較して大きく変化していることがわかる。その際に撮影した CT 画像の1スライスから計測

した体表面高さがマイナス 20.0mm 以上であった。ナビシステムの基準面からの高さ計測においても同部位に 20.0mm 以上の減少を確認することができる。それゆえ、再治療計画を実施し、ナビシステムにて、再度リファレンスデータを取得し直し、治療を継続した症例である。この症例における初回治療計画と再治療計画の結果を図15に提示する。治療条件は、エネルギー：X線 10MV (TPR20/10=0.752)、回転照射：180° -179°、照射野：10×10cm、処方線量：1.80Gy である。初回治療計画では、214MU であったが、再治療計画では、202MU と初回治療計画に比して、94.39%の線量計算結果であった。よって、5.61%の減少を認めた。

図16は、ナビシステムを導入することにより、特に腹部あるいは骨盤領域における治療計画を変更する症例が使用する前後の3年間において、約4倍に増加(5.2% -21.8%)したことを示している。

3.4 セットアップ終了後および治療終了後の体表面高さと横断的高さ重心の変動

3.4.1 前立腺がん治療：変動の極めて少ない症例

前立腺がん治療において、ナビシステムによるセットアップ終了後および治療終了後の体表面高さと横断的高さ重心の極めて変動の少ない症例での治療回数20回の計測値結果を図17に示す。セットアップ終了後および治療終了後において、体表面高さと横断的高さ重心には、大きな変動は見られず、安定した体型およびセットアップ状態での治療が遂行できた。

3.4.2 子宮頸部がん術後治療：再放射線治療計画を施行した症例

子宮頸部がん術後治療において、ナビシステムによるセットアップ終了後および治療終了後の体表面高さと横断的高さ重心により、再治療計画を施行することになった症例での治療回数20回の計測値結果を図18に示す。4-7回目で、体表面高さと横断的高さ重心に著明な数値の減少を認め、再治療計画の必要性が示唆された。即日、治療計画用CT撮影を施行し、再治療計画を実施した。翌日からは、再治療計画による治療を継続した。その後は、体表面高さと横断的高さ重心の計測結果からは、

再治療計画が必要とされることはなかった。

第四章 考案

放射線治療のセットアップ精度を改善することは、放射線治療における主題の一つである。その精度は、皮膚マークの照射野センターにおいて計測された変動量として算出されているものが多い(20-23)。しかしながら、放射線治療患者の体表面は平坦でなく3次元の表面である。したがって、数箇所のポイントで照合できても、実際の放射線治療計画に伴う照射野と合致しているという保証はない。ナビシステムの使用により、初回治療時と毎回の状態変化がデジタル化されたデータとともにカラー処理された表面画像として表現される。したがって、診療放射線技師は、治療カウチ上でのセットアップの再現性や体型変化を視覚的かつ容易に判断することができる。また、経時的に患者の状態変化を把握しながら放射線治療を実施することもできる。

ナビシステムは、1台の CCD カメラのみを使用しており、CCD カメラを2台使用しないことにより、計測精度の維持のためのアライメントの調整が容易であり、アライメント誤差の発生も最小限に抑えられる。また、投影されるストライプ像が、レーザービームによるものではなく、液晶プロジェクターを使用していることで、システム自体を安価に構築することができる。

今までの PSIS において、Surface image registration system (11) は、患者のセットアップ精度を検証するためのものであり、モニターへの表示がリアルタイムではないために照射中の体動のモニターができない。残存乳腺切線照射の際のセットアップ精度向上を目的とした 3D surface patient setup system (12)、Real-time 3D surface-image-guided beam setup (13)、Opto-electronic sensing of body surface topology changes (14)、Real-time three-dimensional motion analysis (15) においても Surface image registration system と同様である。photogrammetry-based patient positioning and monitoring system (16) は、体動はモニターできるが、体型の変化を観察することができない。stereo-vision surface imaging system (17) は、同じく体動のモニターは可能であるが、体型の変化の観察とセットアップエラーを区別することができない。3D optoelectronic analysis of interfractional patient setup variability (18) は、体表面に貼り付けるマーカーを使用するためにマーカーの位置誤差が発生するおそれがある。Kobayashi らによる Moire analysis (19) は、照射前後における比較定量ができない欠点を有している。他方、新しく開発したナビシステムは、電離放射線を使用し

ないことから、セットアップ終了後から照射終了後までの長い時間をリアルタイムに観察することができ、余分な被曝の問題は発生しない。金属を埋め込んで観察する手法もあるが、ナビシステムは全く侵襲性もない。観察された結果は、基準面からの高さおよび横断的高さ重心の変化を瞬時に PC モニター画面上にカラー画像および計測値として、経時的に表示させることができる。治療患者の体動の有無をキャッチすることができれば、即座に照射を中断し、再セットアップを実施することで、照射中の照射位置精度を維持することが可能となる。

トルソーの表面の平均の高さ変化の実測値とナビシステムにより算出された値の関係において、0.0mm から±10.0mm の高さまでは、1.0～1.5 の過小評価となり、±11.0mm～±20.0mm までは、1.5～3.0mm の過小評価となった。その理由として、ナビシステムの測定値は、リファレンスデータとして登録した高さに対するトルソーの表面の平均の高さの差分が算出されている。したがって、治療カウチを上下することにより、CCD カメラでキャプチャーされる画像が徐々にずれてしまう。このずれが高さの変化に応じて生じることにより、過小評価が発生することになる。しかし、ナビシステムは、このずれを直感的に判断できるということが最大の特徴である。故に、生じる過小評価は、大きな問題とはならないと考える。

基準面からの高さにより、ストライプの幅に違いが発生するため、算出される横断的高さ重心の単位は、長さ mm ではなく、line/pair で表現される。傾斜を付けたフラットパネルを使って側方への移動に伴う横断的高さ重心の変化を算出したが、高々0.1 line/pair のオーダーであった。数値としては小さくても×印の連続したラインの移動で定性的には判断が容易である。元来フラットなパネルなら変化はまったく見られないはずである。しかし、臨床の現場では患者の身体は中央が高くて両側が低くなる形状となっているため、側方の移動はラインの変化であり、検出が容易である。また、周期性体動情報によって、主として呼吸周期のばらつきを評価することができる。標準偏差が大きい時は、呼吸が荒く呼吸周期が大きくばらついている可能性がある。また、初回治療時のリファレンスとの差が大きく異なっている場合は、患者の治療に慣れて呼吸が安定したなどの状態変化が現れた可能性が示される。

ナビシステムの使用により、体輪郭の変化により腹部および骨盤部領域に対する放射線治療症例において、20%前後に再治療計画を必要とし照射線量を修正する必要があった。再治療計画をしなかったならば、過大線量投与となってしまいう結果と

なったであろう。過去の研究においては、体重減少と照射線量との関係について検討がされている(24,25)。放射線治療が数回分割で終了する定位放射線治療では、体輪郭の影響は問題とならないであろうと Boda-Heggemann らは言っている(26)。体型変化の問題点は、頻回に再治療計画をすることにより解決できると考える。毎回の照射の際に再計画がされる定位放射線治療を除いて、再治療計画を実施するタイミングの判断は、従来では、放射線治療医および医療スタッフの直感的なものに頼っていた(27-32)。これからは、ナビシステムを利用することにより、必要に応じた再治療計画を実施することが可能となる。PTV内の線量分布は可及的に均一であることが望ましいが、基準点線量の95%から107%の範囲であれば許容されている(33,34)。ただし、現実的にはその範囲に収まらない場合も多く、この場合は担当放射線腫瘍医の判断と責任のもとで採用されている。ナビシステムの使用により、線量評価基準点において、95%から107%の範囲に線量が収まらなると想定される症例を定量的な結果を元にして抽出することが可能となる。それらの症例に対して、再治療計画を実施し、線量評価基準点の相違を判断することにより、それ以降の放射線治療の照射に反映させることができる。ただし、体型変化は経時的な変化の上での、しきい値であるので、基準面からの高さが10%以上の減少率の場合での再治療計画の実施が判断基準として妥当であるか否かについては、今後の論議が必要であると考えられる。

第五章 結 論

近年、IGRT 装置を搭載した放射線治療装置が普及してきている。MVCT、CBCT 等の装置の弱点を補助し、スクリーニングとしての機能を有する装置の開発を目的として、ナビシステムを考案した。ナビシステムは、照射野を含めた体表面の領域における基準面からの高さの変化および横断的高さ重心をリアルタイムに継続して計測でき、PC モニター画面上に定性的かつ定量的に計測結果を表示させることができる性能を有した装置である。

ナビシステムを使用することにより、治療カウチ上でのセットアップ状態を微調整することによる再現性の向上、セットアップ終了後から照射開始および照射中を通じて、照射が終了する間の体動モニタリングの実施および放射線治療期間中における体型変化の経時的な把握が可能となった。

結果として、ナビシステムは、セットアップ精度および照射中の体動による照射精度の低下の改善、体型変化により変化する基準点線量を調整するための再治療計画実施の必要性の判断基準の指標としての役目などを担う補助装置となると考えられる。

謝 辞

本学位論文の作成にあたり、終始熱心なる御指導と御鞭撻を賜りました名古屋大学大学院医学系研究科医療技術学専攻教授 小幡康範先生に心よりお礼申し上げます。

本研究の遂行にあたり、御指導および御鞭撻を賜りました藤田保健衛生大学医学部放射線医学講座教授 小林英敏先生に謹んで深く感謝申し上げます。

私が、名古屋大学大学院医学研究科に3年間在籍し、学位の研究をするにあたり、御理解と御配慮を頂きました大垣市民病院前院長 山口 晃先生および現院長 曾根孝仁先生にも深謝いたします。

参考文献

1. Jean PB, Thomas G, Jane A, et al.: Cone beam computed tomographic image guidance for lung cancer radiation therapy. *Int J Radiat Oncol Biol Phys* 2009, 73:927-934.
2. Judit BH, Cornelia W, Angelika R, et al.: Repositioning accuracy of two different mask systems-3D revisited: comparison using true 3D/3D matching with cone-beam CT. *Int J Radiat Oncol Biol Phys* 2006, 66:1568-1575.
3. Jurgen M, Jurgen W, Kurt B, et al.: Positioning accuracy of cone-beam computed tomography in combination with a HexaPOD robot treatment table. *Int J Radiat Oncol Biol Phys* 2007, 67:1220-1228.
4. Gerben RB, Jan-Jakob S, Anja BR, et al.: Kilo-voltage cone-beam computed tomography setup measurements for lung cancer patients; first clinical results and comparison with electronic portal-imaging device. *Int J Radiat Oncol Biol Phys* 2007, 68:555-561.
5. Anamaria RY, Jonathan GL, Wenyin S, et al.: Tumor localization using cone-beam CT reduces setup margins in conventionally fractionated radiotherapy for lung tumors. *Int J Radiat Oncol Biol Phys* 2009, 74:1100-1107.
6. Chen Y, Han C, Liu A, et al.: Evaluation of setup variations in the treatment of esophageal cancer using daily MVCT localization. *Int J Radiat Oncol Biol Phys* 2006, 66:S622.
7. Lawson J, Fox T, Elder E, et al.: Implementation of on-board imaging (OBI) and quantification of resultant patient shifts. *Int J Radiat Oncol Biol Phys* 2005, 63:S528.
8. Redpath AT, Muren LP. :CT-guided intensity-modulated radiotherapy for bladder cancer: Isocentre shifts margins and their impact on target dose. *Radiother. Oncol.* 2006, 81:276-283.
9. Sorcini B, Odh R, Nafstadius P, et al.: Clinical introduction of image-guided radiotherapy. IGRT with Cone Beam CT. *Radiother. Oncol.* 2005, 76:S103.
10. Guckenberger M, Meyer J, Wilbert J, et al.: Intra-fractional uncertainties in cone-beam CT based image-guided radiotherapy (IGRT) of pulmonary tumors.

- Radiother. Oncol.* 2007, 83:57-64.
11. Krengli M, Gaiano S, Mones E, et al.: Reproducibility of patient setup by surface image registration system in conformal radiotherapy of prostate cancer. *Radiation Oncology* 2009, 4:9
 12. Bert C, Metheany KG, Doppke KP, et al.: Clinical experience with a 3D surface patient setup system for alignment of partial-breast irradiation patients. *Int J Radiat Oncol Biol Phys* 2006, 64:1265-1274.
 13. Djajaputra D, Li S: Real-time 3D surface-image-guided beam setup in radiotherapy of breast cancer. *Med Phys* 2005, 32:65-75.
 14. Moore C, Lilley F, Sauret V, et al.: Opto-electronic sensing of body surface topology changes during radiotherapy for rectal cancer. *Int J Radiat Oncol Biol Phys* 2003, 56:248-258.
 15. Baroni G, Ferrigno G, Orecchia R, et al.: Real-time three-dimensional motion analysis for patient positioning verification. *Radiother Oncol*, 2000, 54:21–27.
 16. Rogus RD, Stern RL, Kubo HD: Accuracy of a photogrammetry- based patient positioning and monitoring system for radiation therapy. *Med Phys* 1999, 26:721-728.
 17. Bert C, Metheany KG, Doppke K, et al.: A phantom evaluation of a stereo-vision surface imaging system for radiotherapy patient setup. *Med Phys* 2005, 32:2753-2762.
 18. Baroni G, Garibaldi C, Riboldi M, et al.: 3D optoelectric analysis of interfractional patient setup variability in frameless extracranial stereotactic radiotherapy. *Int J Radiat Oncol Biol Phys* 2006, 64:635-642.
 19. Kobayashi H, Sakuma S, Suzuki M., et al.: Moire analysis *Gazo-Shindan in Japanese* 1981, 1:66-68.
 20. Johnson LS, Milliken BD, Hadley SW, et al.: Initial clinical experience with a video- based patient positioning system. *Int J Radiat Oncol Biol Phys* 1999, 45:205–213.
 21. Willoughby TR, Kupelian PA, Pouliot J, et al.: Target localization and real-time tracking using the Calypso 4D localization system in patients with localized prostate

- cancer. *Int J Radiat Oncol Biol Phys* 2006, 65:528-534.
22. Gierga DP, Riboldi M, Turcotte JC ,et al.:Comparison of target registration errors for multiple image-guided techniques in accelerated partial breast irradiation. *Int J Radiat Oncol Biol Phys* 2008, 70:1239-1246.
 23. Taguchi K, Ebe K, Hiyama A ,et al.:Changes in the distance between an internal fiducial marker and a motion tumor on fluoroscopic real-time tumor-tracking system evaluated with an in-room CT system. *Int J Radiat Oncol Biol Phys* 2006,66:S612.
 24. Gao Z, Wong J, Merritt S, et al. : A novel method of image guided radiation treatment of prostate cancer using a quasi-adaptive margin and evidence based isocenter shift. *Int J Radiat Oncol Biol Phys* 2007, 69:S366-S367.
 25. Lin A, Jabbari S, Worden FP, et al.:Metabolic abnormalities associated with weight loss during chemoradiation of head-and-neck cancer. *Int J Radiat Oncol Biol Phys* 2005, 63:1413-1418.
 26. Boda-Heggemann J, Walter C, Mai S, et al.: Frameless Stereotactic Radiosurgery of a Solitary Liver Metastasis Using Active Breathing Control and Stereotactic Ultrasound. *Strahlenther Onkol* 2006, 182:216-221
 27. Rochet N, Sterzing F, Jensen A, et al. :Helical Tomotherapy as a New Treatment Technique for Whole Abdominal Irradiation. *Strahlenther Onkol* 2008, 184:145-149
 28. Guckenberger M, Flentje M,: Intensity-Modulated Radiotherapy (IMRT) of Localized Prostate Cancer. *Strahlenther Onkol* 2007, 183:57-62
 29. Polat B, Wilbert J, Baier K, et al.: Nonrigid Patient Setup Errors in the Head-and-Neck Region. *Strahlenther Onkol* 2007, 183:506-511
 30. Guckenberger M, Meyer J, Wilbert J, et al.: Precision of Image-Guided Radiotherapy (IGRT) in Six Degrees of Freedom and Limitations in Clinical Practice. *Strahlenther Onkol* 2007, 183:307-313
 31. Jereczek-Fossa BA, Cattani F, Garibaldi C, et al.: Transabdominal Ultrasonography, Computed Tomography and Electronic Portal Imaging for 3-Dimensional Conformal Radiotherapy for Prostate Cancer. *Strahlenther Onkol* 2008, 184:93-99

32. Deutschmann H, Steininger P, Nairz O, et al.: "Augmented Reality" in Conventional Simulation by Projection of 3-D Structures into 2-D Images. *Strahlenther Onkol* 2007, 183:610-616
33. International Commission on Radiation Units and Measurements (ICRU) Report 50, Prescribing, Recording and Reporting Photon Beam Therapy, ICRU Publications, Bethesda, U.S.A. 1993.
34. International Commission on Radiation Units and Measurements (ICRU) Report 62, Prescribing, Recording and Reporting Photon Beam Therapy (Supplement to ICRU Report 50), ICRU Publications, Bethesda, U.S.A. 1999.

<i>Torso height</i>	<i>Calculated height</i>	<i>Torso height</i>	<i>Calculated height</i>
-20.0mm	-17.68 ±1.227mm	1.0mm	1.00 ±0.00mm
-19.0mm	-16.58 ±1.322mm	2.0mm	1.95 ±0.225mm
-18.0mm	-15.95 ±1.202mm	3.0mm	2.89 ±0.310mm
-17.0mm	-15.05 ±1.288mm	4.0mm	3.58 ±0.498mm
-16.0mm	-14.32 ±1.136mm	5.0mm	4.42 ±0.498mm
-15.0mm	-12.68 ±1.038mm	6.0mm	5.32 ±0.572mm
-14.0mm	-11.89 ±1.129mm	7.0mm	6.32 ±0.572mm
-13.0mm	-11.05 ±0.953mm	8.0mm	7.21 ±0.700mm
-12.0mm	-10.21 ±0.959mm	9.0mm	7.84 ±0.882mm
-11.0mm	-9.63 ±0.879mm	10.0mm	8.63 ±0.879mm
-10.0mm	-8.68 ±0.805mm	11.0mm	9.95 ±0.853mm
-9.0mm	-7.95 ±0.766mm	12.0mm	10.37 ±1.046mm
-8.0mm	-7.05 ±0.766mm	13.0mm	11.32 ±1.183mm
-7.0mm	-6.26 ±0.552mm	14.0mm	12.21 ±1.250mm
-6.0mm	-5.77 ±0.598mm	15.0mm	13.11 ±1.423mm
-5.0mm	-4.75 ±0.434mm	16.0mm	13.84 ±1.473mm
-4.0mm	-3.84 ±0.368mm	17.0mm	14.84 ±1.473mm
-3.0mm	-2.88 ±0.331mm	18.0mm	15.37 ±1.707mm
-2.0mm	-1.91 ±0.285mm	19.0mm	16.11 ±1.666mm
-1.0mm	-1.05 ±0.225mm	20.0mm	17.26 ±1.818mm
0.0mm	-0.04 ±0.186mm		(mean ±SD)

表1:トルソーを用いた基準面からの高さナビシステムによる計測結果

<i>Distance of movement to the right from center</i>	<i>Calculated traverse height centroid by Navi-system</i>
5.0 mm	0.024 ±0.007 line/pair
10.0 mm	0.045 ±0.006 line/pair
15.0 mm	0.066 ±0.006 line/pair
20.0 mm	0.089 ±0.007 line/pair
	(mean ±SD)
<i>Distance of movement to the left from center</i>	<i>Calculated traverse height centroid by Navi-system</i>
5.0 mm	0.015 ±0.007 line/pair
10.0 mm	0.034 ±0.007 line/pair
15.0 mm	0.053 ±0.008 line/pair
20.0 mm	0.071 ±0.007 line/pair
	(mean ±SD)

表2: ナビシステムによる傾斜をつけたフラットパネルの左右カウチ移動に対する横断的高さ重心の変化

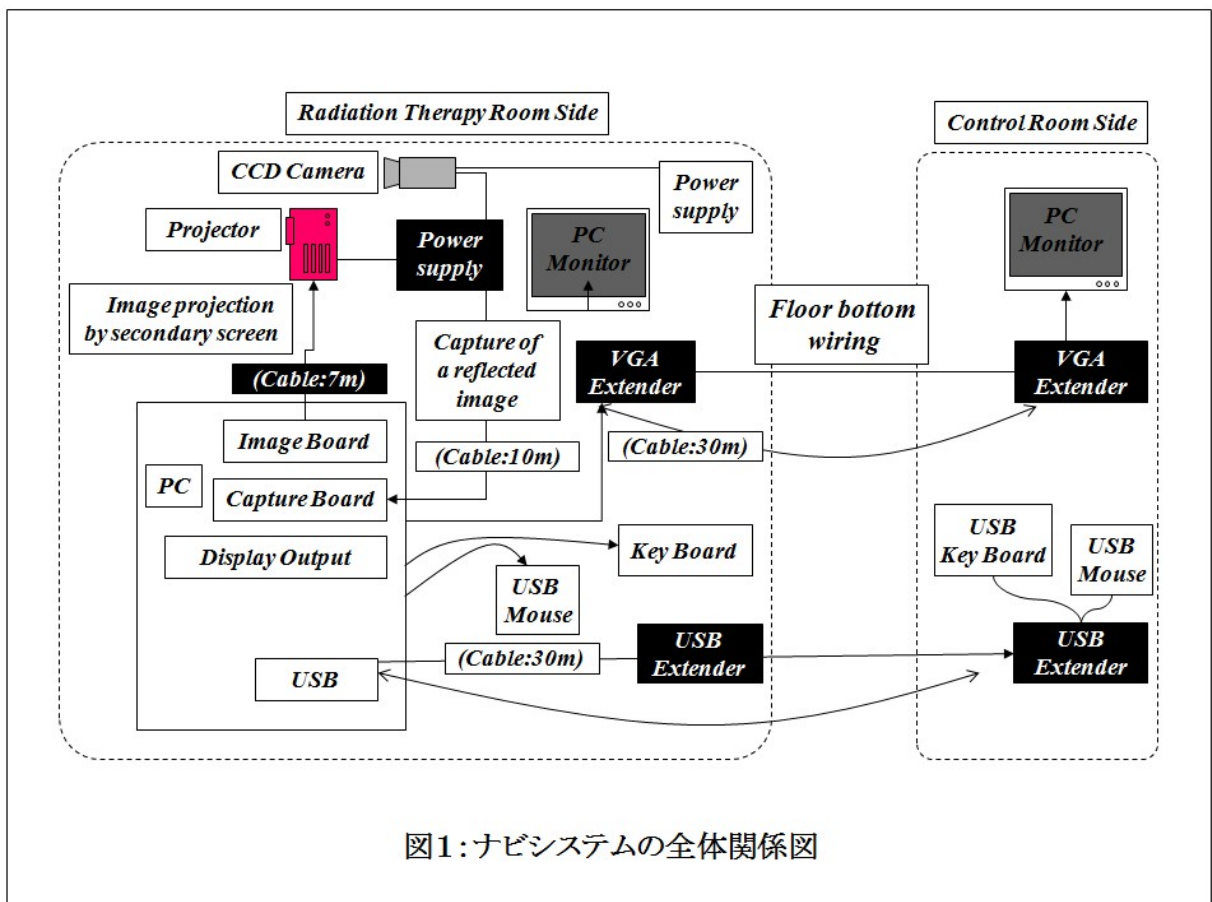


図1: ナビシステムの全体関係図

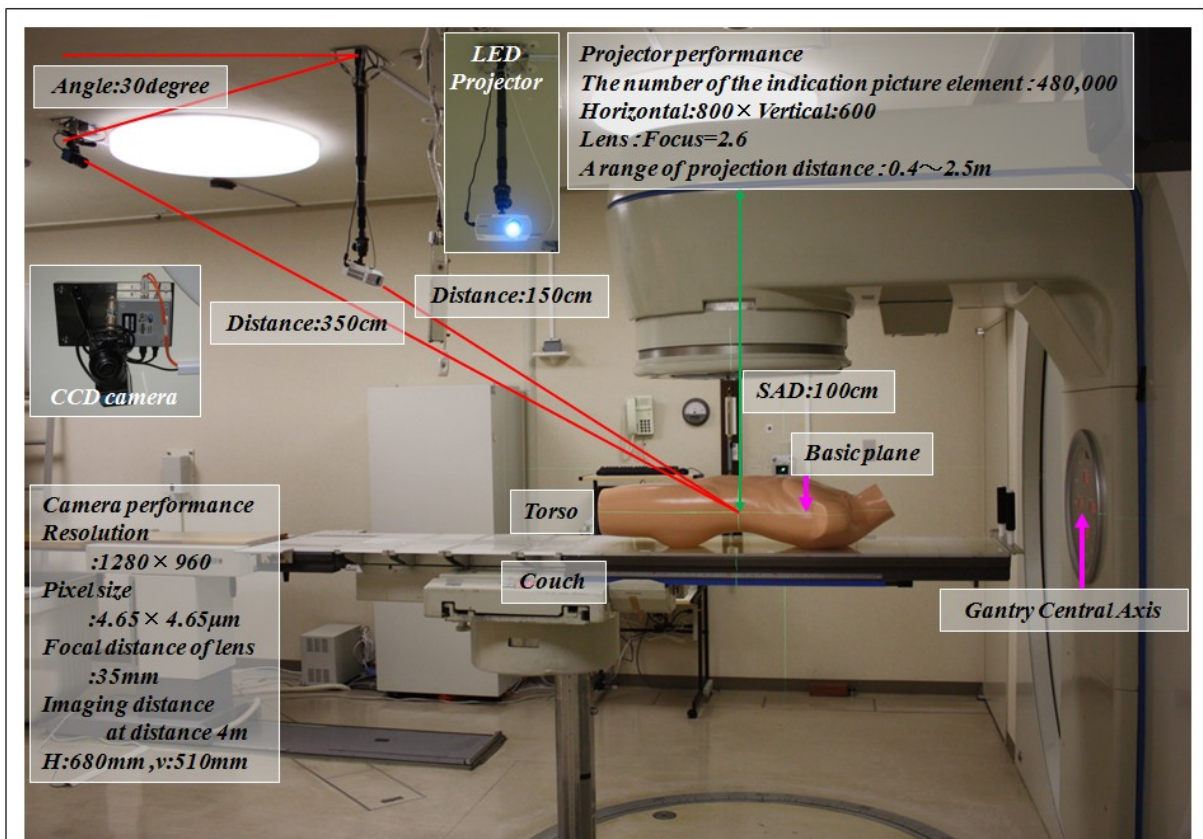


図2: 治療室内のナビシステムの機器の配置

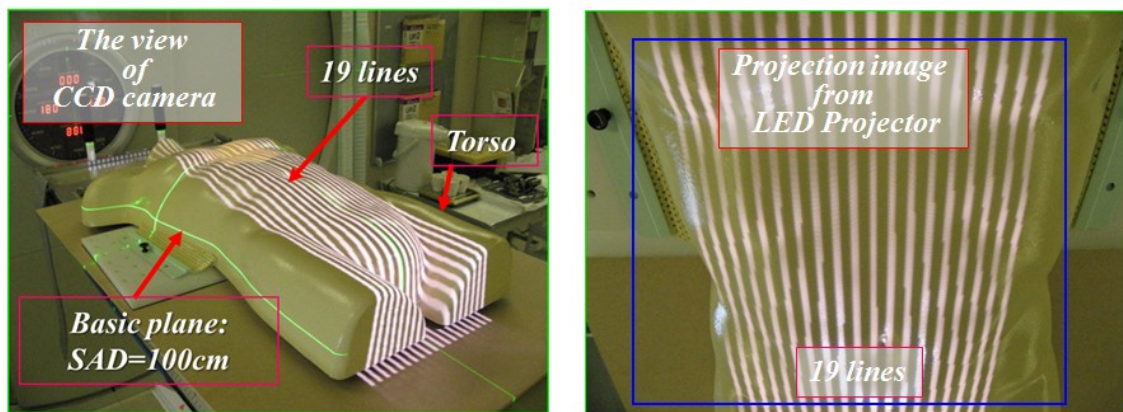
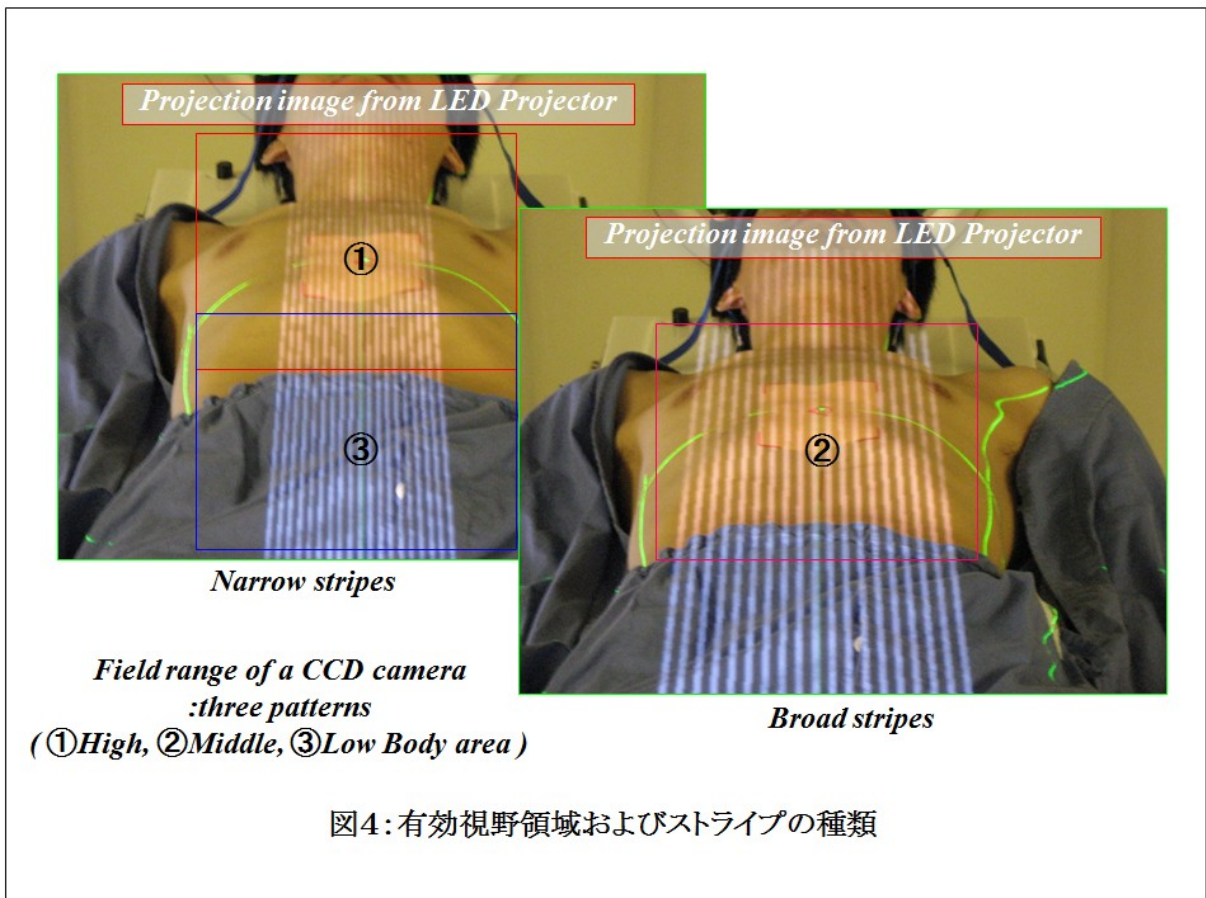
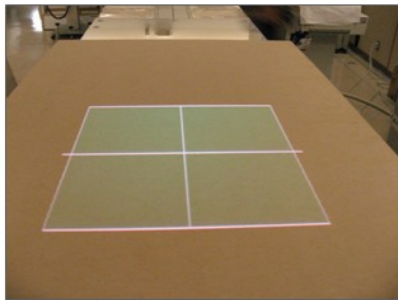
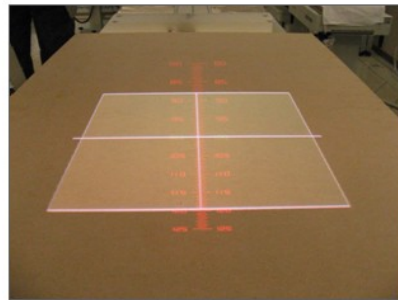


図3:液晶プロジェクターによりトルソーに投影された19本のストライプ

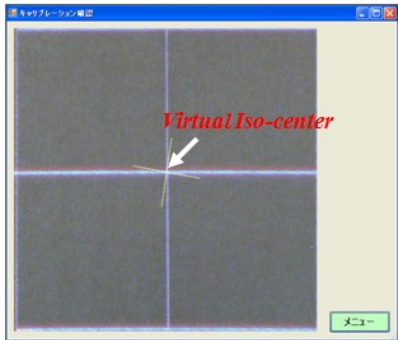




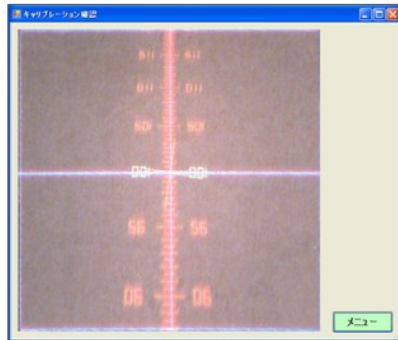
Positional corrected profile view by a projector



Profile view of depth indication scale



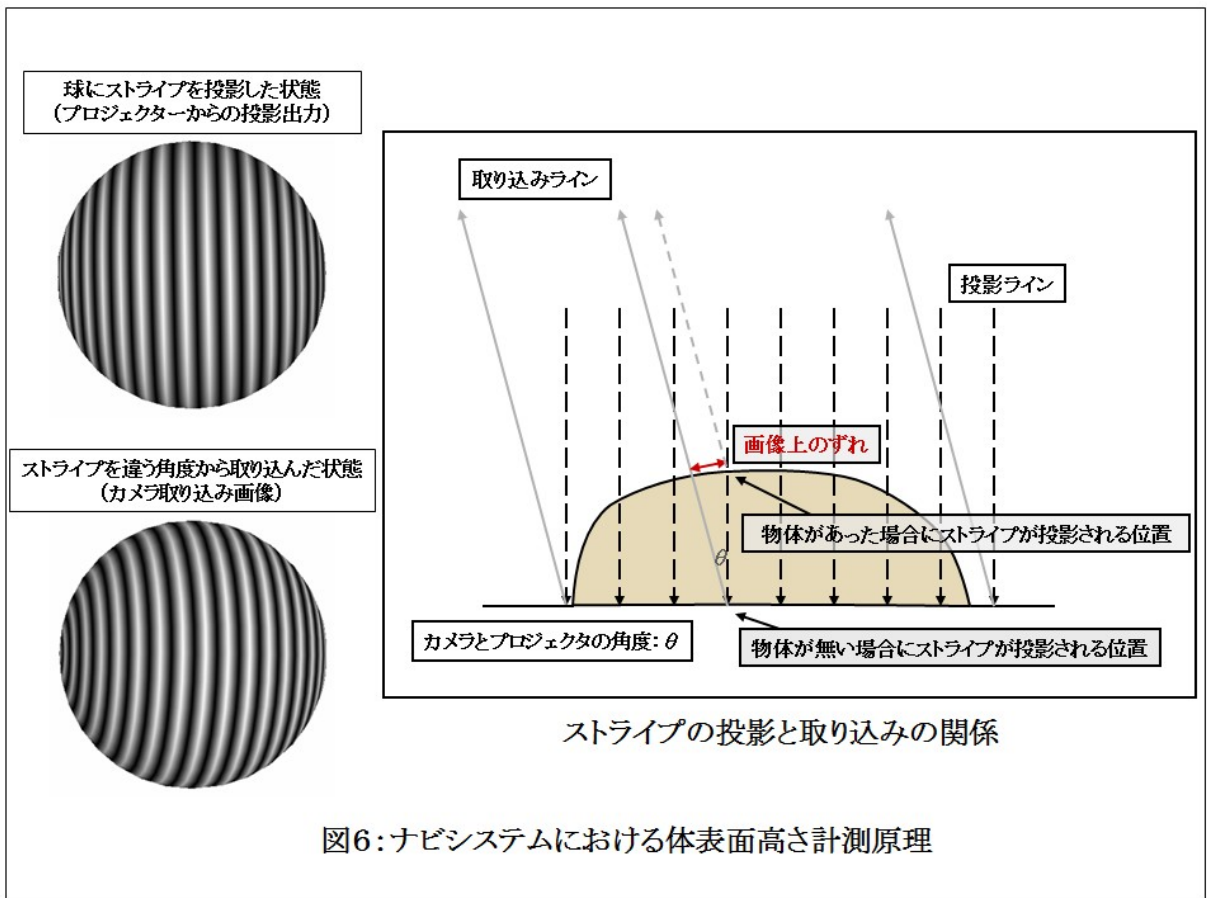
Matching image by light field and profile view



A capture image by CCD camera

<i>a</i>	<i>b</i>
<i>c</i>	<i>d</i>

図5:液晶プロジェクターとCCDカメラの設置位置キャリブレーション



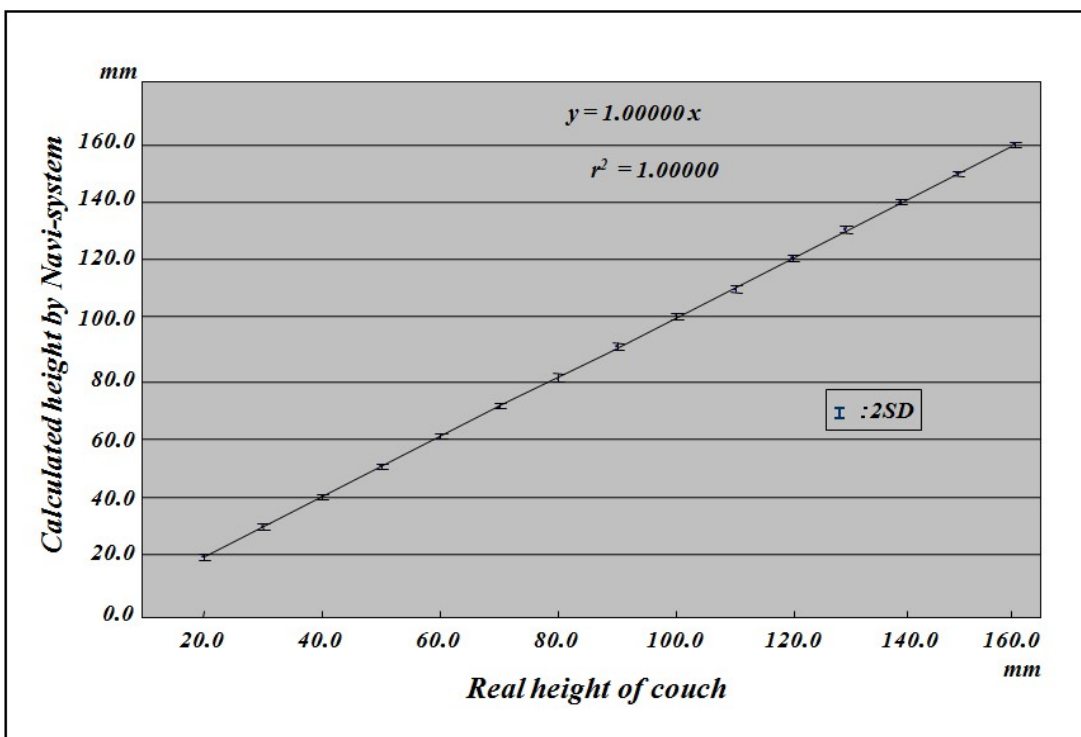


図7: 高さ測定のキャリブレーション結果

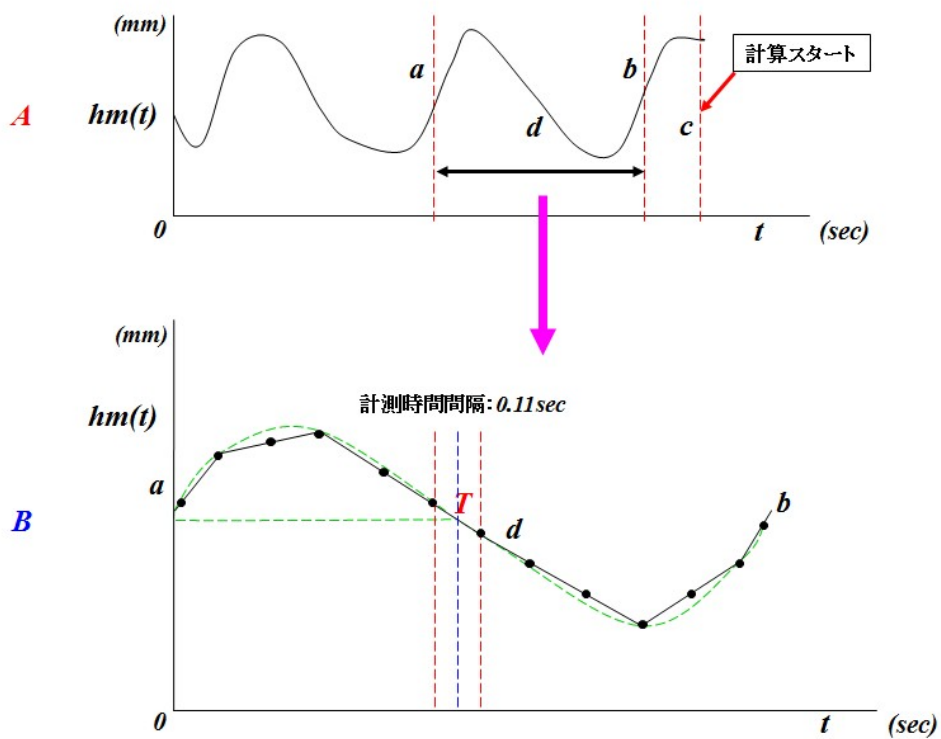


図8:1呼吸周期からの代表時間(T)の算出

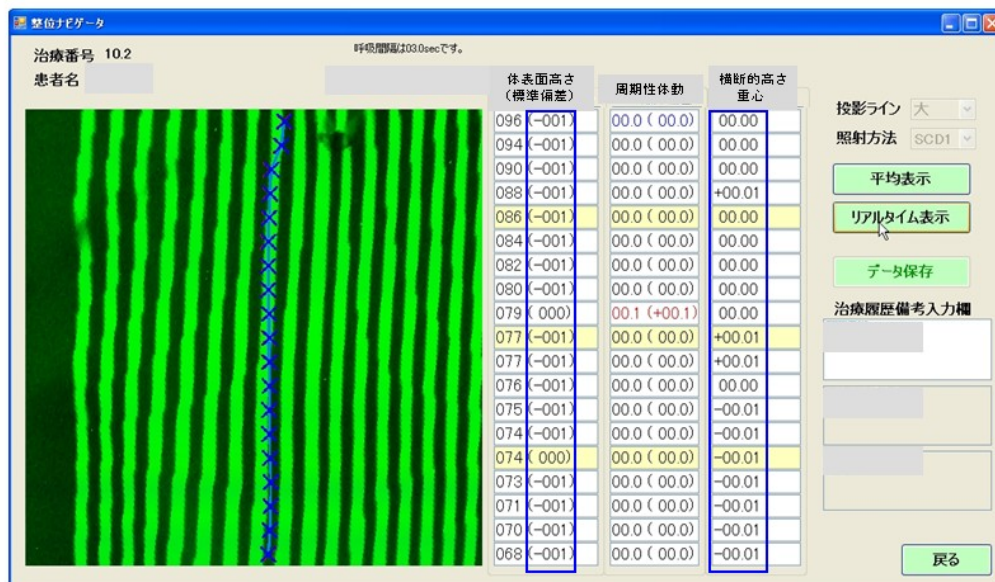
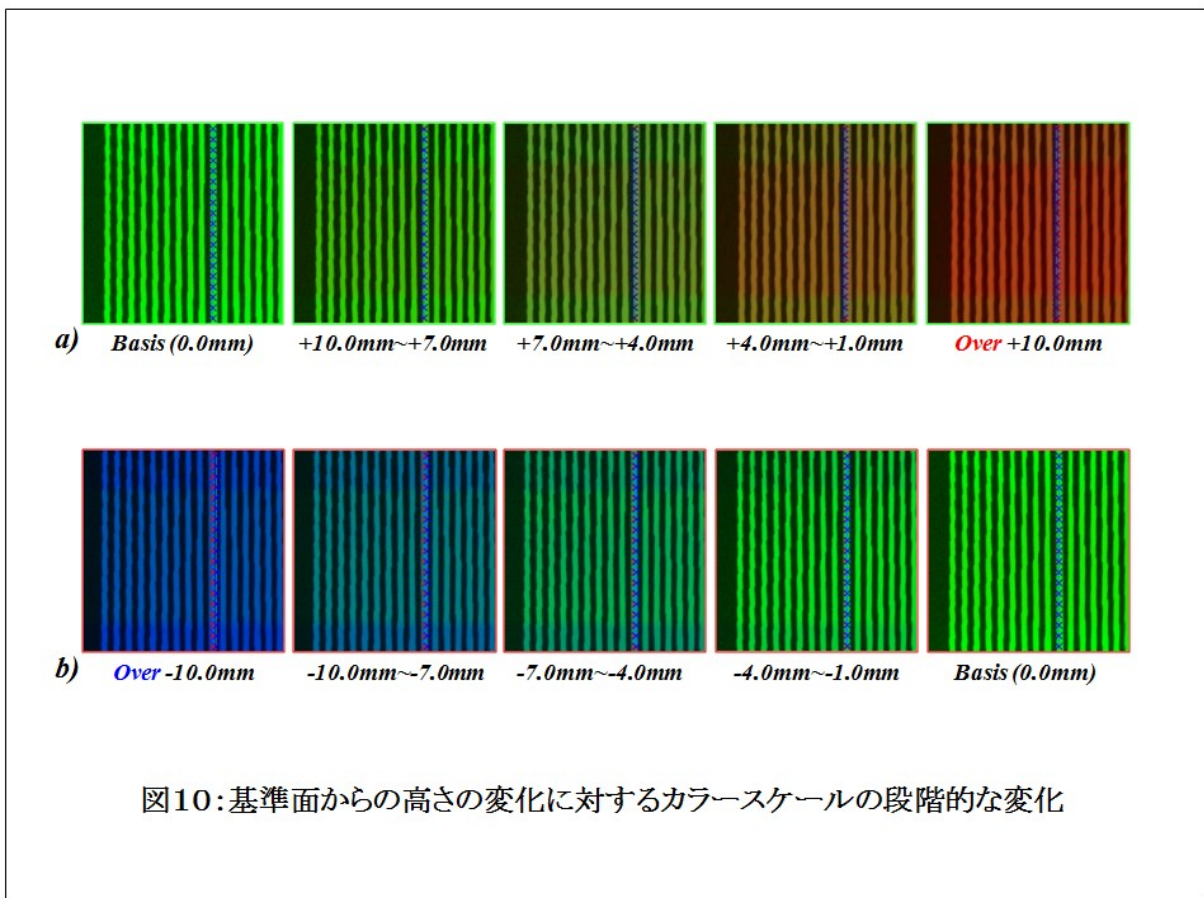


図9:ナビシステムのPC表示画面



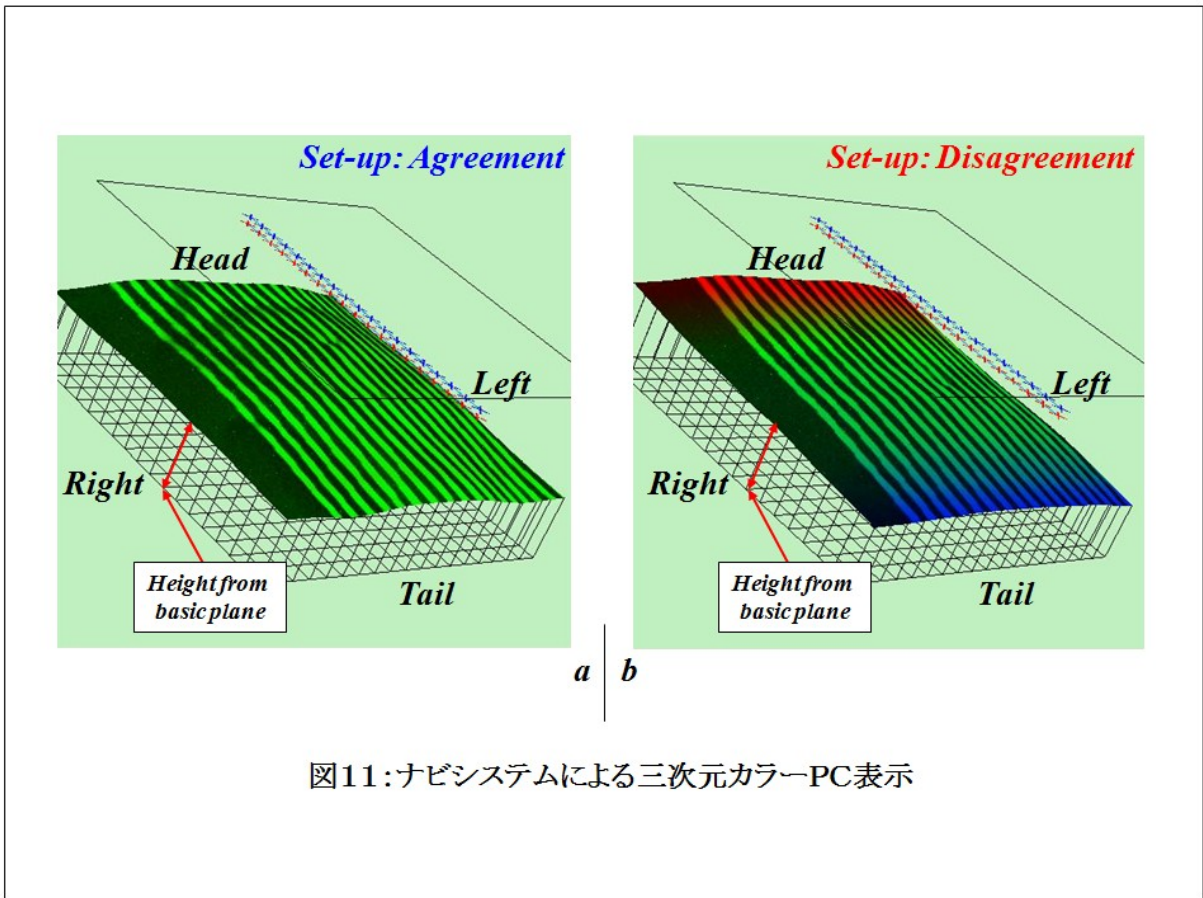
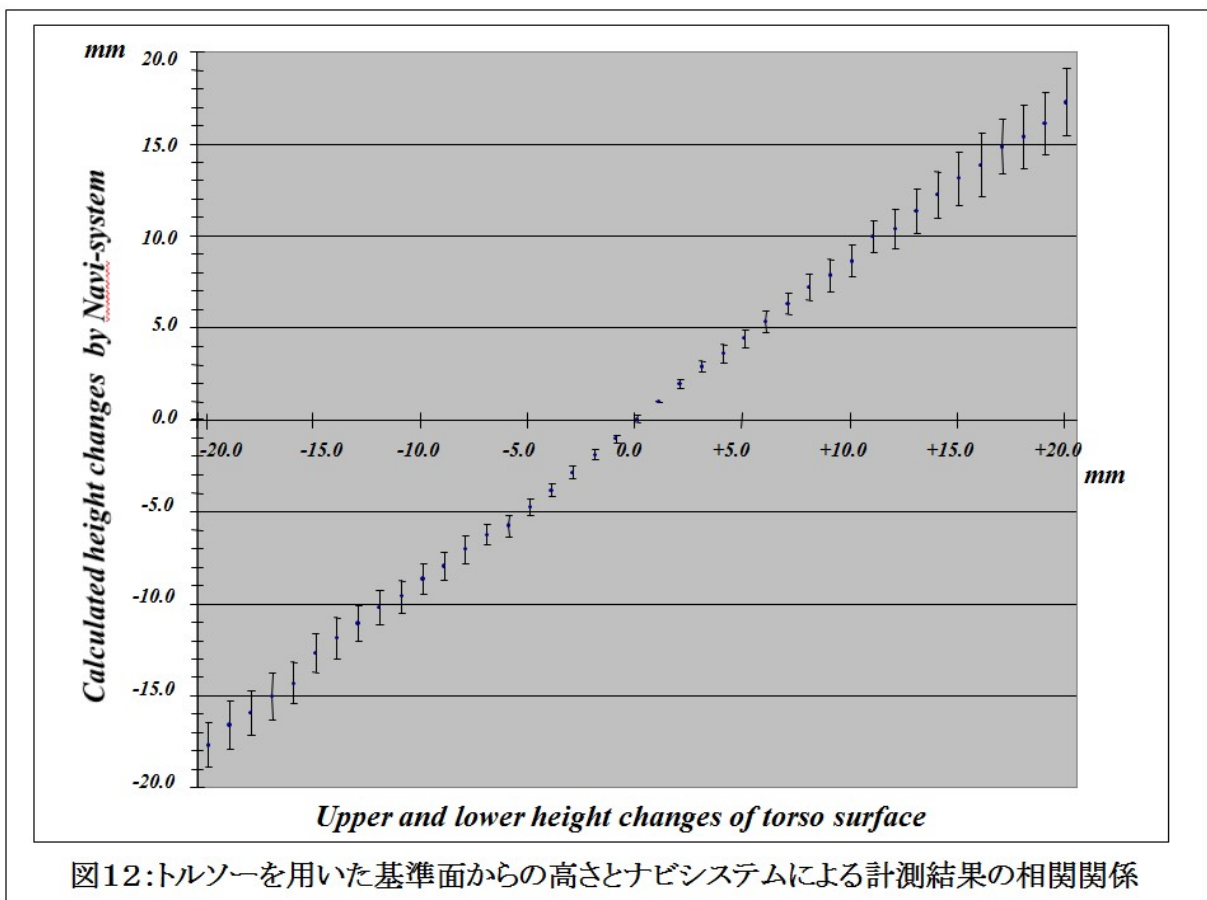


図11:ナビシステムによる三次元カラーPC表示



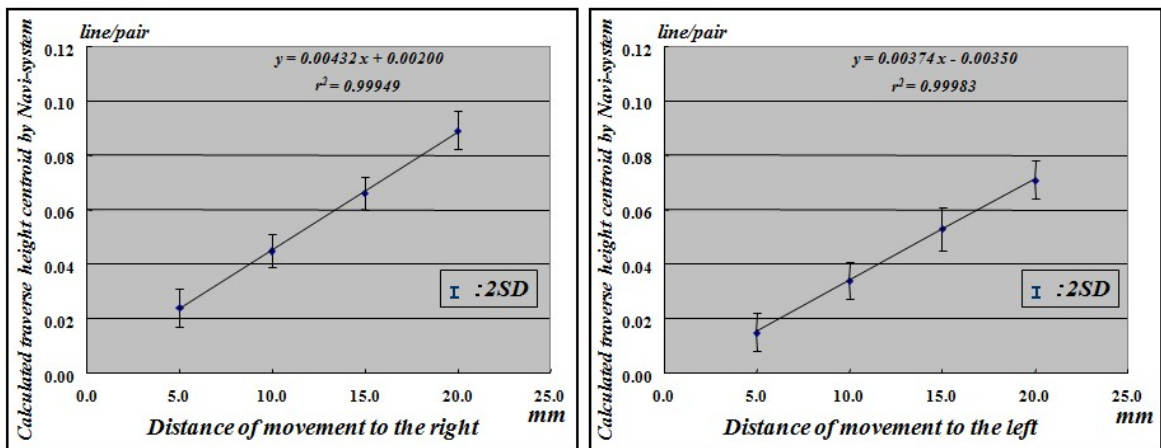


図13:ナビシステムによる傾斜をつけたフラットパネルの左右移動に対する横断的高さ重心の相関関係

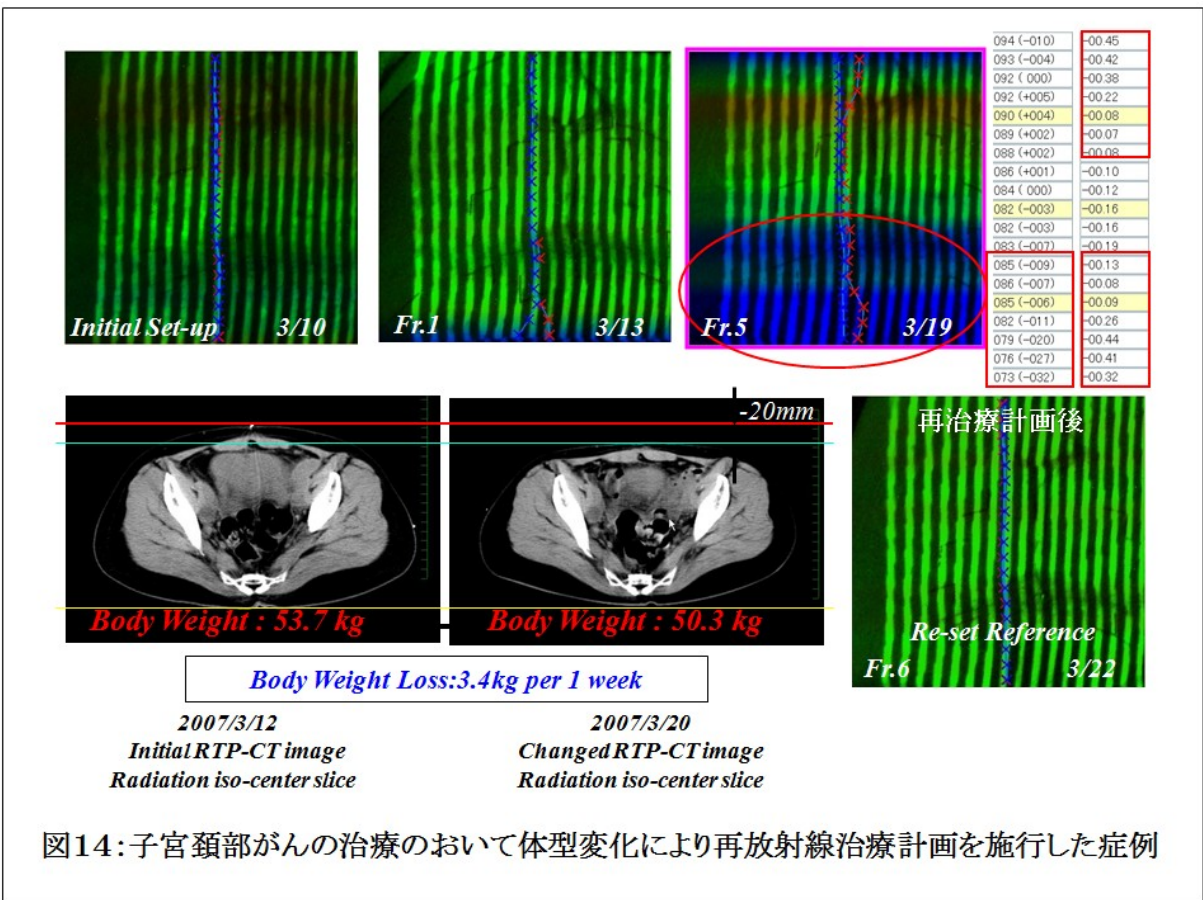
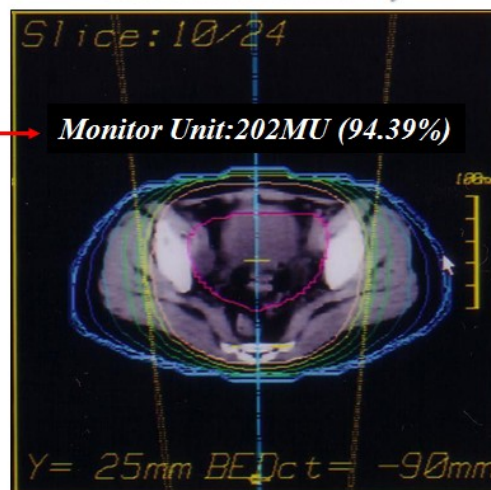
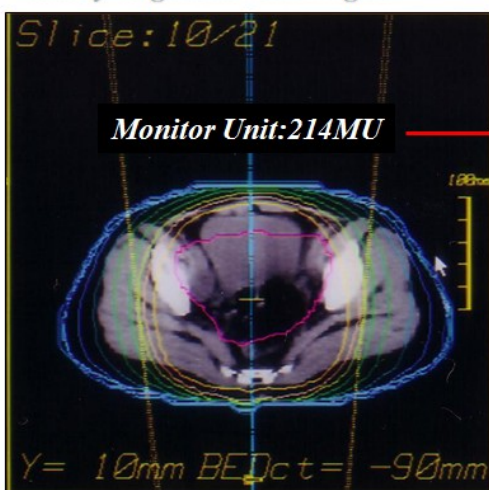


図14: 子宮頸部がんの治療において体型変化により再放射線治療計画を施行した症例

Source Type: X-ray 10MV (TPR20/10:0.752)
Technique: Rotation Irradiation
Gantry Angle: 180-179 Degree

Field Size: Width 10.0x10.0cm
Length 10.0x10.0cm
Prescribed Dose: 1.80Gy



2007/3/13

2007/3/20

**Dose Distribution and Monitor Unit
of Initial Radiation Therapy Planning**

**Dose Distribution and Monitor Unit
of Re-Radiation Therapy Planning**

図15: 初回放射線治療計画CTと再計画CTでの線量分布とMU値の相違

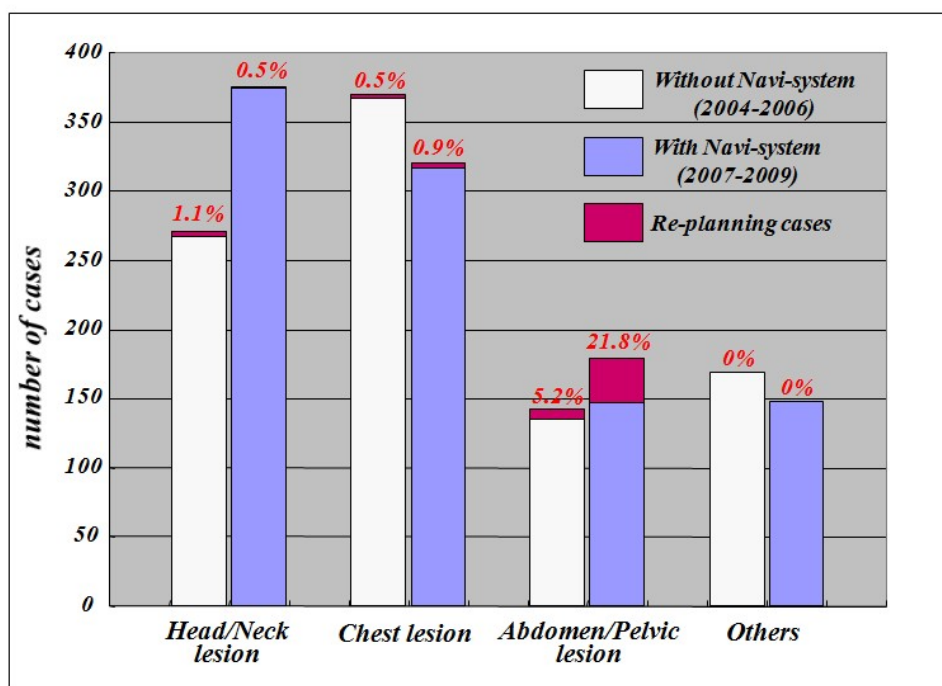
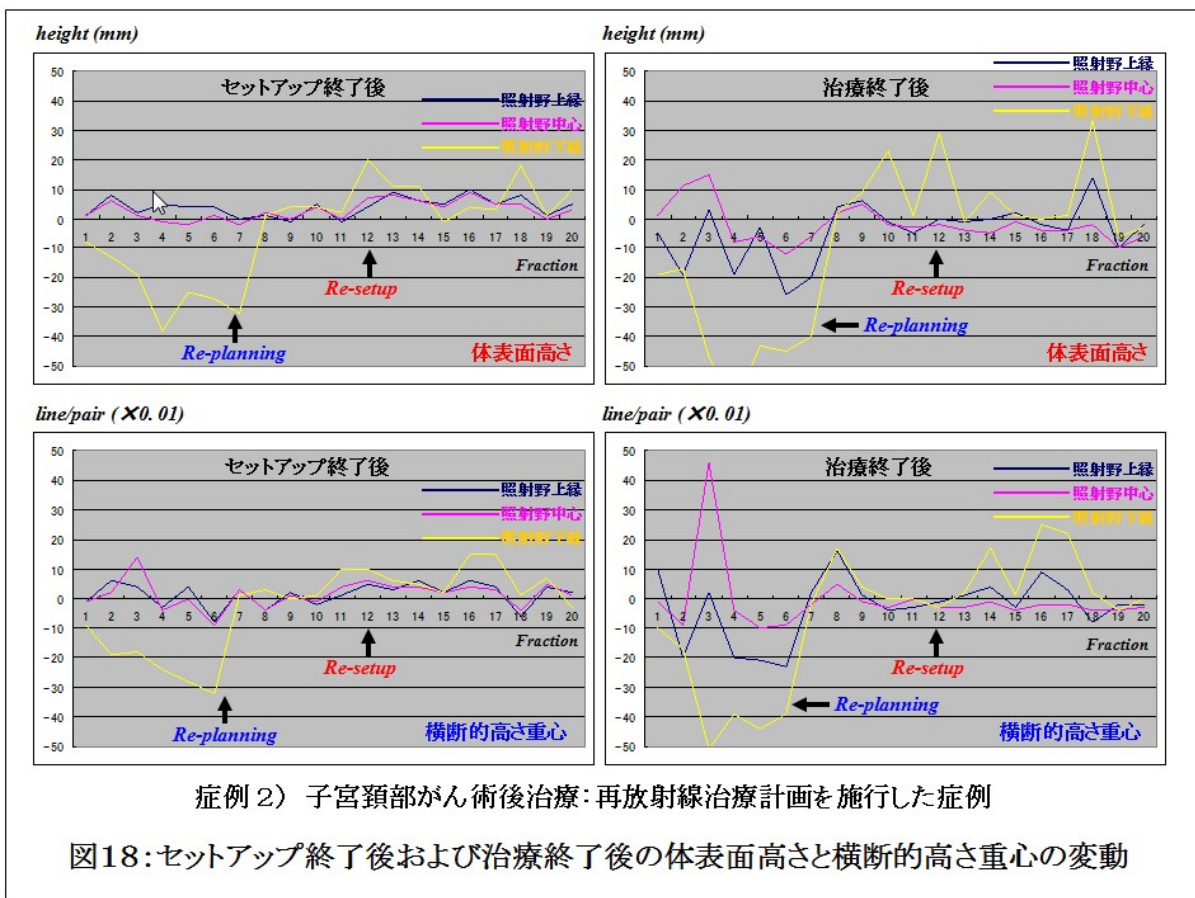


図16:ナビシステム使用前後で再治療計画を必要とした症例数の推移



症例 2) 子宮頸部がん術後治療: 再放射線治療計画を施行した症例

図18: セットアップ終了後および治療終了後の体表面高さと横断的高さ重心の変動

付 録

主論文の主な内容を構成する論文:1部

Hitoshi Takagi, Yasunori Obata, Hidetoshi Kobayashi, Kazuyuki
Takenaka, Yasujirou Hirose, Hajime Goto, Tomohiko Hattori

Clinical usefulness of a newly developed body surface navigation
and monitoring system in radiotherapy

Journal of Applied Clinical Medical Physics 12(2) 254-266,2011