

## 頭頸部 IMRT における Repositioning 精度の比較検討

(平成 22 年 11 月 23 日 受付)

河合大輔<sup>1)3)</sup>, 橋 英伸<sup>2)</sup>, 伊藤 康<sup>3)</sup>, 吉野慎一<sup>3)</sup>, 佐藤智春<sup>3)</sup>, 吉川宏起<sup>1)</sup>, 佐藤昌憲<sup>1)</sup>

1) 駒澤大学医療健康科学研究科

2) Stanford 大学病院放射線腫瘍部

3) 癌研有明病院放射線治療部

本研究の目的は、癌研有明病院で行われた頭頸部 IMRT (Intensity Modulated Radiation Therapy; 強度変調放射線治療) における Repositioning 精度を、同シェルを用いて評価を行った Rotondo らの報告と比較し、当院における位置精度を検証することである。又、治療途中で得た Computed Tomography 画像 (以下 CT 画像) を元に、脊髄・脳幹・左右の耳下腺の治療計画時に対する線量分布の変化量を Dose Volume Histogram (以下 DVH) より算出した Equivalent Uniformed Dose (以下 EUD) を用いて検証した。

当院のシェルシステムは S-type™ に Precise Bite™ Mouthpiece を併用している。頭頸部癌 9 名の患者に対し、治療期間中 Electric Portal Imaging Device (以下 EPID) を用いて得られた LinacGraphy (以下 LG) を上・中・下指標に分類し、解剖学的指標を元に off-line review software を用いてマッチングを行い、Digital Reconstructed Radiography (以下 DRR) との偏差を算出した。その後、Systematic error, Random error を算出し、得られた値より Systematic error と Random error の不確かさを含む母集団の全変位誤差 (以下、Total population displacement error), 母集団の 3 次元の大きさを表す全変位誤差 (以下、Total 3-D population displacement error) を算出した。また、治療 20 日目で得られた CT 画像の DVH より EUD を算出した。

各方向における Total population displacement error 値は、下部指標において最も大きくなり 2.5mm (1SD) 以内となった。Total 3-D population displacement error も同様に下部指標で大きくなり、3.2mm (1SD) であった。これらの値を Rotondo らの報告と比較すると上・中部指標では同等、下部指標ではそれ以下の精度であった。EUD の変化量は、Planning Risk Volume margin (以下 PRV マージン) を付加した脊髄線量が 1Gy 以上高くなり、その他の臓器は 1Gy 未満であった。セットアップ精度が担保されていることから、体重減少による体輪郭の変化によるものと考えられる。

Rotondo らの報告と比較して、当院では十分なセットアップ精度で治療が行われているといえる。又、EUD 値の変化より頭頸部 IMRT の患者は治療中の体重減少が起こらないように配慮すべきである。

### 1. 緒言

近年、外科的切除法に比べ非侵襲的な癌治療法である放射線治療の需要は急速に高まりつつある。また、その照射法に関しても従来に比べて高精度化してきている。IMRT[1]はその代表であり、複雑な形状をした標的体積に高線量を処方することが出来、かつ正常組織や、唾液

腺・眼球・視交差・脳幹・脊髄といったリスク臓器 (Organ at risk : 以下 OAR) への線量を減少させる事が可能である。このような高精度放射線治療を計画通りに実施するためには治療期間を通した患者の位置精度・再現性は極めて重要である。

また、治療期間中に腫瘍や耳下腺の体積が 2

週目～4週目にて著明な変化を示すという報告[2]があり、治療期間中での線量分布の変化についても考慮する必要がある。そこで本研究の目的は、癌研有明病院（以下当院）にて行われた頭頸部IMRTの治療期間を通じた位置精度について、Rotondoら[3]の報告と比較することである。比較項目は、1) 指標分類をした際の各方向におけるTotal population displacement errorについて、2) 各指標におけるTotal 3-D population displacement errorについての2点である。次に、治療計画時と治療途中での線量変化の有無についてEUDを用いて評価を行った。

## 2. 理論

### 2.1 セットアップエラー

Coenらの報告[4]によるとセットアップエラーに含まれる成分には、Systematic errorとRandom error, intra-fractional errorの3つがある。これらの値は、Planning Target Volume margin（以下PTVマージン）やPRVマージンの値を算出する際に用いられ、患者個々によるものと、患者全体（母集団）にした際を分けて考える必要がある。

#### 2.1.1 Systematic error（系統誤差）

Systematic error（以下SE）は、誤差の発生機構がわかっており、ある程度補正可能な誤差である。個々の患者においては、治療計画の位置と実際に治療を行った位置間の平均変位、母集団で考えるならば、ある母集団における患者個々に算出した平均変位値の標準偏差（Standard Deviation; 以下SD）で表される[5]。

#### 2.1.2 Random error（偶然誤差）

Random error（以下RE）は、治療期間での日々の変動に相当し、通常個々の患者では、得られた変位値のSDで表され、母集団で考えるならば患者個々の変位値の平均値で表される。ただし、患者個々において算出したREの値は

SDであるために単純和を取る事は出来ず、二乗して分散に戻し、それらの和から平均値を算出し、再度平方根をとる必要がある。これは二乗平均平方根（Route Mean Square; RMS）である[5]。また、El-Gayedら[6]の提案したREの考えは、個々の患者において、日々の変位量からSystematicな変位を減ずることで得られ、母集団においては全ての患者個々のREのSDによって表すというものである。

#### 2.1.3 Intra-fractional error

Intra-fractional errorは1回の治療で観察された偏差である。これは、例えばランダムに生じた患者の動きや呼吸などによる周期的な動きを指す。Coenらは、肺などの動きのある臓器の近くに腫瘍がある場合はこの誤差を考慮する必要があるが、その他の部位におけるIntra-fractional errorの値は無視できるほど十分に小さな値であると論じている。しかしSuzukiら[7]は、頭頸部IMRTでは一般的な放射線治療と比較して照射時間が長い（おおよそ15分～30分）ことから、Intra-fractional errorの値を検討した。結果は、いくつかの指標とした母集団のSDの最小値は0.2mm、最大値は0.8mm（ISD）であり、SDの平均値（RMS）の最小値は0.3mm、最大値は0.6mm（ISD）であった。

## 2.2 EUD（Equivalent Uniformed Dose）

不均質な線量が入った際に代表するパラメータとして平均線量、最大線量、最小線量や体積上のある線量に対する割合を示すD95、D90等がある。Niemierkoら[8]によって提案されたEUD（等価均一線量）も同様に不均質な線量分布を1つの値で表す事が可能である。EUDの概念は、どんな2つの線量分布も、仮にそれらが同じ比率の生物学的効果を起こすなら等価であると仮定している。これは元来、以下(1)式によって定義される生物学に基づいた量である。

$$EUD = 2Gy \frac{\ln \left[ \frac{1}{N} \sum_{i=1}^N (SF_{2Gy})^{D_i / 2Gy} \right]}{\ln(SF_{2Gy})} \quad (1)$$

ここで、 $SF_{2Gy}$  は 2Gy を投与した際の生存率であり、 $D_i$  は  $i$  番目の計算点での吸収線量を表し、 $N$  は計算点の数である。近年になり、Niemierko は EUD の概念を再定義し[9]、(1) 式を一般化した実効均一等価線量（以下 gEUD：generalized EUD）を提案した。以下 (2) 式に gEUD の式を示す。

$$gEUD = \left( \sum_i v_i D_i^a \right)^{1/a} \quad (2)$$

$v_i$  は関心領域内で吸収線量  $D_i$  を受けた体積の比率、 $a$  は腫瘍や正常組織における固有係数である。ICRU report 83[10]では、公式に  $a$  の値を推奨できる文献等はないが、 $a$  の値は脊髄のような直列臓器では大きな正の値となり、肺や耳下腺のような並列臓器では 1 に近い値、悪性腫瘍では、大きな負の値になると記している。又、上式は  $a=1$  の時に平均線量となる。一方で、Sharon ら[11]は、係数  $a$  と Lyman モデルによるパラメータ  $n$  は  $a=1/n$  で関連できると論じており、Burman[12]らの報告の  $n$  値により OAR における EUD を算出している。

### 3. 方法

#### 3.1 当院の治療開始までの流れ

当院のシェルシステムは S-type™ に Precise Bite™ Mouthpiece ( Fig.1 参照 ) を併用しており、シェルを作成後に治療計画 CT を撮像し、治療計画装置 VARIAN 社 Eclipse により治療計画を立てる。治療計画後は、X 線 Simulator にて正面像・側面像・斜入像を撮像し、治療計画時の CT 画像より再構成された DRR ( Digital Reconstructed Radiography ) との比較により、シェル上にアイソセンターの印、患者体表面にシェル装着前の位置合わせの際に用いる印を付け

る。その後、最終的な位置確認として実際の治療室にて初回時の照合を行う。

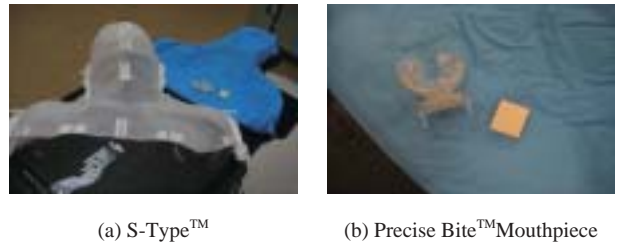


Fig.1 当院の頭頸部 IMRT に用いているシェルシステム

#### 3.2 当院における位置補正プロトコル

当院では、患者位置補正プロトコルに off-line correction protocol を用いている。これは、照射時の位置基準を照射時と異なる時間・場所で得られた値により設定する方法である[13, 14]。又、以下 Fig.2 に治療期間を通じた撮像プロトコルを示す。

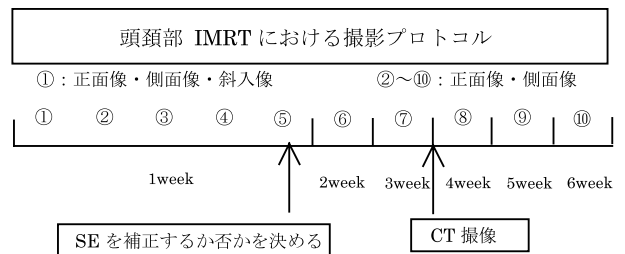


Fig.2 治療期間中の LG 取得プロトコル

当院では、EPID を用いた画像取得を行っており、治療初回時には正・側・斜入像を撮像し、以降は正・側面像にて照合を行う。

初回照合から始めの 1 週間で 5 回連続して得られた正・側面画像より、各指標・方向（これらの指標等については後述する）にて Jurrien ら [5]の方法を用いて SE と RE を算出後、アイソセンターの初期補正を行う。この際に SE を、RE を とすると  $\pm 2$  が 5mm を超えるようであれば SE と RE の値を見て SE の値を初期補正する。その後は週に 1 度の割合で照合を行う。治療途中での照合の際に仮にアイソセンターと

3mm以上のズレがあった場合はその日から3日間続けて照合を行い、検出された誤差がSystematic成分なのかRandom成分なのかを判断し、前者ならばその補正を行う。また、当院ではリニアック室内に同室CT(GE社製)があり、治療20回目の治療後にアイソセンターがわかるようにシェル上に鉛マーカーを3点つけてCT撮像を行う。これは、Shreerangら[2]の治療期間途中で腫瘍や耳下腺の体積の減少があるという報告に基づいている。これより、当院では医学物理士が20回目(治療開始4週目)のCT画像に治療計画時の線量分布を移し込み分布の確認を行っている。

### 3.3 取得画像の解析

当院では既述のようにDRRとLGの画像を比較するのではなく、Simulatorを介したSimulator画像とLG間の照合を行っている。これには、X線Simulator画像がDRRと比較して微細な骨構造まで表現されているために画像の評価が行い易い利点があるが、Simulatorを介す事による余分なSEが発生してしまうという欠点もある。そのため比較すべきは治療計画時の位置(DRR)と実際の照射時における患者位置であるため真の偏差を算出する必要がある。真の偏差( $D_{true}$ )は以下(3)式で算出される。

$$D_{true} = D_{(LG-Sim)} - D_{(DRR-Sim)} = D_{(LG-DRR)} \quad (3)$$

ここでは $D_{(LG-Sim)}$ はLGとSimulator間の変位量であり、 $D_{(DRR-Sim)}$ はSimulatorとDRRの変位量である。実際には初回照合時に比較画像としてSimulator画像/LG, DRR/LGを撮像し、Off-line review software(VARIAN)を用いてあらかじめ決められたTable.1に示すような骨指標にてマッチングを行う事により各方向(1次元デカルト軸), AP(Anteroposterior)方向, CC(Cranfiocaudal)方向, ML(Mediolateral)方向の変位量を算出する。

Table.1

マッチングに用いた解剖学的骨指標

画像指標	正面像	側面像
上部指標	鼻中隔 上顎洞	トルコ鞍
中部指標	下顎骨辺縁	第1頸椎棘突起
下部指標	第6頸椎棘突起 第7頸椎棘突起	第5頸椎椎体 第6頸椎椎体

Off-line review softwareはMutual Information(相互情報量;以下MI)[15]という画像処理技術を用いており、その処理技術はsimulator画像/LG間、またはDRR/LG間のMI値が最大となるまでLG画像が変形した際に自動的に3デカルト軸においてcorrection shift量が決定されるというものである。以降は、Simulator画像/LG間のマッチングを行い、(1)式を用いてDRR/LG間の変位量を算出する。マッチングは、正面像ではCC方向・ML方向・Rotation(顔正中軸の回転)にて、側面像ではCC方向・AP方向を行い、これにより指向性をもつ変位量を得る事が出来る。これらの値は、各デカルト軸に関しては1mmのオーダーで、Rotationに関しては0.1のオーダーでマッチングが可能である。

これらの変位量より、Rotondoらの解析と同様にEl-Gayedらの方法を用いて、SEとREの値を算出した。対象症例は、当院にて頭頸部IMRTにて治療を行った9名の患者(上咽頭癌5名、中咽頭癌3名、下咽頭癌1名)である。計95枚(患者1人当たりの中央値は11枚)の照射時の位置のLG画像より得られたデータを元に解析を行った。上記9名の患者の内、中咽頭癌と下咽頭癌の患者に関しては、照射範囲内で必要とされる中・下指標のみで評価を行った。尚、今報告においてはIntra set-up errorの値は考慮していない。

### 3.4 Total population displacement error

Total population displacement error は母集団における SE と RE の両方の不確かさを持った値である（両分布の合成）。これは、リファレンス（DRR）に対する母集団の精密さを表している。今値は Seth ら[16]の報告に基づき、以下（4）式にて算出することができる。

$$d_{total} = \sqrt{d_{Systematic}^2 + d_{Random}^2} \quad (4)$$

ここで  $d_{Systematic}$  は母集団の SE を表し、 $d_{Random}$  は母集団の RE を表している。（4）式を用いて、各指標での ML、AP、CC 方向における値を算出した。

### 3.5 3-D displacement error

3-D displacement error は、リファレンスからの空間的な方向における変位の大きさを表す値である。以下に Laurent ら[17]の報告による算出式を示す。

$$d_{3D} = \sqrt{d_{A-P}^2 + d_{C-C}^2 + d_{M-L}^2} \quad (5)$$

$d_{A-P}$  は AP 方向における SE または RE、 $d_{C-C}$  は CC 方向における SE または RE、 $d_{M-L}$  は ML 方向における SE または RE の値である。この式を用いて、患者単位の 3 次元量を持つ SE（以下 3-D SE）を算出し、その後、全患者（母集団）に対する平均 Systematic error（以下 Mean SE）とその標準偏差を算出、全患者（母集団）に対する 3 次元量を持つ RE（以下 3-D RE）を算出した。3-D SE の標準偏差、3-D RE を元に最終的に（4）式を用いて、3-D Total population displacement error を算出した。

又、CC 方向に関しては、正・側面像より 2 つの変位値を得る事が出来るので SE の大きな値を用いた。

### 3.5 EUD の算出

治療計画装置 VARIAN 社 Eclipse を用いて、GE 社同室設置 CT にて治療開始 20 日目に得られた CT 画像に治療計画時における線量分布の移し込みを行った。分布の移し込みにより得られた DVH より（2）式を用いて OAR の gEUD を算出した。評価した OAR は、脊髄・PRV マージンを付加した脊髄、脳幹・PRV マージンを付加した脳幹、左右の耳下腺である。今報告においては、2.2 に記したように（2）式の固有係数は Burman ら[12]の報告に基づき算出を行った。Table.2 に、これらの係数値を示す。

Table.2

EUD 算出時の Lyman モデルのパラメータ  $n$  と固有係数  $a$

OAR	$n$	$a = 1/n$
脊髄	0.05	20.0
脳幹	0.16	6.25
耳下腺	0.7	1.43

## 4. 結果

### 4.1 Total population displacement error

Table.3 に当院で得られた指標ごとの、各方向における母集団の全変位誤差の値を示す。

Table.3

Total population displacement error

指標/方向	M-L	C-C	A-P
上部	1.1	1.3	1.1
中部	1.1	2.0	1.8
下部	1.9	2.0	2.5

(1SD)[mm]

Table.3 より Total population displacement error は、上部指標における各方向の誤差値は小さく、中部指標においては CC 方向と AP 方向が ML 方向に対しわずかに大きな値となった。また、全ての方向において下部指標の値が大きい結果となった。

#### 4.2 3-D population displacement error

Table.4 に Mean Systematic 3-D error とその標準偏差（母集団における 3-D SE の SD である）を示す．Mean Systematic 3-D error は、患者ごとに算出した 3-D SE の平均値である．

Table.4

Systematic 3-D population displacement error

	上部指標	中部指標	下部指標
Mean 3D SE	2.0	2.4	2.5
SD	0.8	0.9	1.2

(Mean±SD) [mm]

Mean Systematic 3-D error はスカラー量で表され、空間的な大きさを持ち、基準画像に対する正確さを表している．当院では 2.5mm 以内の精度であった．

Table.5 に母集団における 3-D Random error の値を示す．

Table.5

Random 3-D population displacement error

	上部指標	中部指標	下部指標
3-D Random	1.6	1.9	2.7

(1SD) [mm]

再現性を表す Random 3-D population displacement error は、Table.5 から下部指標の SD 値が最も大きくなった．

Table.6 に Total 3-D population displacement error の値を示す．

Table.6

Total 3-D population displacement error

	上部指標	中部指標	下部指標
Total 3-D error	1.7	2.0	3.7

(1SD) [mm]

基準画像に対する空間的な精密さを示す Total 3-D population displacement error は、3-D SE、3-

D RE の SD 同様に上部指標、中部指標、下部指標の順に大きくなった．

#### 4.3 各組織の EUD

Table.7 に、脊髄・PRV マージンを付加した脊髄、脳幹・PRV マージンを付加した脳幹、左右の耳下腺にて算出した EUD の値（単位は[Gy]）を示す．算出したのは、治療計画時、治療 20 日目、また線量変化を見るために治療 20 日目から計画時を差し引いた際の EUD の平均値とその SD である．

治療 20 日目から計画時を差し引いた EUD の平均値を見てみると、PRV マージンを付加した脊髄線量が 1.16Gy 上昇したが、その他の臓器に関しては 1Gy 以下となり、両者間に差は生じなかった．

### 5. 考察

#### 5.1 当院における照射位置精度

Rotondo らは、IMRT を行った頭頸部癌患者 10 名を対象とし、CT 画像を評価に用い、かつ上・下部指標にて評価を行った．その方法は、AQ-Sim 治療計画ソフトウェアにて CT シミュレータ画像上に指標とする解剖学的構造物に手動で外輪郭を描き、患者 1 人あたり週に 1 度、CT 撮像（計画時と同装置かつ全ての条件は同じ）を行い、治療途中での CT 画像と治療計画 CT 像を重ね合わせるにより、AP/ML 方向に関しては最も大きな変位量を小数第 1 位まで算出し、CC 方向に関してはスライス厚（3mm）より視覚的に概算を行った．解析に用いた解剖学的指標は、上部指標では歯突起と左右の茎状突起、下部指標では第 7 頸椎の棘突起と左右の鎖骨端であった．Rotondo らが算出した各方向における Total population displacement error の値は、上部指標にて ML、AP、CC 方向にてそれぞれ、1.7、1.8、2.5mm（1SD）であり、下部指標においてはそれ

Table.7

EUD for each Organ at Risk

	Plan		Day 20		Day 20-Plan	
	Average	SD	Average	SD	Average	SD
Brain stem ( PRV )	39.18	5.96	39.17	6.74	0.25	1.57
Brain Stem	38.80	6.08	38.54	6.83	0.47	1.40
Spinal cord ( PRV )	40.21	1.19	41.90	2.01	1.16	1.80
Spinal cord	38.14	1.62	38.63	1.59	0.53	0.69
Left Parotis	40.89	8.80	40.95	9.79	0.45	1.07
Right Parotis	39.36	13.44	40.99	13.43	0.18	1.43

[Gy]

ぞれ 4.9, 6.4, 5.8mm (1SD) であった。また, Total 3-D population displacement error の値は, 上部指標においては 1.9mm, 下部指標においては 5.7mm (1SD) であった。Total population displacement error に関して, 当院にて算出した値と比較すると上・中部指標においては同等, 下部指標においては当院の値の方が小さくなった。Total 3-D population displacement error を比較してみても, 同様の結果となった。尚, Rotondo らは評価に 3次元 CT 画像, 当院では EPID による 2次元ポータル画像を用いて評価を行ったために解析上の相違がある。また, CT 画像では全ての方向において解剖学的指標を統一出来るのに対して, 我々の解析方法ではある指標に対して正・側面像にて異なる解剖学的指標を用いた事も誤差が生じる可能性がある。しかし, 本解析では各方向において指向性と大きさをもつベクトル量を算出しているため, 解剖学的な指標が異なっている, 数学的に言うならばベクトルの始点が異なるが, ベクトルの性質を利用した解析のため, この点における誤差が生じた可能性は少ないと考えられる。比較を行った上記 2つの値を見ても, Rotondo らの施設と比して当院では十分なセットアップ精度にて治療を行っていることがいえる。

本研究は, あくまで位置精度に関する事でマ

ージン算出を目的としていないが, 今回算出した全ての値で下部指標の値が大きくなったという事は, 上部側または中部側に対して下部側は大きな PTV マージンを必要とする事を意味している。

## 5.2 EUD を用いた線量変化

EUD を用いる事で, 変化した DVH を 1つの値で表現する事ができる。これは例として, 計画時よりも低線量が処方される体積の割合が増え, 高線量が処方される体積の割合が減少した場合, 平均線量は大きく変化しないが, EUD を用いる事によりその変化量を加味した値を算出することが可能となる。

算出した 3つの OAR の内, PRV マージンを付加した脊髄の線量のみ治療 20 日目において計画時よりも EUD の値は 1.16Gy 上昇した。当院の頭頸部 IMRT は Dynamic MLC 法にて計 9 門の照射を行っており, 治療期間中に頸部の皮下脂肪組織やリンパ節, 耳下腺等の体積の減少により, 計画時と比べて皮膚表面から脊髄までの厚みが変化した事で特に側方からのビームの影響によりマージンを付加した際の脊髄線量が上昇したと考えられる。このため, 治療期間中は出来る限り患者の体重減少を減らし, 体輪郭が変化しないような取り組みが必要である。

本研究では、EUDを算出する際の固有係数 $a$ はLymanモデルのパラメータ $n$ の逆数に従い算出を行った。しかし、ICRU report83において公式に推奨出来る $a$ 値がないと記されているため、本研究におけるEUD値は絶対値ではない。そのため、 $a$ の値によってEUDの値は変化することに注意する必要がある。

## 6. 結語

当院の頭頸部IMRTにおいて、指標ごとの各方向におけるTotal population displacement error (ISD)の最大値は上部指標では、CC方向において1.3mm、中部指標もCC方向において2.0mm、下部指標ではAP方向にて2.5mmであった。また、Total 3-D population displacement errorは下部指標で最大3.7mmとなった。これらの値をRotondoらの報告と比較して、位置誤差の値は同等か、それ以下であることから十分な位置精度で治療が行われているといえる。また、位置精度が十分であっても、治療期間中の急性期有害事象による経口摂取低下に伴う体重減少による体輪郭の変化により、今回比較した正常組織の中でPRVマージンを付加した脊髄のEUD値が計画時よりも1.16Gy上昇した事より、PEG (Percutaneous Endoscopic Gastrostomy:経皮内視鏡的胃瘻造設術)を利用した栄養管理や体調管理等に気をつけ、体重減少しないような取り組みが必要と考えられる。

尚、本研究の概要については日本放射線腫瘍学会第23回学術大会にて発表を行った。

## 8. 参考文献

[1]. Intensity Modulated Radiation Therapy Collaborative Working Group, Intensity Modulated Radio therapy: Current status and issue of interest. Int. J.Radiat.Oncol. Biol. Phys,

51, 880-914, 2001

- [2]. Shreerang A Bhide, *et al*, Weekly volume and dosimetric changes during chemoradiotherapy with Intensity modulated radiation therapy for head and neck cancer; A prospective observational study, Int. J. Radiat.Oncol. Biol. Phys. 76, (5),1360-1368, 2010
- [3]. Ronny. L. Rotondo *et al*, Comparison of repositioning accuracy of two commercially available immobilization systems for treatment of head-and-neck tumors using simulation computed tomography imaging, Int. J. Radiat.Oncol. Biol. Phys. 70, (5), 1389-1396, 2008
- [4]. Coen W. Hurkmans *et al*, Set-up verification using portal imaging; review of current clinical practice,Radiother and Oncol 58 (2001) 105 - 120
- [5]. JurrienBijhold, *et al*, Maximizing setup accuracy using portal images as applied to a conformal boost technique for prostatic cancer, Radiother and Oncol, 24, (1992) 261-271
- [6]. Ali A. H. El-Gayed, *et al*, Time trend of patient deviations during pelvic irradiation using electronic portal imaging, Radiother and Oncol, 26 (1993) 162-171
- [7]. Minoru Suzuki, *et al*. Analysis of interfractional set up error and intrafractional organ motions during IMRT for head and neck tumors to define an appropriate planning target volume (PTV) and planning organs at risk volume (PRV) margins. Radiother and Oncol. 78, (2006), 283-290
- [8]. AndrzejNiemierko, Reporting and analyzing dose distributions: A concept of equivalent uniform dose, Med, Phys, 24 (1) 1997 103-110
- [9]. AndrzejNiemierko, A generalized concept of



- equivalent uniform dose (EUD), Med. Phys. 26 ,  
1999, 1101
- [10]. The International Commission on Radiation  
Units and Measurements, Journal of the ICRU,  
10, (1), (2010), Report. 83, Oxford University  
Press
- [11]. X. Sharon Qi, *et al*, Improved critical structure  
sparing with biologically based IMRT  
optimization, Med. Phys. 36, (5), May 2009
- [12]. C. Burman, *et al*, Fitting of normal tissue  
Torrance data to an analytic function, Int.  
J. Radiat. Oncol. Biol. Phys. 21. 123-135, 1991
- [13]. A Bel, *et al*, High -precision prostate cancer  
irradiation by clinical application of an offline  
patient setup verification procedure, using  
portal imaging, Int. J. Radiat. Oncol. Biol.  
Phys. 35, 321-332, 1996.
- [14]. H C J de Boer, *et al*, eNAL: An Extension of  
the NAL Setup Correction Protocol for  
Effective Use of Weekly Follow-up  
Measurements, Int. J. Radiat. Oncol. Biol.  
Phys. 67, 1586-1595, 2007.
- [15]. K.A. Bachman, Mutual Information-Based  
Image Registration. VDM Verlag Dr. Muller  
aktiengesellschaft & Co. KG (2009)
- [16]. Seth A. Rosenthal *et al*, Improved methods for  
determination of variability in patient  
positioning for radiation therapy using  
simulation and serial portal film  
measurements, Int. J. Radiat. Oncol. Biol. Phys.  
23, 621-625, Printed in the U.S.A. All right  
reserved.
- [17]. Laurent Gilbeau, *et al*, Comparison of setup  
accuracy of three different thermoplastic masks  
for the treatment of brain and head and neck  
tumors, Radiother and Oncol, 58, (2001), 155-  
162

## Comparing investigation of repositioning accuracy for Head and Neck IMRT

Daisuke Kawai<sup>\*,\*\*\*</sup>, Hidenobu Tachibana<sup>\*\*</sup>, Yasushi Itoh<sup>\*\*\*</sup>  
Shinichi Yoshino<sup>\*\*\*</sup>, Tomoharu Satoh<sup>\*\*\*</sup>, Koki Yoshikawa<sup>\*</sup>, Masanori Satoh<sup>\*</sup>

\*: Graduate Division of Health Science, Komazawa University

\*\* : Department of Radiation Oncology, Stanford University Medical Center

\*\*\*: Department of Radiation Oncology, Cancer Institute Hospital, Japanese Foundation For Cancer Research,

The first aim of this study is to investigate the patient repositioning accuracy for Head and Neck IMRT(Intensity Modulated Radiation Therapy) in our institute by comparing with the report by Rotondo *et al.* The second aim is to evaluate the changes of patients' dose distributions in their normal tissues (spinal cord, brain stem, right parotis and left parotis) after 20 days from the day of their first treatment by using Equivalent Uniformed Dose (EUD).

Our shell system was composed of S-type<sup>TM</sup> with Precise bite<sup>TM</sup> mouthpiece. 9 patients with Head and Neck cancer undergoing IMRT were analyzed. Linac Graphy (LG) images were obtained by Electric portal imaging device (EPID) during the course of radiation therapy (the median number of LGs is 11 per a patient). 3 landmarks were defined in each LG image, which were the Upper landmarks, the Middle landmarks and the Lower landmarks. The deviation between Simulator image and LG was automatically calculated by using off-line correction software, Off-Line Review (ARIA). Systematic error (simulation-to-treatment variability) and random error (treatment-to-treatment variability) were calculated. Total population displacement error combines the contributions of both systematic error and random error. Total 3-D population displacement error indicates total population displacement error having the magnitude of the displacement in any spatial directions from reference position. The total population displacement error for each direction and the total 3-D population displacement error for each landmark were calculated by the systematic error and the random error. EUDs of both initial treatment plan and 20 days-treatment plan were calculated by Dose Volume Histogram (DVH) and were compared.

The maximum of the total population displacement error for each direction was 2.5mm (1SD) for the lower landmarks. The maximum of the 3-D total population displacement error was the largest in the lower landmarks, which was 3.2mm (1SD). Comparing those value with the report by Rotondo, *et al* the both errors in our institute were almost equal in the upper and the middle landmark, and were smaller in the lower landmark. The difference between the EUD of spinal cord with PRV margin in 20-days treatment plan and that in initial treatment plan was more than 1Gy but the difference in other tissues were less than 1Gy. Though our set-up accuracy was sufficient, EUD of spinal cord with PRV margin was higher. It would appear that the higher dose of spinal cord with PRV margin was derived from the change of patients' body contour from their weight loss.

Comparing with the report by Rotondo *et al*, The set-up accuracy in our institute was very sufficient. As a result of EUD, the patients undergoing Head and Neck IMRT should maintain their weight during the course of therapy.