

平成 22 年度博士学位論文

放射線治療用直線加速器における dynamic multileaf  
collimator の限界速度および位置精度評価に関する研究

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)

奥村 雅彦

# 平成 22 年度博士学位論文

## 放射線治療用直線加速器における dynamic multileaf collimator の 限界速度および位置精度評価に関する研究

### 目次

1. 序論.....	1
2. 方法.....	6
2-1 使用機器 .....	6
2-2 IMRT 臨床例におけるビームホールドの影響.....	6
2-3 加速 DMLC ファイルの作成.....	7
2-4 logfile による解析.....	8
2-5 MLC の定期的な精度管理と DMLC 臨床条件の解析.....	9
3. 結果.....	11
3-1 IMRT 臨床例におけるビームホールドの線量評価に対する影響 .....	11
3-2 リーフ限界速度.....	11
3-3 各リーフ速度におけるリーフ位置精度.....	12
3-4 MLC の定期的な精度管理と DMLC 臨床例の解析.....	13
4. 考察.....	15
5. 結論.....	19
6. 謝辞.....	20
7. 引用文献.....	21
8. 図表.....	27
9. 付録.....	61

## 1. 序論

コンピュータのハードウェア、ソフトウェアおよび機械工学の進歩は、放射線治療計画ならびに照射技術を発展させ、コンピュータ制御による3次元原体照射法の発展に大きく寄与してきた<sup>1-3</sup>。それは、X線のビーム強度を変化させて任意の形状の線量分布を形成する強度変調放射線治療 (Intensity Modulated Radiation Therapy, 以下, IMRT) という新しい照射技術へ進化してきた。IMRTは原体照射法の発展形であり、この照射法が臨床的に有効であることはすでに証明されており、多くの施設で臨床に応用されている<sup>4-8</sup>。図1にIMRT照射法の分類を示す<sup>9</sup>。IMRTは固定照射法と運動照射法に大別され、国内では multileaf collimator (以下, MLC) を用いた Segmental MLC (以下, SMLC) 法または Dynamic MLC (以下, DMLC) 法が多くの施設で行われている。SMLC IMRTは多種類の MLC 分節を重ねて用いる方法で、MLCが停止した状態で照射を行う。DMLC IMRTはリーフが連続的に動いている間に放射線が照射され、照射野内の線量強度の変調を表す強度変調マップが形成される (図2)。運動照射法では、ヘリカルスキャンを行う専用照射装置が開発され、近年では直線加速装置のダイナミック照射による Intensity modulated arc therapy (以下, IMAT) や volumetric modulated arc therapy (以下, VMAT) が普及しつつある<sup>10,11</sup>。

図3に、上咽頭がんおよび前立腺がん DMLC IMRT 臨床例の線量分布 (CT 画像, アイソセンタ面) と照射中の DMLC 照射野形状を示す。標的基準点は計画標的体積に対して95%以上をカバーする点とする。上咽頭がん IMRT 例では、標的に対して至適線量を集中させるとともに、危険臓器である脊髄や耳下腺には可能な限り線量を低減させる線量分布が達成されている。前立腺がん IMRT では、前立腺への線量集中とともに腹背方向の膀胱、直腸への線量低減がなされている。ビーム数としては5から9門照射が一般的に用いられる。臨床標的体積に対しては腫瘍致死線量を可能な限り均等に照射し、危険臓器に対しては可能な限り低線量に制限する目的で、臨床標的体積および危険臓器に線量制約を設け、インバースプラン (逆問題解法) による最適

化計算を行い、各制約条件を満たす治療計画が決定される<sup>12-20</sup>。IMRTの実施により、標的に対する dose escalation が可能となり治癒率の向上が期待できるようになった。頭頸部領域の DMLC IMRT では、前立腺がん IMRT に比べて脊髄、耳下腺のほか脳、水晶体、口腔など多くの危険臓器が標的の周辺を囲む状態となる。そのため、DMLC の照射野形状は、両リーフ間が狭く、かつ、隣接するリーフの位置が極端に異なる複雑な様子を示し、強度変調マップも複雑なものとなる。

表 1 に放射線治療計画システム (radiation treatment planning system, 以下, RTPS) ECLIPSE Ver.6.5 (Varian Medical Systems, Palo Alto, CA) の MLC に関する入力パラメータを示す。これらのパラメータについては他の RTPS においても同様のものである。MLC に関する入力値の精度が IMRT の線量分布や出力線量に大きく影響を及ぼすため、MLC に関する測定は慎重に行われなければならない。MLC の透過線量は、MLC 自身からの透過線量 (Intra-leaf transmission)、リーフ間の透過線量 (Inter-leaf transmission)、リーフエンドのラウンド形状に起因する透過線量 (Leaf end transmission, 以下, LETr) に分けられる。表 1 の RTPS に入力する Dosimetric data の値は、Intra と inter-leaf transmission の平均値としての transmission factor と LETr に相当する Dosimetric leaf gap の 2 つである。特に、頭頸部 IMRT のようにリーフ gap が狭い状態でダイナミック照射が行われる条件では、リーフの inter および intra-leaf transmission と LETr の値が線量分布や出力線量に大きく影響を及ぼす。Intra と inter-leaf transmission の測定には、フィルム法やファーマ形電離箱線量計を用いるのが一般的であるが、それぞれの測定器の特性を考慮した測定を行わなければならない。また、X 線エネルギー、照射野サイズ、測定深によって MLC 透過率は異なるため、物理的特性にも注意が必要である<sup>21</sup>。LETr の測定は、Thomas LoSasso らや Mark R. Arnfield ら<sup>21,22</sup>の報告を参考に行われている。

MLC を含む直線加速器の物理的技術的精度管理は国内においても、The American

Association of Physicists in Medicine reports (以下, AAPM report)の報告<sup>23-25</sup>等を参考に実施されている<sup>26</sup>。AAPM report TG142 による直線加速装置の精度管理は、高精度放射線治療 (IMRT, stereotactic radiosurgery (SRS), stereotactic body radiation therapy (SBRT) など) で分類されている。また、IMRT の線量分布に最も影響を及ぼす MLC に関する精度管理項目も示されている。表 2 に DMLC IMRT および SMLC IMRT に関する QC 項目例を示す<sup>25</sup>。SMLC IMRT は、MLC で形成された小さな複雑な照射野形状をいくつも重ねて照射を行うため、設定 monitor unit 値 (以下, MU 値) の中には、小 MU 値が存在する。小 MU 値条件においては、X 線ビームの線量直線性、再現性、線量プロファイルの対称性等の精度保証が重要となる<sup>27,28</sup>。また、Varian 社製直線加速器による SMLC 法を数門の照射野ごとに重ねる Step and shoot 法では、同一条件の線量が照射される segment 間の初回に線量が増加し最後に線量が減少する overshoot 効果や、初回の segment の MU に対して次の segment の MU が極端に小さい場合に照射を行わないスキップ効果などを回避する必要がある<sup>29</sup>。その一方、DMLC IMRT では、MLC が一定方向に移動して強度変調マップを形成するので、リーフ速度、リーフ位置精度、リーフ幅や線量率安定性など MLC の物理的因子が線量分布や出力線量に直接影響を与える<sup>21,30</sup>。DMLC IMRT の場合、リーフ幅の誤差が 0.2mm の場合に約 3%の線量差となり、DMLC IMRT のリーフ位置およびリーフ位置精度には、SMLC IMRT の約 2 倍の精度が要求されている<sup>31</sup>。DMLC の精度に関する代表的な測定例として、ピケットフェンステスト<sup>32</sup>や DMLC 出力線量比テスト<sup>33</sup>がある。ピケットフェンステストは、リーフの位置精度を確認するテストである。レディーパックフィルム (遮光フィルム) を SFD (source film distance) 100cm とし、ビーム軸に対して垂直に置く。全リーフ gap を 1mm とし、2cm 間隔で 5 回照射を行い、全リーフで形成された各スリット像のズレの状態を目視で確認することでリーフの位置誤差を同定する。誤差は±0.2mm が目標とされている。DMLC 出力線量比テストは、10×10cm<sup>2</sup>の固定照射と 5mm gap

width のダイナミック照射で得られる線量比から、5mm gap の精度を確認するテストである。個々の臨床例の線量検証は、電離箱線量計、フィルム、electronic portal-imaging device(EPID)や 2 次元アレイを用いて行われる<sup>34-37</sup>。各ビームの測定は通常ガントリ角度 0 度で行われている。

DMLC における全てのリーフの駆動制御は、leaf motion controller (以下、LMC) (Varian Medical Systems, Palo Alto, CA) が行う。駆動するリーフデータは「DMLC ファイル」として、RTPS から LMC へ転送される。図 4 に 166 セグメントに分割されている DMLC ファイルの一例を示す。各照射野セグメントの最初は Index 0.0000 から始まり、1.0000 までを 166 に分割された segment 分増加していくように計画される。LMC は、DMLC ファイルのより細かい分割処理を行っており、DMLC 照射の間、LMC は 50msec ごとにリーフの期待位置 (以下、expected position) に対する実際のリーフ位置 (以下、actual position) の監視を行う。監視に必要な「50msec」とは、LMC と直線加速器制御器間に要する遅延時間である<sup>38</sup> (図 5)。したがって、expected position に対して actual position が決定した時点で 50msec の遅延が生じることになる (図 6)。直線加速器制御器から LMC には、各リーフのモーター回転数がフィードバックされ、LMC は各リーフが次の expected position へ到達するか予測する。そして、expected position に対して actual position が設定された許容範囲を超える時、expected position へ到達するまでビームを遮断する制御を行う。これをビームホールドといい、ユーザーは expected position と actual position の許容範囲設定値を dose dynamic leaf tolerance として RTPS へ入力する (図 6(A)の  $x_{tol}$  が dose dynamic leaf tolerance に相当する)。dose dynamic leaf tolerance は、0.5mm から 5mm まで設定が可能である。VARIAN 社の既定値は 1mm となっているが、LoSasso らの dose dynamic leaf tolerance の設定値とビームホールド発生における治療時間や照射精度に関する報告<sup>33</sup> より、現在では 2mm が設定値とされることが多い。本研究においても dose

dynamic leaf tolerance は 2mm とした。

ビームホールドは、DMLC 照射中にリーフが各セグメントを移動する距離とリーフの物理的 maximum 速度、そして RTPS で設定された線量率に依存する。リーフの移動方向は常に一定であり、ガントリ角度 90 度と 270 度では正反対の動きとなるため、リーフに対する重力やリーフモータの負荷は個々のリーフで異なり、ガントリ角度がリーフの maximum 速度に影響を与えることが考えられる。DMLC-QA に関する報告は多くある<sup>21,32,34,39,40</sup> が、過去にリーフの限界速度やリーフ位置精度のガントリやコリメータ角度依存性に関する報告はない。リーフ限界速度を同定する方法としては、Litzenberg らは、リーフ速度 1cm/sec から 7cm/sec に対して dose dynamic leaf tolerance を 0.5mm から 5mm まで変化させた場合のビームホールドの有無よりリーフ限界速度を求める方法を報告している<sup>38</sup> (図 7)。しかし、Litzenberg らもガントリやコリメータ角度についての検討は行っていない。

本研究では、臨床例で線量率とビームホールドの関係を調べ、さらにビームホールドが線量分布に及ぼす影響について調べた。次に、一定に加速する DMLC ファイル (以下、加速 DMLC ファイル) を作成し、コリメータ角度 (3 方向) とガントリ角度 (8 方向) の組み合わせにおいてダイナミック照射を行い、リーフ限界速度、リーフ位置精度およびリーフ gap 精度の評価を行った。また、加速 DMLC ファイルを利用したリーフの定期的管理および臨床例の DMLC ファイルによるリーフ速度計算を行い、ガントリ、コリメータ角度依存を考慮したリーフ速度の最適化について検討を行った。

## 2. 方法

### 2-1 使用機器

本研究では, Varian 社製直線加速器 Clinac 21EX (以下, CLINAC-21EX ) (Varian Medical Systems, Palo Alto, CA) と Clinac 600C (以下, CLINAC-600C) (Varian Medical Systems, Palo Alto, CA) を用いた. CLINAC-21EX は, Millennium120 MLC (中心部に 5mm リーフが 40 対, 両端に 10mm リーフが 10 対ある), CLINAC-600C は, Millennium80 MLC (10mm リーフが 40 対) を搭載している. 図 8 に CLINAC-21EX の外観 (左図) とコリメータ内にあるリーフ支持器 (キャリッジ) とリーフの概要 (右図) を示す. リーフはキャリッジ上に搭載されており, リーフがダイナミックに動作する時は, キャリッジは固定状態となっている. MLC ソフトウェアは共に Ver.6.8 である. CLINAC-21EX は 6MV X 線, CLINAC-600C は 4MV X 線を使用した. リーフを支持するキャリッジが固定された状態でのリーフの最大駆動範囲はアイソセンタ面で 15.0cm である. DMLC ファイルの作成は, Shaper software (Varian Medical Systems, Palo Alto, CA) を用いた. リーフに関する物理的特性の評価は, logfile (Varian Medical Systems, Palo Alto, CA) を利用して解析を行った.

### 2-2 IMRT 臨床例におけるビームホールドの影響

上咽頭がん IMRT 臨床例を用いて各線量率に対するビームホールドの発生率と線量分布への影響について二次元半導体アレイを用いて測定を行った (名大医倫理 承認番号 10-303). 二次元半導体アレイは, MacpCHECK™ model 1175 (以下, MC) (SUN NUCLEAR 社製) である. MC は, シリコンダイオード検出器 (0.8mm $\phi$ ) を有しており, 22cm の 8 角形グリッド内に配列されている (図 9). グリッドは 2 種類の密度になっており, 中心の 10 $\times$ 10cm<sup>2</sup> では 7mm 間隔で検出器が並んでいて, 中心グリッドを囲む外側部分では検出器が 14mm 間隔で並んでいる. 測定は, 線源-



検出器間距離を治療定格距離（通常 100cm）にして、ガントリおよびコリメータ角度 0 度でそれぞれ独立した 7 ビームの照射により行われた。線量評価には、MC 付属するソフトウェアが用いられた。図 10 に MC ソフトウェアの解析画面を示す。線量評価法には、Distance to agreement (DTA) <sup>41</sup>、 $\gamma$  評価（距離および線量差で評価）<sup>42</sup>、ポイント線量および線量プロファイルの比較などがあるが、本測定では距離差 3mm または線量差 3%を許容誤差とする  $\gamma$  評価が用いられ、照射された検出器と計算線量の  $\gamma$  値が 1 未満になるパス率で評価が行われた。 $\gamma$  評価は、照射された任意の点における計算値と実測値の距離の差 ( $\Delta d$ ) と線量の差 ( $\Delta D$ ) について、それぞれ設定する許容値（距離の許容値  $d$ 、線量の許容値  $D$ ）において、関心領域内（例えば、評価する計算点から周囲 3mm 以内）の各点について、 $\Gamma = \sqrt{(\Delta d/d)^2 + (\Delta D/D)^2}$  にて各点の  $\Gamma$  値を求め、最小値を示す実測点を評価点として  $\gamma$  値を与える方法である。パス率は、二次元半導体アレイに照射された半導体素子内で最大線量の 10%以上を照射された全素子に対して  $\gamma$  値が 1 未満になった素子の比率を百分率で示したものである。

### 2-3 加速 DMLC ファイルの作成

actual position にあるリーフが決められた時間に expected position に到達できないというのは、リーフ速度が限界に達したことを意味する。Litzenberg らの報告<sup>38</sup>で明らかのようにリーフ限界速度の同定には多くの時間を要し、装置に対する負荷が増大する。各ガントリ、コリメータ角度におけるリーフ限界速度およびリーフ位置精度の測定のために、ダイナミックリーフの速度を直線的に加速させる方法を考えた。leading leaves は -6.20cm から 6.25cm、trailing leaves は -6.25cm から 6.20cm へ移動させる（数値はビーム軸からの位置を示す）。リーフの gap width は最小幅である 0.5mm で始まり、ビームオンと同時に leading leaves が動作し、gap width が 5mm となった時点で、leading leaves と trailing leaves は 5mm gap を維持しながら

ら 0 から 4cm/sec (アイソセンタ面) へと加速する。CLINAC-21EX の加速 DMLC ファイルは、10mm リーフと 5mm リーフが全て動作するものと 5mm リーフのみが動作する 2 種類を作成し、CLINAC-600C の加速 DMLC ファイルは、10mm リーフ全てが動作するファイルを作成した。なお、加速 DMLC ファイルは、臨床に使用する DMLC ファイルの segment 数と同様に、segment 数は 166 とした。

図 11 に、作成した加速 DMLC ファイルの各セグメントに対する MLC 位置と基準深における計算線量プロファイル (6 MV-X 線) を示す。図 12 は、照射時間に対する leading leaves の計算速度を示す。各リーフが、一定の線量率でアイソセンタ面上の 12cm の距離を 0 から 4cm/min に加速される場合、CLINAC-21EX ならびに CLINAC-600C の設定 MU 値は必然的に決まる。したがって、リーフ速度は、線量率あるいは MU 値で変えることができる。本研究では、CLINAC21-EX に対しては、線量率 300MU/min, MU は 40, CLINAC-600C に対しては、線量率 250MU/min, MU は 34 と臨床で使用される線量率と MU 値が設定された。

#### 2-4 logfile による解析

DMLC に関する精度評価の解析に利用した logfile の精度は、フィルム、半導体アレイや EPID によって証明されている<sup>43-46</sup>。LMC に保存される logfile は、リーフ位置、ビームのオンオフやその他多くの情報を含むテキストであり、リーフの物理的評価に用いられる<sup>47</sup>。ダイナミック照射が開始されると、LMC は 50msec ごとに expected position と actual position を保存する。本研究では、作成した自作プログラムを用いて、logfile データから 50msec 毎に beam の on-off, expected position, actual position を取り出した。図 13 に logfile の中の actual position 情報 (アイソセンタ面での数値で表示している) を取り出したテキストを示す。左から、相対線量、50msec ごとの積算時間、ビームホールド、ビームオン/オフ、各リーフの actual position が表示されている。赤点線で示すようにビームホールドが発生し

た時点でフラッグ（「1」）が表示されるのでその時点での照射時間は確認できる。logfile から取り出す位置情報は、リーフ速度やリーフ位置の計算をアイソセンタ位置で行うために、線源-MLC-アイソセンタ距離から得た拡大率 1.96 を logfile の位置情報に乗じる補正をおこなった（線源-MLC 間距離は 51.0cm, MLC-アイソセンタ間距離は 49.0cm）。

図 14 に加速 DMLC ファイルおよび実際のリーフ速度とビームホールドの例を示す。リーフ速度が 0 から 4cm/sec と加速していく段階で、リーフ速度が限界に達し、リーフ位置の expected position と actual position との差が、設定された dose dynamic leaf tolerance を超えた時点でビームホールドが起こる。本研究では、ビームホールドが発生した時点でのリーフ速度を、リーフ限界速度と定義した。リーフ限界速度、gap width そしてリーフ位置の誤差は、ガントリ角度 45 度毎に 8 方向とコリメータ角度 0 度、±45 度において測定した。直線加速器 2 機のリーフ限界速度は、ビームホールドが発生した時間からそれぞれ計算で求めた。測定は、各ガントリ角、コリメータ角に対してそれぞれ 15 回行った。リーフ位置精度および gap width の解析は、logfile 内の速度 0.5cm/sec, 1.0cm/sec, 2.0cm/sec, 2.5cm/sec の expected position と actual position を抽出して行った。

## 2-5 MLC の定期的な精度管理と DMLC 臨床条件の解析

今回作成した加速 DMLC ファイルの daily check への利用を検討した。定期的に行うことができるように治療サーバーに設定および登録を行い、ガントリ角度 4 方向（0 度、90 度、180 度、270 度）において始業前点検時に実施する。それぞれの logfile から expected position と actual position 情報を取り出し、市販のスプレッドシートによる各リーフ速度でのリーフ位置精度、リーフ限界速度の定期的な管理方法について検討を行った。

DMLC IMRT 治療計画計算後の臨床 DMLC ファイルを用いてリーフ速度計算を行

い、ガントリ、コリメータ角度依存を考慮したリーフ速度の最適化の検討を行った（名大医倫理 承認番号 10-303）。DMLC ファイルには、設定 segment 数における全リーフの移動距離が記録されている。それぞれのビームにおいて、動作する全リーフの速度 (cm/sec) を DMLC ファイルから計算を行う場合には、以下の 4 つのパラメータが必要となる。

1. それぞれのビームに対する設定線量率 (MU/min)
2. 計算 MU 値
3. Segment 数：当施設の設定は 166segments 一定とする
4. 動作する全リーフの segment-segment 間に移動する距離

これらのパラメータを用いて segment-segment 間に移動するリーフ速度  $V_l$  は以下の式で示される。

$$T_{seg} = 60 \cdot Mu / (DR \cdot N_{seg}) \text{-----} \quad (1)$$

$$V_l = d_{seg} / T_{seg} \text{-----} \quad (2)$$

ここで、 $T_{seg}$  は、1 segment 当たりの照射時間、 $Mu$  は計算 MU 値、 $DR$  は設定線量率 (MU/min)、 $N_{seg}$  は設定 segment 数、 $d_{seg}$  は segment 間にリーフが移動する距離を表す。この計算により動作する全リーフの segment ごとのリーフ速度が算出され、リーフ限界速度の各ガントリ、コリメータ角度依存性を加味した最適な線量率およびリーフ限界速度が予測される。

### 3. 結果

#### 3-1 IMRT 臨床例におけるビームホールドの線量評価に対する影響

上咽頭がん IMRT 臨床例のそれぞれのビームにおいて、各線量率に対するビームホールドの発生率とその違いによる線量評価の結果を表 3 および図 15 に示す。これらの結果より、7 ビーム全てにおいて、線量率を 250MU/min から 150MU/min に下げることによってビームホールドの発生率は低下し、発生率が 20%以上であるビーム番号 2 やビーム番号 6 でその傾向が顕著であった。γ 評価におけるパス率の比較では、ビームホールドの発生率が大きく改善されるビーム番号 2 およびビーム番号 6 のパス率は線量率の低下とともに向上している。

#### 3-2 リーフ限界速度

図 16 および図 17 に CLINAC-21EX および CLINAC-600C の全リーフを動作させた場合の各ガントリ、各コリメータ角度におけるリーフ限界速度の測定結果を示す。CLINAC-21EX のリーフ限界速度は 2.51cm/sec～3.10cm/sec の範囲であり、最小値はコリメータ角度 0 度、ガントリ角度 270 度に対してであった。CLINAC-600C のリーフ限界速度は 2.91cm/sec～3.12cm/sec の範囲であり、最小値はコリメータ角度 0 度、ガントリ角度 315 度に対してであった。リーフ限界速度のガントリ角度およびコリメータ角度依存性は、CLINAC-600C の方が CLINAC-21EX に比べて少ない結果となった。両直線加速器ともに共通した点は、リーフ限界速度の最小値が、リーフが下方から上方へ移動する重力と逆の方向に対してであることであった。また、リーフ限界速度のガントリ角度依存性はコリメータ角度によっても影響され、リーフ限界速度はコリメータ角度 0 度より 45 度または 315 度の方に改善が認められた。それぞれの直線加速器について重力に対して順方向であるガントリ角度 45 度-135 度のリーフ限界速度 (n=45) 群と逆方向であるガントリ角度 225 度-315 度のリーフ限界速度 (n=45) 群の有意差検定を行ったところ、CLINAC-21EX の場合、3 種類

のコリメータ角度全てにおいて、両者に有意差が認められた (Student's t-test ;  $p < 0.001$ ). CLINAC-600C では、CLINAC-21EX に比して小値となっているが有意差が認められる結果となった ( $p < 0.01$ ). 図 18 および図 19 に、CLINAC-21EX および CLINAC-600C のガントリ角度 0 度, 90 度, 180 度, 270 度においてビームホールドが発生した時点のリーフの expected position と actual position の差を示す. このデータは、15 回測定の中の一例である. CLINAC-600C の場合は、ビームホールドが発生した時点のリーフの expected position に対する actual position の差は、全リーフで同様な傾向を示す結果となった. しかし、CLINAC-21EX の場合、全てのガントリ角度において、両端にある 10mm リーフがビームホールド発生の原因となっており、且つ、10mm リーフの方が全体的に 5mm リーフに比べて位置誤差が大きい傾向を示した. また、この結果は 15 回測定全てにおいて同様な傾向を示した. 図 20 は、CLINAC-21EX の全 MLC が動作した場合と 5mm リーフのみが動作した場合のリーフ限界速度の比較を示す. 5mm リーフのみが動作する場合は、全リーフが動作した時に比べて、リーフ限界速度の低下は全てのガントリ角度およびコリメータ角度において改善する結果となった. また、全てのコリメータ角度においてガントリ角度 45 度-135 度のリーフ限界速度とガントリ角度 225 度-315 度のリーフ限界速度は有意に低下していた ( $p < 0.01$ ). 表 4 に各ガントリ、コリメータ角度におけるリーフ限界速度のまとめを示す. 図 21 に CLINAC-21EX および CLINAC-600C のコリメータ角度 0 度における、照射時間に対するビームホールドの割合をガントリ角度毎に示す. CLINAC-21EX, CLINAC-600C とともに全てのリーフが動作した場合は、15 回全ての測定においてガントリ角度 270°でのビームホールドの割合が最大値となった. CLINAC-21EX の場合、5mm リーフのみが動作した場合、ビームホールドの比率は全リーフが動作した場合の約半分となった.

### 3-3 各リーフ速度におけるリーフ位置精度

図 22 および図 23 に、CLINAC-600C および CLINAC-21EX のコリメータ角度 0 度におけるリーフ速度 0.5cm/sec から 2.5cm/sec のリーフ位置誤差と gap width 誤差を示す。横軸はガントリ角度、縦軸は、各速度での全 MLC の expected position と actual position の平均値と標準偏差、gap width は、expected position と actual position の leading と trailing leaves 間距離を計算し、expected position と actual position の平均値と標準偏差で示している。なお、CLINAC-21EX は、10mm リーフと 5mm リーフに分けて示され、アスタリスクマーク (\*) は、5mm リーフのみが駆動した場合の結果を示している。各速度とも leading leaves はプラス側、trailing leaves はマイナス側となった。これは、expected position に対して actual position は常に遅延していることを示している。位置誤差は 0.5cm/sec から 2.0cm/sec の範囲では 1mm 以内、2.0cm/sec 以上になると、1mm 以上となった。この傾向は、CLINAC-600C も同様であった。CLINAC-21EX の 5mm リーフは、ガントリ角度間のばらつきが 10mm リーフよりも減少しているが、2.0cm/sec 以上では 1mm を超える誤差が生じた。しかし、速度が増すにつれてリーフ間の標準偏差は、10mm リーフのほうが増加する傾向にあり、その傾向はガントリ角度 270 度付近で見られた。Gap width は、leading leaves と trailing leaves の誤差が打ち消しあうため、2.5cm/sec までその誤差は最大で -0.39mm (CLINAC-21EX, 1cm リーフ,  $V=1.5\text{cm/sec}$ ,  $Gnt=225^\circ$ ) と良好な結果であった。

### 3-4 MLC の定期的な精度管理と DMLC 臨床条件の解析

加速 DMLC ファイルを用いた DMLC の位置精度の daily check の一例を図 24 に示す。毎日の始業前点検時に、ガントリ角度 4 方向 (0 度, 45 度, 90 度, 270 度, コリメータ角度は 0 度) において加速 DMLC ファイルを用いた照射を行った。リーフ速度 0.5cm/sec から 2.0cm/sec の位置誤差およびリーフ限界速度とビームホー

ルドが発生した時のリーフ位置誤差と Gap 誤差が示されている。

図 25 に、CLINAC-600C、線量率 250MU/min で計算された咽頭がん IMRT 臨床例で、動作する全リーフにおける segment 毎のリーフ速度計算のフローと計算されたリーフ速度曲線の例を示す。RTPS では、リーフ設大速度を 2.5cm/sec に設定しているが、臨床例ではリーフ限界速度を超えビームホールドが発生するリーフの存在が Pre 照射を行うことなく確認できた。



#### 4. 考察

DMLC 品質保証の評価に関しては多くの論文報告がある<sup>21,30,32,32,33,38,39</sup>。本研究では、リーフ速度が一定に加速する DMLC ファイルを作成し、各ガントリ、コリメータ角度におけるダイナミック照射を行い、logfile を利用して各コリメータ、ガントリ角度におけるリーフ限界速度とリーフ位置精度の評価を行った。上咽頭がん IMRT 臨床例において、ビームホールド発生を回避するダイナミック照射は、線量分布の改善に繋がることがわかった。

Litzenberg らは、dose dynamic leaf tolerance 値、加速器制御器と LMC とのコミュニケーションにおける遅延時間および  $\alpha$  (遅延時間の変化における補正值) を用いて「リーフ実効限界速度」(ELV) を算出している<sup>38</sup>。彼らの報告では、ELV は、 $ELV = x_{tol} / (\alpha t_{delay})$  と表され、 $x_{tol}$  は DMLC tolerance、 $t_{delay}$  は直線加速器制御器と LMC との遅延時間を示す。Litzenberg らは、ELV をリーフトランス値内の最大リーフ速度と定義し、測定結果から得られた  $\alpha$  は、1.4 としている。本研究でのリーフ限界速度はビームホールドが生じた時点の速度で定義したが、ELV と同様の数式を用いて  $\alpha$  の計算を試みた。コリメータ角度 0 度での CLINAC-21EX の全リーフが動作した場合のリーフ限界速度から計算した  $\alpha$  値を図 26 に示す。dose dynamic leaf tolerance 値 2mm、ガントリ角度 0 度における  $\alpha$  の平均値および標準偏差は、 $1.34 \pm 0.08$  であった。また、測定した各ガントリ角度の  $\alpha$  値は、1.29 から 1.59 の範囲であった。これらの値は Litzenberg らの報告とほぼ同様の値となった。なお、これらの  $\alpha$  値は各装置に依存することが予想されるため、各施設においてそれぞれの装置ごとに測定を行う必要がある。

CLINAC-21EX および CLINAC-600C のリーフ限界速度の最小値は、リーフの動作方向が重力と対向するガントリ角度 270 度や 315 度であった。LMC は、ダイナミック照射中 50msec 毎にリーフモータのフィードバック信号を記録し、リーフの expected position を計算している。図 27 は、CLINAC-21EX の全リーフが動作し

た場合の DMLC オリジナルファイルとガントリ角度 90 度と 270 度のリーフ位置の expected position の一例を示す。LMC は 50msec ごとに直線加速器からリーフ位置やモーター回転数情報を受信していることは前述した。LMC は、expected position と actual position の監視以外に、モーター回転数のフィードバック情報から次の segment に移動する expected position を補正している。ガントリ角度 90 度の場合はリーフ移動が重力方向、270 度の場合は重力に反する向きとなり、リーフに負荷がかかる 270 度では 90 度より早い段階で DMLC ファイルの修正を行っていることがわかった。

本実験を実施する前には、MLC キャリブレーションを実施している。また、リーフ位置精度確認のためのフェンステスト<sup>32</sup>やガントリ角度 0 度、90 度、180 度、270 度での DMLC 出力比試験<sup>33</sup>では許容範囲内であることを確認している。しかし、一定方向にリーフが移動するため、リーフモータの回転方向、リーフ間の摩擦、粘着度など他の因子も考えられる。ガントリ角度 0 度、90 度および 270 度において、リーフが通常方向軌道と逆方向軌道となる場合のリーフ限界速度について 15 回測定を行った (図 28)。その結果、ガントリ角度 90 度と 270 度のリーフ限界速度の値が反転した (図 29)。したがって、重力の異なるリーフの expected position に修正が加えられていることが明確になった。CLINAC-21EX のリーフ限界速度を低下させているリーフは 1cm リーフであり、1cm リーフを使用するような大照射野や非対称照射野の治療計画を行う場合には、MU 値と DMLC セグメントの関係とともに、ガントリ角度を考慮した最大リーフ速度の設定やリーフ速度に関する線量率の設定に注意を払う必要がある。また、臨床に適用できる DMLC の物理得意を評価するためには、それぞれのガントリ角度やコリメータ角度での重力に対するリーフの機械的負荷を考慮しなければならない。

actual position は、両リーフともに expected position に対して常に遅延しており、その位置の差は、リーフ速度に依存している。しかし、リーフの gap width の誤

差は、両リーフとも遅延しているため僅差となった。LMCが保存するlogfileで表示されている expected position と actual position では、加速器制御器と LMC 間の遅延時間のため actual position が約 50msec 遅れた位置を示している。しかし、図 22 ならびに図 23 の結果から見ると、expected position と actual position の相対的な誤差は、リーフ速度 (cm/sec) ×遅延時間 (50msec) で表すことができ、リーフ速度の増加とともにリーフの位置誤差が増大することが予想できる。したがって、臨床では、照射にかかる時間の短縮も重要であるが、設定線量率とリーフ速度との関係も考慮して治療計画を実施する必要がある。

本研究で作成した加速DMLCファイルを予め治療サーバーに登録して、daily checkにも応用した。実施後、照射毎に保存されるlogfileから expected position と actual position の数値を取り出し、スプレッドシートを利用して計算および精度管理を行った。図16、図17の結果から明らかなようにリーフ限界速度は平均値に対する標準偏差が大きいため、本来であればdaily checkにおいても可能なかぎり測定回数を多くすべきであるが、時間的制約およびリーフモータの負荷を考慮して2回測定としている。今後必要回数については検討する必要がある。なお、本測定はVMATなどガントリ角度が変化する照射法の精度管理にも有効であると考えられる。

臨床例におけるDMLCファイルから動作する全リーフのリーフ速度計算は、スプレッドシート（市販表計算ソフト）を用いて行った（図25）。この方法を用いることで限界速度を超えてビームホールドが発生するリーフの最大速度とリーフの特定が可能となり、ガントリ、コリメータ角度依存に関する情報を加える事でリーフ速度の修正が可能となった。しかし、図25のグラフを表示するには、スプレッドシート内の作業は煩雑である。作業性の効率化のために、実際の治療計画では、自作プログラムを用いてDMLCファイルを計算処理した。自作プログラム上に全てのDMLCファイルを取り込み、各ビームのリーフ最大速度を計算し、各ガントリ角度におけるリーフ限界速度を考慮した場合の実際の限界速度以内になる線量率設定値を自動計算するようにした

(図30) . この方法を利用することで、Pre照射せずに治療条件の見直しが容易となり、IMRT開始時期の短縮に繋がった。

## 5. 結論

リーフの expected position と actual position の差が dose dynamic leaf tolerance 値を超えた時に、ビームホールドは発生する。頻繁に発生するビームホールドは、投与線量精度を低下させ、照射時間の延長に繋がる。したがって、治療計画条件の設定は、ビームホールドを生じさせないことが必要となる。DMLC におけるリーフ限界速度に対するガントリ、コリメータ角度依存が確認できた。これは、重力方向の違いによるモーター負荷が主たる原因であった。この結果は RTPS の線量率やリーフ速度の設定値の参考となるとともに、IMRT の線量検証時の DMLC ファイルの解析での線量率やリーフ速度の管理に役立つ。一定に加速する DMLC ファイルを用いた精度管理は、リーフ限界速度およびダイナミック照射時のリーフ位置精度などの物理的精度評価に有用であり、日常の精度管理において簡便に実施できる方法である。

## 謝辞

本研究の遂行と本論文の作成にあたり、ご指導とご鞭撻を賜りました名古屋大学医学部保健学科放射線技術科学専攻の小幡康範教授に心から厚く御礼申し上げます。さらに、本研究にあたり貴重なご助言を頂きました近畿大学医学部放射線腫瘍学の西村恭昌教授、田村昌也講師に深く感謝致します。

また、Physics in medicine and biology への投稿論文において、貴重なご助言を頂きました Varian Medical Systems の Michelle Svatos 博士および金子勝太郎氏に厚く御礼申し上げます。

本研究活動において長時間において実験に付き合ってくださいました霜村康平技師、松本賢治技師、さらに本研究を進める上で職場における環境を整えていただきました浅井義行技術係長に深く感謝致します。

## 引用文献

- 1 J. A. Purdy, G. Starkschall, "A practical guide to 3-D planning and conformal radiation therapy", Madison, WI: Advanced Medical Publishing; (1999).
- 2 S. Webb, "The physics of conformal radiotherapy" Bristol: Institute of Physics Publishing (1997).
- 3 T. R. Mackie, "Radiation therapy treatment optimization", Semin Radiat Oncol ;9 :1 – 118 (1999).
- 4 L. K. Mell, A. K. Mehrotra, and A. J. Mundt, "Intensity-modulated radiation therapy use in the U.S", Cancer, 104, 1296 - 1303 (2004).
- 5 N. Lee, P. Xia, J. M. Quivy, et al., "Intensity-modulated radiotherapy in the treatment of nasopharyngeal carcinoma: an update of the UCSF experience", Int. J. Radiat. Oncol., Biol., Phys. 53, 12 - 22 (2002).
- 6 A. J. Munt, A. E. Lujan, J. Rotmensch, et al., "Intensity-modulated whole pelvic radiotherapy in women with gynecologic malignancies", Int. J. Radiat. Oncol., Biol., Phys. 52, 1330 - 1337 (2002).
- 7 K. S. C. Chao, J. O. Deasy, J. Markman, et al., "A prospective study of salivary function sparing in patients with head-and-neck cancers receiving intensity-modulated or three-dimensional radiation therapy: initial results," Int. J. Radiat. Oncol., Biol., Phys. 49, 907 - 916 (2001).
- 8 M. J. Zelefsky, Z. Fuks, M. Hunt, et al., "High-dose intensity modulated radiation therapy for prostate cancer: early toxicity and biochemical outcome in 772 patients", Int. J. Radiat. Oncol., Biol., Phys. 53, 1111 - 1116 (2002).
- 9 A. L. Boyer, E. B. Butler, T. A. DiPetrillo, et al., "Intensity-modulated radiotherapy: Current status and issue of interest", Int. J. Radiat. Oncol., Biol., Phys. 51, 880 – 914 (2001).

- 10 C. X. Yu, "Intensity-modulated arc therapy with dynamic multileaf collimation: An alternative to tomotherapy", *Phys. Med. Biol.* 40, 1435 - 1449 (1995).
- 11 K. Otto, "Volumetric modulated arc therapy: IMRT on a single gantry arc", *Med. Phys.* 35, 310 - 317 (2008).
- 12 A. Brahme, "Optimization of stationary and moving beam radiation therapy techniques," *Radiother. Oncol.* 12, 129 – 140 (1988).
- 13 T. Bortfeld, D. Kahler, T. Waldron, et al., "X-ray field compensation with multileaf collimators," *Int. J. Radiat. Oncol., Biol., Phys.* 28,723 – 730 (1994).
- 14 A. Boyer, and C. Yu, "Intensity-modulated radiation therapy with dynamic multileaf collimators," *Semin. Radiat. Oncol.*, 9, 148 – 159 (1999).
- 15 C. Burman, C. Chui, G. Kutcher, et al., "Planning, delivery, and quality assurance of intensity-modulated radiotherapy using dynamic multileaf collimator: A strategy for large-scale implementation for the treatment of carcinoma of the prostate," *Int. J. Radiat. Oncol., Biol., Phys.*, 39, 863 – 873 (1997).
- 16 M. Carol, "Integrated 3D conformal planning/multivane intensity modulating delivery system for radiotherapy," in *3D Radiation Treatment Planning and Conformal Therapy*, edited by J. A. Purdy and B. Emami Medical Physics, Madison, WI, 435 – 445 (1999).
- 17 T. Mackie, T. Holmes, and S. Swerdloff "Tomotherapy: A new concept for the delivery of dynamic conformal radiotherapy," *Med. Phys.* 20, 1709 – 1719 (1993).
- 18 S. Webb "Optimizing the planning of intensity-modulated radiotherapy," *Phys. Med. Biol.* 39, 2229 – 2246 (1994).



- 19 Q. Wu, M. Manning, R. Schmidt-Ullrich, et al. "The potential for sparing of parotids and escalation of biologically effective dose with intensity-modulated radiation treatments of head and neck cancers: A treatment design study," *Int. J. Radiat. Oncol., Biol., Phys.* 46, 195 – 205 (2000).
- 20 S. Y. Woo, W. H. Grant, D. Bellezza, et al., "A comparison of intensity modulated conformal therapy with a conventional external beam stereotactic radiosurgery system for the treatment of single and multiple intracranial lesions," *Int. J. Radiat. Oncol., Biol., Phys.* 35, 593 – 597 (1996).
- 21 T. LoSasso, C. S. Chui, and C. C. Ling, "Physical and dosimetric aspects of a multileaf collimation system used in the dynamic mode for implementing intensity modulated radiotherapy", *Med. Phys.* 25, 1919 - 1927 (1998).
- 22 M. R. Arnfield, J. V. Siebers, J. O. Kim, et al., "A method for determining multileaf collimator transmission and scatter for dynamic intensity modulated radiotherapy", *Med. Phys.* 27, 2231 – 2241 (2000).
- 23 Kutcher GJ, Coia L, Gillin M, et al., "Comprehensive QA for radiation oncology: Report of AAPM Radiation Therapy Committee Task Group 40." *Med. Phys.* 21, 581 – 618 (1994).
- 24 Boyer A, Biggs P, Galvin J, et al., "Basic Applications of Multileaf Collimators. AAPM Report No. 72", Wisconsin, Medical Physics Publishing, (2001).
- 25 Klein EE, Hanley J, Bayouth J, et al., "Task Group 142 report: Quality assurance of medical accelerators", *Med. Phys.* 30, 4197-4212(2009).
- 26 日本放射線腫瘍学会 QA 委員会:外部放射線治療における Quality Assurance (QA) システムガイドライン, *日放腫会誌*, 11(2), 1 – 111 (2000).
- 27 J. R. Palta and T. R. Mackie, "Intensity-Modulated Radiation Therapy: The

- State of the Art.”, Wisconsin, Medical Physics Publishing, 373 – 400 (2003).
- 28 V. N. Hansen, P. M. Evans, G. J. Budgell, et al., “Quality assurance of the dose delivered by small radiation segments”, *Phys. Med. Biol.* 43, 2665 – 2675 (1998).
- 29 G. A. Ezzell and S. Chungbin, “The overshoot phenomenon in step-and-shoot IMRT delivery”, *J. Appl. Clin. Med. Phys.* 2, 138 – 148 (2001).
- 30 G. A. Ezzell, J. M. Galvin, D. Low, et al., “Guidance document on delivery, treatment planning, and clinical implementation of IMRT: Report of the IMRT subcommittee of the AAPM radiation therapy committee”, *Med. Phys.* 30, 2089 – 2115 (2003).
- 31 J. R. Palta, S. Kim, J. G. Li, et al., “Tolerance Limits And Action Levels For Planning And Delivery Of IMRT”, AAPM summer 2003, 593 - 611 (2003).
- 32 C. S. Chui, S. Spirou, T. LoSasso, “Testing of dynamic leaf collimation”, *Med. Phys.* 23, 635 – 641 (1996).
- 33 T. LoSasso, C. S. Chui, and C. C. Ling, “Comprehensive quality assurance for the delivery of intensity modulated radiotherapy with a multileaf collimator used in the dynamic mode”, *Med. Phys.* 28, 2209 - 2219 (2001).
- 34 X. R. Zhu, P. A. Jursinic, D. F. Grimm, et al., “Evaluation of Kodak EDR2 film for dose verification of intensity modulated radiation therapy delivered by a static multileaf collimator”, *Med. Phys.* 29, 1687 - 1692 (2002).
- 35 P. A. Jursinic, B. E. Nelms, “A 2-D diode array and analysis software for verification of intensity modulated radiation therapy delivery”, *Med. Phys.* 30, 870 - 879 (2003).
- 36 P. B. Greer and C. C. Popescu, “ Dosimetric properties of an amorphous silicon electronic portal imaging device for verification of dynamic intensity

modulated radiation therapy”, Med. Phys. 30, 1618 - 1627 (2003).

37 F. B. Buonamici, A. Compagnucci, L. Marrazzo, et al., “ An intercomparison between film dosimetry and diode matrix for IMRT quality assurance” , Med. Phys. 34, 1372 - 1379 (2007).

38 D. W. Litzenberg, L. Moran and B. A. Fraass, “Incorporation of realistic delivery limitations into dynamic MLC treatment delivery”, Med Phys. 29, 810 - 820 (2002).

39 C. C. Ling, P. Zhang, Y. Archambault, et al., “Commissioning and quality assurance of Rapidarc radiotherapy delivery system”, Int. J. Radiat. Oncol., Biol., Phys. 72, 575 – 581 (2008).

40 奥村雅彦, 橋場久之, 早雲里絵, 他,”Dynamic MLC IMRT の QA プランでの線量モニタ単位数のリーフ位置精度と線量プロファイルへの影響”, 日放技術学会誌, 58,773 – 782 (2002).

41 J. V. Dyk, R. B. Barnett, J. E. Cygler, et al., “Commissioning and quality assurance of treatment planning computers,” Int. J. Radiat. Oncol., Biol., Phys. 26, 261 - 273 (1993).

42 D. A. Low, W. B. Harms, S. Mutic, et al., “A technique for the quantitative evaluation of dose distributions”, Med. Phys. 25, 656 – 661 (1998).

43 A. M. Stell, J. G. Li, O. A. Zeidan et al., “An extensive log-file analysis of step-and –shoot intensity modulated radiation therapy segment delivery errors”, Med. Phys. 31, 1593 - 1602 (2004).

44 J. G. Li, J. F. Dempsey, L. Ding, et al., “ Validation of dynamic MLC-controller log files using a two-dimensional diode array”, Med. Phys. 30, 799 - 805 (2003).

45 P. Zygmanskia, J. H. Kung and S. B. Jiang, “Dependence of fluence errors

in dynamic IMRT on leaf-positional errors varying with time and leaf number”,  
Med. Phys. 30, 2736 - 2749 (2003).

46 O. A. Zeidan, J. G. Li, M. Ranade, et al., “Verification of step-and –shoot  
IMRT delivery using a fast video- based electric portal imaging device:, Med.  
Phys. 31, 463 - 476 (2004).

47 D. W. Litzenberg, J. M. Moran and B. A. Fraass, “Verification of dynamic  
and segmental IMRT delivery by dynamic log file analysis”, J. Appl. Clin. Med.  
Phys. 3, 63 - 72 (2002).

表1 VARIAN 社製治療計画装置 ECLIPSE (Ver.6.5) の MLC に関する入力パラメータ例

Dosimetric data		
Device	Parameter	Value
MLC	Transmission factor	0.015940
MLC	Dosimetric leaf gap	0.1620 cm
MLC configuration properties		
	Minimum dose dynamic leaf gap	0.05 cm
	Maximum leaf speed	2.50 cm/sec
	Dose dynamic leaf tolerance	0.200 cm

表 2 IMRT を行う直線加速器の MLC に関する QC 項目 <sup>25</sup>

内容	許容値
	毎週
定性的試験 (全リーフの一致性, 別名フェンステスト)	リーフ間の透過線量やリーフ位置精度の識別 可能な視覚的検査 (フィルム, EPID)
	毎月
2 パターンによるセットと放射線照射野の偏差 (no-IMRT)	2mm
走行速度 (IMRT)	速度の損失があるかどうか >0.5cm/sec
リーフ位置精度 (IMRT)	代表的な 4 方向のガントリ角度における IMRT
	毎年
全ての X 線について, MLC 透過線量評価 (リーフ平均値, リーフ間透過線量)	± 0.5 % (設定値からの比較)
リーフ位置の再現性	± 1.0 mm
MLC spoke shot	半径 1.0 mm 以下
光照射野と X 線照射野の一致 (全ての X 線エネルギー)	± 2.0 mm
SMLC IMRT	RMS の最大偏差が 0.35cm 未満, カウント 数合計の 95% は 0.35cm 未満
DMLC IMRT (代表的なガントリ角度 4 方向)	RMS の最大偏差が 0.35cm 未満, カウント 数合計の 95% は 0.35cm 未満

表3 IMRT 臨床例（7 ビーム）の各線量率におけるビームホールドの発生率（照射時間に対する比率）

Beam No.	1	2	3	4	5	6	7
Dose Rate = 250 MU/min	8.72	20.49	4.84	4.92	2.47	22.14	8.30
Dose Rate = 200 MU/min	6.27	11.38	3.00	2.51	0.34	13.35	4.26
Dose Rate = 150 MU/min	2.72	1.14	1.56	0.27	0.00	5.31	2.56

表 4 CLINAC-21EX および CLINAC-600C のリーフ限界速度のまとめ（各ガントリ角度における平均値，標準偏差，ガントリ角度間のレンジをコリメータ角度 0 度，45 度，315 度ごとに表示）

Collimator angle		0 degree		45 degree		315 degree	
		Ave. $\pm$ SD (cm/sec)	Range (cm/sec)	Ave. $\pm$ SD (cm/sec)	Range (cm/sec)	Ave. $\pm$ SD (cm/sec)	Range (cm/sec)
CLINAC -21EX	All leaves	2.90 $\pm$ 0.20	2.51 ~ 3.10	2.94 $\pm$ 0.16	2.70 ~ 3.11	2.90 $\pm$ 0.18	2.62 ~ 3.08
	5-mm leaves	3.33 $\pm$ 0.09	3.18 ~ 3.46	3.34 $\pm$ 0.06	3.25 ~ 3.43	3.37 $\pm$ 0.07	3.27 ~ 3.46
CLINAC-600C		3.01 $\pm$ 0.08	2.91 ~ 3.12	3.04 $\pm$ 0.07	2.92 ~ 3.14	3.05 $\pm$ 0.06	2.94 ~ 3.10



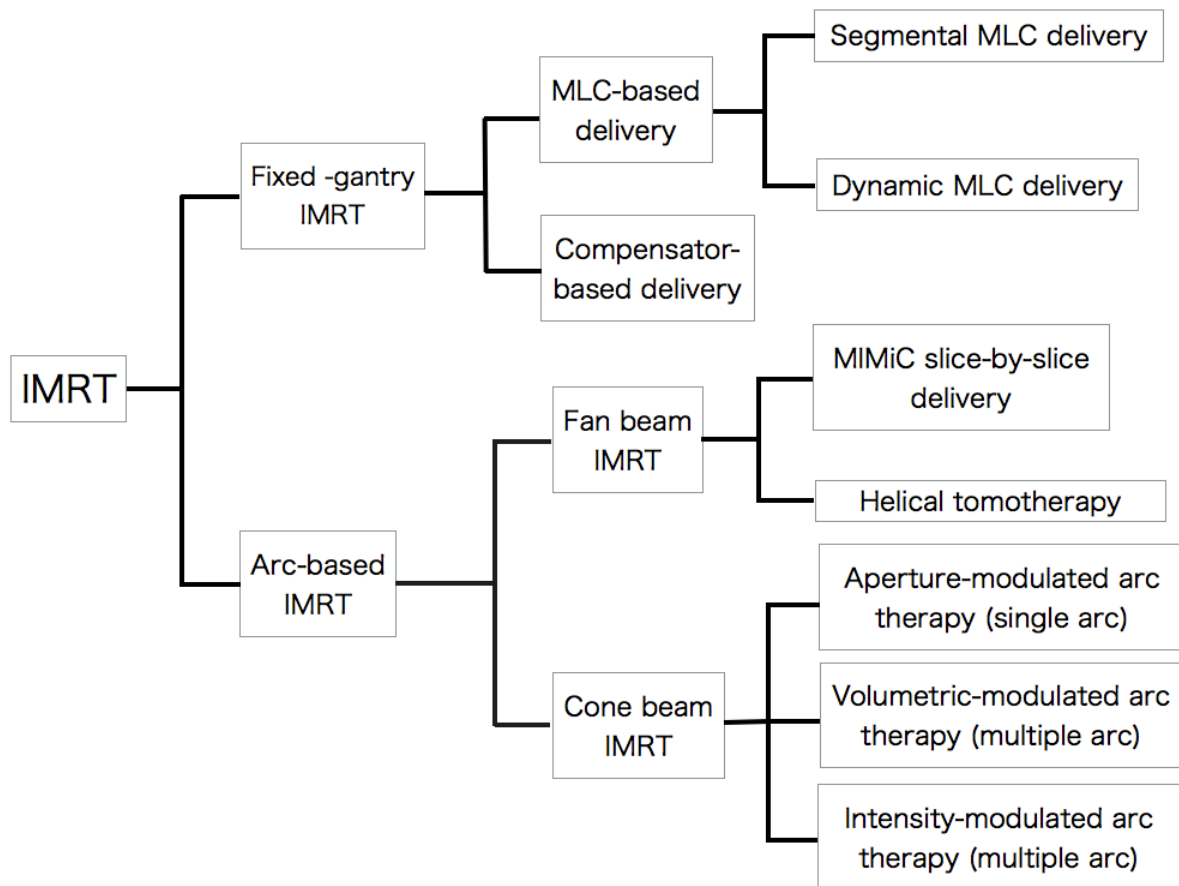
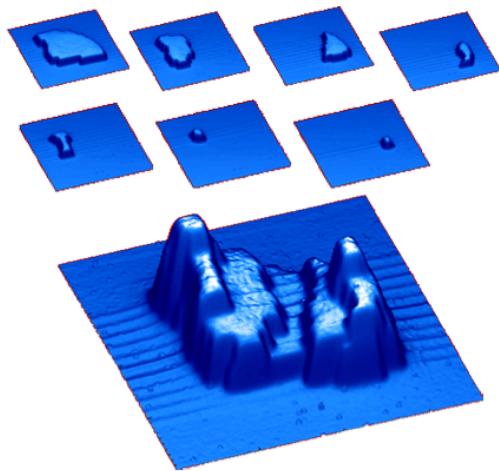


図 1 強度変調放射線治療法の分類

Segmental MLC IMRT  
(SMLC IMRT)



Dynamic MLC IMRT  
(DMLC IMRT)

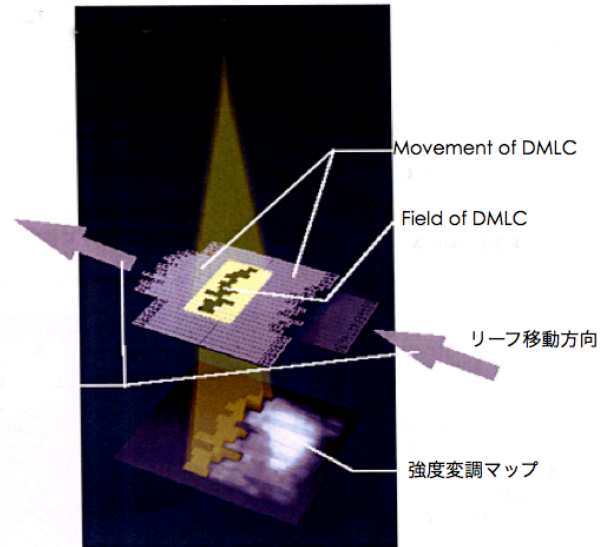


図2 Segmental MLC IMRT と Dynamic MLC IMRT の説明図

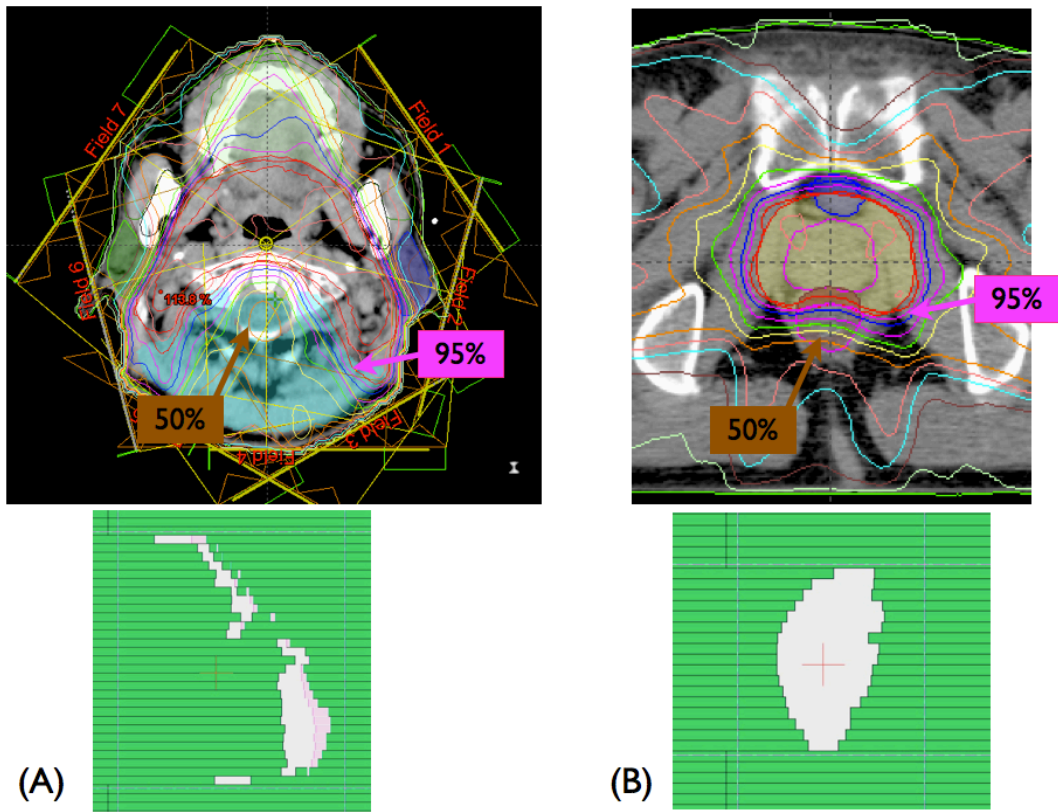


図3 上咽頭がん IMRT (A) と前立腺がん IMRT (B) の線量分布と DMLC 形状 (照射中のある瞬間の照射野形状の例)

File Rev = G  
Treatment = Dynamic Dose  
Last Name = Argus  
First Name = QA  
Patient ID = 20080430  
Number of Fields = 166  
Number of Leaves = 120  
Tolerance = 0.20  
  
Field = Field 1.0  
Index = 0.0000  
Carriage Group = 1  
Operator =  
Collimator = 0.0  
Leaf 1A = -6.20  
Leaf 2A = -6.20  
Leaf 3A = -6.20  
Leaf 4A = -6.20  
Leaf 5A = -6.20  
Leaf 6A = -6.20  
Leaf 7A = -6.20  
Leaf 8A = -6.20  
Leaf 9A = -6.20  
Leaf 10A = -6.20  
Leaf 11A = -6.20  
Leaf 12A = -6.20  
Leaf 13A = -6.20  
Leaf 14A = -6.20  
Leaf 15A = -6.20

図4 DMLC ファイルの内容

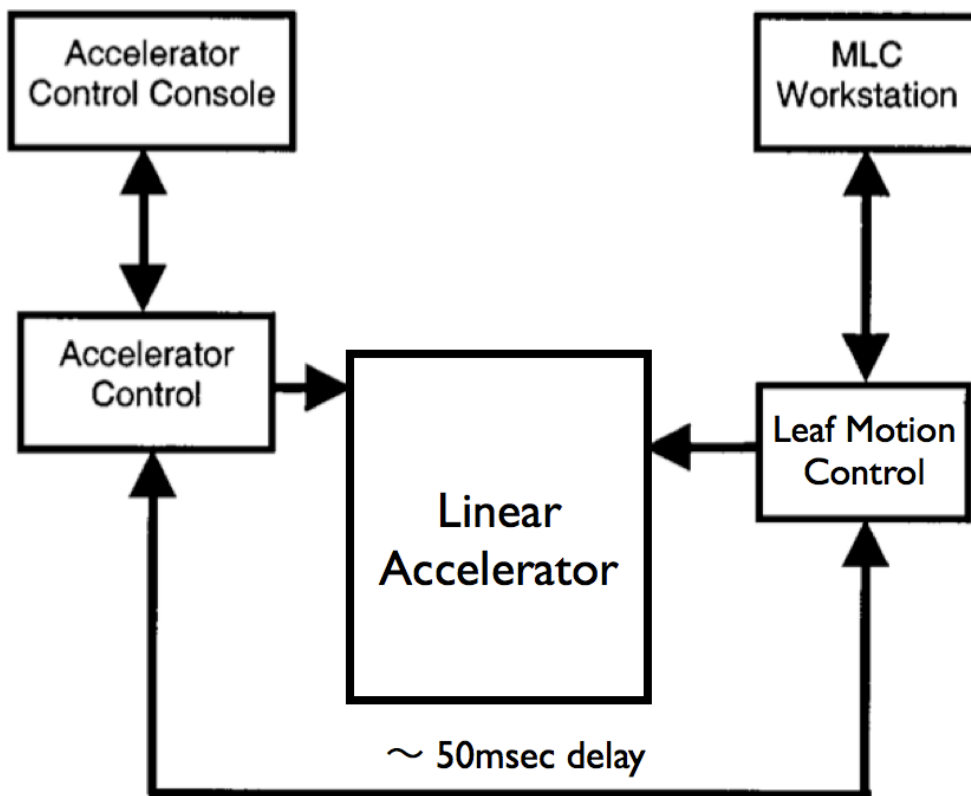


図5 MLC制御器と直線加速器制御器の関係<sup>38</sup>

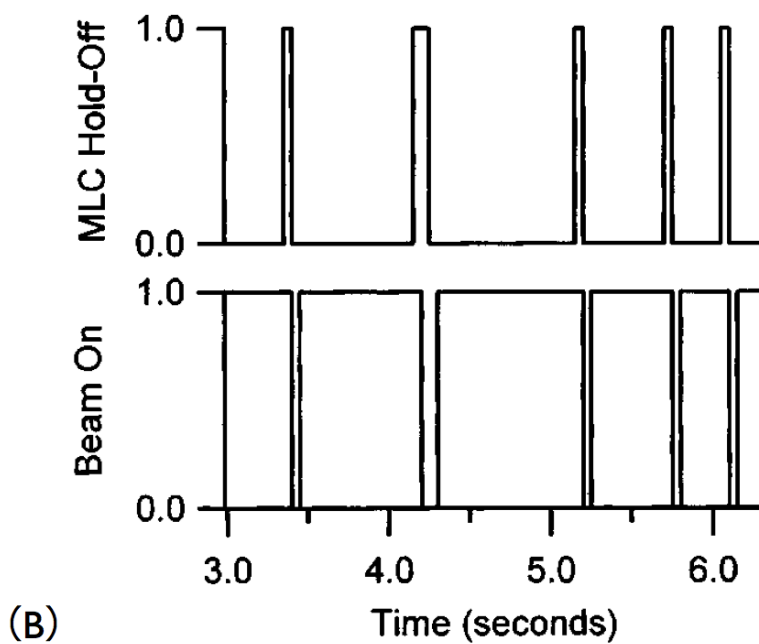
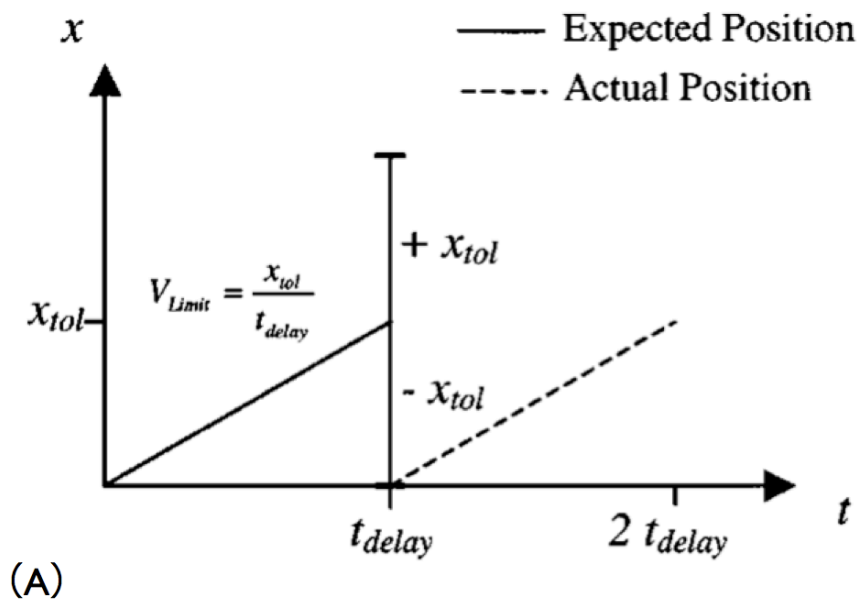


図 6 (A) リーフの expected position と actual position の遅延時間と dose dynamic leaf tolerance の関係 (B) ビームホールドとビームオンの関係<sup>38</sup>

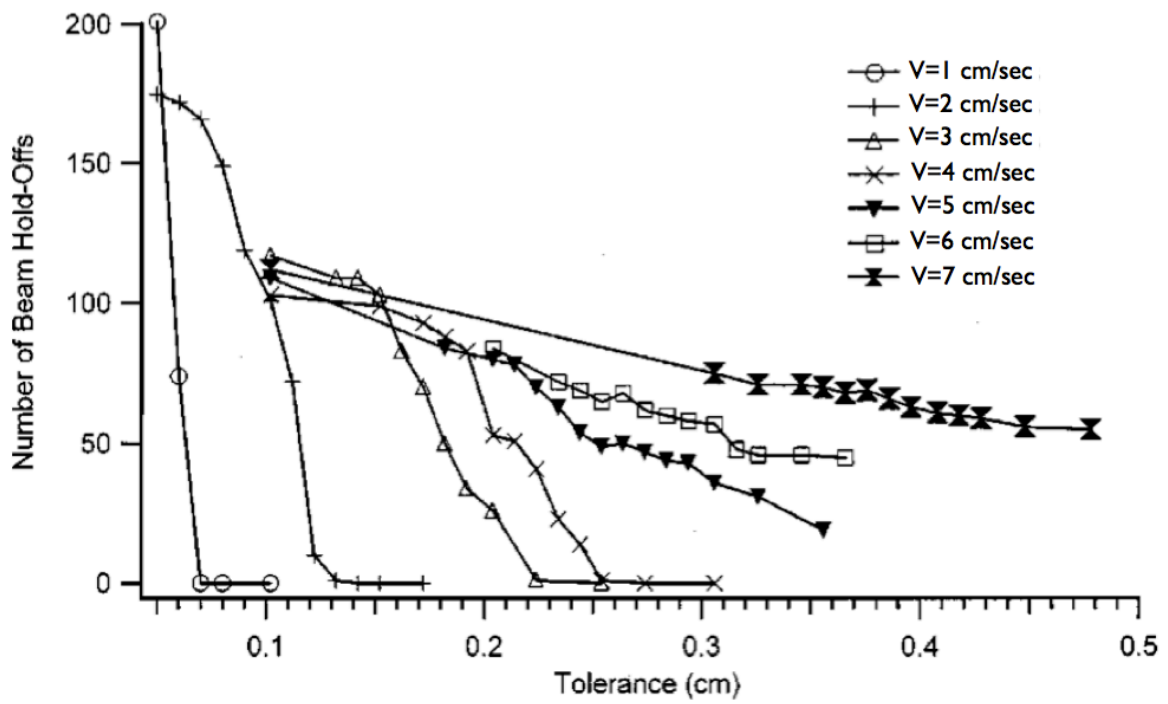


図7 1cm/sec から 7cm/sec のリーフ速度と dose dynamic leaf tolerance の組み合わせによるビームホールド発生のテスト結果<sup>38</sup>

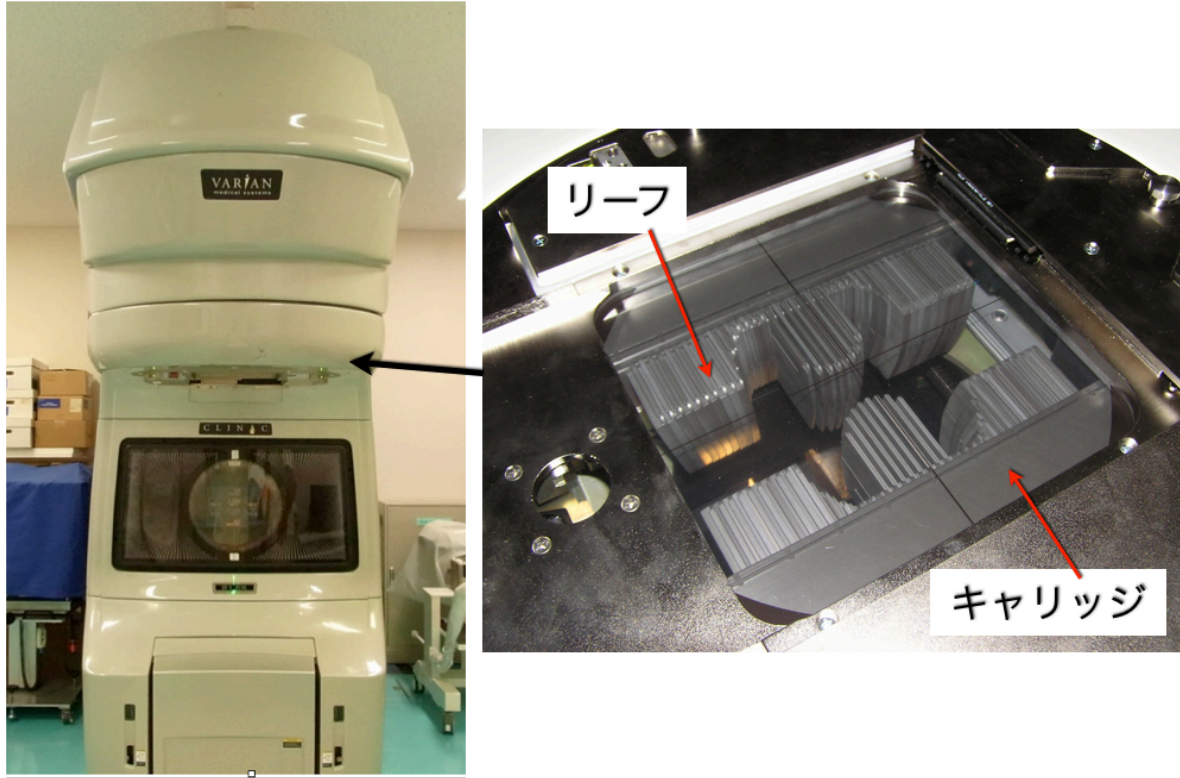
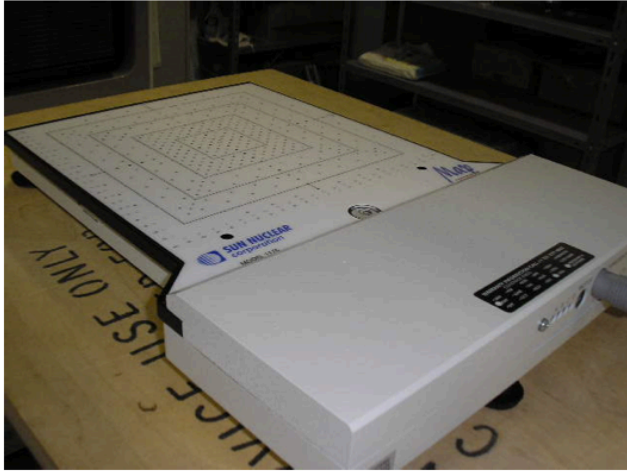
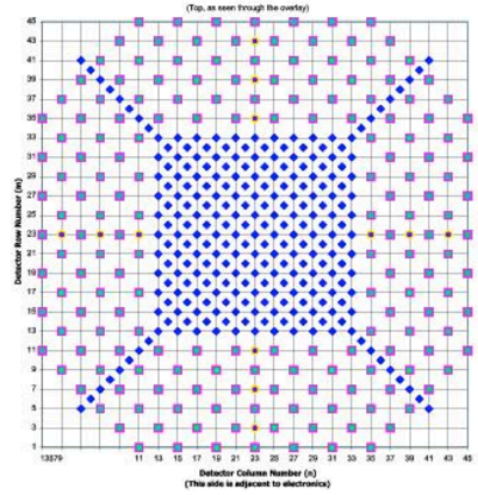


図 8 VARIAN 社製直線加速器 CLINAC-21EX の外観とヘッド部





MapCHECK™ model I175



Grid pattern of semiconductor detector

図9 二次元半導体アレイの概要

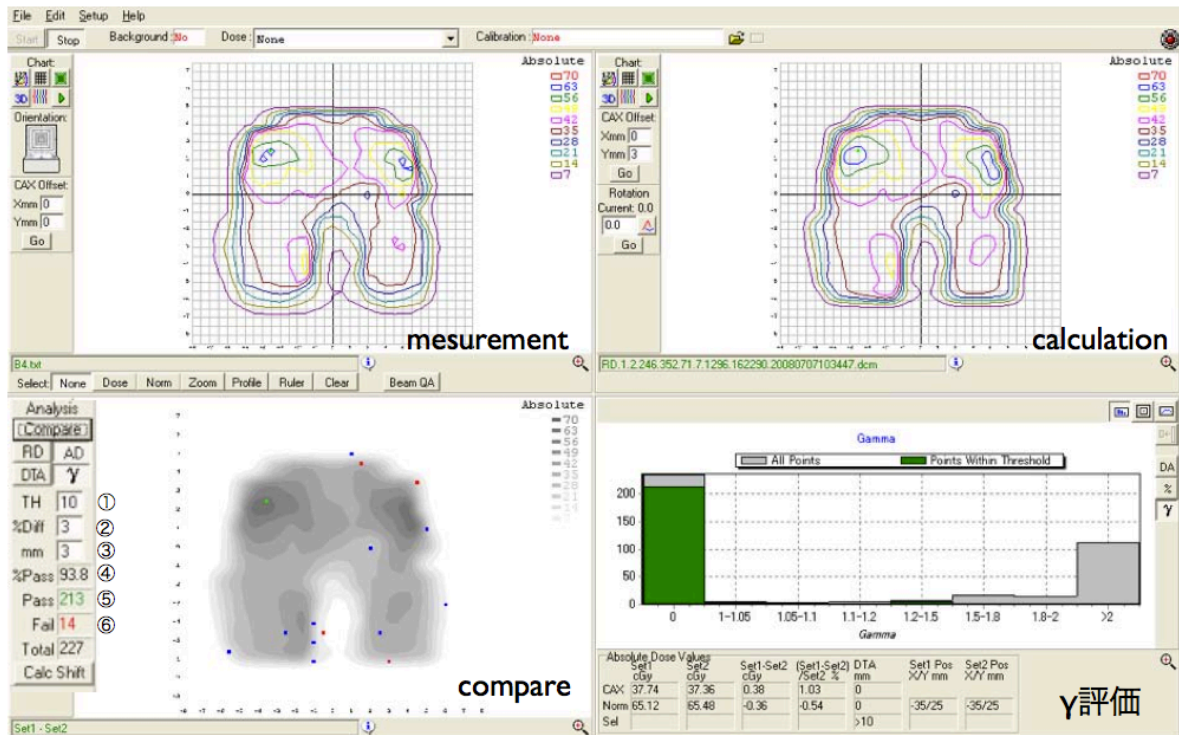
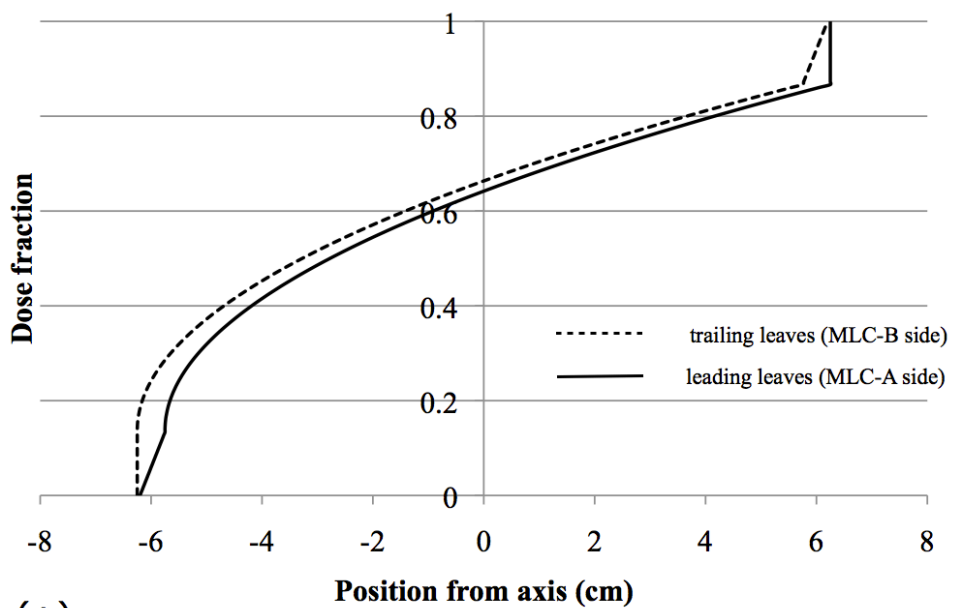
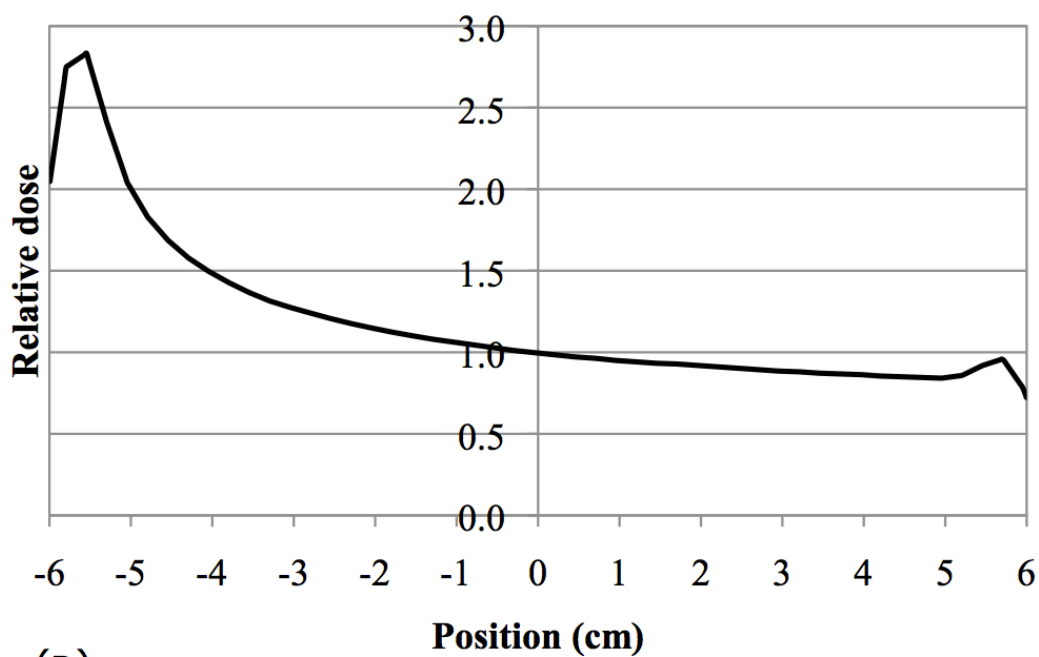


図 10 MapCHECK ソフトウェアの解析画面. compare 画面 (左下) は, 測定と計算線量分布における  $\gamma$  評価の結果を示す (①最大線量の 10%以上の線量で評価 ②線量差 3% ③距離差 3mm ④ $\gamma$ 評価で 3mm, 3%以内になった素子のパス率 ⑤パスした半導体素子の数 ⑥パスしなかった半導体素子の数).  $\gamma$  評価画面(右下)は,  $\gamma$  評価におけるパス率のヒストグラム. 緑色は評価の対象となった半導体素子数. 灰色は全ての半導体素子数を示す.



(A)



(B)

図 11 (A) 加速 DMLC ファイルのリーフ位置  
(B) 基準深における計算線量プロファイル (6 MV-X 線)

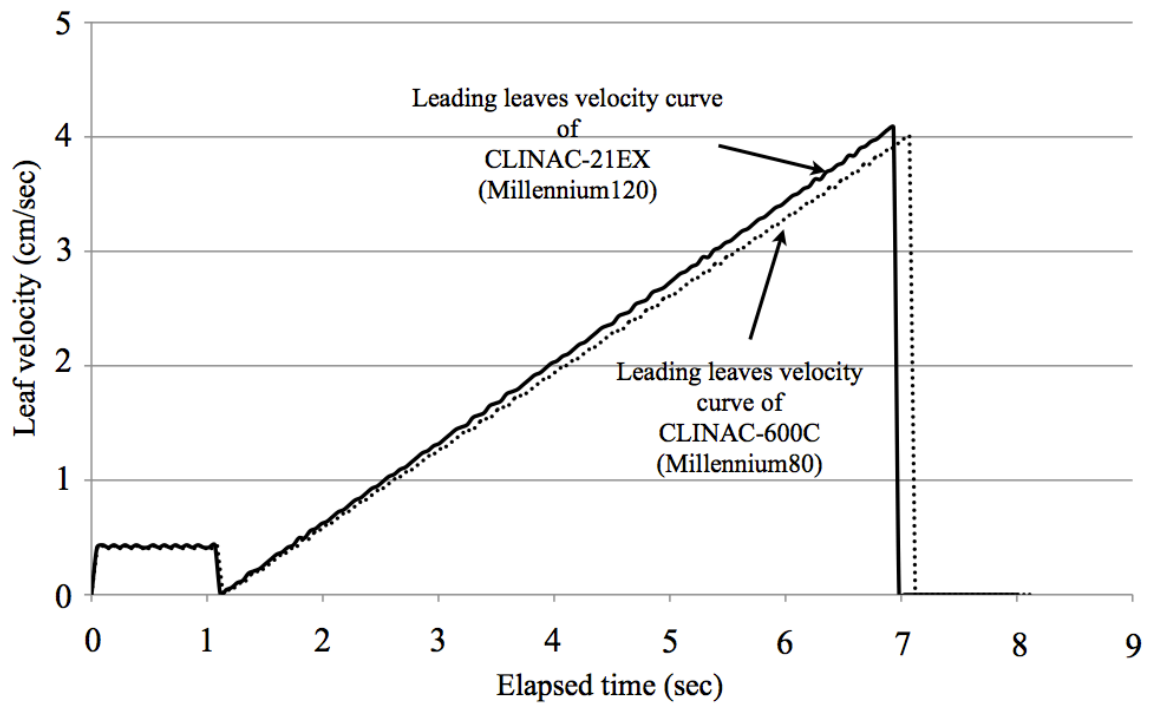


図 12 照射時間に対するリーフ速度の関係 (Leading leaves を表す)

A	B	C	D	E	F
R.dose	time[sec]	hold off	beam on/off	Leaf-1	Leaf-2
17656	5.75	0	1	1.39944	1.39748
17812	5.80	0	1	1.55624	1.5582
17969	5.85	0	1	1.71892	1.71696
18125	5.90	0	1	1.8816	1.87964
18281	5.95	0	1	2.04624	2.05016
18437	6.00	0	1	2.21284	2.21284
18594	6.05	0	1	2.36768	2.36572
18756	6.10	1	1	2.55192	2.54996
18875	6.15	0	0	2.71656	2.71656
18912	6.20	0			
19069	6.25	0			
19225	6.30	1	1	3.038	3.03604
19344	6.35	0	0	3.22616	3.22224
19381	6.40	0	1	3.4006	3.4006
19544	6.45	0	1	3.43784	3.43784
19700	6.50	1	1	3.56328	3.56132
19819	6.55	1	0	3.75144	3.74752
19819	6.60	0	0	3.94156	3.93568
19856	6.65	0	1	3.95528	3.95136
20012	6.70	0	1	3.9984	4.00036
20169	6.75	1	1	4.12776	4.13364
20327	6.80	1	0	4.2672	4.27308

ビームホールドの発生と時間が確認できる

図 13 logfile から actual position データを抽出し、スプレッドシートに表示した例

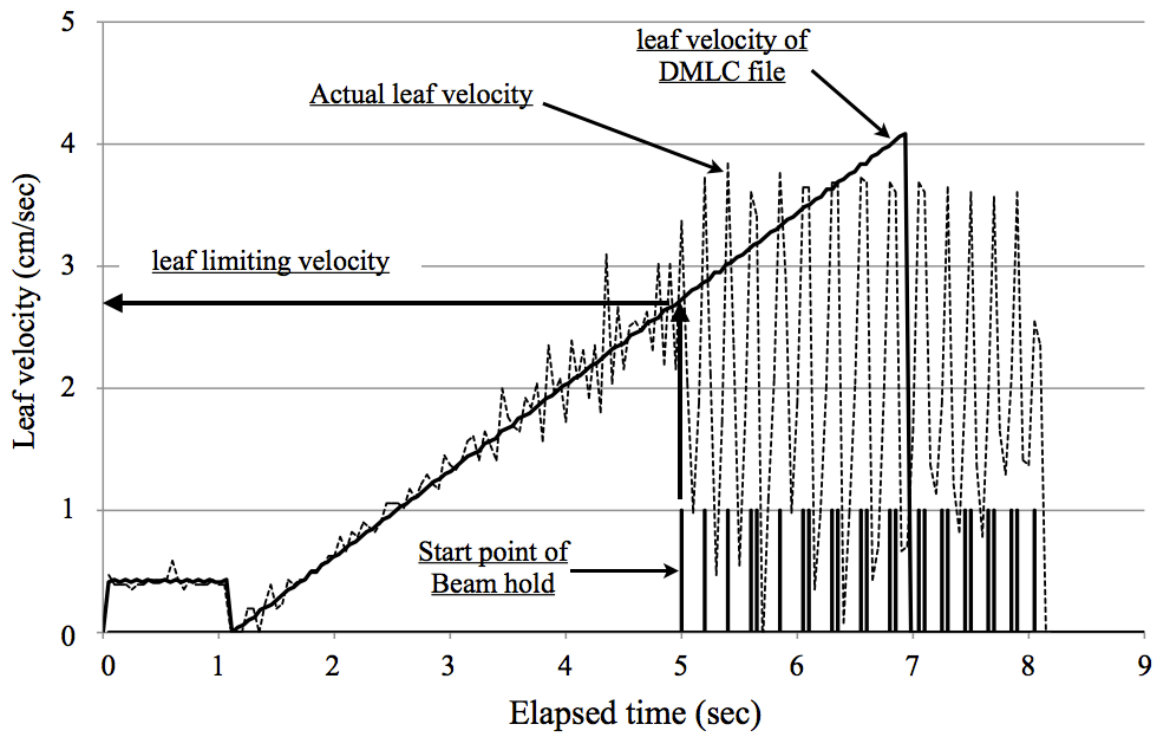


図 14 加速 DMLC ファイルとリーフ速度実測値, ビームホールド発生時のリーフ限界速度 (leading leaves の場合)

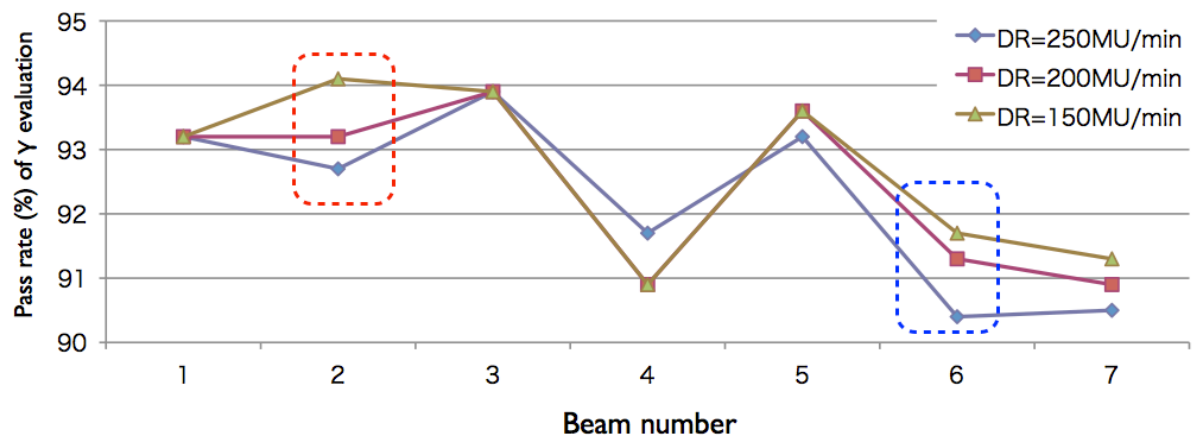


図 15 二次元半導体アレイによる  $\gamma$  評価におけるパス率の変化

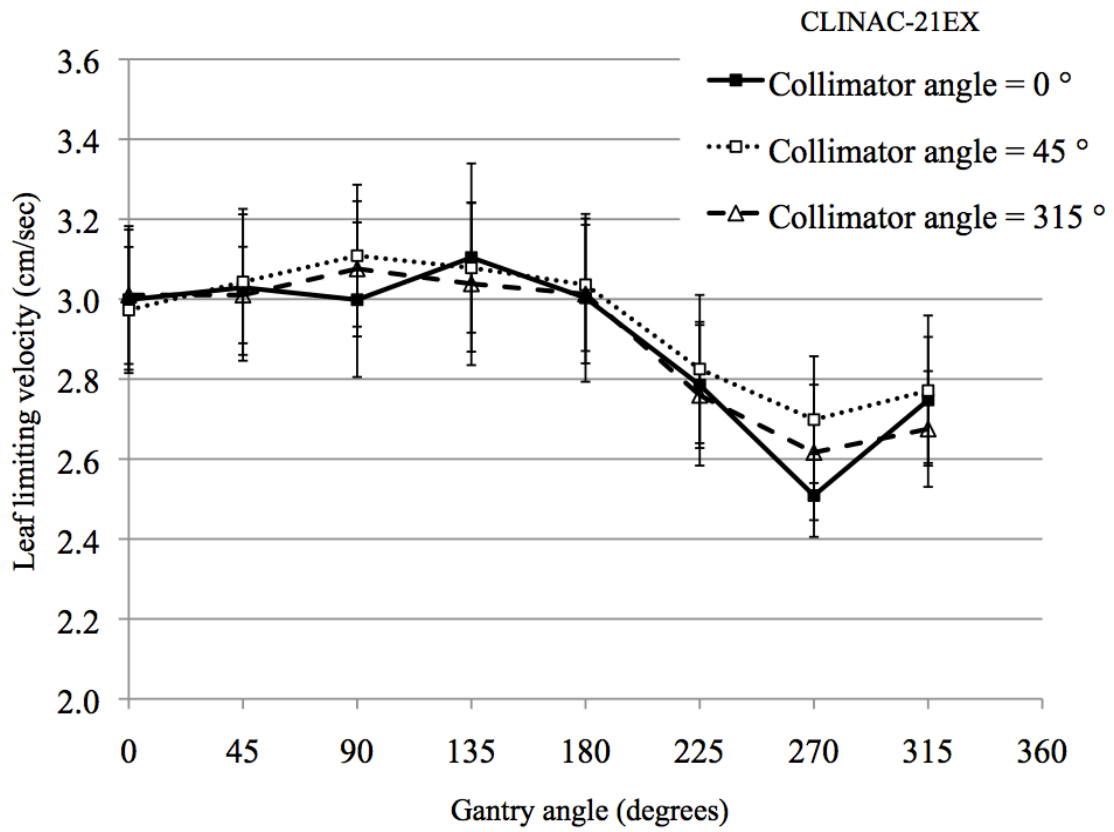


図 16 CLINAC-21EX のリーフ限界速度におけるガントリ， コリメータ角度依存性



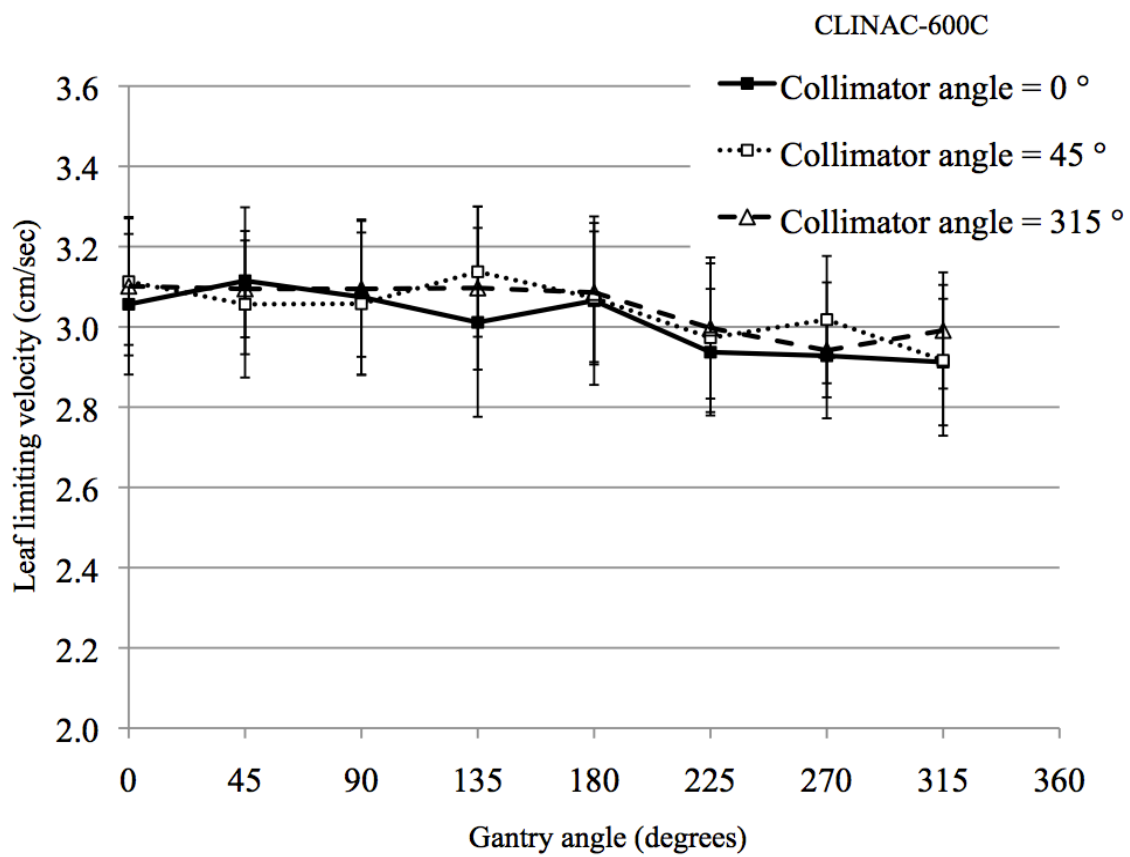


図 17 CLINAC-600C のリーフ限界速度におけるガントリ， コリメータ角度依存性

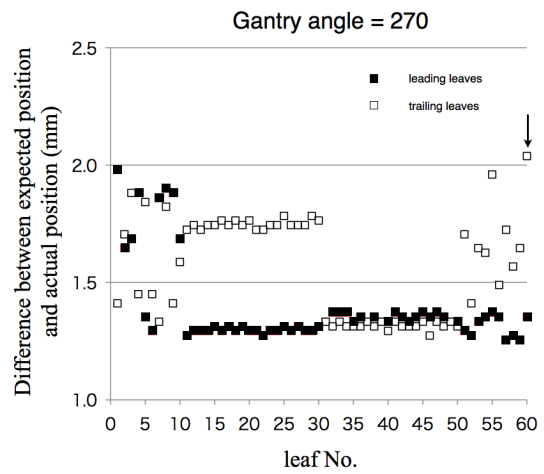
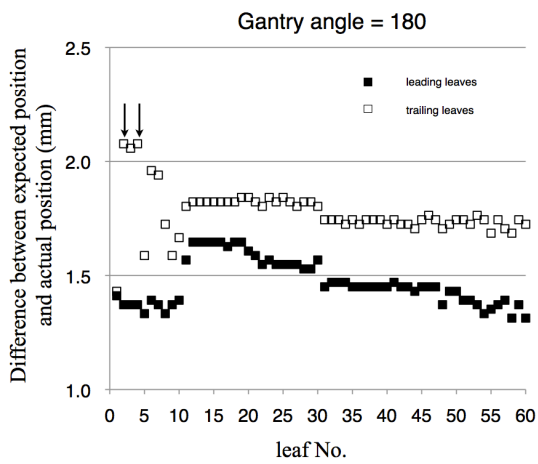
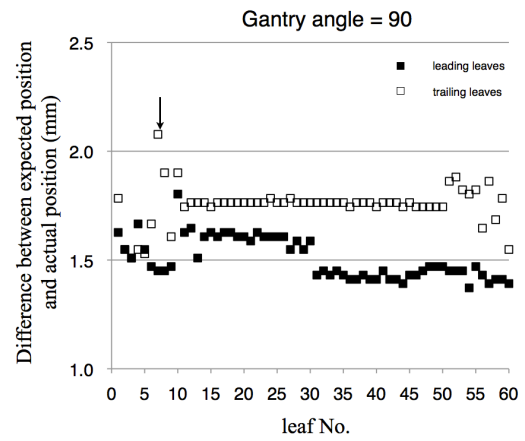
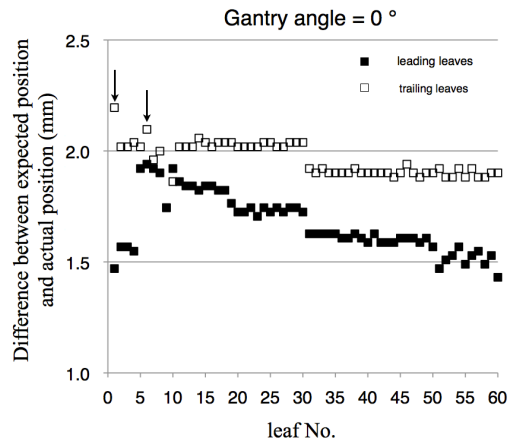


図 18 CLINAC-21EX でのビームホールドが発生した時点の expected position と actual position の差 (矢印 (↓) が、ビームホールドの原因となったリーフを示す)

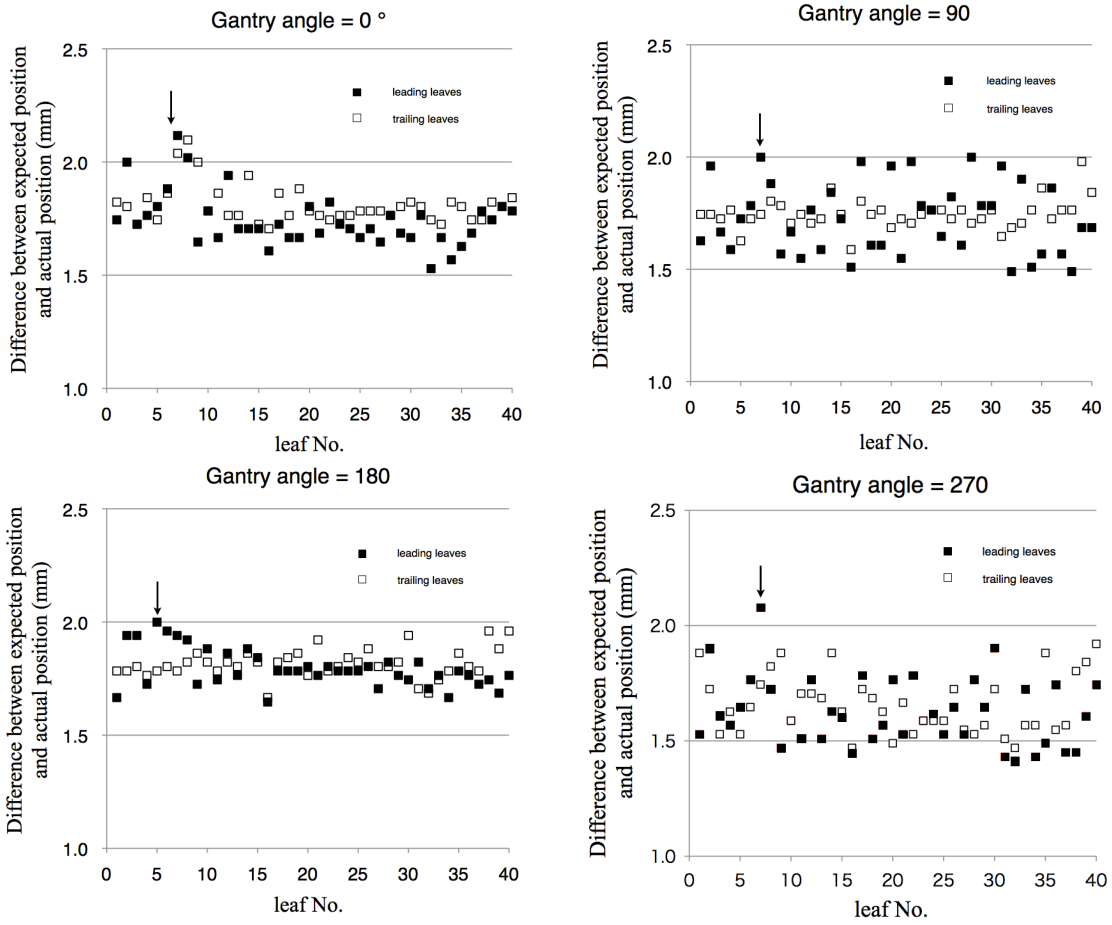


図 19 CLINAC-600C でのビームホールドが発生した時点の expected position と actual position の差 (矢印 (↓) が、ビームホールドの原因となったリーフを示す)

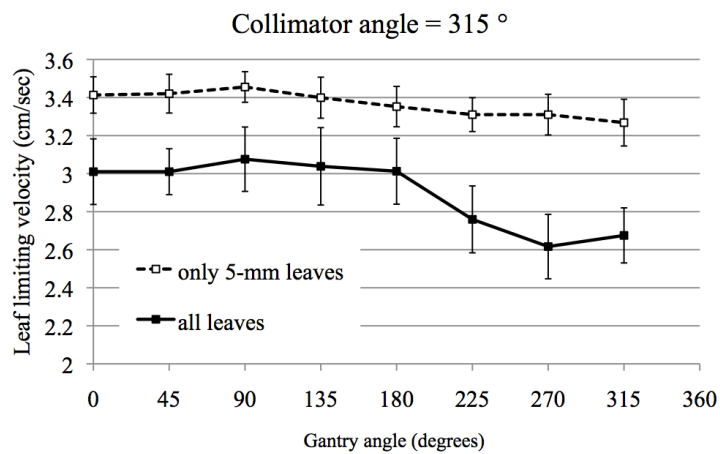
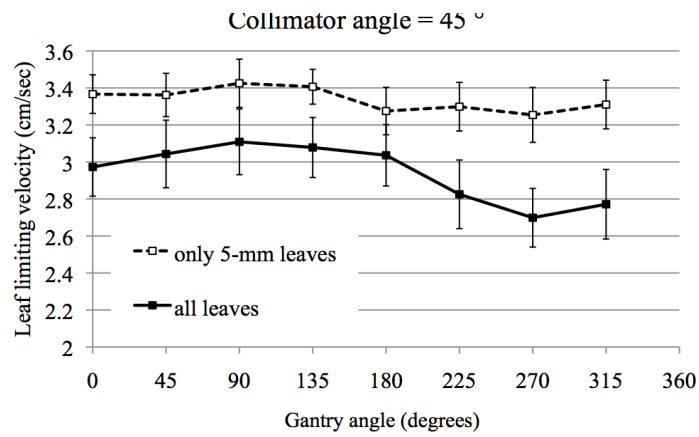
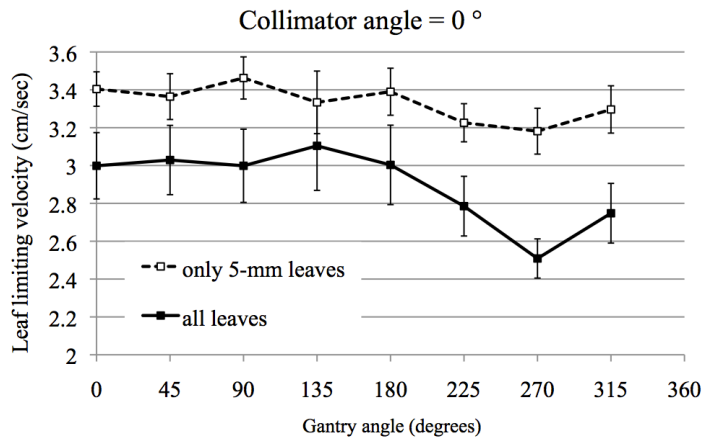


図 20 CLINAC-21EX の全リーフ動作時と 5mm リーフのみが動作した時のリーフ  
限界速度のガントリ，コリメータ角度依存性

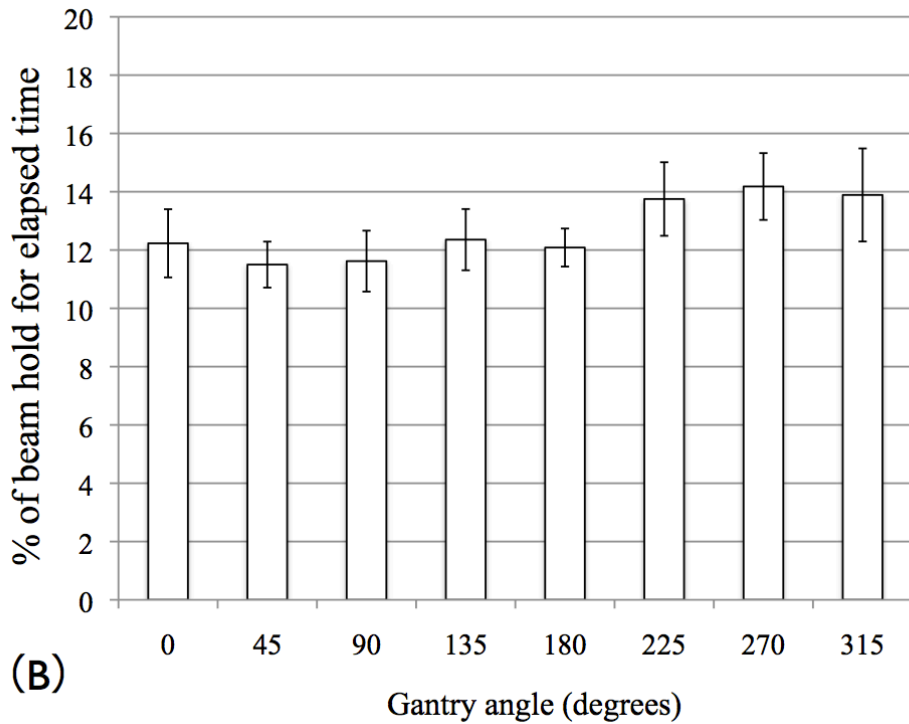
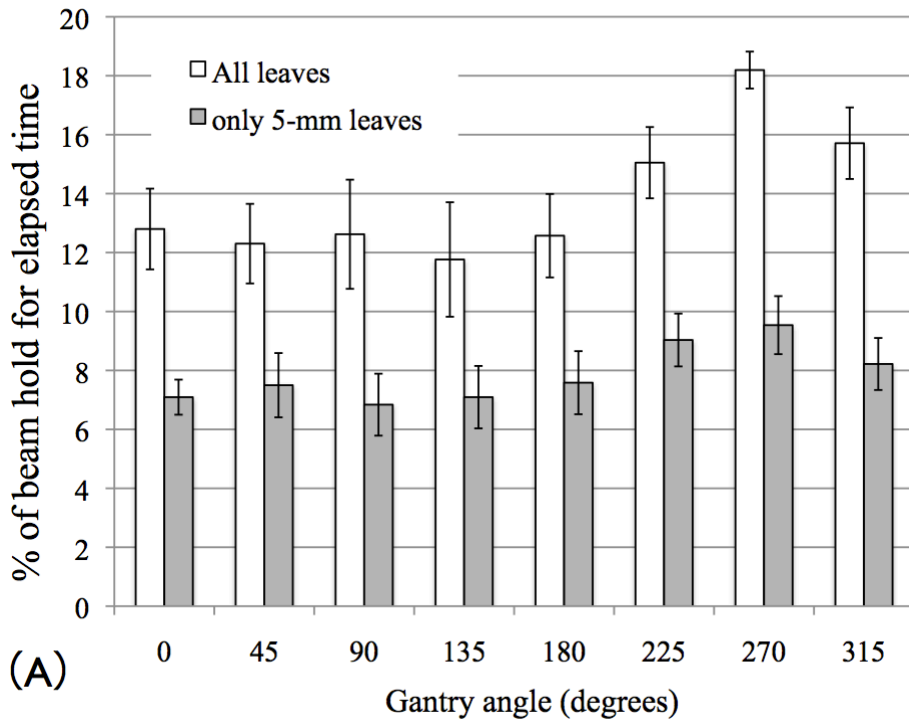


図 21 各ガントリ角度における照射時間に対するビームホールドの発生率

(A) CLINAC-21EX (B) CLINAC-600C

CLINAC-600C

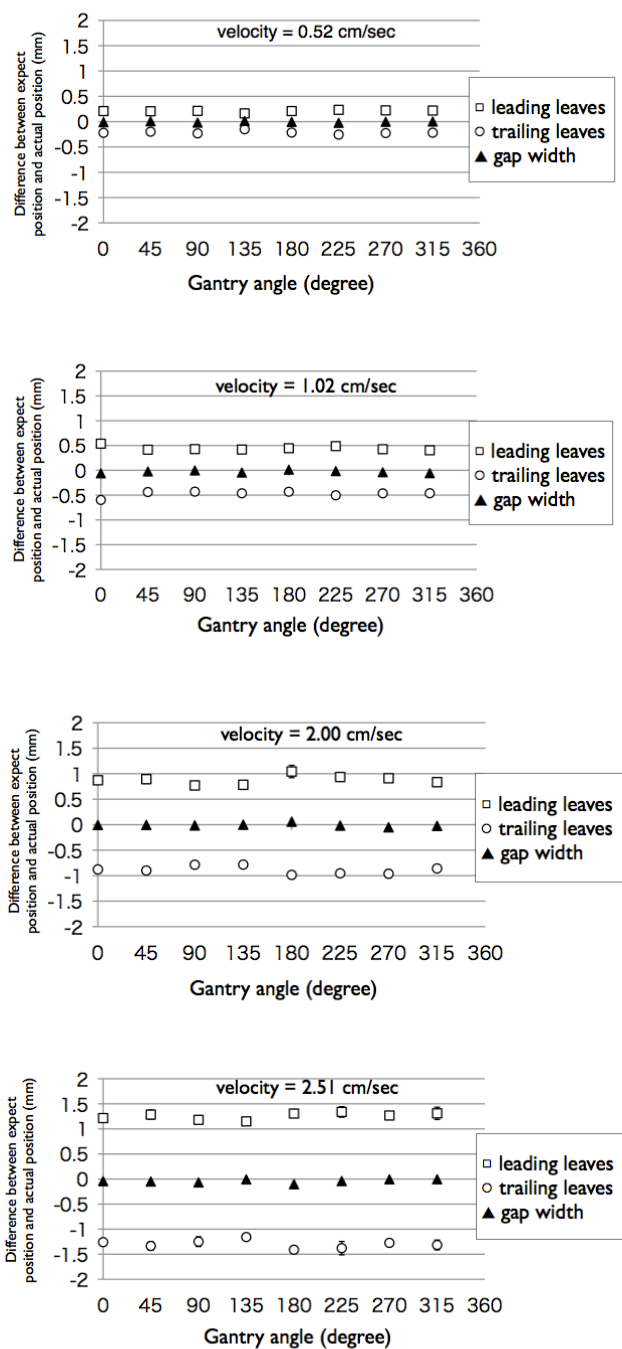


図 22 コリメータ角度 0 度のリーフ速度 0.5cm/sec~2.5cm/sec におけるリーフ位置およびリーフ gap の差 (CLINAC-600C)

# CLINAC-21EX

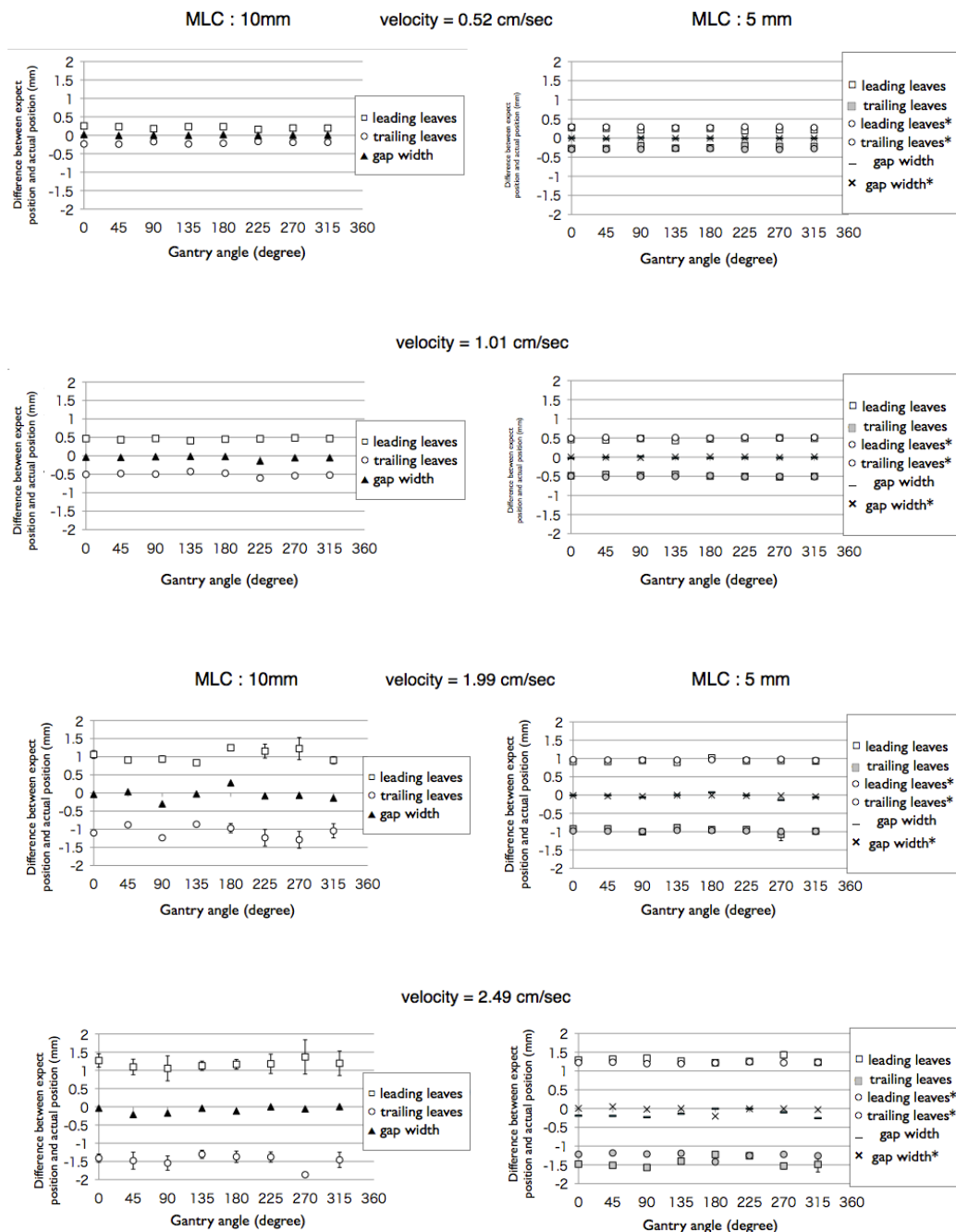
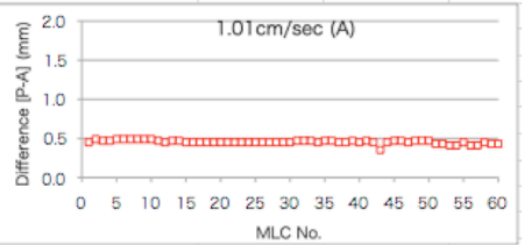


図 23 コリメータ角度 0 度のリーフ速度 0.5cm/sec~2.5cm/sec におけるリーフ位置およびリーフ gap の差 (CLINAC-21EX は, 10mm と 5mm リーフに分けて表示, \*は 5mm リーフのみ動作した場合の結果を示す)

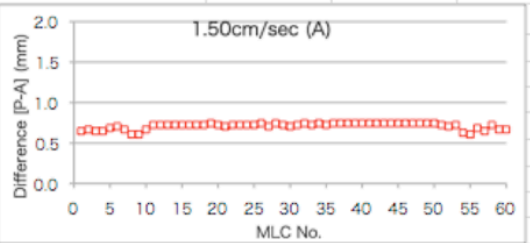
No.54(2.65sec)(1.01cm/sec)

MLC	Leaf position error			
MLC-A	平均 (mm)	SD (mm)	Max. (mm)	Min. (mm)
1-10MLC(1cm)	0.482	0.014	0.490	0.451
11-50MLC(5mm)	0.456	0.019	0.470	0.353
51-60MLC(1cm)	0.427	0.015	0.451	0.412
MLC-B	平均 (mm)	SD (mm)	Max. (mm)	Min. (mm)
1-10MLC(1cm)	0.496	0.009	0.510	0.490
11-50MLC(5mm)	0.463	0.011	0.490	0.451
51-60MLC(1cm)	0.490	0.016	0.510	0.470

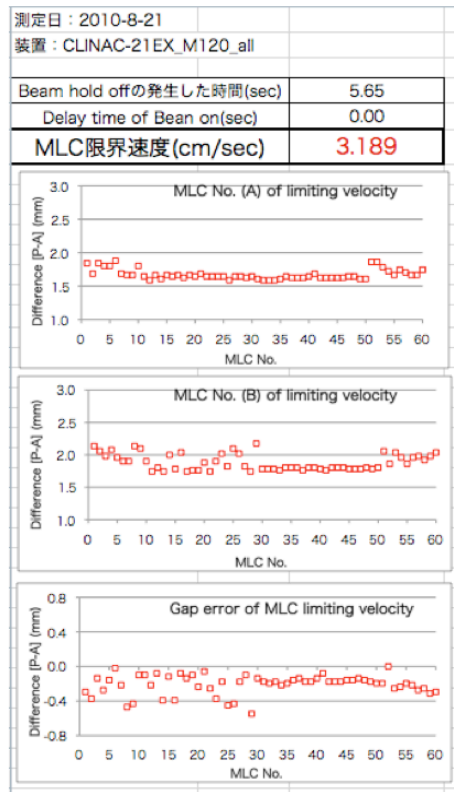


No.68(3.35sec)(1.50cm/sec)

MLC	Leaf position error			
MLC-A	平均 (mm)	SD (mm)	Max. (mm)	Min. (mm)
1-10MLC(1cm)	0.655	0.031	0.706	0.608
11-50MLC(5mm)	0.734	0.012	0.745	0.706
51-60MLC(1cm)	0.678	0.043	0.725	0.608
MLC-B	平均 (mm)	SD (mm)	Max. (mm)	Min. (mm)
1-10MLC(1cm)	0.782	0.027	0.823	0.745
11-50MLC(5mm)	0.743	0.015	0.764	0.725
51-60MLC(1cm)	0.778	0.025	0.823	0.745



(A)



(B)

図 24 Daily QA 用ワークシート例

(A) 各リーフ速度におけるリーフ位置確認例 (B) リーフ限界速度結果



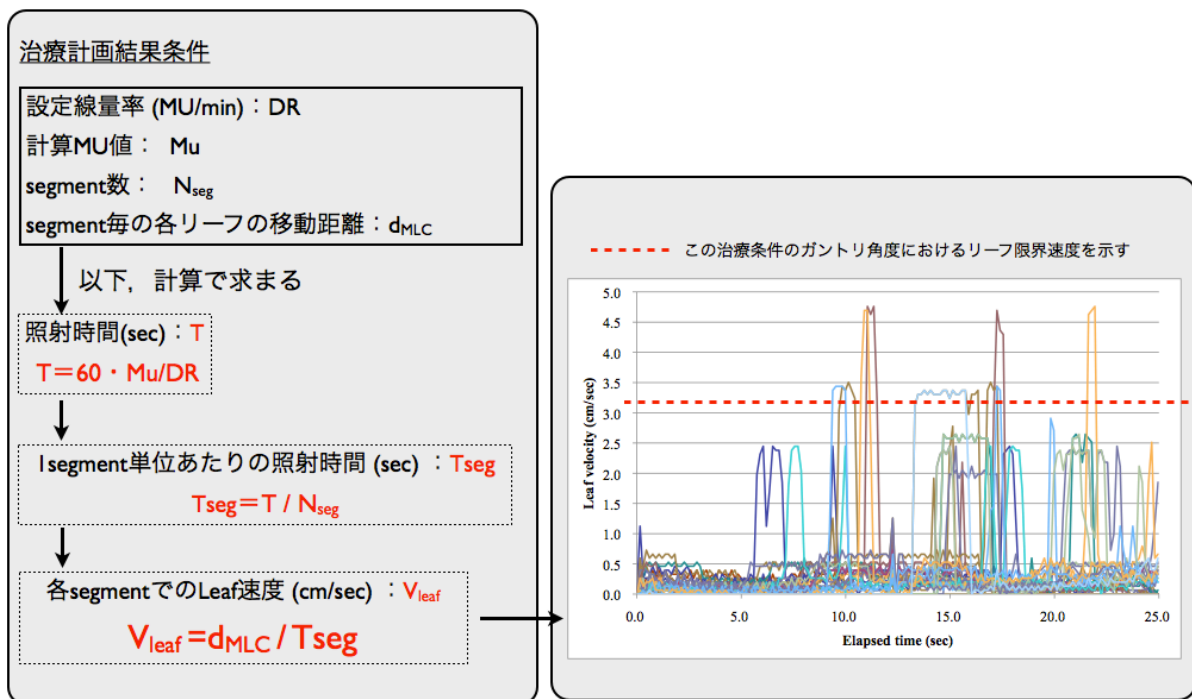


図 25 IMRT 臨床例の DMLC ファイルと治療条件を利用して動作するリーフ速度を計算する手順

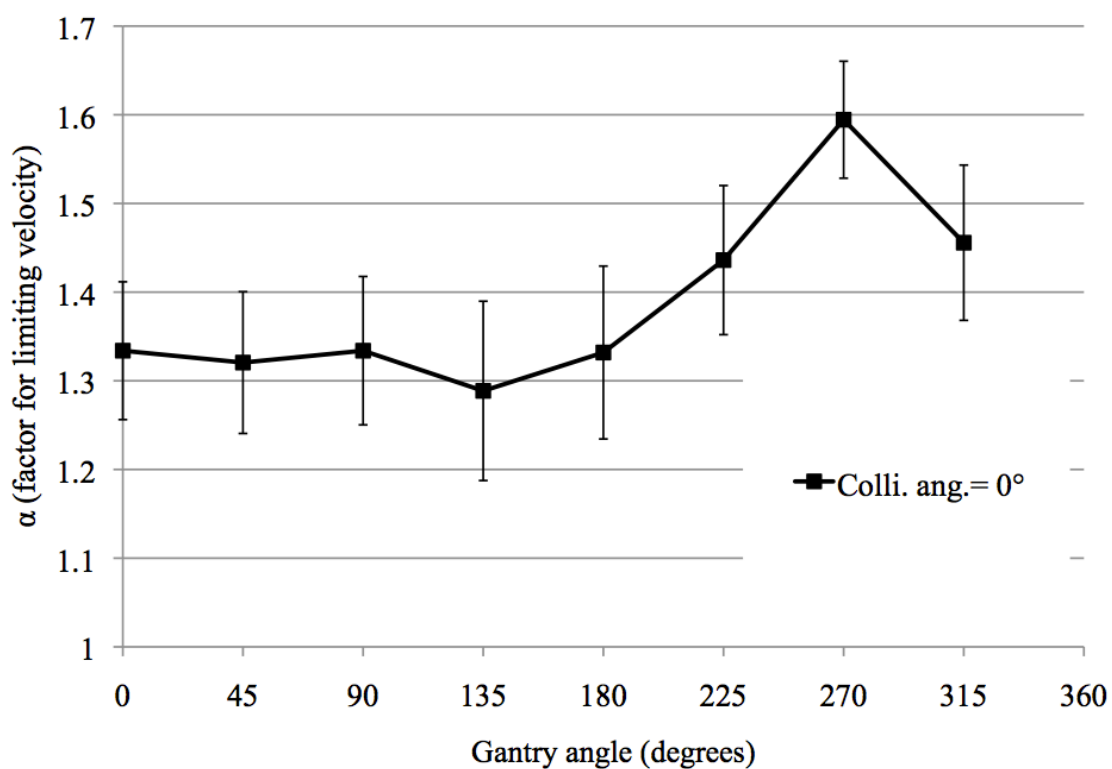


図 26 各ガントリ角度のリーフ限界速度, dose dynamic leaf tolerance および遅延時間を用いて計算した補正值  $\alpha$  の計算結果 (CLINAC-21ECX, 全リーフ動作時のリーフ限界速度から計算)

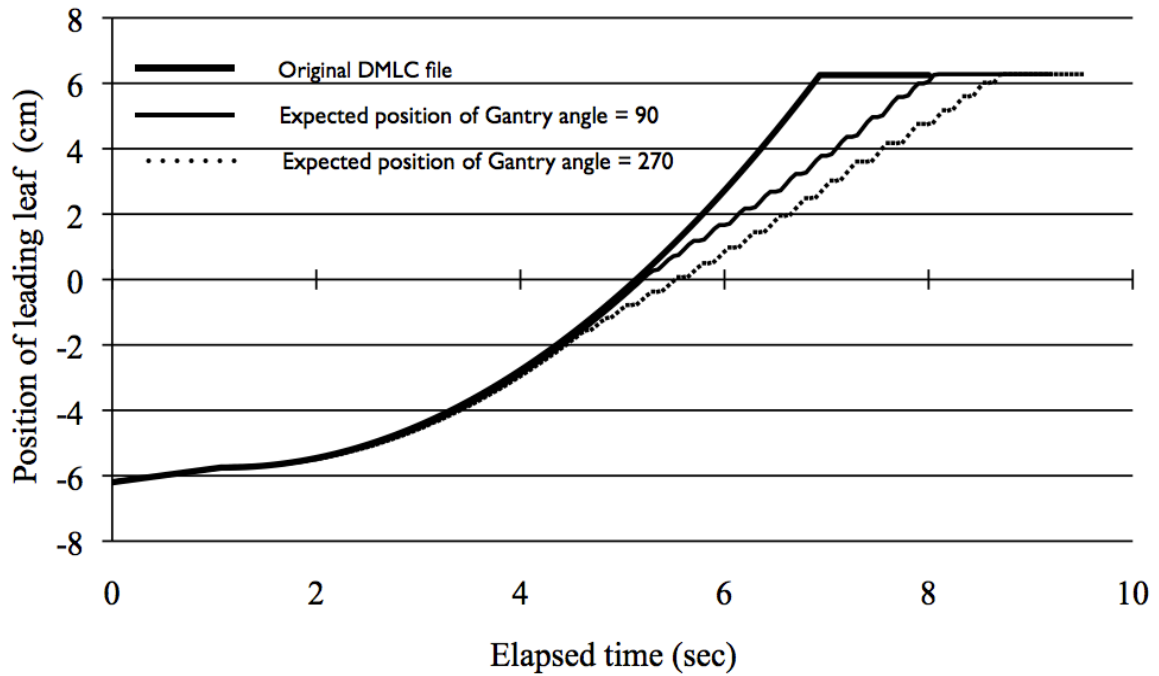


図 27 加速 DMLC ファイルおよびガントリ角度 90 度, 270 度時に LMC が修正を行った DMLC ファイル

## Forward

## Inverse

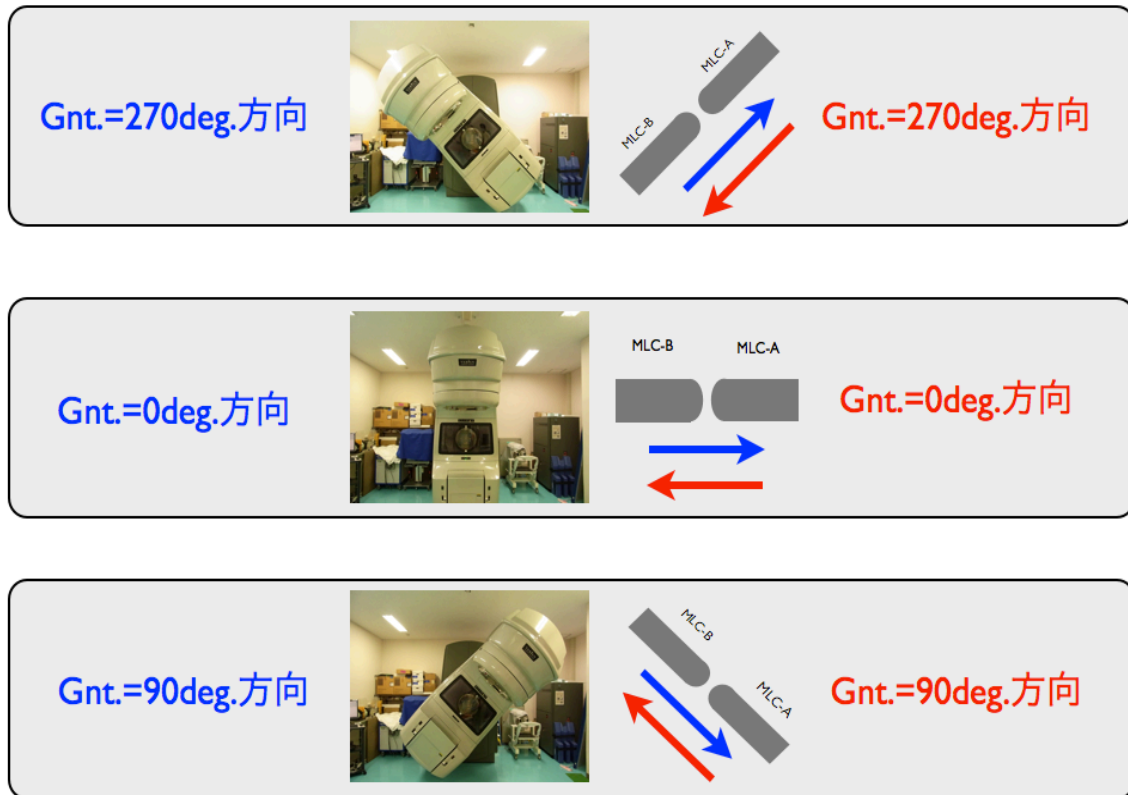


図 28 ガントリ角度とリーフ移動方向の関係

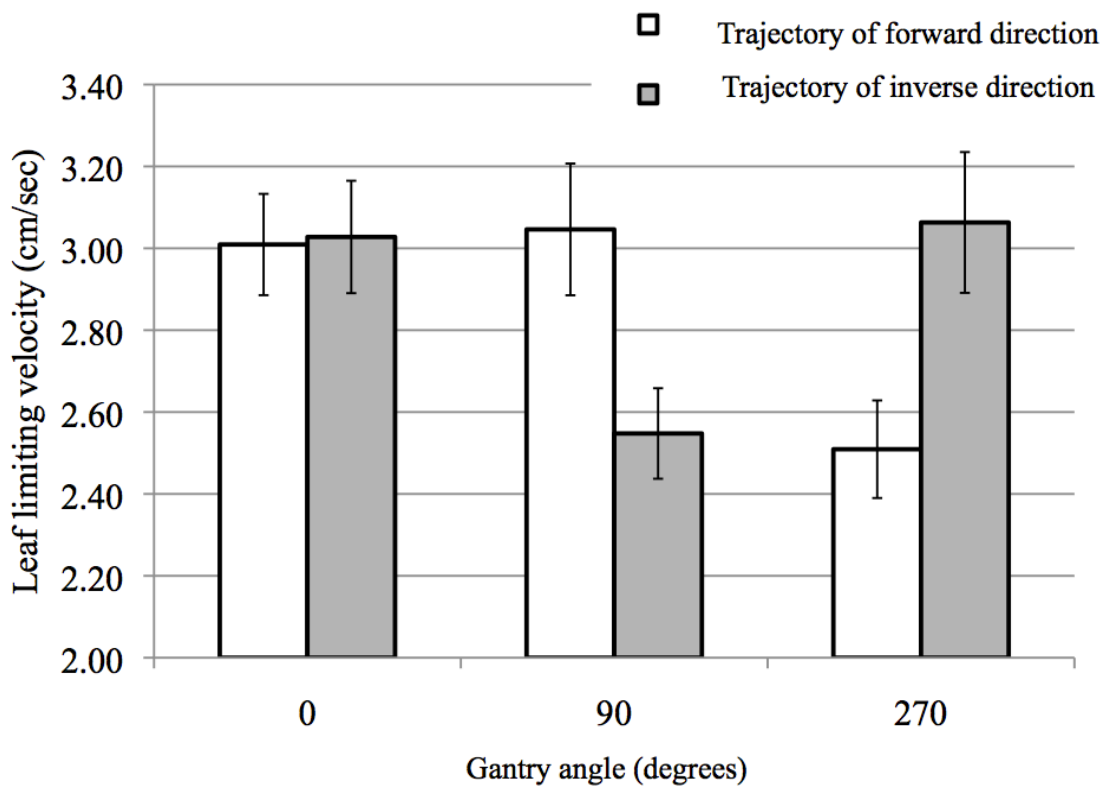


図 29 リーフ移動方向を順方向と逆方向にした場合のリーフ限界速度  
(直線加速装置 CLINAC-21EX 使用)

## プログラムの作成

Form1

Select Folder Read File

xxxxxx_boost	MU	Rate	Max-Velocity	Recommended DR
boost_Field 1.mlc	114	250	4.04057	150
boost_Field 2.mlc	86	250	4.556686	150
boost_Field 3.mlc	177	250	4.350282	150
boost_Field 4.mlc	190	250	3.618421	200
boost_Field 5.mlc	197	250	3.350254	200
boost_Field 6.mlc	104	250	4.759615	150
boost_Field 7.mlc	103	250	4.67233	150

beam holdの起き  
ない線量率の予測

DMLCファイル MU値 設定線量率 最大リーフ速度

図 30 各ビームのリーフ最大速度計算とビームホールドを発生しない線量率計算が可能な自作プログラムの表示例