

# 定位放射線治療における動き検出システムの GPGPUによる高速化

山川, 拓也 / YAMAKAWA, Takuya

---

(発行年 / Year)

2012-03-24

(学位授与年月日 / Date of Granted)

2012-03-24

(学位名 / Degree Name)

修士(工学)

(学位授与機関 / Degree Grantor)

法政大学 (Hosei University)

P377.5  
M34  
2011-46

2011年度

修士論文

定位放射線治療における  
動き検出システムの  
GPGPUによる高速化

Acceleration of Motion Detection System by GPGPU  
for Stereotactic Radiotherapy

指導教授

尾川 浩一 教授

法政大学大学院 工学研究科 情報電子工学専攻

10R4154 山川 拓也



# 目次

Abstract	2
第1章 はじめに	4
第2章 従来手法	6
第3章 提案手法	8
3.1 提案システム	8
3.2 装置	9
3.3 ソフトウェア	13
3.3.1 動きの検出方法	13
3.3.2 CUDAを用いたマッチング計算の高速化	15
3.3.3 グラフィカルユーザインタフェース	17
第4章 実験	20
4.1 空間分解能の測定	20
4.2 処理速度の計測	21
4.2.1 平均二乗誤差のサンプルピクセル数に対する処理時間と検出精度の比較	21
4.2.1.1 静止画における探索	21
4.2.1.2 リアルタイム探索での比較	22
4.2.2 他の手法とのフレームレートの比較	24
4.2.2.1 実験条件	24
4.2.2.2 実験結果	24
4.3 照明変動発生時の精度測定	25
4.3.1 実験条件	25
4.3.2 実験結果	27
4.3.2.1 0°から180°までの結果	27
4.3.2.2 180°から0°までの結果	28
4.4 動的な頭部ファントムを用いた精度測定	30
4.4.1 実験条件	30
4.4.2 実験結果	31
4.4.2.1 (i) 垂直方向の移動	31
4.4.2.2 (ii) 水平方向の移動	32
4.5 ボランティアに対する精度測定	34
4.5.1 実験条件	34
4.5.2 実験結果	34

第5章 考察	36
5.1 処理速度の計測	36
5.1.1 平均二乗誤差のサンプルピクセル数に対する処理時間と検出精度の比較	36
5.1.2 他の手法とのフレームレートの比較	36
5.2 照明変動発生時の精度測定	37
5.3 動的な頭部ファントムを用いた精度実験	38
5.4 ボランティア被験者に対する精度測定	38
第6章 まとめ	39
謝辞	40
参考文献	41
発表論文	43
付録A カメラ固定アームの設計図	44

# Abstract

Stereotactic radiosurgery is a non-invasive method for treatment of tumors with a narrow high-energy x-ray beam. In this therapy, a target region is intensively irradiated with the narrow beam, and thus any unexpected patient motion may lead to undesirable irradiation of neighboring normal tissues and organs. To overcome this problem, we propose a real-time contactless motion detection system with three USB cameras in stereotactic radiosurgery of the head and neck. Our system uses three images of the patient's nose and ears acquired with these cameras, and it detects patient motion with a template-matching method. If a movement of the patient is detected, our system alerts the radiologist to turn the beam off. We reduced the influence of a lighting variation that occurred in an irradiation room where USB cameras were used that were sensitive to the infrared light. To detect movement in acquired images, we used a template-matching method that was realized with a general-purpose computing-on-graphics processing units. In this paper, we outline the proposed new motion detection system based on monitoring of images of a patient acquired with infrared USB cameras and a template-matching method. The performance of our system was evaluated under the same conditions as those used in actual radiation therapy of the head and neck

# 第1章 はじめに

放射線治療とは、外科手術、薬物療法に並ぶ、がんの局所療法の一つであり、病変部にX線やガンマ線、電子線などの放射線を照射することでがん細胞の増殖を抑え、減少させたり消滅させることで腫瘍を縮小させる治療法である。

放射線治療の利点は、外科手術に匹敵するような治療効果を持ちながら、体を傷つける事なく治療出来るため体の負担が少なく、臓器の機能や形態の温存が可能な事である。体への侵襲が少ないため、体力のない高齢者や子供、また外科手術に耐える体力がない患者に対しても治療を行うことが出来る。また、治療部位や設備によっては、外科手術と比べて治療期間が短いといったメリットも挙げられる。アメリカを始め放射線治療が広く用いられている国もある一方、日本では放射線に対する被ばくのイメージから副作用が過大に思われたり、がんは切除しないと治らないという思い込みから放射線治療は治療の選択肢としてなかなか患者に選択されづらい傾向にあったが、近年、放射線機器の開発や副作用を最小限に抑える治療法が開発が進み、放射線治療を受ける患者の数は年々増加している。

放射線治療は、患者の体の外部から放射線を照射する外部照射、体の内部に放射線源を挿入して照射する内部照射の2種類に分けられ、病変部の部位によって使い分けられたり、または組み合わせられて照射が行われる。外部照射では、Fig. 1.1(左)に示すリニアック（直線加速器 = Linear Accelerator）という、高エネルギーの出力が可能で、体の深部まで照射できる機器が多く用いられており、患者の寝ているベッド部の周りをガントリ部が回る回転照射型の装置が主流である。ガントリ部やベッド部を回転させることで、様々な方向から放射線を照射することが出来る。

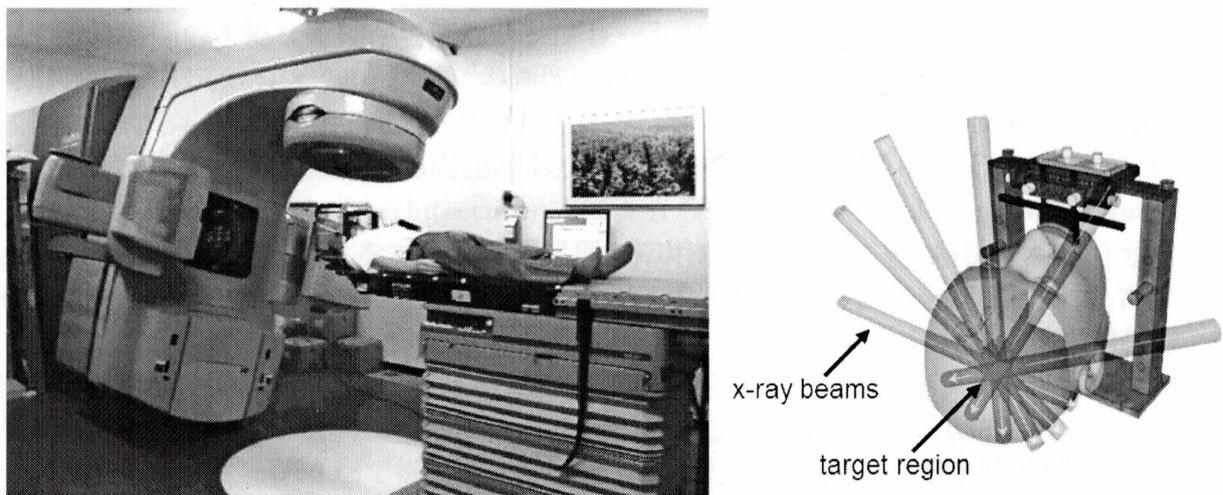


Fig. 1.1: 左：リニアック，右：腫瘍に対する多方向からの放射線ビームの照射

特に、頭部疾患の治療では、病変部への正確な照射が可能な定位放射線治療が用いられる。これは、CT(Computed Tomography)・MRI(Magnetic Resonance Imaging)などの画像情報を元に、病変部の位置・形状・大きさを3次元座標上で正確に決定した上で行われる外部照射治療のことである。この治療ではFig. 1.1(右)に示すように、病変部を的にして数ミリ幅に絞った放射線ビームの照射を何回かに分けて多方向から行う。これは、がん細胞が正常細胞に比べて放射線障害からの回復力が弱いという性質を利用し、正常細胞になるべく障害を与えずにがん細胞を攻撃するためである。これにより、焦点になる病変部だけに放射線が集中してあたり、その周囲の正常部位では分散されるため、障害の少ない治療を行うことが可能である。

しかし、放射線照射中に患者が動いてしまうと正確な照射が行えず、治療効果が低減するとともに、病変部周辺の正常部位を破壊してしまう恐れがあるため、現在の治療においては固定具を装着して患者の動きを抑えている。頭部疾患においては、頭蓋骨に穴を開け、レクセルフフレーム [1] と呼ばれる固定具をピンによって固定する方法や、歯形を噛ませ、吸引して固定するバイトプレートという方法、またプラスチックシェルを顔に覆い被せて固定する方法などがある。実際の治療では、放射線照射自体は比較的短時間で済ませられるものの、病変部の位置決めで時間が掛かってしまうため、患者は長時間固定され、負担が掛かってしまうことになる。また、固定具を用いていたとしても、何らかの拍子に頭部が動いてしまう可能性もある。頭部には重要な部位が多数存在するため、正確な照射を行う事が非常に重要であり、同時に患者の負担を少しでも軽減する手法が望まれる。

本研究は、頭部疾患に対する定位放射線治療において、患者に非接触な動き検出システムの開発を目的としている。患者の動きを検出して治療を中断することで固定具を用いることなく治療が可能となり、患者の苦痛を軽減することが出来る。この提案システムは、3台のUSBカメラを用いて患者の頭部の動きをリアルタイムに検出し、放射線照射の許容誤差以上の動きを医師や患者に知らせるものである。カメラで左右の耳と鼻を撮影して得られた映像と、あらかじめ設定しておいた頭部静止時の画像をパターンマッチングさせて類似値を高速に計算し、それぞれの部位のズレを判定することにより、頭部の動きを検出するという手法を用いる。

リアルタイムに患者の動きを検出するには高速な計算が必要となる。本システムは、従来、計算時間の大幅な短縮が可能なテンプレートマッチング法であるアクティブ探索法 [2] を用いて QVGA(320 × 240) サイズの画像に対してリアルタイムな動き検出を実現していた [3, 4]。しかし、検出精度を向上させるために VGA(640 × 480) サイズの画像を用いると、著しくフレームレートが低下する問題があった。そのため本研究では、NVIDIA 社の CUDA (Compute Unified Device Architecture)[5] による GPGPU (General-purpose computing on graphics processing units) をマッチング処理に応用することで、VGA(640 × 480) サイズの画像に対してフレームレートを落とさず、リアルタイムな動き検出を実現した [6, 7]。

現在、本システムは患者の動き検出を目的としているが、将来的には放射線照射装置と連携し、検出した頭部の動きに連動した動体追跡照射を行うことで固定具を用いる必要がなくなり、苦痛の伴わない放射線治療が行えるようになることを期待している。

本論文の構成は、第2章で従来手法について説明し、第3章で提案手法の理論を述べる。第4章で動き検出システムに関する実験と結果を示し、第5章で実験に対する考察と議論を展開し、第6章で本論文のまとめとする。

## 第2章 従来手法

頭頸部に対する定位放射線治療では、治療中に患者の頭部が動かないように固定具を装着して動きを抑えている。Fig. 2.1に示すように、頭蓋骨に穴を開け、レクセルフフレーム [1] と呼ばれる固定具をピンによって固定する方法や、プラスチックシェルを顔に覆い被せて固定する方法、また、歯形を噛ませ、吸引して固定するバイトプレートという方法などがある。これらの固定法を用いて治療を行うと、患者は長時間固定されることになり負担が掛かってしまう。また、レクセルフフレームは頭蓋骨を固定するため高い固定精度が保たれるが、シェルとバイトプレートによる固定法は、何らかの拍子に頭部が動いてしまう可能性もある。頭部には重要な部位が多数存在するため、正確な照射を行う事が非常に重要であり、同時に患者の負担を少しでも軽減する手法が望まれる。

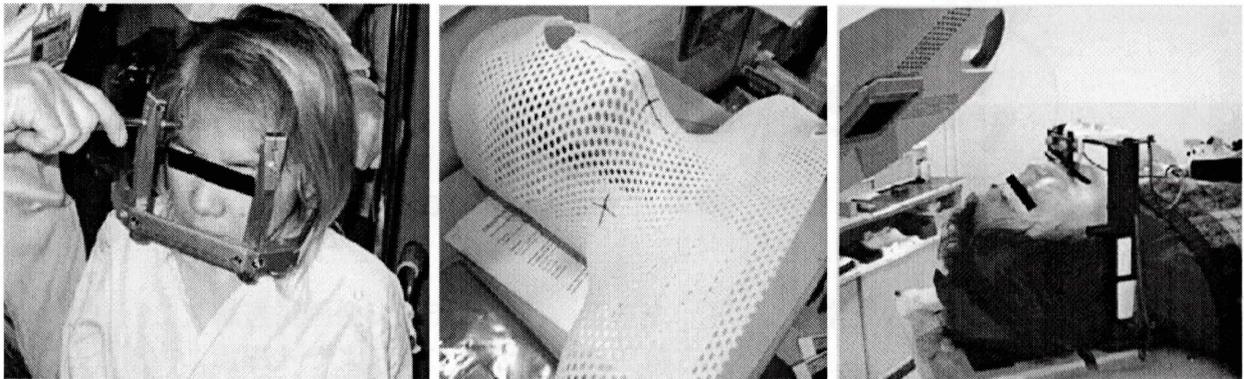


Fig. 2.1: 左：レクセルフフレーム，中央：シェル，右：バイトプレート

その問題を解決するために、患者の動きを追跡する手法が提案されている。腫瘍の動きを追跡することが出来れば、その動きが放射線治療の許容誤差を越えた時に治療を中断、またはその動きに合わせた動体追跡照射治療が行えるようになる。

Fig. 2.2(上)に示すX線透視画像システムを用いる方法 [8, 9, 10] は、天井に設置された2台のX線装置を用いた透視画像を頼りに腫瘍の動きを追跡する手法である。患者の体内に金のマーカーを埋め込み、その動きを元に腫瘍の動きを追跡する手法 [8, 9] があり、また、マーカー不要の手法 [10] も提案されている。精度の高い動き検出ができるが、デメリットとして余分にX線を照射するために被ばく量が増えてしまう点、そしてシステムの設置費用が高い点が挙げられる。

Fig. 2.2(下左)に示す光学式のトラッキング装置を用いる方法 [9, 11, 12] では、赤外線マーカーを用いて患者の動きを追跡する。複数台のCCDカメラを使い、その視差によって適切な位置情報を取得できる。しかし、患者の体の表面に取り付けるマーカーと腫瘍の位置関係は患者によって異なるため、患者に合わせて調整する必要がある。また、天井にカメラを取り付ける必要もあり、費用が高価になってしまう。

その他の手法として、Fig. 2.2(下右)に示す電磁トランスポンダを用いた方法 [13, 14, 15] がある。これは8から9 mmほどのガラス封入された電磁トランスポンダを患者の腫瘍の近

くに3個埋め込み、その位置情報を監視する手法であり、1 mm 未満の精度で追跡可能である。X線イメージングと併用する手法も提案されている [15]。しかし、これらの手法は患者の身体に機器を挿入する必要があるため、侵襲的な治療になってしまう。

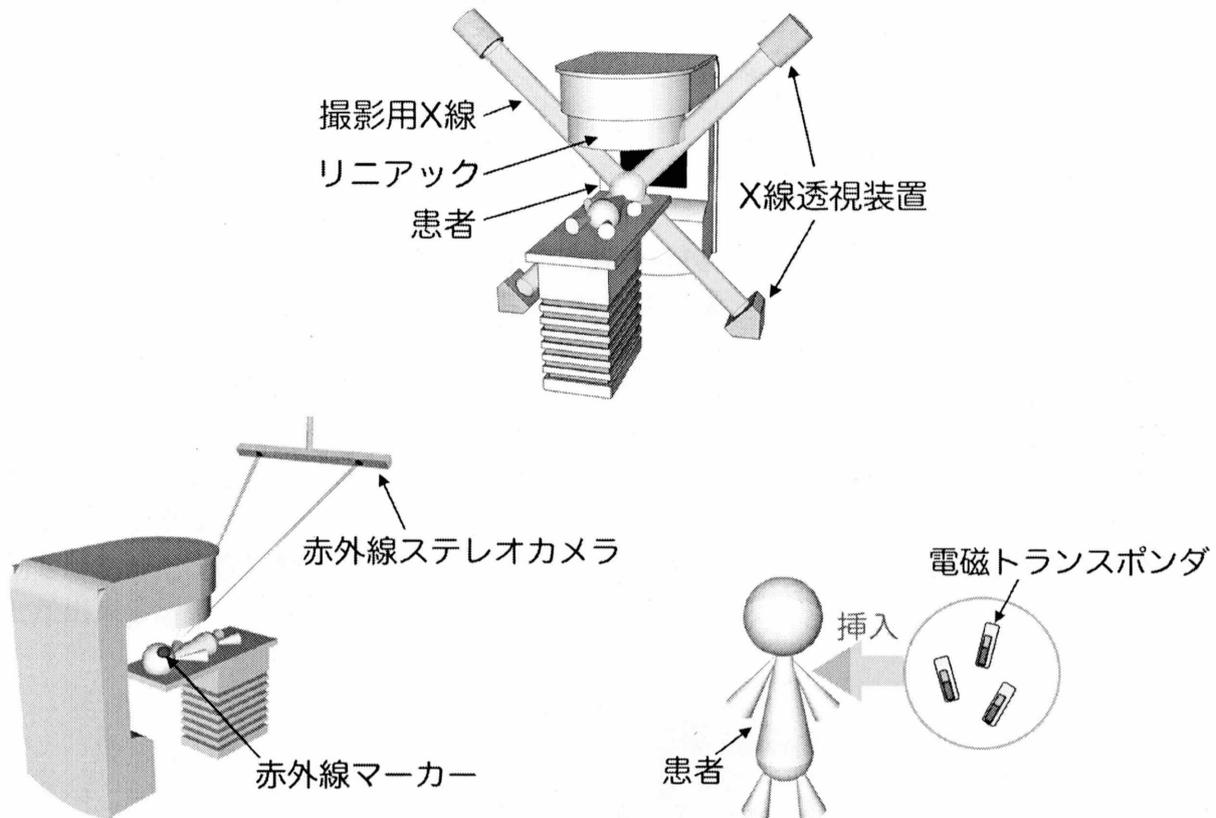


Fig. 2.2: 上：X線透視画像システムを用いる方法，下左：光学式のトラッキング装置を用いる方法，下右：電磁トランスポンダを用いた追跡方法

次に、リアルタイムに患者の動きを検出するための、従来的高速化手法について述べる。計算時間の短縮が可能なテンプレートマッチング法の中には、アクティブ探索法 [2] がある。これは、類似度を計算する際にその近傍の類似度の上限値を計算し、類似度の更新が見込めない領域での照合を省略する手法である。総当たり探索する手法と比べて大幅に計算時間を短縮することができるが、VGA(640 × 480) サイズの画像に対して十分な精度を確保するための後処理を含めた探索を行う際、リアルタイム性に欠けるといった問題がある。

他にも、ハードウェアの面から計算を高速化する手法として、マルチコアプロセッサに対しマルチスレッドで並列処理する OpenMP [16] がある。OpenMP とは、並列コンピューティングを行うために用いられる手法である。利点としては、複数の CPU (マルチコア CPU を含む) を持つ PC 上で、プログラムを簡単に並列化できる点が挙げられる。しかし、前者は、現時点の一般的な PC に搭載されている CPU コア数では、本システムが要求する処理速度に達することができなかった。

# 第3章 提案手法

## 3.1 提案システム

Fig. 3.1 および Fig. 3.2 に我々が提案する動き検出システムの概要を示す。本システムは、患者の頭部の周辺に設置した3台のUSBカメラで撮影した患者の顔画像を用いてリアルタイムにテンプレートマッチングを行い、マッチング結果のズレを元に頭部が動いた距離を測定する手法を用いる。この手法は従来手法と比べ、頭部の動きを検出するための追加被ばくもなく、市販されているPCとUSBカメラを使用するため安価に構築できるという利点がある。本システムを用いる事によって、視覚的に判断する事が難しいmm単位の動きを常時モニタリングすることができ、定位放射線治療において許容される誤差(2mm)を超える動きがあった場合に警告を出す事で、操作室にいる医師や放射線技師に治療の停止を促すことができる。

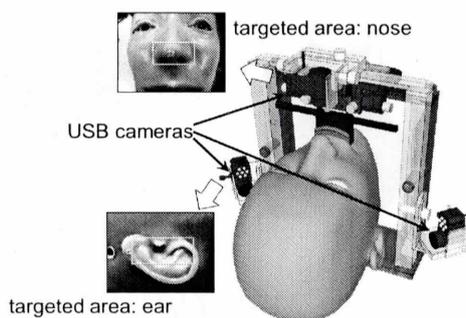


Fig. 3.1: 3台のUSBカメラを用いた顔画像の撮影

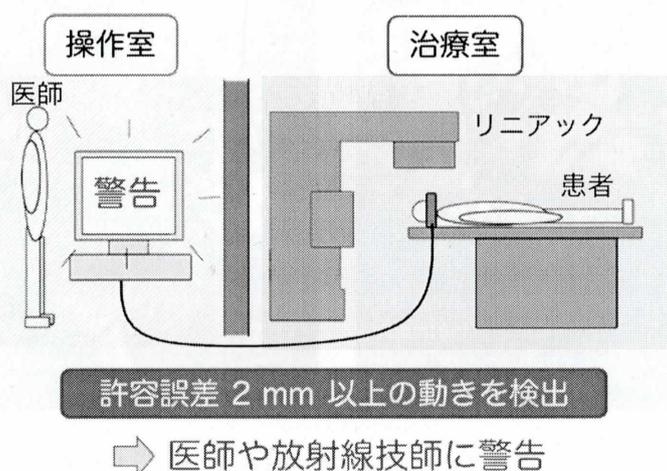


Fig. 3.2: 提案システム

## 3.2 装置

患者の顔表面を USB カメラで撮影するために、Fig. 3.3 および Fig. 3.4 に示す専用のカメラ固定アームを作成し、バイトプレート固定の際に用いる器具に装着することにした。バイトプレート固定とは、患者に合わせて作成した歯形を噛ませ、それを吸引することで頭部を固定する手法である。現在、本システムは治療の信頼性を重視し、バイトプレートで患者の頭部を固定させた状態で稼働させる方法を採用している。本システム専用に設計されたカメラ固定アームの詳細については、付録を参照されたい。

本システムでは3台の USB カメラを用いて、患者の鼻と両耳の動きを検出する。実際の臨床環境で本システムを使用するためには、放射線ビームによる USB カメラのダメージを軽減させるために治療領域とカメラの位置にスペースが必要である。そのため、比較的頭部の下部に位置し形状に特徴のある鼻孔を含む鼻と、外耳孔を含む両耳を撮影対象に選んだ。カメラの台数を増やすほど正確な検出が可能となるが、現在のシステムの処理能力では、リアルタイムに検出を行うには3台が適当であると考えた。

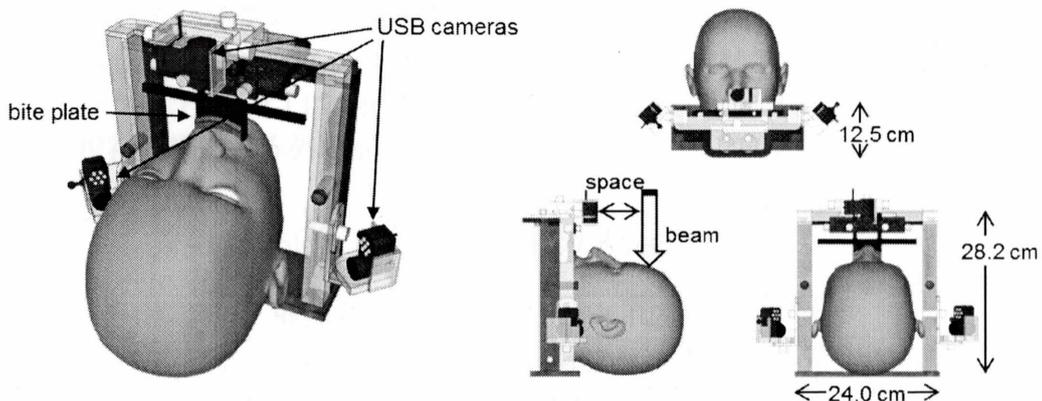


Fig. 3.3: カメラ固定アームとバイトプレート

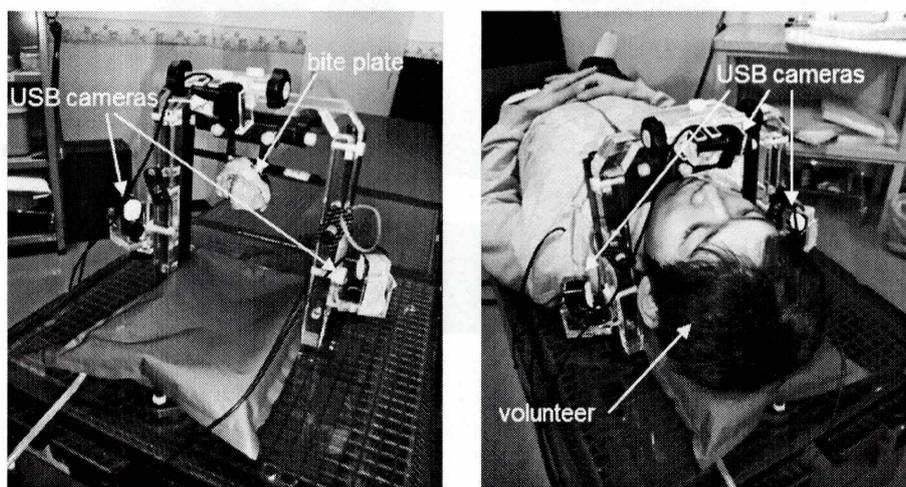


Fig. 3.4: 左：アクリルで作成したカメラ固定アームとバイトプレート，右：カメラ固定アームとボランティア被験者

臨床環境では、リニアックの照射ヘッド（ガントリー）の回転によって、患者の顔表面に照明変動が発生する。その影響を受け、USBカメラで撮影された画像中の濃度値が変化してしまい、誤検出が発生してしまう問題があった。そこで、本システムは赤外線撮影に対応したUSBカメラ [DC-NCR20U] (Hanwha Japan) を用いることで可視光の変化による濃度変化がほとんど発生しない撮影を実現し、照明変動にロバストな検出を可能とした。このカメラは照明用の赤外線 LED を搭載し、通常のカメラに備わっている赤外線遮断フィルターが省かれているため赤外線撮影が可能である。ただし、そのまま使用すると可視光にも感度を持つため、それを遮断するフィルター IR-80(FUJIFILM, Japan) をカメラレンズ部前面に取り付けることによって、可視光の影響を受けない赤外線撮影を実現した。なお、室内灯に用いられる蛍光灯や白熱灯の光には赤外線が含まれている。その光の内訳は、蛍光灯の場合、可視放射 25 %、赤外放射 30 %、紫外放射 0.5 %、残りは熱損失であり、白熱灯の場合は、可視放射 10 %、赤外放射 72 %、残りは熱損失となっている。それらの光が近距離で対象物に照射されている時は、赤外線撮影を用いても可視光撮影と変わらず誤検出が発生してしまう可能性が高い。実際の治療室は天井に蛍光灯が備え付けられているため、その赤外放射の影響はあまり大きくなく、問題はないとする。また、本システムでは赤外線 LED によって対象部位を照明しているため、その影響は抑えられている。さらに、LED の光の指向性によって照明にムラが生じてしまうのを防ぐため、紙を張り付けて赤外線を拡散させた。USBカメラのスペックを Table 3.1 に、使用する USB カメラを、Fig. 3.5 に示す。また、照度を変化させた時、可視光撮影と赤外線撮影で得られたボランティアの鼻の画像を Fig. 3.6 に示す。

Table 3.1: 赤外線 USB カメラのスペック

機種名	DC-NCR20U
受像素子	200 万画素 CMOS センサー
有効画素数	200 万画素

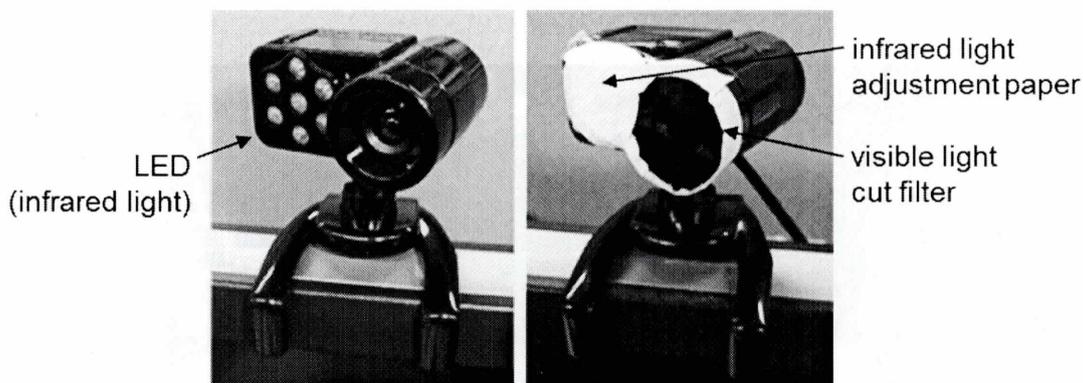


Fig. 3.5: 左：USBカメラ [DC-NCR20U] , 右：可視光遮断フィルターと赤外線拡散用の紙を張り付けたUSBカメラ

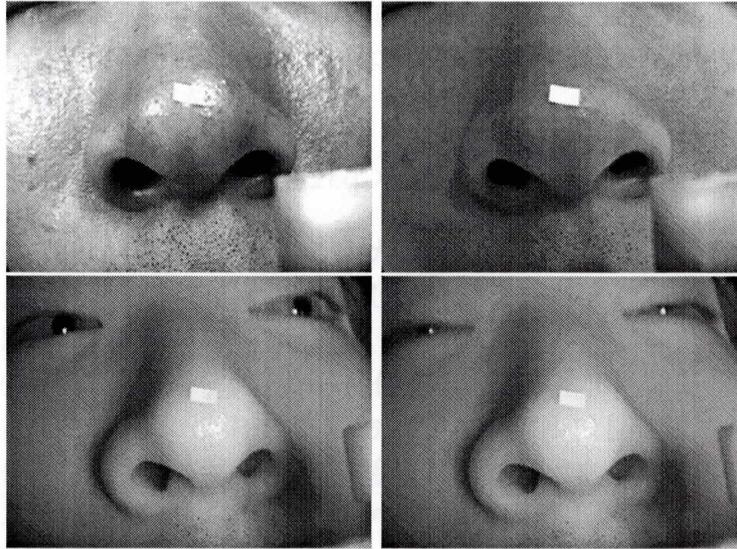


Fig. 3.6: 上左：可視光撮影（照度：270 lux） ，上右：可視光撮影（照度：55 lux） ，下左：赤外線撮影（照度：270 lux） ，下右：赤外線撮影（照度：55 lux）

本システムは、持ち運びが出来るようにノート PC（Precision M6500, Dell, USA）を用いて実験を行っている。使用するノート PC のスペックを Table 3.2 に、写真を Fig. 3.7 に示す。

Table 3.2: ノート PC（Precision M6500）のスペック

	CPU	GPU
モデル名	Core i7-920XM	Quadro FX3800M
クロック周波数	2.0 GHz	675 MHz
コア数	4	128



Fig. 3.7: ノート PC（Precision M6500, Dell, USA）

USB カメラを3台同時に使用するには、USB ルートハブあたりの通信帯域幅が USB2.0 規格の最大帯域幅である 480 Mbps を超えないようにしなければならない。今回用いるカメラを1台通信するに必要な帯域幅を計算すると、

$$640 * 480[\text{pixels}] \times 24[\text{bits/pixel}] \times 30[\text{frames/sec}] = 210.94[\text{Mbps}] \quad (3.1)$$

となるため、2台までしか接続できないことがわかる。そこで、PC カード型および、ExpressCard 型の USB 拡張カードを計2枚接続し、USB ルートハブを増やすことで対応した。使用する USB 拡張カードを Fig. 3.8 に示す。

次に、臨床環境ではリニアッククック室から操作室まで部屋をまたいで通信を行うため、USB ケーブルの延長が必要となる。USB 規格においてケーブルの長さは 5m までにしなければならないが、リピータケーブルをカスケード接続した場合はさらに延長することが可能である。そこで、本システムでは 5m のリピータケーブルを複数使用することにした。使用するリピータケーブルを Fig. 3.9 に示す。まず、ノート PC 自体の USB スロットにリピータケーブルを直列に2本接続し、その先に USB カメラを1台接続した。また、2枚の USB 拡張カードにそれぞれ2本直列に接続されたリピータケーブルを接続し、その先に USB カメラをそれぞれ1台ずつ接続した。

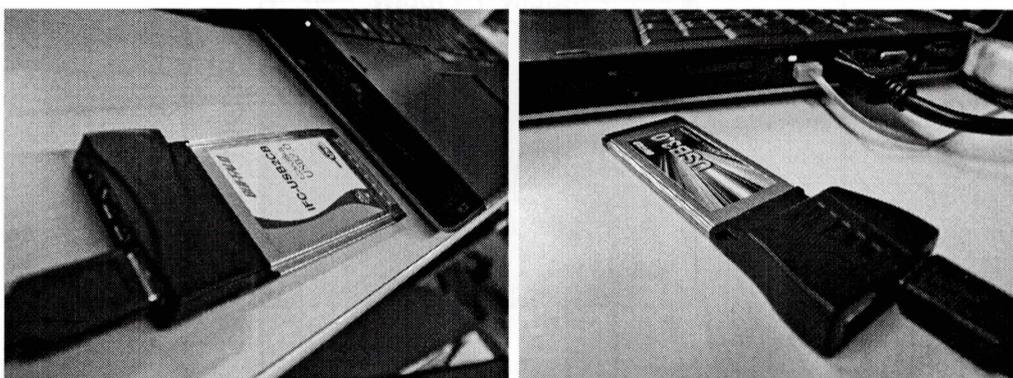


Fig. 3.8: 左：USB 拡張カード（PC カード型）, 右：USB 拡張カード（ExpressCard 型）



Fig. 3.9: USB リピータケーブル

### 3.3 ソフトウェア

#### 3.3.1 動きの検出方法

患者の頭部の動き検出には、テンプレートマッチングを用いる。テンプレートマッチングは、画像の中から特定のパターンを探し出す場合によく用いられ、テンプレート画像を被探索画像上で少しずつずらしながら比較を行っていき、最も似ている領域を見つける手法である。テンプレート画像と、被探索画像上の局所領域の左上を探索点（原点）として比較計算を行っていくため、探索点の動く範囲は被探索画像の幅や高さから、テンプレート画像の幅や高さを引いたものである。被探索画像とテンプレート画像との座標関係を Fig. 3.10 に示す。端から端まで1ピクセルずつずらしていく総当り法では計算量が膨大になってしまうため、リアルタイムに動き検出を行うには高速なマッチング計算が必要がある。そこで、本システムでは、GPGPUを用いることによりテンプレートマッチングを高速化した。GPGPUによるテンプレートマッチングの高速化については次節で詳しく述べる。

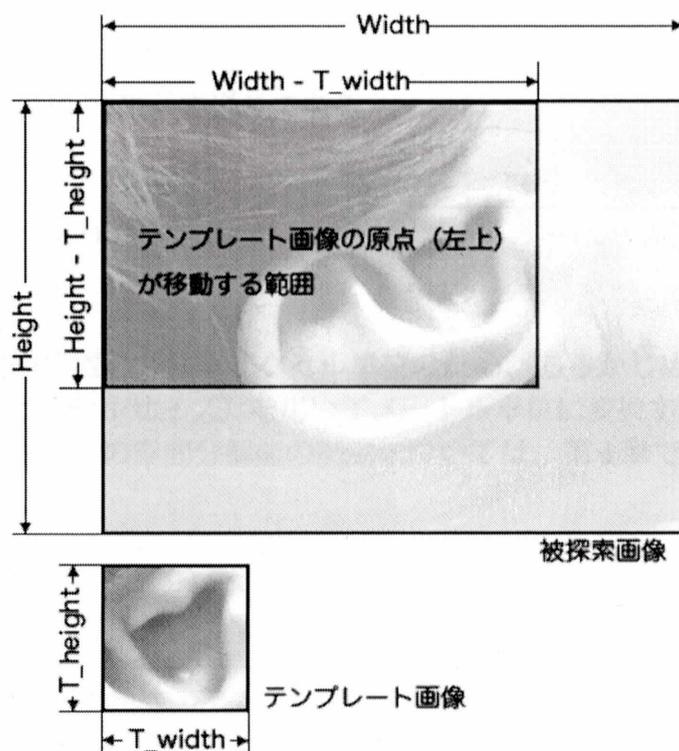


Fig. 3.10: 探索画像とテンプレートとの関係

本システムは、上記のテンプレートマッチングを用いてリアルタイムに患者の動きを検出する。具体的には、カメラで患者の鼻と両耳を撮影し、初期画像からテンプレートとしてこれらの部位の特徴領域を選択する。そして、カメラから経時的に取得している映像のフレーム画像に対してテンプレートマッチングを行い、前フレームのマッチング結果と検出位置を比較することで移動距離を計算する手法を用いる。また、本システムは赤外線撮影を用いているため、入力フレーム画像はグレースケールに変換している。動き検出の様子を Fig. 3.11 に示す。

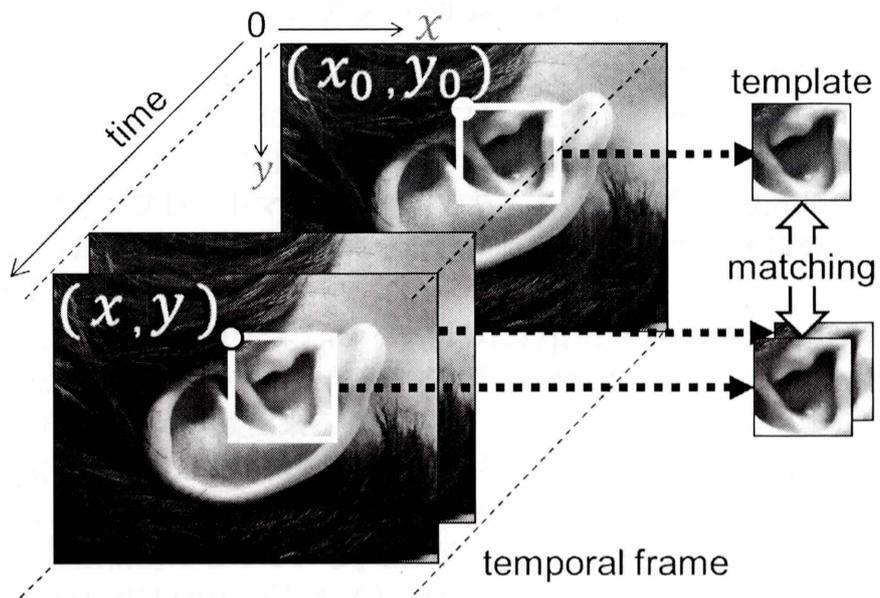


Fig. 3.11: 動いた距離の算出

移動距離の計算は式 (3.2) に示す通りである。

$$movement = pixel\_size \times \sqrt{(x - x_0)^2 + (y - y_0)^2} \quad (3.2)$$

前フレームとの検出位置のズレはピクセル単位のため、あらかじめ測定してある USB カメラの空間分解能 (ピクセルサイズ) を用いてメートル単位に変換することで、実際に動いた距離を計算する。カメラの空間分解能の測定については、第 4 章で述べる。

### 3.3.2 CUDA を用いたマッチング計算の高速化

臨床環境で本システムを稼働させるには、5 fps 以上のフレームレートが必要である。従来、我々のシステムではマッチングに用いる入力フレーム画像のサイズは QVGA (320 × 240) を用いていた [3, 4]。しかし、精度を向上させるために画像サイズ VGA (640 × 480) サイズにすると、高速テンプレートマッチング法であるアクティブ探索法を用いても処理時間が長くなり、フレームレートが落ちてしまう問題があった。そこで、本研究では GPGPU による高速計算を導入した。

GPGPU とは、3D 描画等のグラフィックス計算に特化した GPU を、汎用計算に用いる手法である。その利点は、GPU の内部に存在する複数のマルチプロセッサ (MP) を用いた並列計算を行う事で、高速処理が実現出来る事である。我々のシステムでは NVIDIA 社の CUDA [5] によって GPGPU を実現した。MP の中にはそれぞれ 8 個のストリームプロセッサ (SP) が存在する。1 つの MP が処理する単位をブロックと呼び、1 ブロックを 8 個の SP が分担して並列処理を行う二重構造になっている。SP が処理を行う並列処理の最小単位をスレッドと呼ぶ。また、CUDA では CPU 側をホスト、GPU 側をデバイスと呼ぶ。本システムでは、以下の様な処理手順で GPGPU を用いたテンプレートマッチング計算を行った。Fig. 3.12 にその様子を示す。

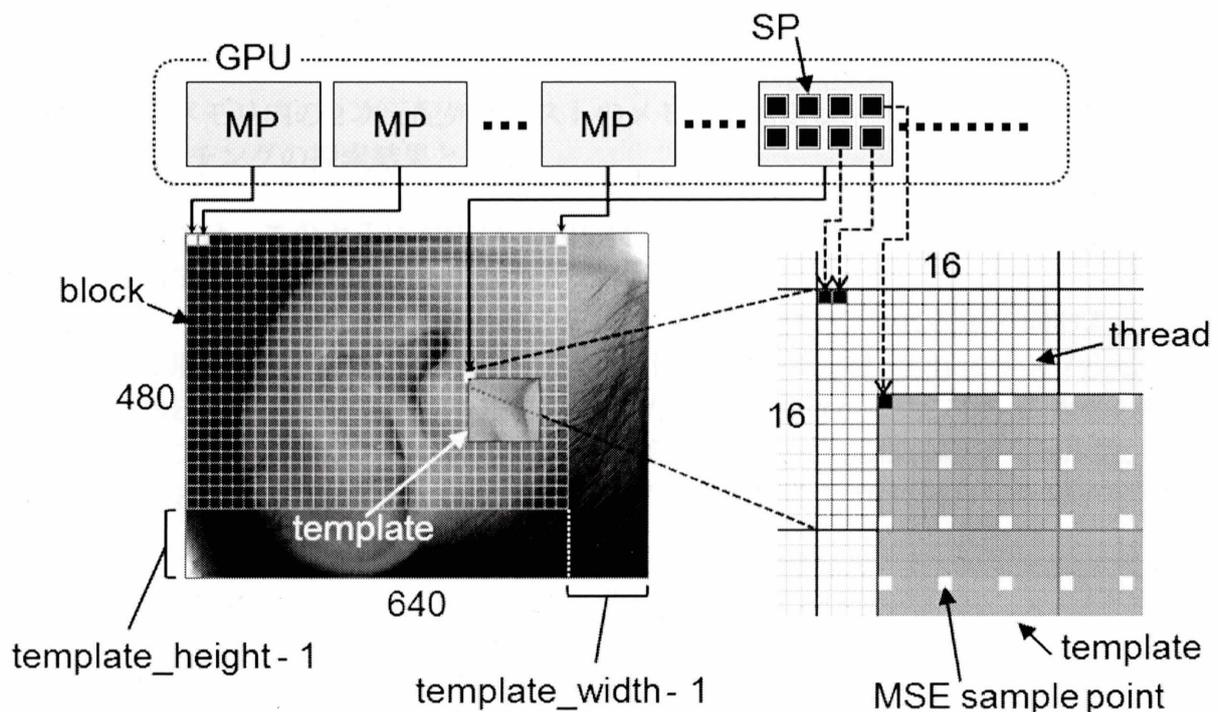


Fig. 3.12: CUDA を用いたテンプレートマッチング

- 1 入力フレーム画像およびテンプレート画像を、ホストのメモリからデバイスのテクスチャメモリへ転送する

ここでテクスチャメモリを用いるのは、テクスチャメモリが2次元画像に対する効率的なキャッシュ機構を備えており、隣り合う探索窓同士がほぼ同じメモリ領域にアクセスする特徴があるテンプレートマッチングに適しているからである。

## 2 類似度の計算結果を格納する 2次元配列をグローバルメモリにコピーする

これはテクスチャメモリが読み取り専用のメモリであるため、計算結果をホストのメモリへ転送するために用いる。

## 3 入力フレーム画像を $16 \times 16$ ピクセルのブロックに分け、ブロック内の 1 ピクセルに対して 1 スレッドを割り当てる

これは、入力画像に対して 1 ピクセルずつ総当たりで類似度を計算するテンプレートマッチングを CUDA による並列処理に適合させるために、1 ピクセルごとのマッチング計算を 1 スレッドに割り当てる必要があるからである。具体的には、1 ブロックの計算を 1 つの MP が担当し、その内部では MP 内の 8 個の SP が分担して 256 ( $= 16 \times 16$ ) 個のスレッドを並列計算する。ここで、ブロックサイズを  $16 \times 16$  にしたのは、CUDA ではブロックサイズの最大値が 512 と定められており、さらに CUDA は 32 スレッド単位 (1warp) でまとめて処理を行うため、ブロックサイズを 32 の倍数に指定すれば効率が良いからである。

## 4 スレッドごとに平均二乗誤差を類似尺度としたマッチング計算を行い、グローバルメモリ内の 2次元配列にその結果を格納する

この際、計算時間を削減するために、平均二乗誤差のサンプル点を縦、横方向共に 3 ピクセル飛ばしに取り、 $1/16$  のピクセル数とした。

## 5 グローバルメモリ内の 2次元配列をホストのメモリに転送し、平均二乗誤差が最も低い座標をマッチングの探索結果とする

本システムでは、このように CUDA を用いて GPU 内の MP と SP による二重構造の並列処理を行う事で、高速な計算を実現した。

そして、さらなる高速化を図るために、平均二乗誤差のサンプル点を縦方向および横方向に 3 ピクセル飛ばしとし、 $1/16$  のピクセル数で計算を行った。式 (3.3) にサンプルピクセル数を  $1/16$  に減らした平均二乗誤差の式を示す。ただし、 $C_i$  は現入力フレーム画像の局所領域、 $T$  はテンプレート画像、 $N$  は局所領域およびテンプレート画像の総ピクセル数、 $i$  はフレーム番号を表す。また、Fig. 3.13 にサンプルピクセル数を  $1/16$  に減らした様子を示す。

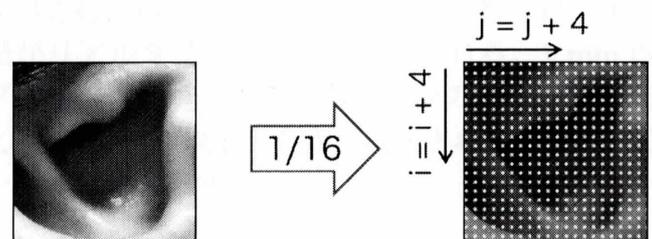
$$MSE = \frac{1}{\left(\frac{N}{16}\right)} \sum_{i=1}^{\frac{N}{16}} (C_i - T)^2 \quad (3.3)$$


Fig. 3.13: 平均二乗誤差のサンプルピクセル数の削減

### 3.3.3 グラフィカルユーザインタフェース

本システムは、検出した患者の鼻と両耳の移動距離をグラフィカルユーザインタフェース上でリアルタイムにグラフ表示することで、医師や放射線技師が視覚的に移動距離の推移を把握しやすくなるように設計されている。そして、患者の移動距離が放射線治療の許容誤差である 2 mm を超えた場合、メッセージ表示とビープ音でアラームを出し、放射線ビームの照射停止を促す仕様となっている。インターフェイスのスクリーンショットを Fig. 3.14 に示す。インターフェイスの操作を含めた本システムの運用方法は、次のような流れとなっている。

- 1 定位放射線治療のセッティングが完了した後、3台のカメラの撮影範囲に患者の鼻と両耳が含まれるようにカメラを固定台にセットし、カメラと撮影対象までの距離を手動で測定する

本システムを起動すると、各カメラで撮影された映像がカメラウィンドウに表示される。その映像を元に、テンプレートとして切り出したい鼻と耳の特徴領域が画像内に納まるようにカメラをセッティングする。カメラと撮影対象までの距離は、メジャー等で手動測定する。

- 2 1で測定した距離をインターフェイス上に入力し、テンプレート切り出しフェーズに移行させる

各カメラと撮影対象の距離入力を行うのは、検出された移動距離を USB カメラの空間分解能に合わせてピクセル単位から mm 単位へ変換するためである。

- 3 リアルタイムに表示されている入力フレーム画像上の四角い枠をキーボードによって操作し、画像中の特徴領域をテンプレート画像として切り出し、トラッキングフェーズに移行する

キーボードによる操作というのは、枠を上下左右に移動、枠の幅と高さの拡大縮小、および枠を初期位置に移動させて幅と高さをリセットさせる操作が PC のキーボードのキー一つ一つに割り当てられており、必要に応じてキー入力を行うものなので、非常に簡単な操作である。キーボード操作の一覧を Table 3.3 に示す。

- 4 放射線照射を開始し、許容誤差以上の患者の頭部の動きがシステムによって検出された際に照射を停止する

各カメラで撮影された入力画像と、切り出したテンプレートを用いてリアルタイムマッチングが行われる。各フレームの検出結果は、カメラウィンドウ上に四角い枠で表示される。また、検出された移動距離は mm 単位へ変換され、テンプレート切り出し位置からの絶対距離がリアルタイムにグラフ表示される。1 mm 以上の動きが検出された場合は、ビープ音を発する。その際、各カメラの移動距離に応じてビープ音の音が数パターンに変化する。2 mm 以上の動きが検出された際は、さらにメッセージ表示によって治療中止を促す警告を出す。

Table 3.3: テンプレート領域決定のためのキーボード操作

u	テンプレート枠を上 to 1 pixel 移動させる
d	テンプレート枠を下 to 1 pixel 移動させる
r	テンプレート枠を右 to 1 pixel 移動させる
l	テンプレート枠を左 to 1 pixel 移動させる
h	テンプレート枠を縦に 5 pixel 大きくする
w	テンプレート枠を横に 5 pixel 大きくする
c	テンプレート枠のサイズと位置を初期値に戻す
ESC	次のカメラに移る
Enter	テンプレート切り出しフェーズ終了

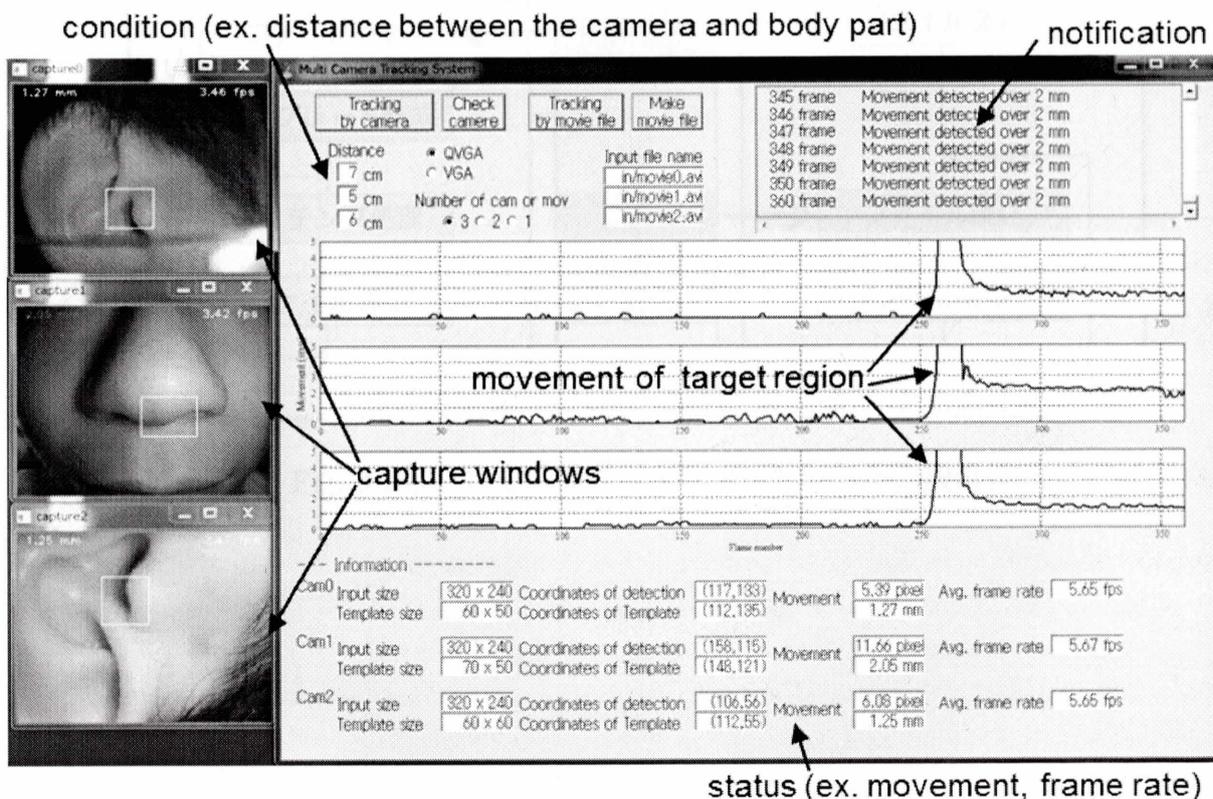


Fig. 3.14: グラフィカルユーザインタフェース

本システムのGUIは、Mlib という Windows 環境でのグラフ描画用 C ライブラリを用いている。しかし、CUDA を導入する際に、Mlib と CUDA を併用することが容易にできなかった。そこで、CUDA を用いたマッチングプロセスと、グラフ表示を行うグラフ表示プロセスを別プロセスに分離させ、プロセス間通信を用いることにした。具体的には、初期値を GUI プロセスに入力し、マッチングプロセスにその結果を送信してテンプレート切り出しフェーズに移行する。そして、テンプレートを作成した後にリアルタイムにマッチング処理を行った結果を GUI プロセスに送信し、グラフ表示を行うというものである。その様子を Fig. 3.15 に示す。プロセス間通信には、メモリマップドファイルを用いた。メモリマップドファイルとは、メモリ上に複数のプロセスで共有可能な仮想ファイルを作成する手法である。その利点は、共有したいデータに対してメモリのように容易にアクセスできること、さらに、ソケットやパイプを用いる他のプロセス間通信の手法よりも高速なアクセスが可能な点である。

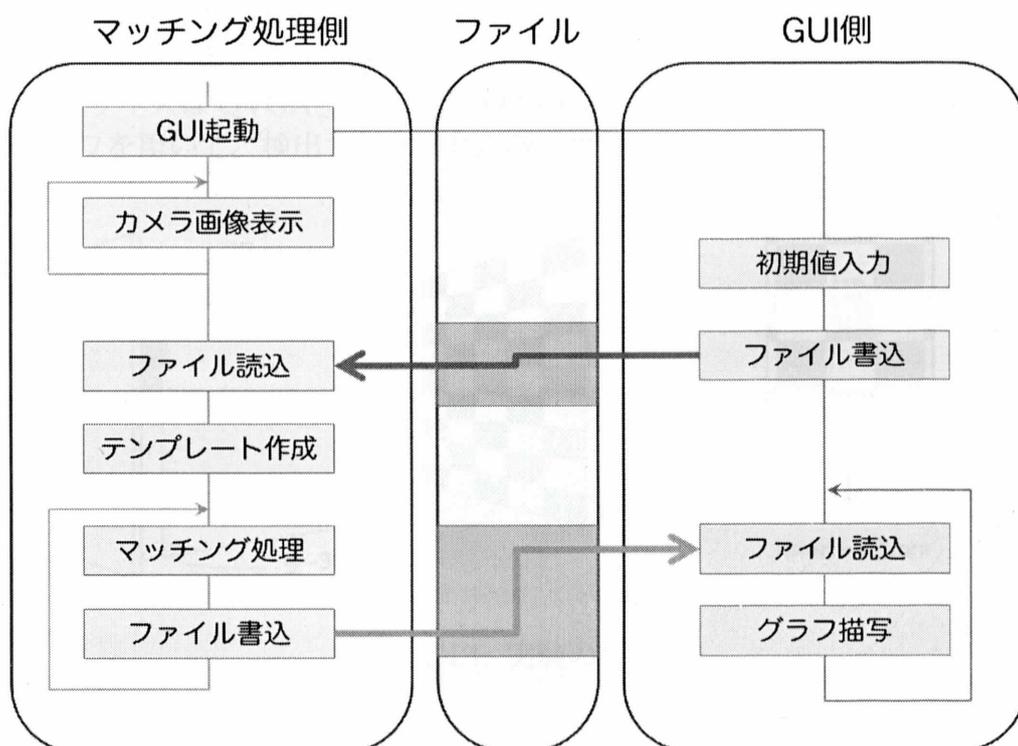


Fig. 3.15: プロセス間通信を利用したシステム設計

# 第4章 実験

## 4.1 空間分解能の測定

本システムでは、検出された患者の移動距離を mm 単位でインターフェイス上に表示する。テンプレートマッチングによって検出された移動距離はピクセル単位であるため、単位の変換が必要である。そこで、単位変換の式を立てるため、使用する USB カメラの空間分解能を測定した。測定を行うカメラは、赤外線撮影可能な USB カメラ [DC-NCR20U](Hanwha Japan) である。Fig. 4.1 に示すように、1 cm 四方の正方形を並べて印刷した紙を撮影し、画像中の 1 ピクセルが実際には何 mm と等しいのか測定した。カメラと物体間の距離は 5~30 cm、入力画像サイズは QVGA(320x240)、VGA(640x480) とする。その結果を Fig. 4.2 に示す。このグラフを用いて、検出された移動距離の単位変換を行う。

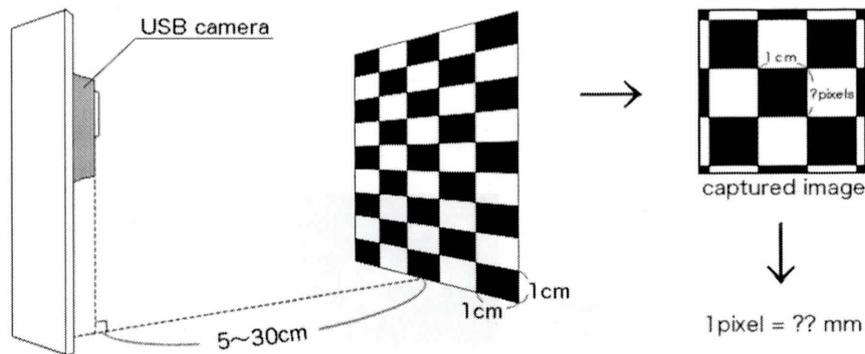


Fig. 4.1: 実験の様子

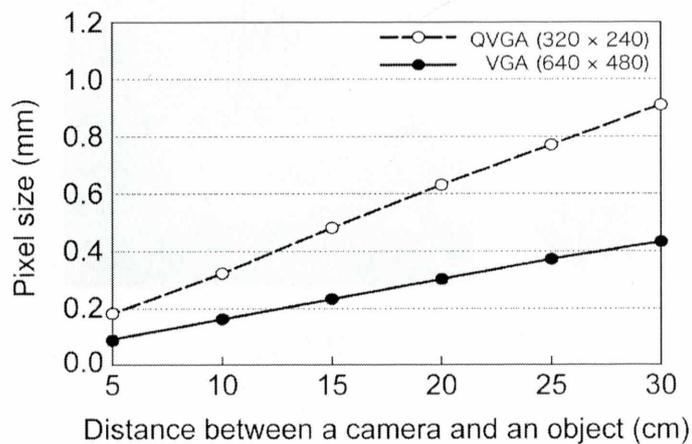


Fig. 4.2: ピクセルサイズ

## 4.2 処理速度の計測

### 4.2.1 平均二乗誤差のサンプルピクセル数に対する処理時間と検出精度の比較

本システムでは、平均二乗誤差計算のサンプルピクセル数を削減することで、マッチング計算のさらなる高速化を図っている。3章で述べたように、本システムでは縦方向及び横方向に3ピクセル飛ばし、つまり1/16のピクセル数で平均二乗誤差を計算している。ここでは、平均二乗誤差計算のサンプル数を変化させ、マッチングの処理時間と精度がどう変化するか実験を行い、1/16のピクセル数で計算することが妥当であるか確かめた。

#### 4.2.1.1 静止画における探索

まず、静止画1枚に対するマッチングで比較を行った。QVGA(320 × 240)の入力画像から80 × 80のテンプレート画像を切り出したものをFig. 4.3に、VGA(640 × 480)の入力画像から160 × 160のテンプレート画像を切り出したものをFig. 4.4に示す。2種類の画像サイズで、それぞれ実験を行った。

マッチング処理速度の比較結果をFig. 4.5に示す。なお、QVGA、VGAいずれのサンプル数でもマッチングの出力座標は変わらなかった。



Fig. 4.3: 左：入力画像 (QVGA) , 右：QVGA 画像から切り出したテンプレート (80 × 80)

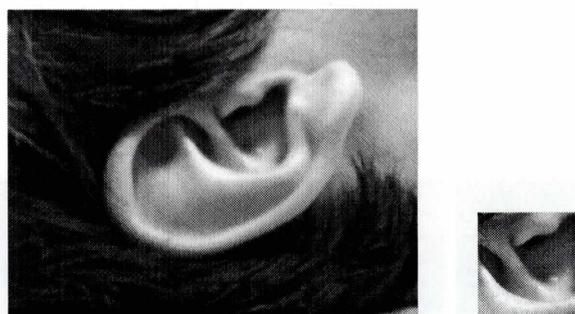


Fig. 4.4: 左：入力画像 (VGA) , 右：VGA 画像から切り出したテンプレート (160 × 160)

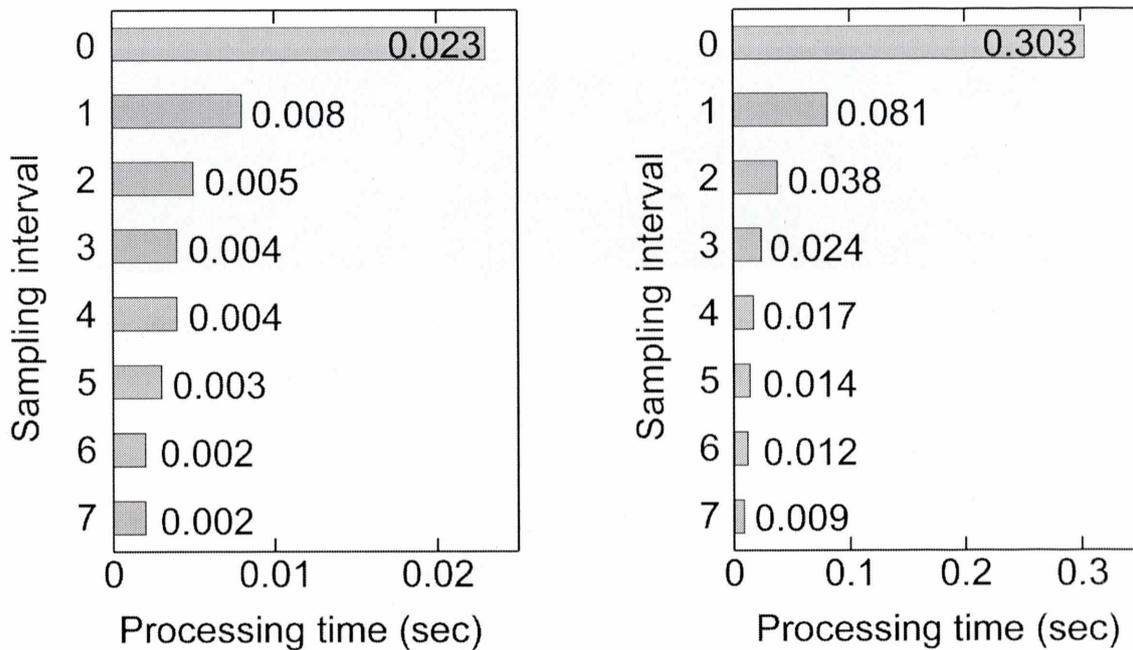


Fig. 4.5: 左：QVGA での結果 , 右：VGA での結果

#### 4.2.1.2 リアルタイム探索での比較

USB カメラ 3 台を用いてリアルタイム探索を行い、平均二乗誤差のサンプル数を変えた時のマッチング精度とフレームレートを計測した。撮影対象は、静止した頭部ファントムの鼻と両耳である。Fig. 4.6 に初期フレーム画像を、Fig. 4.7 に初期フレーム画像から切り出したテンプレート画像を示す。入力フレーム画像は VGA(640 × 480) サイズとし、テンプレートサイズはカメラ 3 台とも 160 × 160 とした。さらに、いずれのサンプル数の計測においても、それぞれのカメラで同一の座標からテンプレートを切り出した。カメラからボランティアの鼻までの距離は 4.5 cm (1 pixel = 0.0741 mm)、右耳までの距離は 7.5 cm (1 pixel = 0.116 mm)、左耳までの距離は 9.0 cm (1 pixel = 0.144 mm) であった。Fig. 4.8 にフレームレートの比較を、Table 4.1 にマッチング精度の比較を示す。



Fig. 4.6: 右：右耳の初期フレーム画像 , 中央：鼻の初期フレーム画像 , 左：左耳の初期フレーム画像

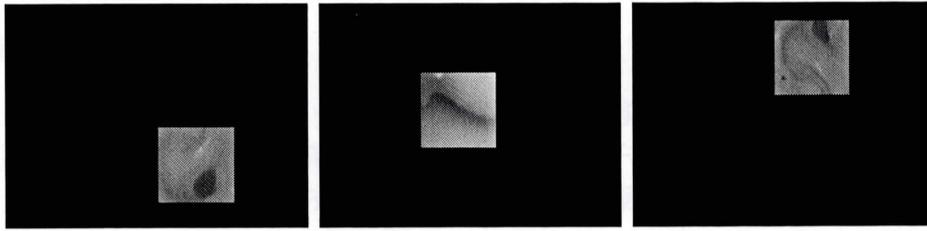


Fig. 4.7: 右：右耳のテンプレート画像，中央：鼻のテンプレート画像，左：左耳のテンプレート画像

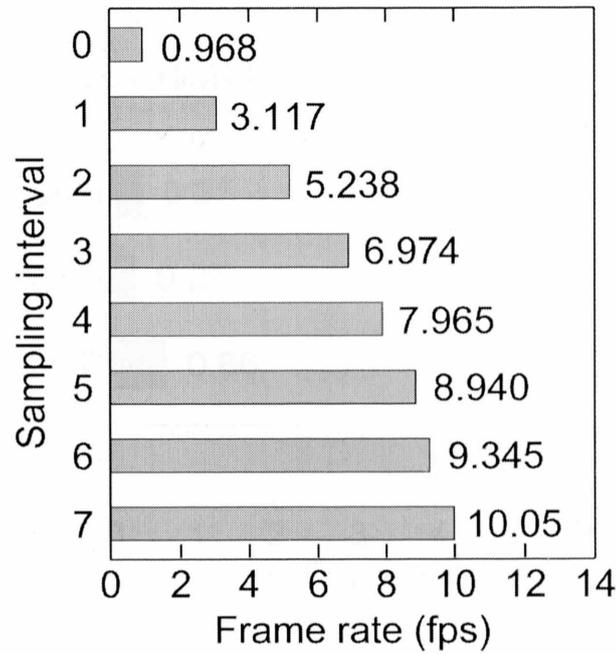


Fig. 4.8: 平均二乗誤差のサンプル数に対するリアルタイム探索での比較

Table 4.1: 平均二乗誤差のサンプル数に対するマッチング精度の比較 (mean  $\pm$  SD[max] mm)

Sampling interval	right ear	nose	left ear
0	0.00 $\pm$ 0.00[0.00]	0.00 $\pm$ 0.00[0.00]	0.00 $\pm$ 0.00[0.00]
1	0.00 $\pm$ 0.00[0.00]	0.00 $\pm$ 0.00[0.00]	0.00 $\pm$ 0.00[0.00]
2	0.00 $\pm$ 0.00[0.00]	0.00 $\pm$ 0.00[0.00]	0.00 $\pm$ 0.00[0.00]
3	0.00 $\pm$ 0.00[0.00]	0.00 $\pm$ 0.00[0.00]	0.00 $\pm$ 0.00[0.00]
4	0.00 $\pm$ 0.00[0.00]	0.00 $\pm$ 0.00[0.00]	0.00 $\pm$ 0.00[0.00]
5	0.00 $\pm$ 0.00[0.00]	0.00 $\pm$ 0.00[0.00]	0.00 $\pm$ 0.00[0.00]
6	0.00 $\pm$ 0.00[0.00]	0.00 $\pm$ 0.00[0.00]	0.00 $\pm$ 0.00[0.00]
7	0.00 $\pm$ 0.01[0.07]	0.00 $\pm$ 0.00[0.12]	0.01 $\pm$ 0.04[0.14]

## 4.2.2 他の手法とのフレームレートの比較

### 4.2.2.1 実験条件

CUDA を用いたテンプレートマッチングの高速性を示すために、他の高速化手法との比較を行った。比較対象とするのは、高速テンプレートマッチング法であるアクティブ探索法 [2] を本システムに用いた手法、アクティブ探索法に平均二乗誤差を組み合わせて精度を向上させた我々の従来のシステム [3, 4]、その前システムを OpenMP [16] によってカメラ 1 台ごとの処理を 3 スレッドで並列化した手法、そして、CUDA [5] を用いた本提案システムとする。撮影された動画は VGA サイズであり、テンプレート画像サイズはカメラ 3 台とも 160x160 である。

### 4.2.2.2 実験結果

フレームレートの比較を Fig. 4.9 に示す。

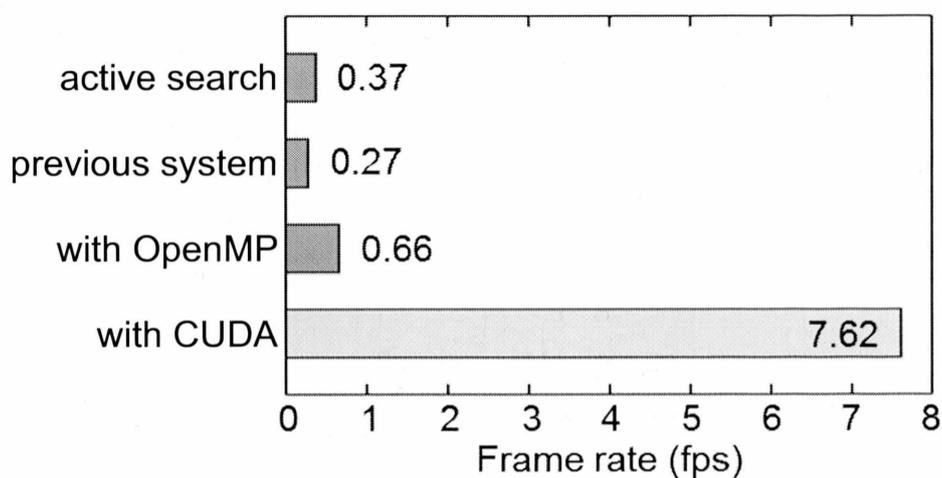


Fig. 4.9: フレームレートの比較

## 4.3 照明変動発生時の精度測定

臨床環境において発生する照明変動下でロバストな動き検出ができることを示すために、可視光を用いた撮影と赤外線を用いた撮影による検出誤差を測定し、比較を行った。

### 4.3.1 実験条件

今回使用するリニアックは、普段臨床で用いられている CLINAC iX (Varian Medical Systems, USA) である。ボランティア被験者の右耳側へ水平状態に照射ヘッドを寝かせた角度を0度とし、頭上を通過して左耳側の180度までの範囲で実験を行った。照射ヘッドの角度と照明のジオメトリを Fig. 4.10 に示す。また、照明配置の写真を Fig. 4.11 に示す。

まず、患者の鼻と両耳にあたる位置に照度計を設置し、照射ヘッドを10度ごとに回転させ、照射ヘッドの回転角度に対する照度を測定した。照度測定の様子を Fig. 4.12 に示す。

次に、ボランティア被験者を診察台の上に寝かせて静止してもらい、照射ヘッドを同じく10度ごとに回転させ、可視光撮影と赤外線撮影をそれぞれ用いて50フレーム分の移動距離を測定した。本実験では、測定した誤差の再現性を示すため、照射ヘッドを180度から0度まで逆に回転させたパターンでも同様の測定を行った。画像サイズはQVGA (320 × 240)、カメラから鼻までの距離は5 cm (1 pixel = 0.180 mm) であり、右耳と左耳についても同様である。実験の様子を Fig. 4.13 に示す。

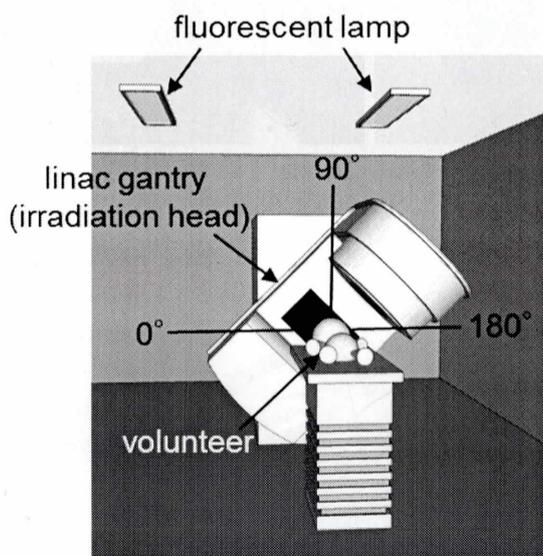


Fig. 4.10: 治療室の照明配置とリニアックのガントリーの角度

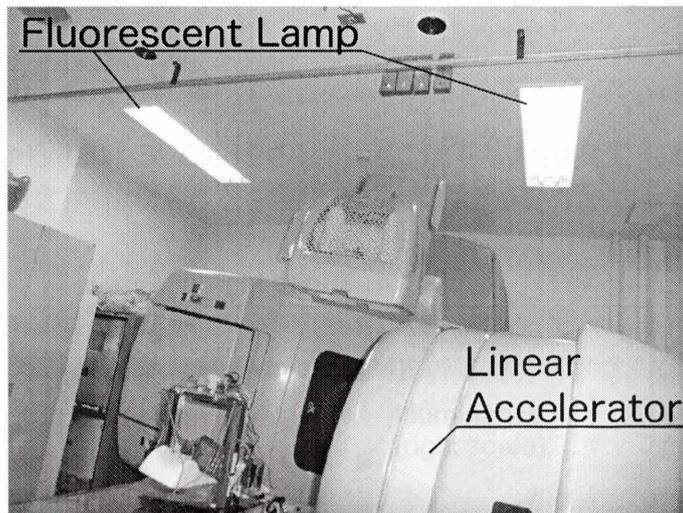


Fig. 4.11: 治療室の照明配置

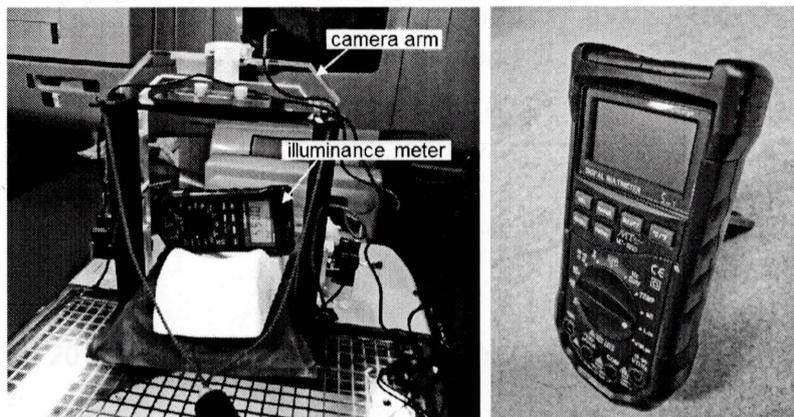


Fig. 4.12: 左：照度測定の様子, 右：照度計

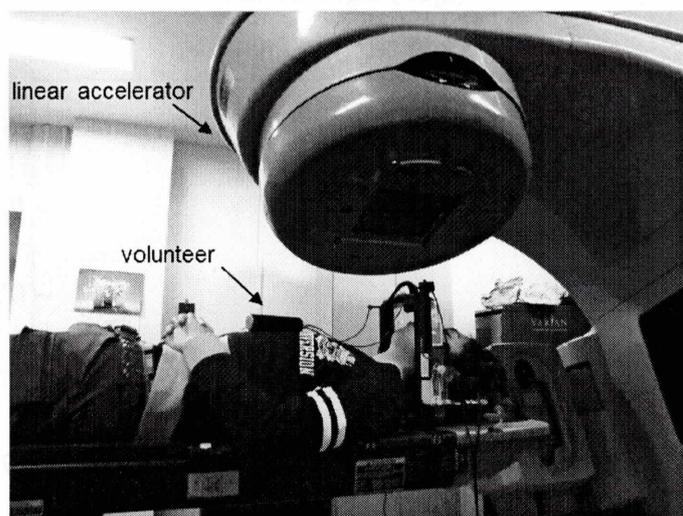


Fig. 4.13: 実験の様子

## 4.3.2 実験結果

### 4.3.2.1 0° から 180° までの結果

ガントリーを0° から 180° まで回転させた時に発生した照度変化と、可視光撮影および赤外線撮影を用いた動き検出の誤差を Fig. 4.14 および Table 4.2 に示す。

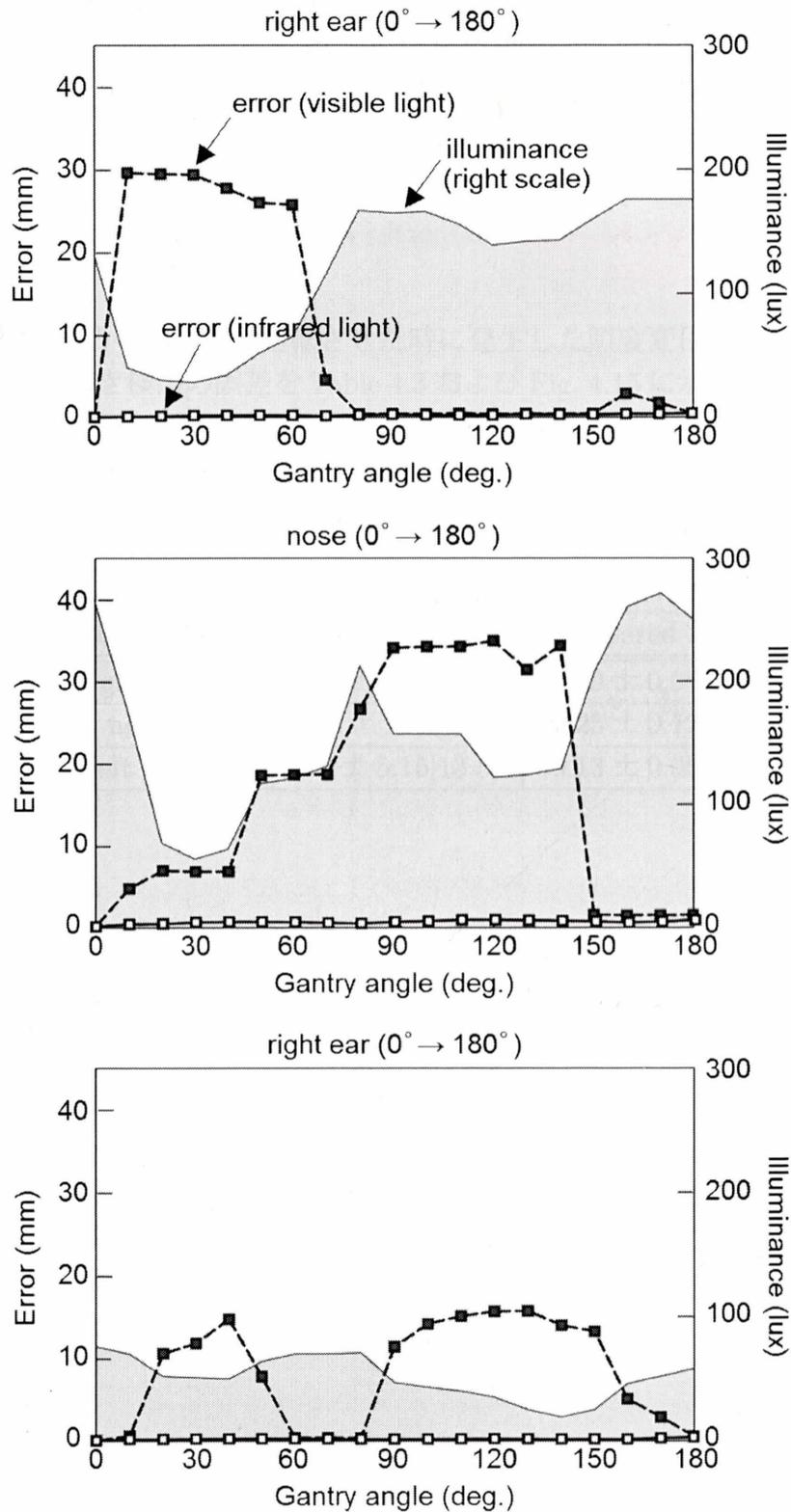


Fig. 4.14: 上：右耳における結果，中央：鼻における結果，下：左耳における結果

Table 4.2: ガントリーを0°から180°まで回転させた時に発生した照度変化に対する可視光撮影と赤外線撮影の検出誤差の比較 (mean ± SD[max] in mm)

moving direction	clockwise (from 0 to 180 deg.)	
lighting condition	visible light	infrared light
right ear	9.5 ± 12.6 [29.6]	0.26 ± 0.11[0.46]
nose	16.7 ± 13.6[35.0]	0.62 ± 0.19[0.89]
left ear	8.1 ± 6.20[15.7]	0.20 ± 0.07[0.40]

#### 4.3.2.2 180°から0°までの結果

ガントリーを180°から0°まで回転させた時に発生した照度変化と、可視光撮影および赤外線撮影を用いた動き検出の誤差を Table 4.3 および Fig. 4.15 に示す。

Table 4.3: ガントリーを180°から0°まで回転させた時に発生した照度変化に対する可視光撮影と赤外線撮影の検出誤差の比較 (mean ± SD[max] in mm)

moving direction	counterclockwise (from 180 to 0 deg.)	
lighting condition	visible light	infrared light
right ear	10.0 ± 13.0[33.5]	0.19 ± 0.08[0.32]
nose	17.9 ± 13.9[35.0]	0.25 ± 0.12[0.41]
left ear	5.6 ± 5.15[13.5]	0.13 ± 0.06[0.20]

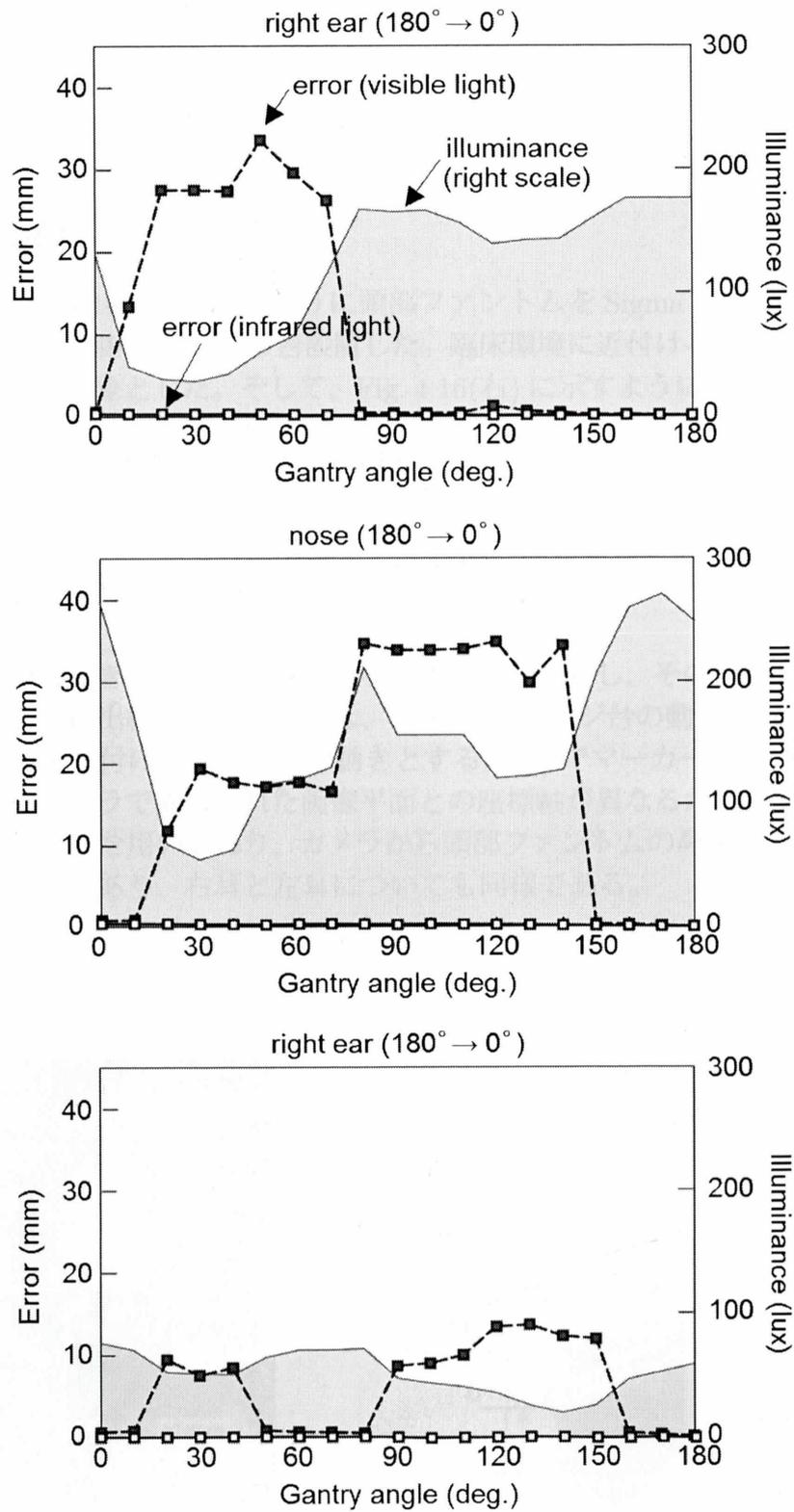


Fig. 4.15: 上：右耳における結果，中央：鼻における結果，下：左耳における結果

## 4.4 動的な頭部ファントムを用いた精度測定

本システムの精度を定量的に評価するために、人の頭部を模したファントムを用いて動体追跡を行い、動きの検出精度を測定する実験を行った。

### 4.4.1 実験条件

本実験では、Fig. 4.16(左)に示すように頭部ファントムをSigma Tech製のステージ上に設置し、その周囲にUSBカメラを3台設置した。臨床環境に近付けるため、それぞれのカメラは鼻と両耳を撮影対象とした。そして、Fig. 4.16(右)に示すように、2つの実験を行った。

- (i) ステージを1.0 mm/secのスピードで10 mm 垂直に下降させた後、同様に10 mm 上昇させた
- (ii) ステージを1 deg./secのスピードで3 deg. 反時計回りさせた後、6 deg. 時計回りさせ、3 deg. 反時計回りさせた

頭部模型の実際の動きと、システムによる検出結果を比較し、その精度を評価した。ただし、システムによる検出結果の比較対象は、(i)ではステージ台の動き、(ii)では頭部ファントムの鼻と両耳に張り付けたマーカーの動きとする。(ii)でマーカーを用いるのは、ステージ台の回転移動とカメラで撮影された画像平面との座標軸が異なるためである。画像サイズはVGA (640 × 480) を用いており、カメラから頭部ファントムの鼻までの距離は10 cm (1 pixel = 0.158 mm) であり、右耳と左耳についても同様である。

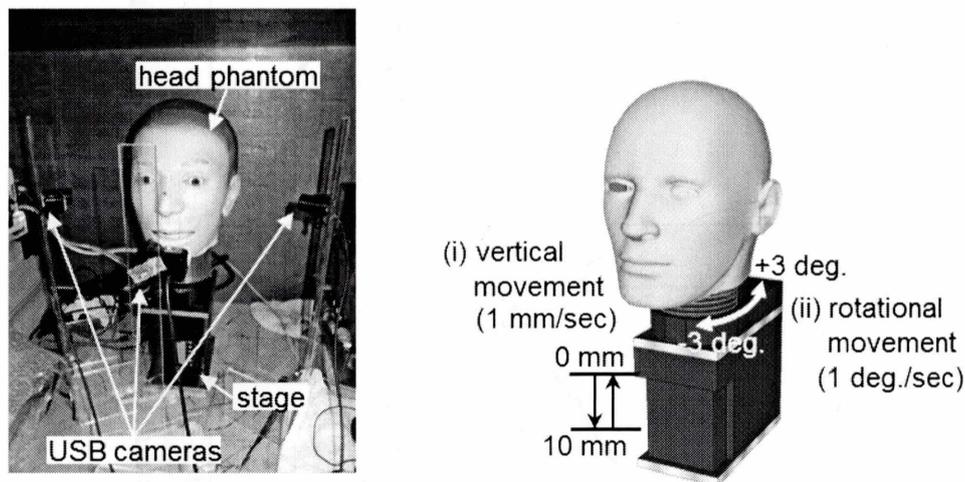


Fig. 4.16: 左：頭部ファントム、ステージ台およびUSBカメラの配置，右：ステージ台の可動範囲

## 4.4.2 実験結果

### 4.4.2.1 (i) 垂直方向の移動

Fig. 4.17 および Table 4.4 に垂直方向にステージ台を動かした時の、ステージ台の実際の動きと本システムの検出結果の比較を示す。

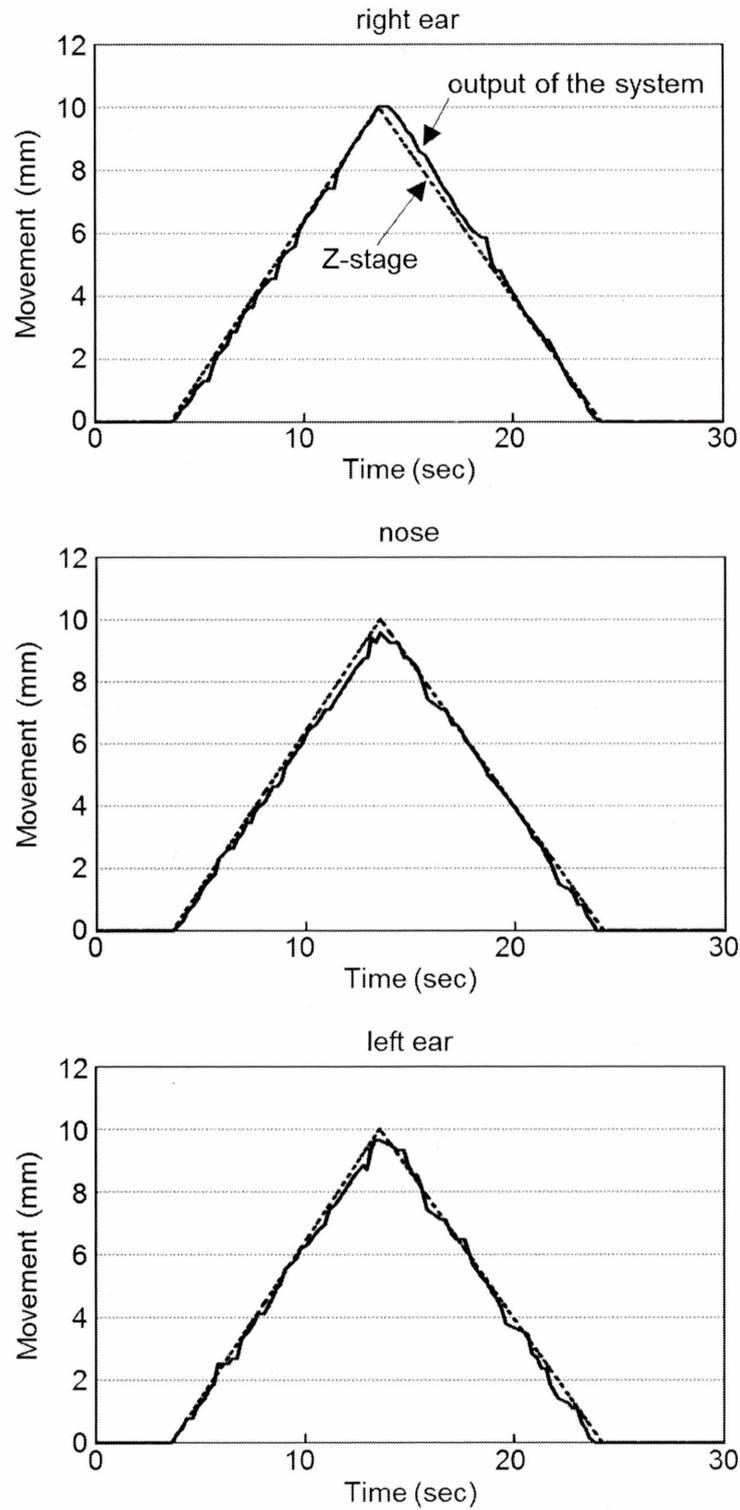


Fig. 4.17: 上：右耳における結果，中央：鼻における結果，下：左耳における結果

Table 4.4: ステージ台の垂直方向の動きとシステムによる垂直方向の動き検出結果の比較 (mean  $\pm$  SD[max] in mm)

Vertical movement (113 frames)		
	Horizontal direction	Vertical direction
right ear	0.133 $\pm$ 0.145[0.475]	0.148 $\pm$ 0.181[0.725]
nose	0.102 $\pm$ 0.170[0.633]	0.132 $\pm$ 0.148[0.623]
left ear	0.195 $\pm$ 0.203[0.475]	0.135 $\pm$ 0.149[0.678]

#### 4.4.2.2 (ii) 水平方向の移動

Table 4.5 および Fig. 4.18 にステージ台を回転させた時の、頭部ファントムに張り付けたマーカーの動きと本システムの検出結果の比較を示す。

Table 4.5: ステージ台を回転させた時の頭部ファントムに張り付けたマーカーの動きとシステムによる水平方向の動き検出結果の比較 (mean  $\pm$  SD[max] in mm)

Rotational movement (97 frames)		
	Horizontal direction	Vertical direction
right ear	0.078 $\pm$ 0.097[0.391]	0.038 $\pm$ 0.067[0.158]
nose	0.184 $\pm$ 0.217[0.890]	0.047 $\pm$ 0.076[0.317]
left ear	0.065 $\pm$ 0.090[0.317]	0.047 $\pm$ 0.072[0.158]

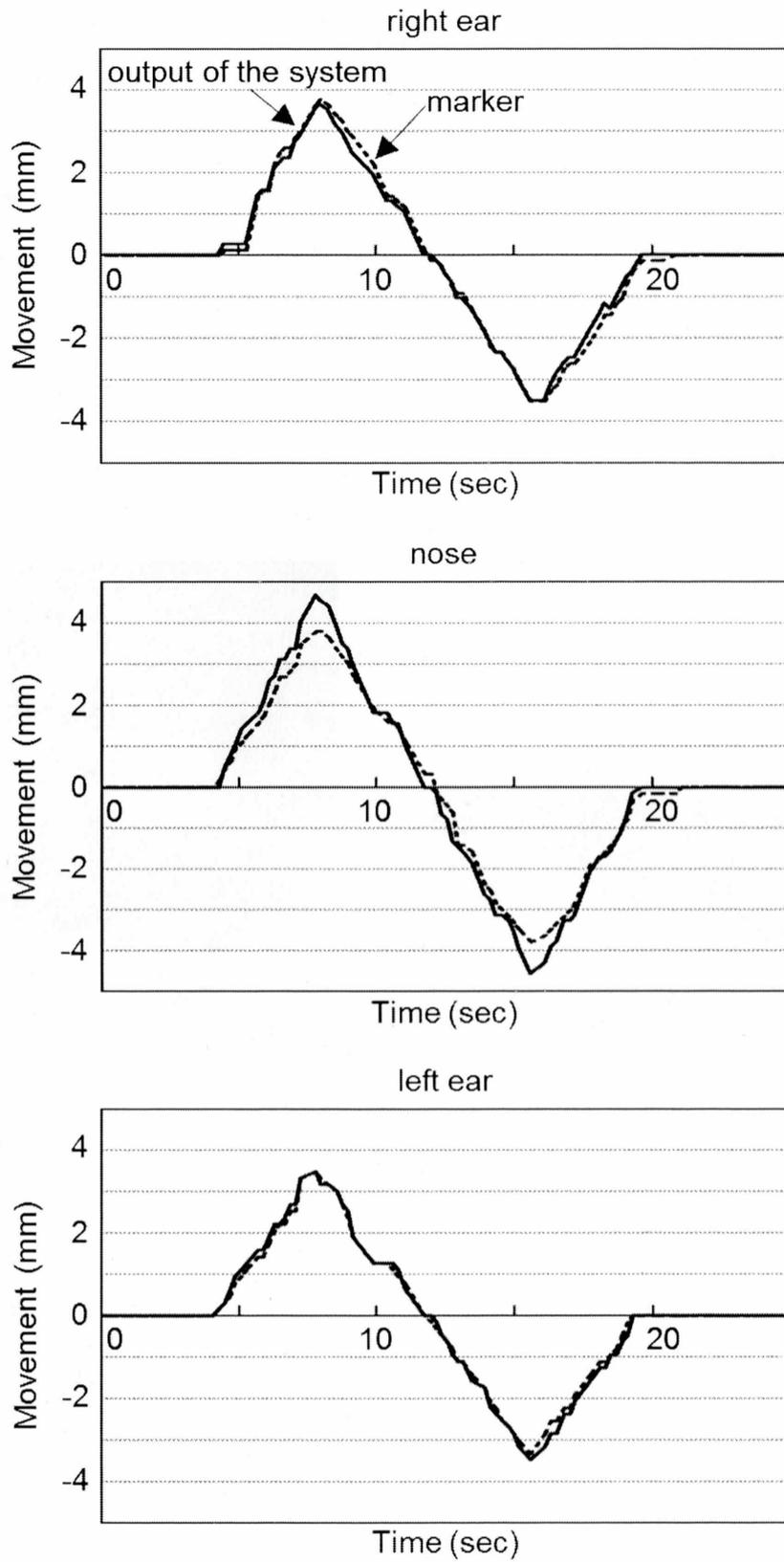


Fig. 4.18: 上：右耳における結果，中央：鼻における結果，下：左耳における結果

## 4.5 ボランティアに対する精度測定

システムの有効性を確かめるために、ボランティアに対してシステム稼働実験を行った。

### 4.5.1 実験条件

実際の治療条件に近づけるため、実際の臨床で用いられる歯形を模したもののボランティアに合わせて作成し、固定器具に固定された歯型を噛んだ状態で頭部が大きく動かないように実験を行った。実験の様子を Fig. 4.19 に示す。顔表面の動きに対する追跡精度を示すため、ボランティアの鼻と耳に貼り付けたマーカの動きを手動で追跡し、システムによる検出結果とそれを比較する手法を用いた。画像サイズは VGA (640 × 480) を用いており、カメラからボランティアの鼻までの距離は 4.5 cm (1 pixel = 0.0741 mm)、右耳までの距離は 8 cm (1 pixel = 0.130 mm)、左耳までの距離は 7 cm (1 pixel = 0.116 mm) であった。

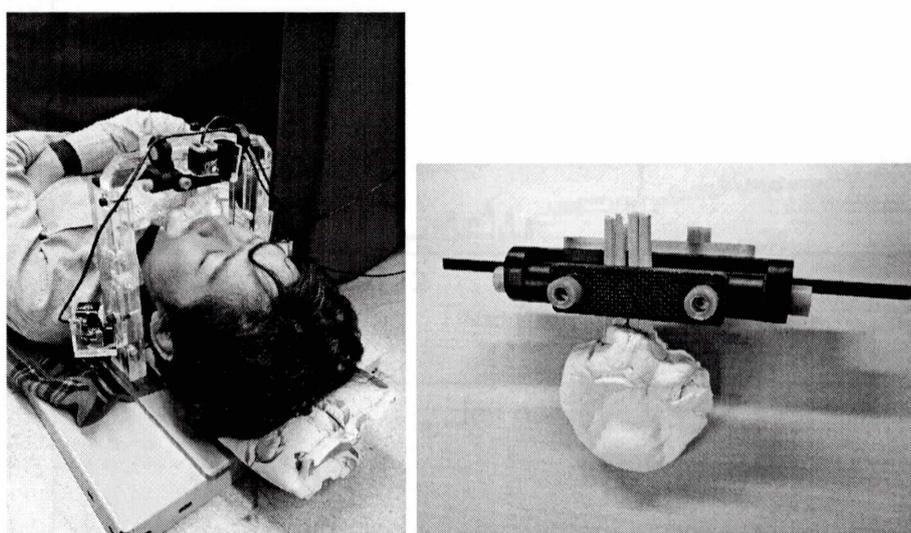


Fig. 4.19: 左：実験の様子，右：作成した歯形

### 4.5.2 実験結果

Table 4.6 および Fig. 4.19 にボランティアの鼻と両耳に張り付けたマーカとシステムの検出結果の比較を示す。

Table 4.6: ボランティアの鼻と両耳に張り付けたマーカとシステムの検出結果の比較 (mean  $\pm$  SD[max] in mm)

	Detection error
right ear	0.108 $\pm$ 0.080[0.364]
nose	0.049 $\pm$ 0.049[0.279]
left ear	0.076 $\pm$ 0.057[0.260]

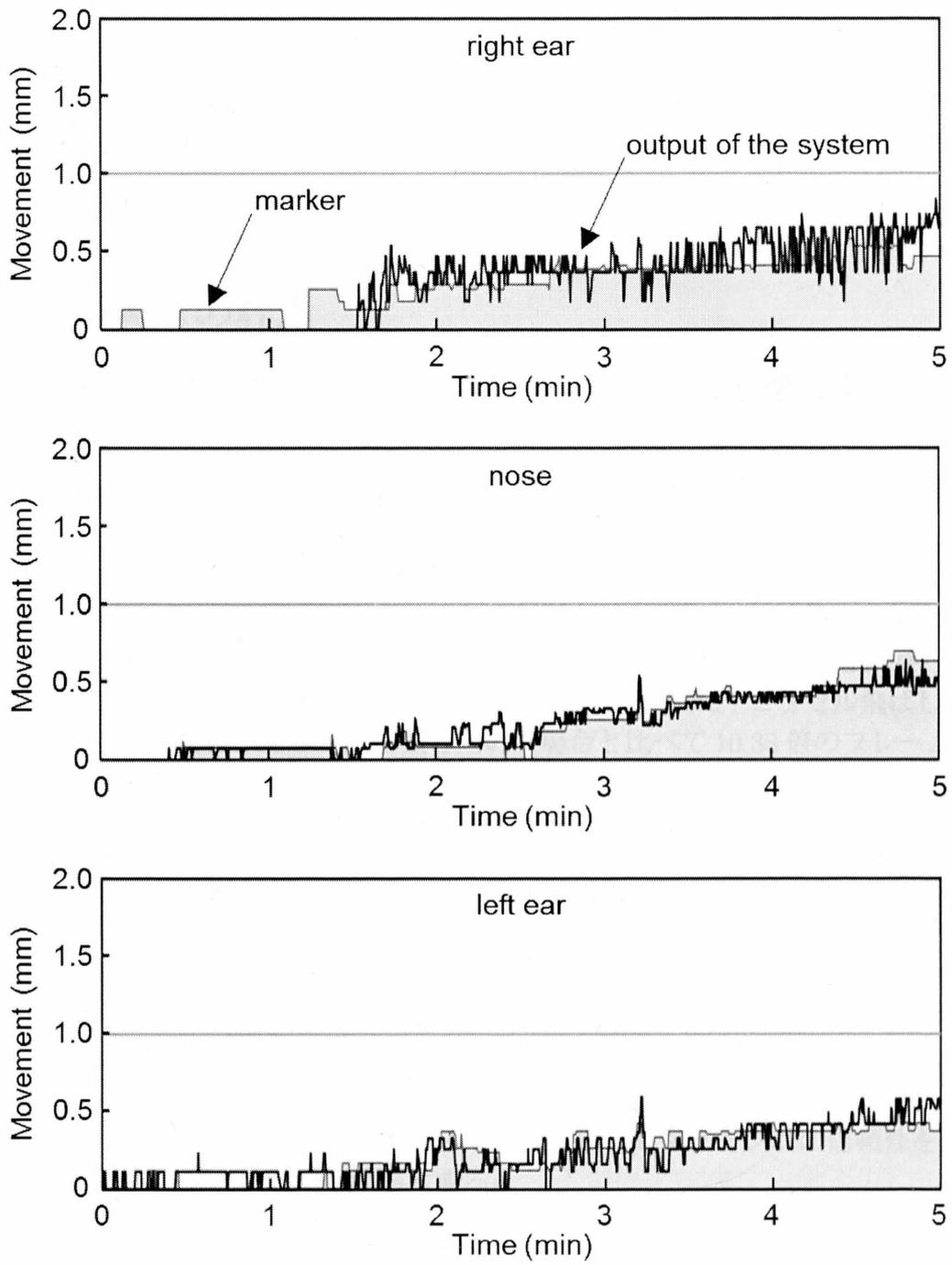


Fig. 4.20: ボランティアの鼻と両耳に張り付けたマーカーとシステムの検出結果の比較

# 第5章 考察

## 5.1 処理速度の計測

### 5.1.1 平均二乗誤差のサンプルピクセル数に対する処理時間と検出精度の比較

平均二乗誤差のサンプルピクセル数を削減することにより、処理時間を大幅に短縮できることが分かった。Fig. 4.5 より、静止画におけるマッチングでは、縦方向および横方向共に7ピクセル飛ばしで1/64のピクセル数を用いた場合、QVGA サイズで11.5倍、VGA サイズで33.67倍の処理時間の短縮ができた。QVGA サイズでは、CPU側のメモリとGPU側のメモリ間のデータ転送時間である0.002秒程で頭打ちとなっている。Fig. 4.8 より、USBカメラ3台を用いたリアルタイム探索では、縦方向および横方向共に7ピクセル飛ばしで1/64のピクセル数を用いた場合、全ピクセル数を用いた場合と比べて10.38倍のフレームレートを実現できた。静止画の場合より伸び率が低いのは、リアルタイム探索の場合、インターフェイスの描画等マッチング以外の処理も多く含まれているためであると考えられる。

また、マッチングの精度に関しては、静止画の場合は全ての場合で誤差が発生しなかった。一方、リアルタイム探索では、1/64のピクセル数を用いた時に最大0.14 mmの誤差が発生した。撮影対象は静止した頭部ファントムであるため、全く誤差が発生しないことが望ましい。本システムでは、現在縦方向および横方向共に3ピクセル飛ばしで1/16のピクセル数をサンプルして平均二乗誤差を行っている。この実験の結果より、サンプル数をさらに減らしてもマッチング精度はおそらく落ちないものと思われる。しかし、我々は臨床で本システムを運用するために、5 fps以上のフレームレートで動き検出が行える事を要件としているため、必要以上に平均二乗誤差計算のサンプル数を減らしてマッチングの信頼性を落とさず、1/16ピクセルのサンプル数を用いる事とする。

### 5.1.2 他の手法とのフレームレートの比較

我々の従来のシステムではアクティブ探索法によって高い類似度を持つ探索点を絞り込んだ後、その限られた点に対して平均二乗誤差を類似尺度にしたマッチングを行う事で精度を確保した。何故なら、アクティブ探索法は類似尺度に色ヒストグラムを用いており、物体の形状変形に安定という特徴があるが、精度に欠けるという問題があるからである。そのため、アクティブ探索法のみで動き検出を行った際よりフレームレートがわずかに下がっている。また、その手法にOpenMPを組み合わせた場合は1.81倍のフレームレートを実現した。OpenMPによるスレッドの分け方は、カメラ3台分の処理を3スレッドに分け、それぞれのスレッドでカメラ1台分の処理を並列に行った。そして、我々が本システムに採用したCUDAによるGPGPUを用いた平均二乗誤差を類似尺度としたテンプレートマッチングを行ったところ、従来の我々のシステムにOpenMPを用いた際の11.62倍である7.62 fpsでの動き検出を実現した。つまり、カメラ3台分のマッチングおよび後処理を0.131秒で行い、

0.044 秒で1 フレーム分の処理を行ったことになる。我々は臨床において、5 fps のフレームレートで動きを検出できれば、患者の突然の動きによる予期せぬ X 線照射を避けるのに十分だと考えている。したがって、CUDA を用いた我々のシステムは実際の治療に用いるのに十分な処理速度を有していると考えられる。

## 5.2 照明変動発生時の精度測定

実験を行った治療室では、リニアックと蛍光灯の位置関係によって患者の顔表面に 20 lux から 270 lux の照度変化が発生した。鼻と両耳の位置における照度の変化を、Fig. 4.14 および Fig. 4.15 の右軸に示す。

可視光を用いた撮影では、ガントリーの回転移動によって患者の顔表面に照明変動が発生すると、その度合いによって誤差が発生した。Fig. 4.14(上) より、ガントリーを  $0^{\circ}$  から  $180^{\circ}$  まで回転させた時の右耳に対する探索では、 $10^{\circ}$  から  $60^{\circ}$  の間に照度が下がっているため、大幅な誤差が発生した。 $80^{\circ}$  以降は、 $0^{\circ}$  の時点より照度が高いが、大きな誤差は発生していない。Fig. 4.15(上) より、ガントリーを  $180^{\circ}$  から  $0^{\circ}$  まで回転させた時の右耳に対する探索では、 $50^{\circ}$  付近の誤差がガントリーを  $0^{\circ}$  から  $180^{\circ}$  まで回転させた時よりも大きくなった。なお、ガントリーを  $0^{\circ}$  から  $180^{\circ}$  まで回転させた時のみ、 $150^{\circ}$  から  $170^{\circ}$  で誤差が発生している。これは、その角度の照度が  $0^{\circ}$  の照度より高いため、入力フレーム画像の輝度が全体的に高くなったためだと考える。

Fig. 4.14(中央) より、ガントリーを  $0^{\circ}$  から  $180^{\circ}$  まで回転させた時の鼻に対する探索では、 $20^{\circ}$  から  $40^{\circ}$  までの間に照度が大幅に下がっているものの、誤差は大きく発生しなかった。 $80^{\circ}$  での照度は  $0^{\circ}$  の時点の値に近づくが、誤差は下がっていない。それ以降の角度では、照度が下がると誤差が大きくなり、照度が上がって  $0^{\circ}$  での照度に近づくとき誤差が減少する様子が見られる。Fig. 4.15(中央) より、ガントリーを  $180^{\circ}$  から  $0^{\circ}$  まで回転させた時の右耳に対する探索では、 $20^{\circ}$  から  $40^{\circ}$  までの間に誤差が大きくなっているため、ガントリーを  $0^{\circ}$  から  $180^{\circ}$  まで回転させた時よりも予想に近い結果となった。

Fig. 4.14(下) より、ガントリーを  $0^{\circ}$  から  $180^{\circ}$  まで回転させた時の鼻に対する探索では、 $20^{\circ}$  から  $50^{\circ}$  で照度が減少するために誤差が大きくなり、 $60^{\circ}$  から  $80^{\circ}$  では  $0^{\circ}$  での照度に近づくため、誤差が収まっている。それ以降も照度が減少すると誤差が大きくなり、照度が元に戻ると誤差が小さくなっている。Fig. 4.15(下) より、ガントリーを  $180^{\circ}$  から  $0^{\circ}$  まで回転させた時の右耳に対する探索では、発生した誤差がガントリーを  $0^{\circ}$  から  $180^{\circ}$  まで回転させた時とほとんど同様の推移をしている。

その一方で、赤外線を用いた撮影では、いずれの結果においても誤差がほとんど発生せず、照度の変化の影響をほとんど受けずに探索が行えていることが分かる。可視光撮影では、動き検出の誤差が耳領域で最大 33.5 mm、鼻領域で最大 35.0 mm 発生した。それに対して、赤外線を用いた撮影の際に発生した誤差は、耳領域で最大 0.46 mm、鼻領域で最大 0.89 mm であった。また、ガントリーを  $0^{\circ}$  から  $180^{\circ}$  まで回転させた時と  $180^{\circ}$  から  $0^{\circ}$  まで回転させた時の結果は可視光撮影における誤差の多少の推移の違いはあったが、ほぼ同様の結果となった。以上より、赤外線撮影を用いた本システムは、可視光の照明変動の影響をほとんど受けず、ロバストな探索が可能であることが示された。

### 5.3 動的な頭部ファントムを用いた精度実験

Fig. 4.17 より、ステージ台を垂直方向に動かした時、本システムはステージ台の移動に応じて精度の高い動き検出が行えていることが分かる。垂直方向の平均誤差は鼻と両耳において 0.148 mm 以下であり、最大値は右耳で発生した 0.725 mm であった。水平方向は、移動距離 0 mm を基準として誤差を計測した。その結果、平均誤差は 0.195 mm 以下であり、最大値は鼻で発生した 0.633 mm であった。

Fig. 4.18 より、ステージ台を水平に回転させた時、本システムは高い精度で頭部ファントムに張り付けたマーカーの動きを追跡できていることが分かる。しかし、鼻領域において、両耳の領域よりも誤差が大きく発生してしまっている。これは、鼻を正面から撮影した時、頭部の回転によって鼻の形状が耳よりも変化しやすいためであると考えられる。だが、鼻領域の水平方向の検出誤差は最大で 0.89 mm であり、システム運用に問題はないと判断した。鼻と両耳の水平方向の平均誤差は 0.184 mm 以下であり、最大値は前に述べた鼻領域における 0.89 mm であった。垂直方向は、移動距離 0 mm を基準として誤差を測定した。その結果、平均誤差は 0.047 以下であり、最大値は 0.317 mm であった。

移動距離 0 mm を基準とした垂直方向にステージ台を移動したときの水平方向の誤差が、同じく 0 mm を基準とした水平方向にステージ台を回転させたときの垂直方向の誤差より大きいのは、ステージ台が昇降する際の振動で、頭部ファントムが水平方向に多少揺れてしまったためだと考えられる。

この実験では、カメラと鼻と両耳のそれぞれの部位の距離が 10 cm の条件で実験を行った。臨床で本システムを用いると仮定した場合、カメラアームの位置関係からカメラの距離が 10 cm 以上になることはないと考えている。カメラの距離を離すほど動き検出の分解能が下がってしまうが、10 cm の距離においても 0.9 mm 未満の誤差で検出できることが本実験で示された。臨床において、治療中の X 線照射の許容誤差は 2 mm のため、本システムは臨床での使用条件を満たしていると考えられる。

### 5.4 ボランティア被験者に対する精度測定

臨床での本システムの運用を想定して、ボランティア被験者に対して実験を行った。右耳領域において、患者の右耳およびマーカーに小刻みな移動が発生したが、最大誤差は 0.364 mm に抑えられた。Fig. 4.19 より、鼻と両耳の平均誤差は 0.108 mm 以下、および最大値は先に述べた右耳領域における 0.364 mm となった。この実験により、ボランティアに対しても高精度な動き検出が行えた。したがって、本システムの臨床での可用性を示すことが出来た。

## 第6章 まとめ

我々は、GPGPUを用いた動き検出システムを開発し、臨床に近い環境においてその性能を評価した。その結果、VGAサイズの画像を用いる事で誤差0.9 mm以下の精度で検出が行えた。また、7 fps以上のフレームレートで動き検出が可能であった。この結果は、実際の治療での本システムの有効性を示している。

# 謝辞

本研究にあたり、全般に渡ってご指導頂きました尾川浩一教授、様々なアドバイスを頂きました彌富仁准教授、間宮剛氏、システムの開発と実験で協力して頂いた東海大学医学部の国枝悦夫氏、花田剛士氏をはじめとする慶應義塾大学病院放射線科の方々、被験体として実験を手伝ってくれた鬼山将氏、中村翔太氏、および尾川研究室の方々に感謝致します。

## 参考文献

- [1] Benedict SH, Bova FJ, Clark B, Goetsch SJ, Hinson WH, Leavitt DD, et al. Anniversary Paper: The role of medical physicists in developing stereotactic radiosurgery. *Med Phys.* 2008;35(9):4262-77
- [2] Murase H, Vinod VV. Fast visual search using focused color matching -active search-. *Systems Comput in Japan.* 2000;31(9):81-8
- [3] Ogawa K, Mamiya G, Iyatomi H, Oku Y, Kunieda E. Motion detection system with three USB cameras and active search algorithm for stereotactic radiosurgery. *Proc world congress on med phys biomed eng (WC2009).* 2009;25(1):37-40.
- [4] 山川拓也、尾川浩一、彌富仁、国枝悦夫：“放射線治療のための照明変動にロバストな動き検出システムの開発”、第29回日本医用画像工学会大会（*Med. Imag. Tech.*, vol.28, OP7-2, Supplement）, 2010
- [5] Nickolls J, Buck I, Garland M, Skadron K. Scalable parallel programming with CUDA. *Queue.* 2008;6(2):40-53
- [6] 山川拓也、尾川浩一、彌富仁、国枝悦夫：“定位放射線治療のためのGPGPUを用いた動き検出システムの開発”、第101回日本医学物理学会学術大会報文集 医学物理、vol.31、sup.1、p.120, 2011
- [7] Yamakawa T, Ogawa K, Iyatomi H, Kunieda E. Feasibility evaluation of a motion detection system with face images for stereotactic radiosurgery. *Proc IEEE Int'l Conf Eng Med Biol Soc (EMBS 2011).* 2011;425-28.
- [8] Shirato H, Shimizu S, Kunieda T, Kitamura K, van Herk M, Kagei K, et al. Physical aspects of a real-time tumor-tracking system for gated radiotherapy. *Int J Rad Onc Biol Phys.* 2000;48:1187-95.
- [9] Schweikard A, Shiomi H, Adler J. Respiration tracking in radiosurgery. *Med Phys.* 2004;31(10): 2738-41.
- [10] Rohlfing T, Denzler J, Grässl C, Russakoff DB, Maurer CR Jr. Markerless Real-Time 3-D Target Region Tracking by Motion Backprojection From Projection Images. *IEEE Trans Med Imag.* 2005;24:1455-68.
- [11] Wagner TH, Meeks SL, Bova FJ, Friedman WA, Willoughby TR, Kupelian PA, et al. Optical Tracking Technology in Stereotactic Radiation Therapy. *Med Dosim.* 2007;32(2):111-20.

- [12] Wilbert J, Meyer J, Baier K, Guckenberger M, Herrmann C, Hess R, et al. Tumor tracking and motion compensation with an adaptive tumor tracking system (ATTS): System description and prototype testing. *Med Phys*. 2006;35(9):3911-21.
- [13] Willoughby TR, Kupelian PA, Pouliot J, Shinohara K, Aubin M, Roach M 3rd, 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(2):528-34.
- [14] Balter JM, Wright JN, Newell LJ, Friemel B, Dimmer S, Cheng Y, et al. Accuracy of a wireless localization system for radiotherapy. *Int J Radiat Oncol Biol Phys*. 2005;61(3):933-7.
- [15] Santanam L, Malinowski K, Hubenshmidt J, Dimmer S, Mayse ML, Bradley J, et al. Fiducial-Based Translational Localization Accuracy of Electromagnetic Tracking System and On-Board Kilovoltage Imaging System. *Int J Radiat Oncol Biol Phys*. 2008;70(3):892-9.
- [16] Dagum L, Menon R. OpenMP: an industry standard API for shared-memory programming. *Comput Sci & Eng* 1998;5(1):46-55

# 発表論文

## 原著および査読付国際会議論文

1. T. Yamakawa, K. Ogawa, H. Iyatomi, et al., "Feasibility evaluation of a motion detection system with face images for stereotactic radiosurgery," Proceeding of the 33rd Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society, PP.425-428, 2011.
2. T. Yamakawa, K. Ogawa, H. Iyatomi, et al., "Motion detection system accelerated by GPGPU for stereotactic radiosurgery," Radiological Physics and Technology (投稿中)

## 国際会議における発表

1. T. Yamakawa, K. Ogawa, H. Iyatomi, et al., "Feasibility evaluation of a motion detection system with face images for stereotactic radiosurgery," The 33rd Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society, Boston, USA, 8/31-9/3, 2011.

## 国内の学会での発表

1. 山川拓也、尾川浩一、彌富仁、国枝悦夫：“放射線治療のための照明変動にロバストな動き検出システムの開発”、第29回日本医用画像工学会大会 (Med. Imag. Tech., vol.28, OP7-2, Supplement) , 2010/7/30-31 (伊勢原)
2. 山川拓也、尾川浩一、彌富仁、国枝悦夫：“定位放射線治療のためのGPGPUを用いた動き検出システムの開発”、第101回日本医学物理学会学術大会報文集 (医学物理、vol.31、sup.1、p.120) , 2011/5/9-20 (震災のためWeb開催)

## 付録A カメラ固定アームの設計図

本システムでは、バイトプレート固定に用いる固定台に設置するカメラ固定アームを独自に設計、作成した。この付録では、アクリル製のカメラ固定アームを技師に作成依頼するために作図した設計図を示す。

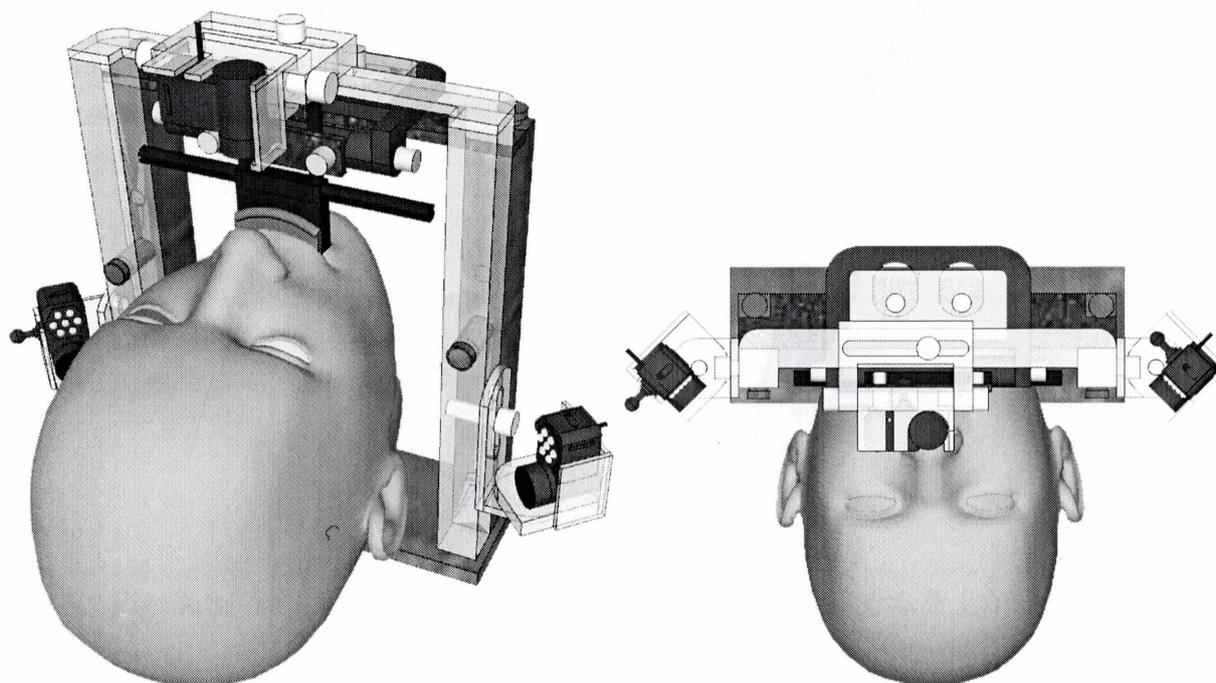


Fig. A.1: 左：バイトプレート固定台に装着したカメラアームと患者，右：上から見た図

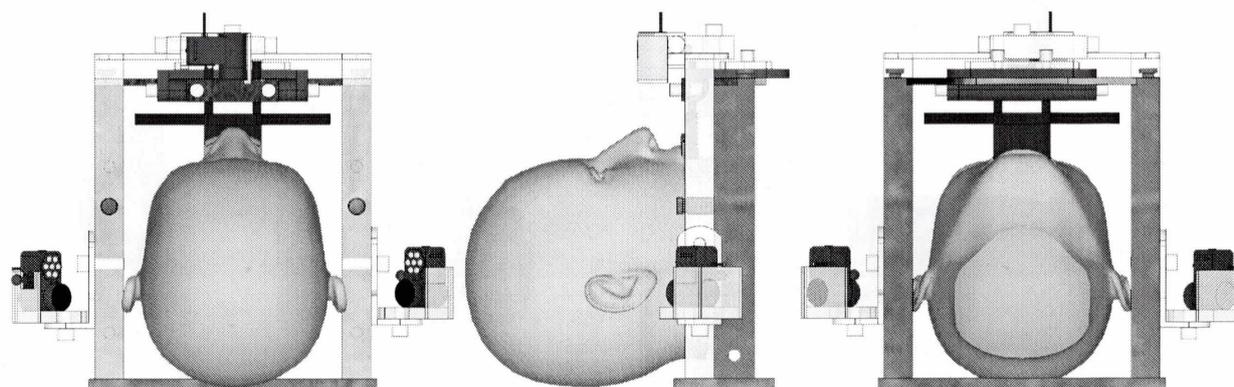


Fig. A.2: 左：前から見た図，中央：横から見た図，右：後ろから見た図

Fig. A.3(上) にカメラアームの部品番号を示す。次ページ以降に各部品の詳細図を示す。

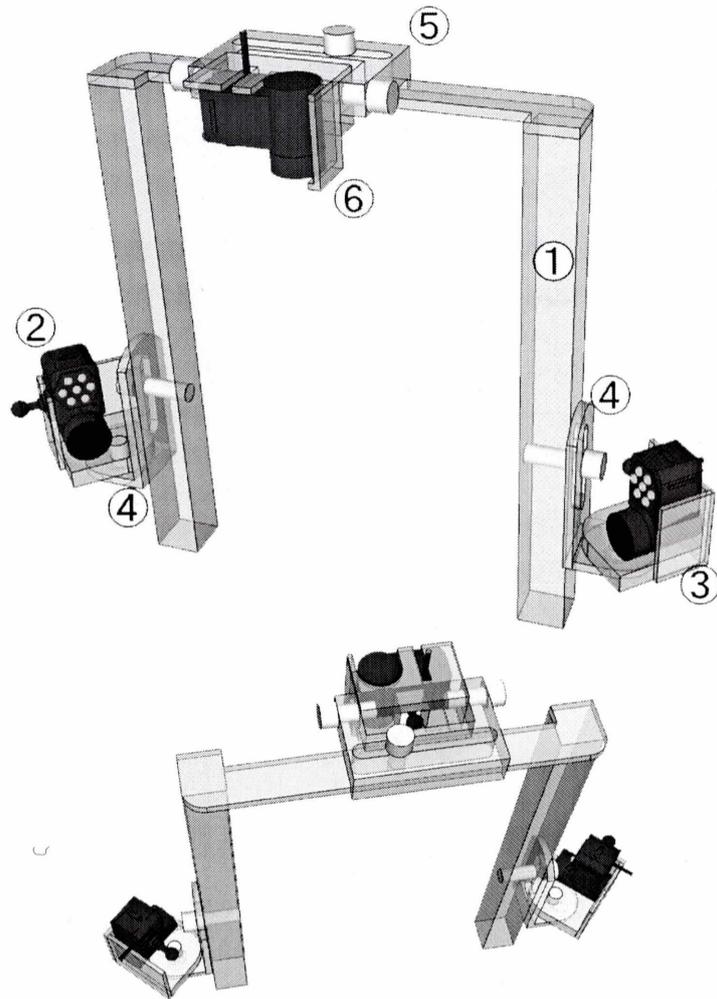


Fig. A.3: 上：カメラアームの部品番号，下：カメラアームを上から見た図

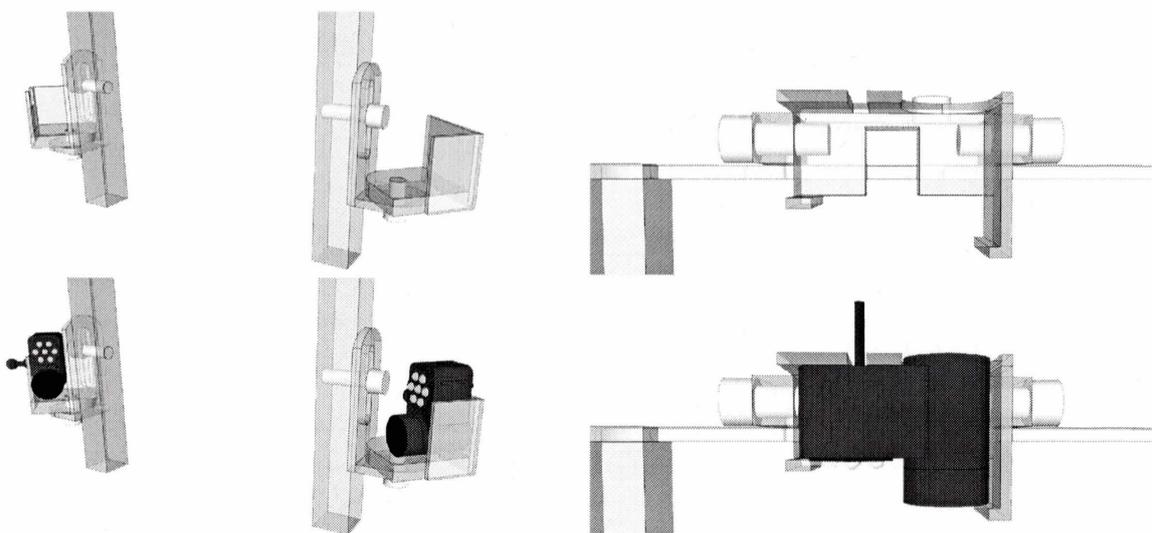


Fig. A.4: 左上：両耳用カメラ固定部品，左下：両耳用カメラ装着時，右上：鼻用カメラ固定部品，右下：鼻用カメラ装着時



部品 2 の詳細図を以下に示す。

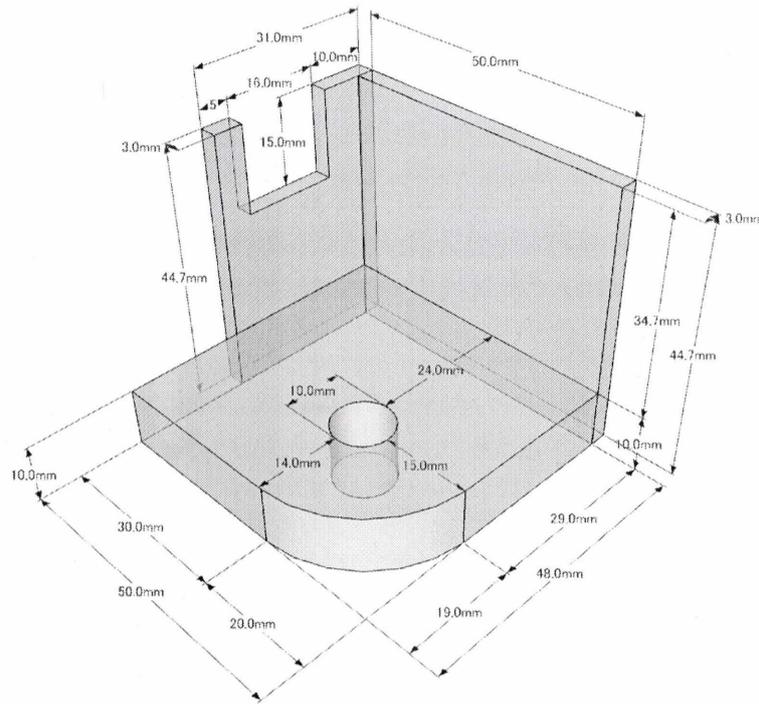


Fig. A.7: 部品 2

部品 3 の詳細図を以下に示す。

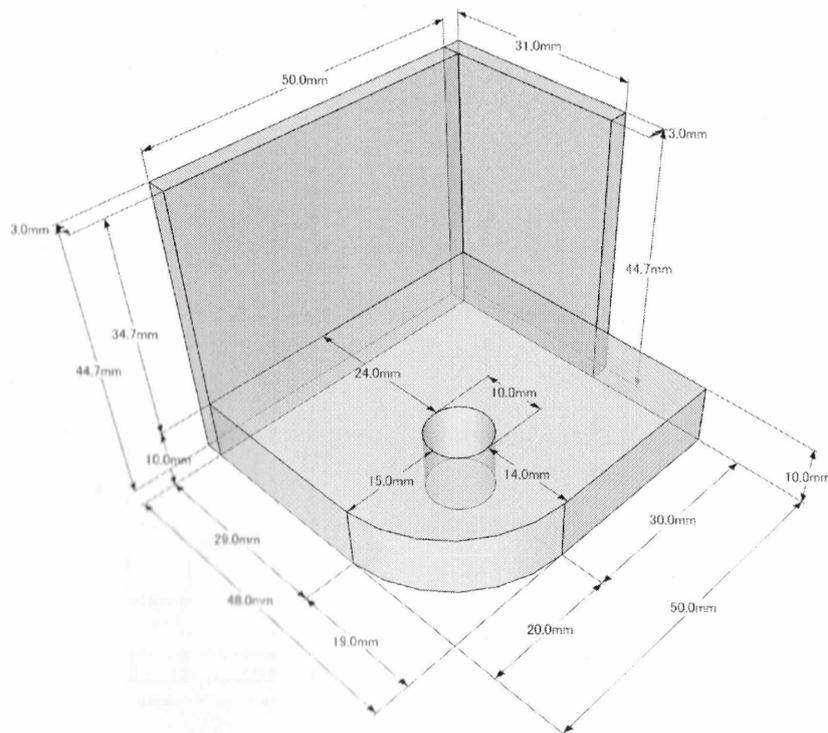


Fig. A.8: 部品 3

部品4の詳細図を以下に示す。

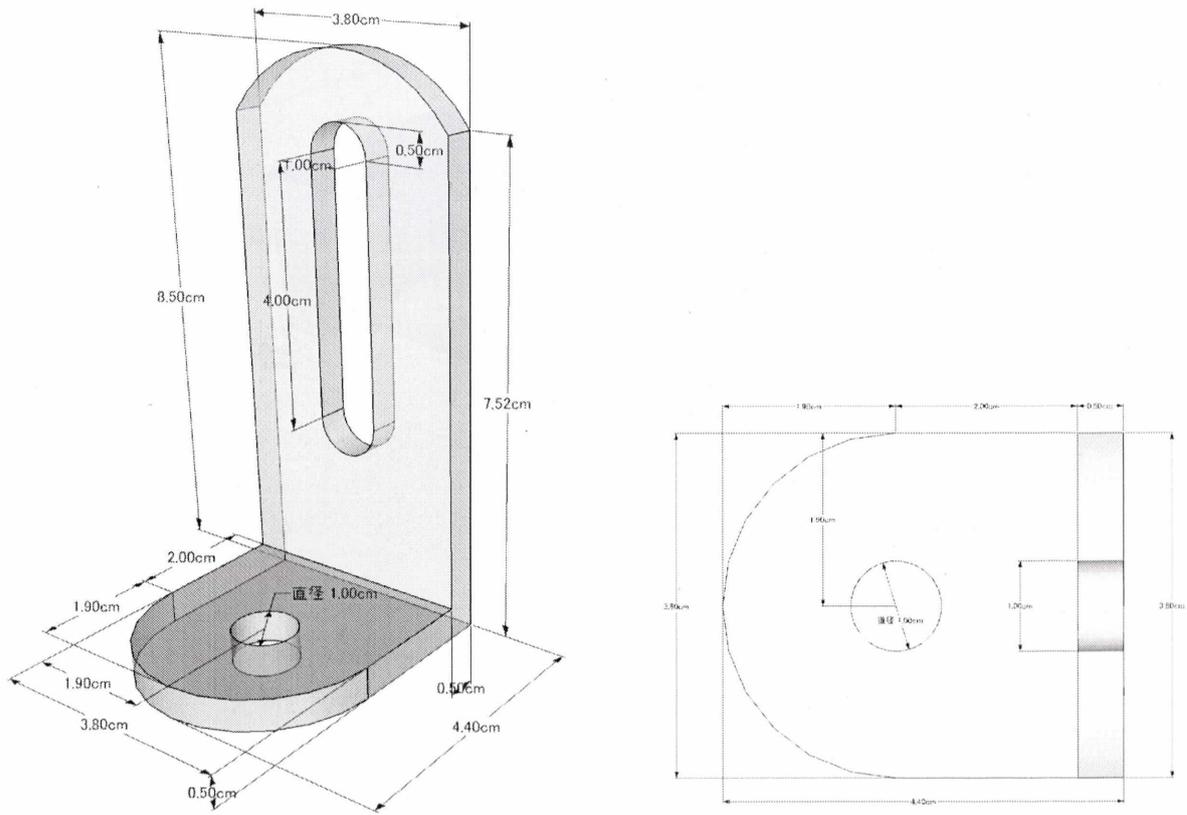


Fig. A.9: 左：部品4，右：部品4上

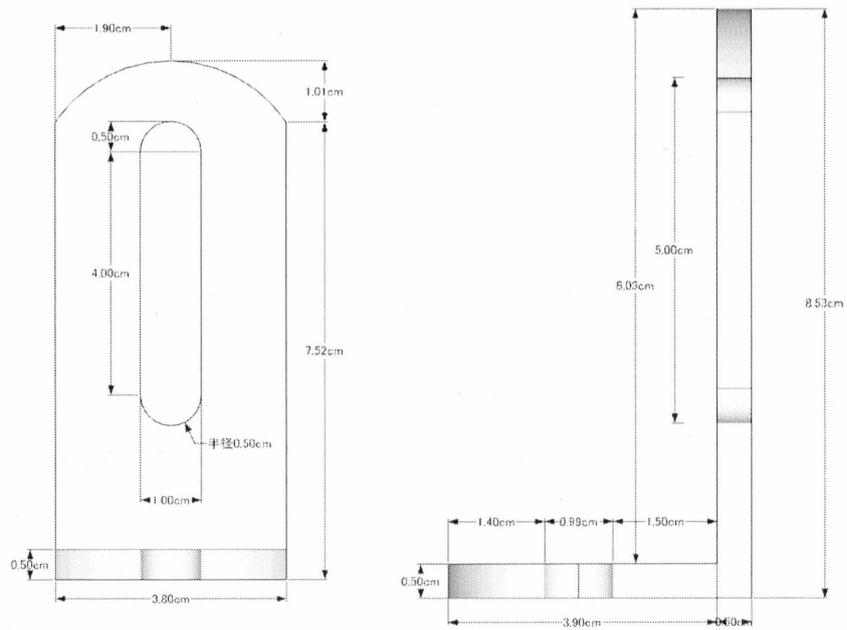


Fig. A.10: 左；部品4横，右：部品4前

部品 5 の詳細図を以下に示す。

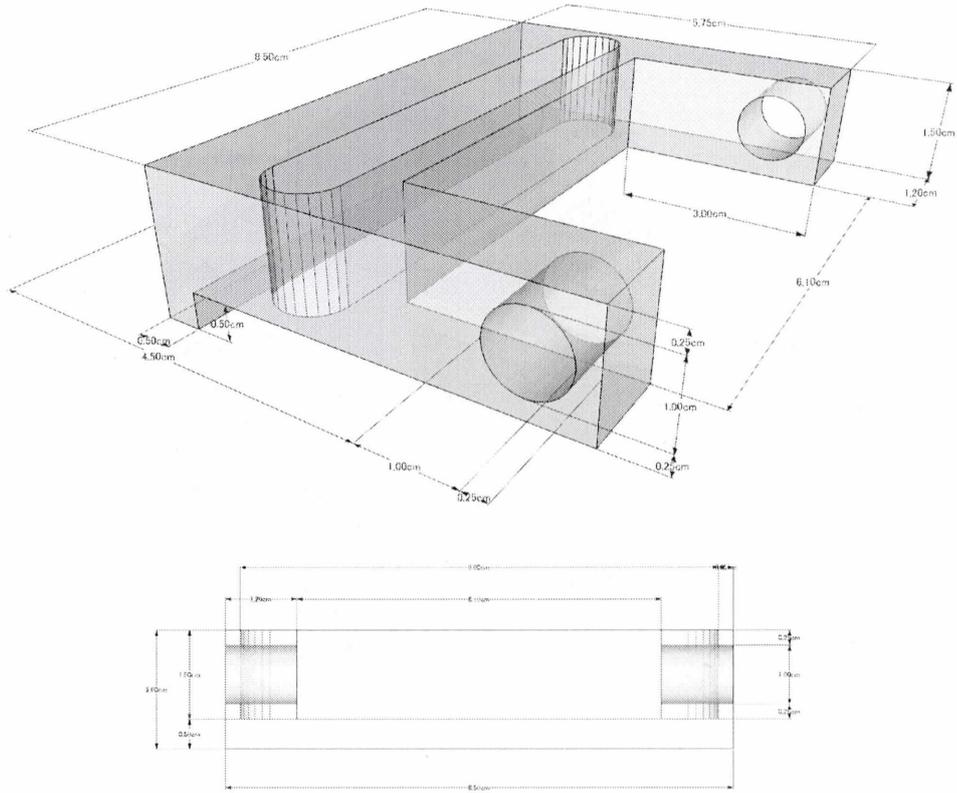


Fig. A.11: 上：部品 5 , 下：部品 5 前

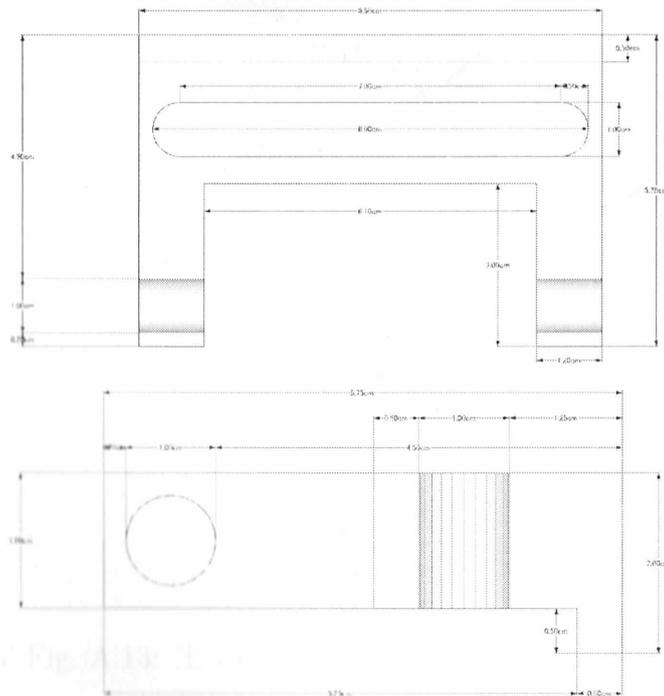


Fig. A.12: 上：部品 5 上 , 下：部品 5 横



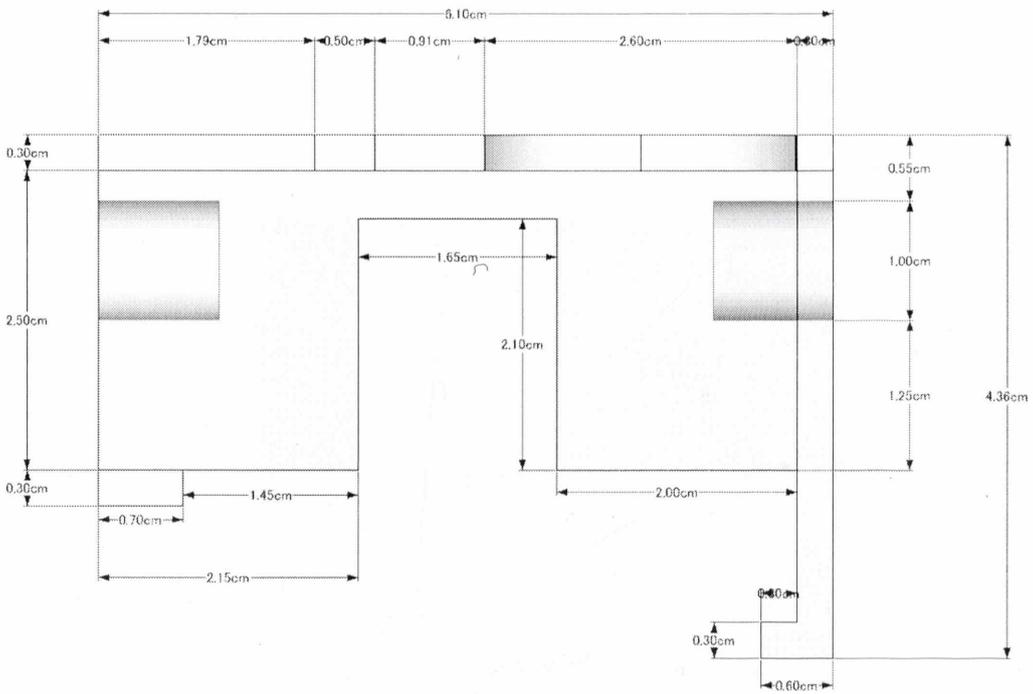
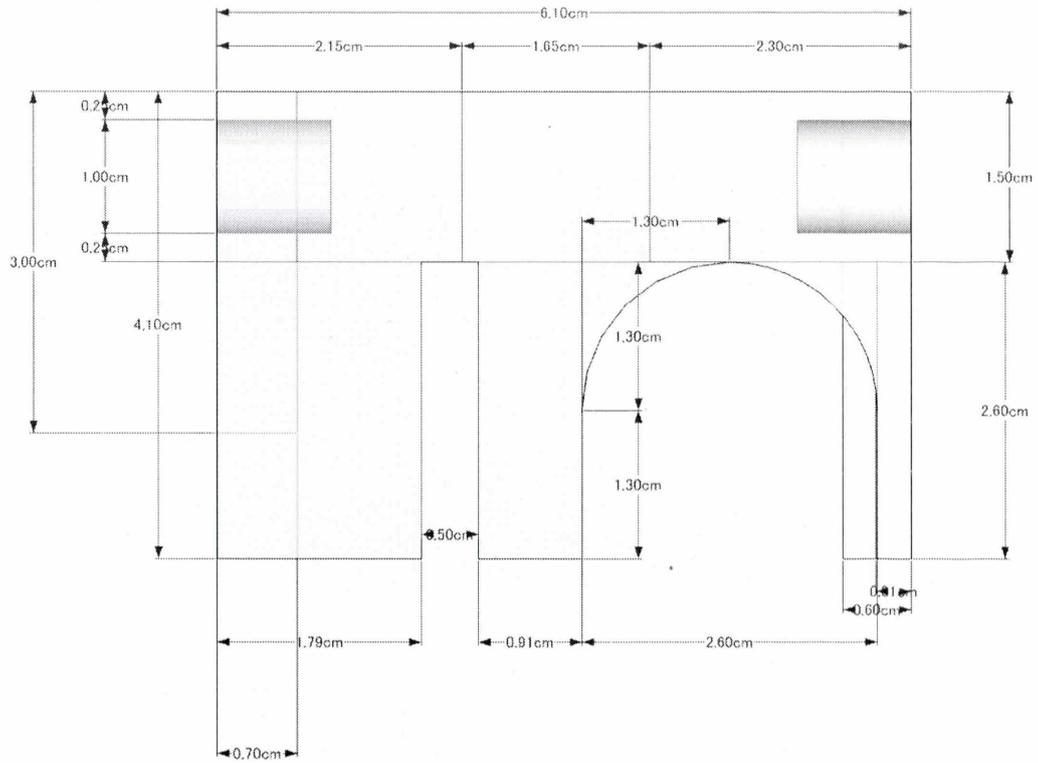


Fig. A.14: 上：部品6上，下：部品6前

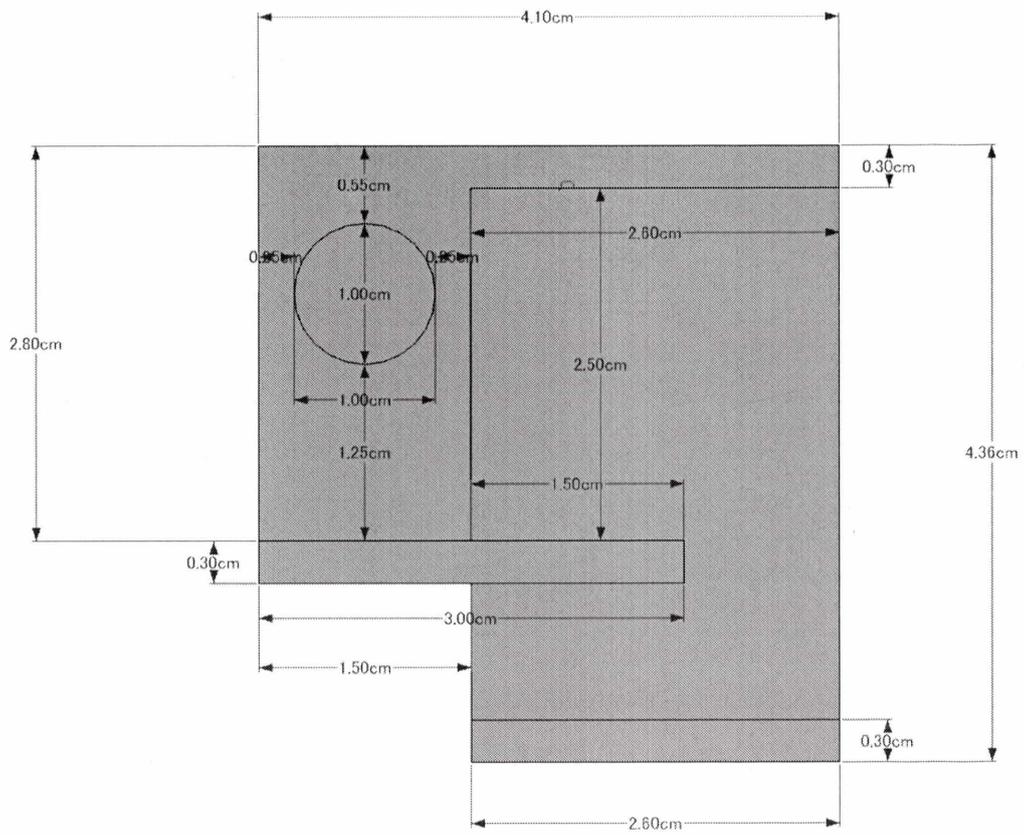
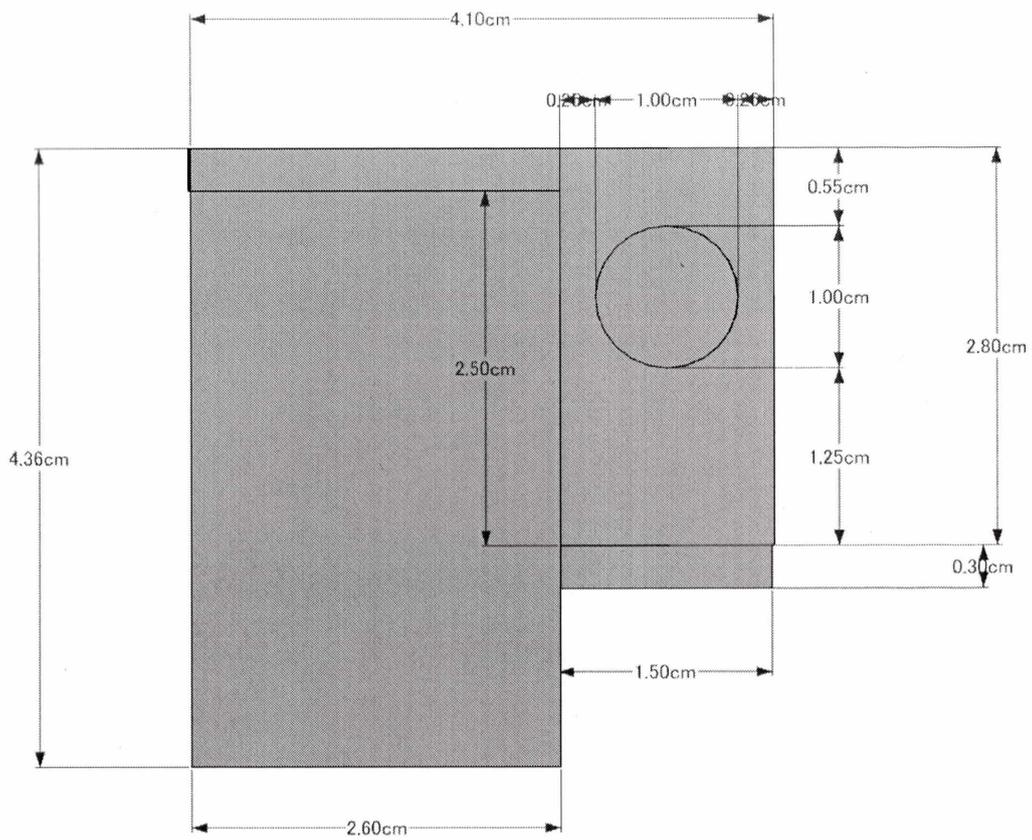


Fig. A.15: 上：部品6右，下：部品6左