

SEMINAR REPORT

最先端の三次元映像処理技術で医療の未来を拓く



東京大学大学院
工学系研究科
准教授
廖 洪 恩 氏

本日は三次元画像技術を応用した、医療支援について紹介します。「三次元画像」という言葉からまず思い浮かぶのは「三次元CG」でしょうか。遠近法に基づいて描かれたCGは立体感にあふれています。でも、それを表示するのは平面ディスプレイですから、立体像に触れることはできませんし、ましてや三次元像にもさしをあてて奥行き寸法を測ることはできません。

メガネをかけて見る「立体テレビ」も家庭に普及し始めましたが、これは、両眼視差のある画像を脳の中で立体像として認識しているだけで、実際に空間に三次元像が定位しているわけではありません。

我々の研究開発している三次元画像はそれらとは全く異なり、フルカラーの動画が可能で、任意の視点から多人数同時に裸眼で観察でき、寸法も正確ですので、手術のナビゲーションに最も適していると考えています。

最初に、低侵襲高精度手術のためのコンピュータ外科について研究の背景を、次に、医用画像の研究と三次元画像を使った手術の支援について紹介したいと思います。

その中で、我々が研究している、三次元画像、裸眼三次元ディスプレイ、動画の表示技術、Integral Videography (IV) の開発とその応用、このIV技術を用いた手術支援用三次元ナビゲーションシステムなどを紹介します。

最後に、汎用CGを利用した高画質IV画像の作成、汎用の三次元ディスプレイの開発、そして、像の奥行きが数メートルもある三次元ディスプレイ、その静止画像と動画について紹介します。

低侵襲高精度手術のための コンピュータ外科

我々の専門はコンピュータ外科です。これは低侵襲高精度手

術のための技術で、「低侵襲」とは、患者さんの治療において、できる限り体を傷つけないことを言います。例えば、腹部の手術をする場合に、大きく切開するのではなく、小さい穴を開け、その穴から内視鏡や鉗子などを中に入れて治療をするような方法です。人体内部の様子を見るのには、最近ではX線CT、MRI、三次元超音波などを使っています。この医用画像を利用して、実際の手術を支援する研究をしています。

図1に「コンピュータ外科」の目指すところを示します。

新しいテクノロジーを用いて、直接は見えないけれど治療に有効な情報の提示や、微小で正確な動きのできる鉗子などを開発し、手術する人(術者)の目や手の能力を拡張することを目指し、これらを「新しい目」、「新しい手」と呼んでいます。

術者の新しい目は、コンピュータを利用してCTやMRIの画像信号を取得して、これで三次元画像を再構成することです。

術者の新しい手は、手術デバイスの開発です。術者は鉗子、レーザー、衝撃波、薬の投入など色々な先端技術、デバイスを用いて治療します。手を正確で小さなものにすることは、患者にとって肉体的負担の軽減につながります。

画像とデバイスの統合、特に実際の画像と術中の情報の統合にもコンピュータを使用します。画像とデバイスの技術の融合にもコンピュータが必要です。これにより、新しい手術手技の確立にもつながります。

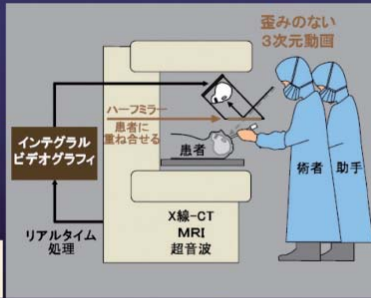
このような技術は患者にとって大きな肉体的負担の軽減、入院期間の短縮と早期社会復帰に寄与します。術者にとっても肉体と精神的な負担を軽減し、医療事故の減少と感染事故を防ぐこともできます。



図2

医療におけるリアルタイム三次元画像の重要性

1. 患部、手術器具の先端位置、傷つけてはいけない血管等、見えない内部をリアルタイムに正確な三次元像で表示
2. 複数名が患者から目を離さずにナビゲーション画像も見える
3. 手術の進行に伴う臓器変形も再撮影・即表示



低侵襲で安全な手術を実現
(患者のクオリティ・オブ・ライフ向上)

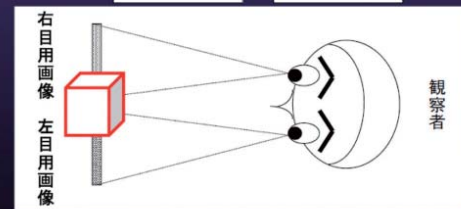
その他、

- ・手術前の診断
- ・手術シミュレーション
- ・医学教育・患者説明

見たい臓器を 任意の方向から 任意の表現で
↓
インタラクティブ性と画像の正確さが重要

図3 両眼立体視の原理

両眼立体視用視差の有る2画面



左右の目に、同じ対象物を異なる2つの視点から観測された対象物の位置のずれ、人間の目にとって両眼視差で、立体感を生じる

医用画像の現状と三次元医用画像

リアルタイム三次元画像の重要性および三次元画像の医用画像利用の現状と、三次元医用画像の表示方法について紹介します。

図2に「医療におけるリアルタイム三次元画像の重要性」を示します。

従来の手術では、脳外科の場合はかなり大きく頭を開けて中の腫瘍を摘出したり、色々な処置を行なったりしますので、患者にとっても大きな負担になっていました。

従って、なるべく小さい穴を開けて、デバイスを中に入れ、腫瘍の部分だけ摘出し、脳の機能のある組織はなるべく残すような技術、処置が望まれます。

術前にMRIで撮った画像は二次元の画像ですので、術者は頭の中で患者さんの臓器の三次元像を再構成する必要があります。コンピュータを利用して、CGで三次元モデルを作ることはできますが、ディスプレイは平面ですので、ある方向から見た三次元像が表示されるだけで、実際の情報と患部の情報を統合する手段が課題です。

三次元画像を、ハーフミラーを用いて患部に重ね合わせることによって、低侵襲かつ安全な手術を実現できます。

これは実際の手術だけでなく、術前の診断、シミュレーション、医療画像の説明、患者説明などに役立ちます。

また、術中の実物大の三次元画像を患者に重ね合わせて、どこから見てもその位置情報が変わらないようにすることも必要で、これにはインタラクティブ性と三次元画像の寸法の正確さが重要です。

医用画像利用の現状ですが、断層像、三次元モデルなどは開発されていますが、三次元画像は三次元のディスプレイ上にそのまま表示させたいし、動く三次元画像、すなわち四次元画像も必要です。正確な三次元画像、三次元動画像をそのまま対象部位に重ね合わせて統合させる必要があると思います。

三次元医用画像表示法は基本的に次の3つがあります。

- ① 疑似三次元表示：これはCGの手法として表現されているのですが、二次元画像のディスプレイに表示し、陰やモデルの回転で三次元的感覚と情報を観察者に与える手法です。

- ② 両眼立体視：これは左右の目に視差を与える二枚の二次元画面を見せて立体感を与える手法です。液晶シャッター方式、レンチキュラーシート方式、スリット方式、眼鏡方式などがあります。図3に「両眼立体視の原理」を示します。

両眼立体視とは、視差のある2枚の画像を、左右の目に別々に提示し、観察者の脳の中で立体像として認識するものです。

この技術の医療への応用として、先端部の小さな2つのカメラで撮った画像を、偏光眼鏡で見る方式の立体内視鏡があります。

両眼立体視は視差のある画像をディスプレイし、観察者は頭の中に立体像を再構成しますが、空中に本当に三次元画像があるわけではありません。

- ③ 三次元実画像表示：これは実際の三次元空間に三次元画像を結像させる理想的な方式です。ホログラフィ、Integral Photography (IP) の原理を応用したボリュームグラフ・Integral Videography (IV)などがあります。

疑似三次元表示、両眼立体視、三次元実画像などの三次元画像技術は医療分野に応用されていますが、特に画像誘導手術にとって画像の幾何学的な位置情報の正確さが一番重要で、腫瘍の大きさや位置を正確に表示することは、そのまま手術の成功につながります。

医療用としては、次のような幾つかの条件も必要です。

- ① 特殊な眼鏡などの装置の装用が不要であること。
- ② 観察可能領域が広く、運動視差の再現も十分可能であること。
- ③ 同時多人数での観察が可能であること。
- ④ カラーの動画像表示、しかもリアルタイムでの作成が可能であること。
- ⑤ 視覚疲労がすくないこと。
- ⑥ 医療機関で用いるために装置が簡易であること。

術者の新しい目：医療用画像分野における研究開発

(1) Integral Photography (IP)

IPの技術は約100年前、フランスのリップマンが提案した三次元画像記録再生方式です。

図4に「Integral Photography (IP)」を示します。

画像の作成の場合は、マイクロ凸レンズアレイを利用して、焦点面に写真フィルムなどを置きます。点光源は各レンズを通して焦点面に小さい点を記録します。

再生の時は逆で、写真フィルムの後ろからバックライトで照射すると、光は記録時と逆の光路を辿りもとの点光源の位置に収束しますので、元の点光源の三次元像を空中に再生(表示)します。

我々は、90年代には写真フィルムを利用して、点光源の集まりとして三次元の画像を作りました。

90年代の後半からはレンズアレイの開発、色々な金型の製法、光硬化樹脂による印刷法などを研究し、さまざまな形状・大きさのものを何度も試作しました。

レンズのピッチは1mm 前後です。それには次の2つの理由があります。

- ① MRIやCTや超音波などの医用画像の分解像はミリ単位で、それより細かいレンズを作っても得られる情報はそれほどない。
- ② 表示素子は精々200dpiの液晶ディスプレイで、一つのレンズは50～60ピクセルの画像しかカバーできなかったのが、当時の液晶ディスプレイに合わせた。

我々が作ったIP画像はどこから見てもあたかも実物がそこにあるかのように実空間に定位して見えます。ものさしを当てて三次元画像の奥行きを測ることもできます。

この静止画像の応用として、実際の手術現場で、画像を実際の患部に重ね合わせて、腫瘍の位置や危険部位を外から把握することが出来ます。しかし、手術の進行に従い、表示すべき術中の情報は刻々変わりますので、動画の作成と表示が必要です。

(2) Integral Videography (IV)

動画は90年代の後半から始めました。これはフィルムで撮像する代わりにコンピュータを利用して計算します。

図5「Integral Videography (IV)」の原理を説明します。

これは三次元の動いている心臓です。最近のヘリカルスキャンX線CTでは動く心臓の1周期を8フェイズ程度のデータとして取得可能で、各フェイズ毎に、心臓の形状データを基にコンピュータを用いて、仮想レンズアレイ焦点面のスクリーンに写るのである画像群を計算します。計算した各フェイズのIV画像を繰り返し再生すると、動いている心臓を観察することが出来ます。

この新方式(IP/IV)を従来方式と比較したものを図6に示します。

(3) IVを用いた手術支援三次元ナビゲーション

IVを用いた手術支援三次元ナビゲーションシステムも開発しました。これにはIV三次元のディスプレイを使いますのでどこから見ても立体画像です。術中にこの画像を患部に重ね合わせる、術者は、あたかも透視能力を得たかのように、肉眼では見えない内臓の三次元画像を見ながら手術を行うことができます。また、患者の体内に挿入した手術デバイスの先端は実際には見えませんが、手術デバイスの三次元画像や経路の誘導が必要になります。

図7に「IV-overlay ナビゲーションシステム構成」を示します。MRIやCT画像を撮って、その情報(データ)を計算した結果をIVディスプレイに転送し、三次元画像を表示します。システムには図のようにハーフミラーが設けられていて、術者はハーフミラーを通して実際の患者を見、反射で三次元像を見ます。その結

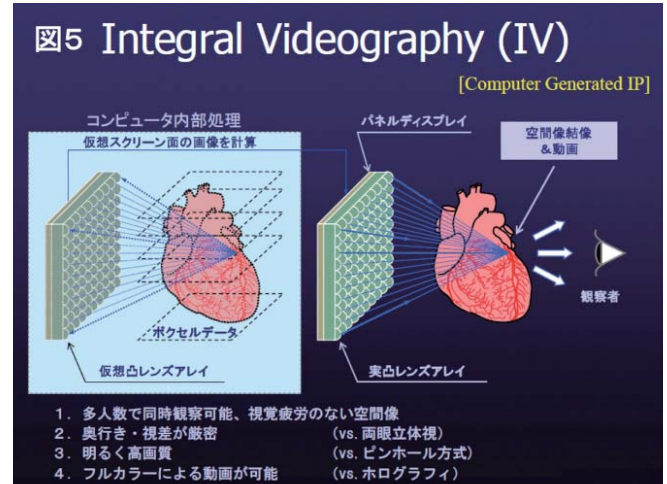
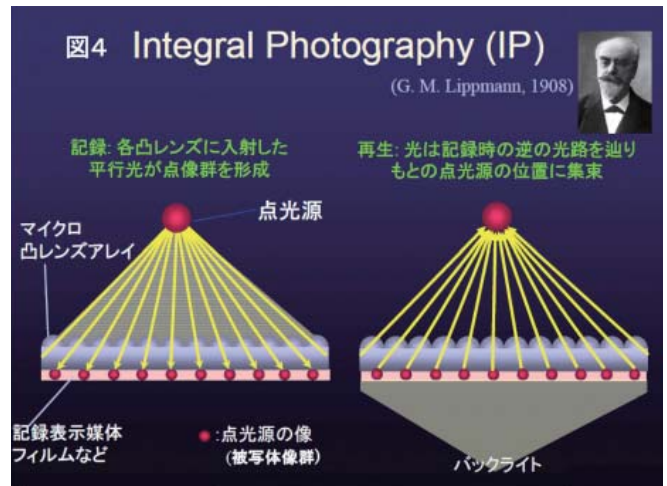
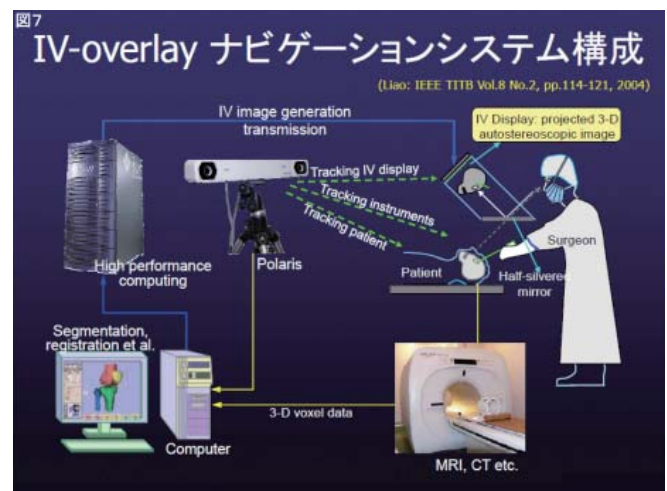


図6 従来技術との比較 太字は優位性の高いもの

	新方式 IP / IV	従来方式		
		両眼立体視		ホログラフィ
		眼鏡あり	眼鏡なし	
1 特殊眼鏡装着	不要	要	不要	不要
2 視点移動	自由	ヘッドトラッキング要		自由
3 多人数	可能	可能	不可	可能
4 立体品質 (視差、3D位置)	無歪	絶対距離の再現不可		原理的には無歪 実際には歪み有
5 視覚疲労	なし	調節と輻輳が非生理的		なし
6 動画像	可能	可能		困難
7 画像の即時作成	可能	可能		不可
8 カラー画像	可能	可能		困難
9 要求される画素密度	高密度要 →高精細ディスプレイの活用で解決	高密度不要		高密度要

注) 両眼立体視方式は視覚に悪影響を与えるため、一般向けへの応用には不適である。

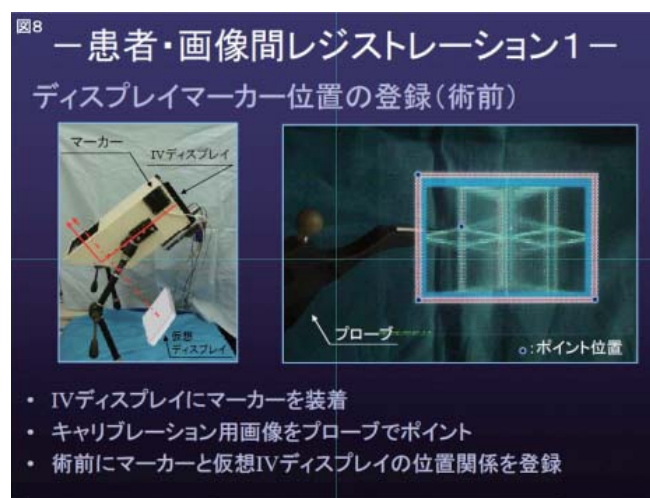


果、術者はMRIやCTで得られたその患者の臓器の三次元画像と実際の患部を重ね合わせて同時に見ることになります。

手術ナビゲーションですので、実際の患者とその患者の内部臓器の三次元画像は正確に位置や向きが合っている必要があります。そのために、”POLARIS”という三次元位置測定装置を利用して、ディスプレイの位置・向き、患部の位置・向き、手術デバイス位置・向きを測定し、この3つの座標をすべて計算し、統合します。

また、ナビゲーションシステム用三次元画像処理装置を開発しました。この装置は統合用のセグメンテーション、術前の画像の処理、画像・患者間のレジストレーションなどの情報を利用して画像を作成し、この画像と実際の患部とを統合します。

図8「一患者・画像間レジストレーション1」は一つの例で、IVディスプレイにマーカーを装着し、患者の患部とその画像を統合するIVのオーバーレイ装置です。



ハーフミラーを通して患者を覗くと、反射で三次元像を見ることは前述の通りです。三次元画像と実空間の位置・向きを計測することによって、三次元画像と実空間の位置合わせができることを実証した装置です。

実際の手術では、このナビゲーション装置のIVディスプレイは手術の状況に応じて移動させます。従って、IVディスプレイが移動しても患者とその患者の臓器の三次元画像の位置関係が正しく保たれるようにリアルタイムに計算します。

これは手術デバイスの表示にも利用しています。2000年の研究では、体表の小さい穴を開けて、マーカーが付いているデバイスを入れた時のデバイスの位置が、IV画像の再現画像で500msec毎に更新される模擬実験も行いました。

高画質三次元画像高速作成に関する技術開発

臨床応用への展開として、術前・術中画像から作成されたIV画像を患者に重ね合わせるとともに、手術器具の術中リアルタイム提示を可能とする三次元ナビゲーションシステムを開発しました。

臨床における応用には現状幾つかの問題点があります。一つは解像度の問題です。IVディスプレイのレンズアレイ背面の画像として、写真フィルムを用いると高解像度なので三次元画像の解像度も高くできますが、現状の液晶ディスプレイの解像度はIV用としては不足で、得られる三次元像の解像度も不十分です。もう一つはIV画像の作成時間の問題です。解像度を高くしようとすると画像作成に時間がかかります。

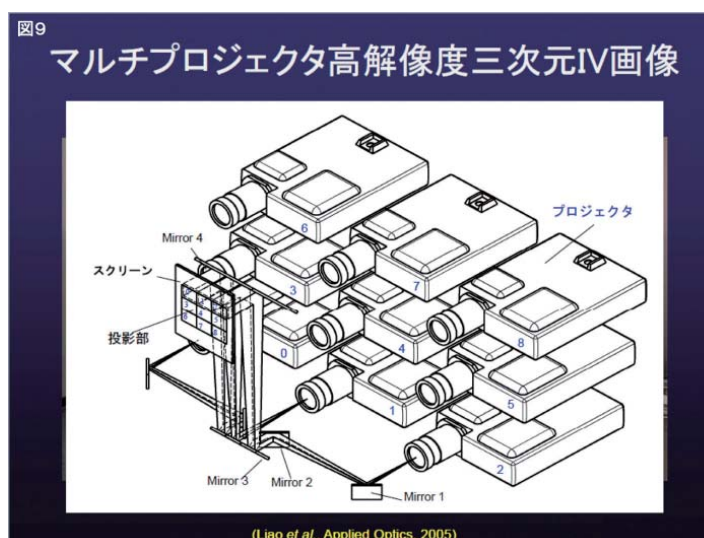
後者の問題を解決するために、我々は並列計算や分散処理を利用して、高速レンダリングのアルゴリズムを開発しました。このようなIV画像は、今後、臨床への応用、術前の計画、シミュレーション、術中の誘導などに使われています。

前者の問題を解決するためには、マルチプロジェクタを利用した高解像度の三次元IV画像表示装置を開発しました。

(1) マルチプロジェクタ高解像度IV画像表示装置

図9は「マルチプロジェクタ高解像度三次元IV画像」表示装置です。

これは2000年から国の予算を頂いて、日立製作所と共同研究したマルチプロジェクタ方式の三次元ディスプレイです。この装置は9台のプロジェクタを用いて1枚のスクリーンに投影し、スクリーンの前面にはレンズアレイを配置しています。プロジェクタの投影レンズは専用に開発した長焦点のものに変更し、複数のミラーで各プロジェクタの光線を2～4回反射させてスクリーンに投影しています。



装置は2003年に完成しました。スクリーン上での画素数が2,868×2,150ピクセル、画素密度は300dpi、スクリーンサイズはおよそB5サイズ、レンズアレイのレンズピッチは約1mmの装置です。

9台のプロジェクタの画像はスクリーン上に縦横に並んでいきますので、そのままでは継ぎ目が目障りですし、プロジェクタの個体差から明るさや色も異なりますので、これらを揃え、継ぎ目が見えなくする(シームレス化)が必要です。

シームレス化は次の手順で行います。

- ① テストパターンを投影し、位置ズレ、輝度、色バランスについて、ピクセル単位の計測を行う。
- ② 計測データを元に、幾何変形、色空間変換のパラメータを計算する。
- ③ 補正ボードによりリアルタイムにシームレス映像へ変換する。

(2) HPC (High Performance Computing) による高速IV画像作成・表示

前記高解像度IVディスプレイを活かすには、高画素密度のIV画像を高速作成する必要があります。

解決策の一つは分散処理です。複数のPCで各プロジェクタそれぞれの画面を計算させる手法です。2002年の研究で、計算時間を約7分の1に短縮できました。

もう一つは並列計算です。これはハイパフォーマンスのコンピュータで、複数のCPUを利用して、レンズアレイ背面の画像群を並列に計算する手法です。2003年の研究では、1枚に約5秒かかっていた処理時間を0.2秒まで短縮することができました。

この装置は臨床現場に置くには大きく、手術室の前に置いて、ネットワークで接続し術中の情報を受信しては計算結果だけを手術室のIVディスプレイに送りました。

(3) 三次元超音波IV画像表示

最近のMRIなどでは術中にもデータ収集できますが、三次元データとなると時間がかかります。三次元の超音波診断装置なら術中に高速で三次元画像データが得られますが、解像度・S/Nともに低いのが現状です。

そこで、解像度・S/N不足を解決するため、超高密度の3D超音波診断装置を使って、高速データ処理により三次元画像を表示するシステムを構築しました。

GPUを用いたIVレンダリングの高速化では、臓器のデータ(643のデータサイズ)の場合は、CPUと比べるとGPUの計算速度は18倍になります。データ量が多ければ多いほど計算速度の倍率は大きくなります。

3D超音波診断装置で胎児ファントムおよび鉗子の三次元画像を撮影し、我々のIV三次元画像表示装置で表示しました。超高密度3D超音波診断装置の情報取得スピードは2fpsとあまり速くないので、齟齬なく三次元表示できました。

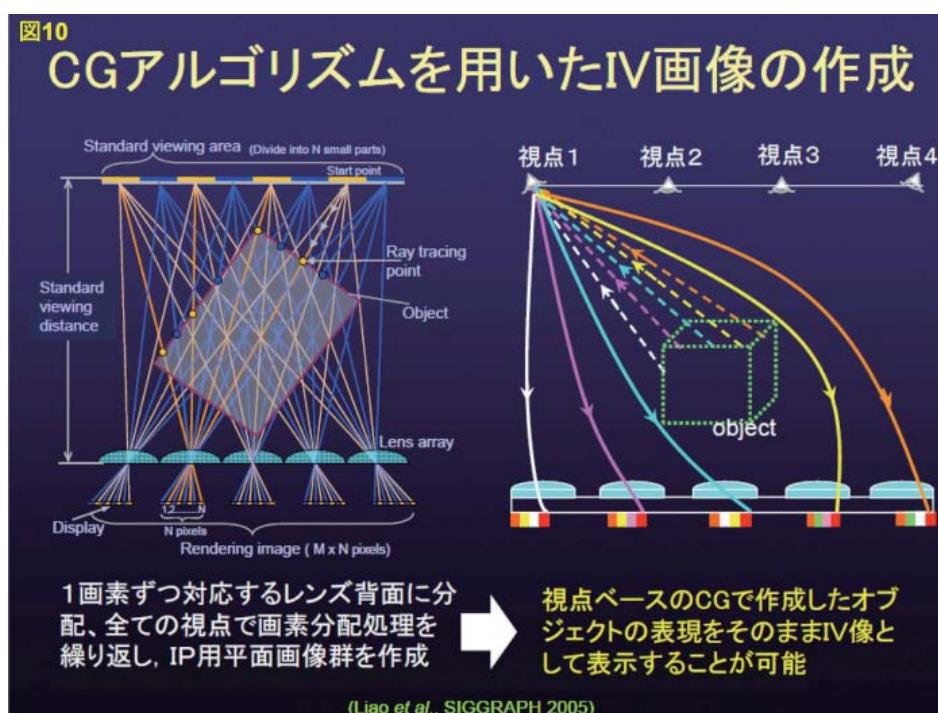
高速データ処理により小型のディスプレイなら8~10fpsの更新ができますので、これを使って豚の心臓表面に、3D超音波プローブを当てて、心臓の僧帽弁の動きをIV三次元画像表示しました。

このような方法により、術中に変化する三次元情報をリアルタイムに三次元ディスプレイ上に表示することができました。

(4) 汎用CG作成アルゴリズムを用いたIntegral Videographyの作成

視点ベースのCGを用いて三次元IV画像を作成する手法として、画素分配型のIV用平面画像群作成法(画素分配法)を開発しました。これにより市販のCGのソフトウェアが導入可能で、IV三次元画像に半透明・反射の効果も実現しました。

図10に「CGアルゴリズムを用いたIV画像の作成」を示します。この画素分配法は、ディスプレイの解像度に依存しないレンダリング法で、画素数を増やしても、計算時間はほぼ変わりません。



超多画素22インチディスプレイの場合、2年前は画像更新速度が10fps程でしたが、現在は20～30fpsと更新速度は早くなっています。このディスプレイを用いたIV三次元ディスプレイに画素配分法を組み合わせたシステムでは、ディスプレイの更新速度で三次元表示可能で、しかもインタラクティブに、自分で操作して色々な更新もできるといった充実したユーザインタフェースを持っています。

(5) 長視距離型 IP/IVディスプレイ

長視距離というのは遠くから見ても三次元画像を観察できるというものです。通常の三次元画像の奥行きは数cm程度しかありません。この程度の奥行きの立体像では、遠くから眺めると人間の目の奥行き分解能以下になり、立体感が感じられなくなります。

計算してみると、三次元ディスプレイには視距離の二乗に比例した奥行き表現力が必要であることが分かります。50cmの視距離で±5mmの奥行きと、5mの視距離で±500mmの奥行きが同じに感じられるわけで、遠くから観察される三次元ディスプレイは大きな奥行き表現能力を持つ必要があることが分かります。

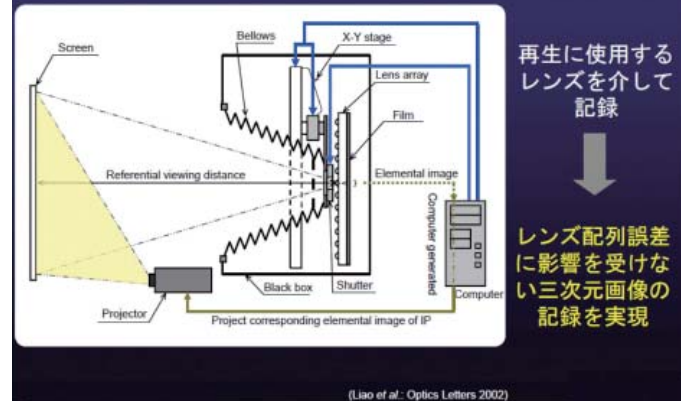
我々は画像が1～2m飛び出すことの可能性について検証し、下記の方法で実現しました。

図11に長視距離型IPの「画像記録方法」を示します。

我々は、50インチテレビ相当の大型レンズアレイの焦点面に、同寸法の未露光の写真フィルムを置きます。レンズアレイの各レンズ背面に記録すべき画像をレンズ個数作成し、基準視距離・基準視域に順次プロジェクタで表示しては、その画像を記録すべきレンズのみ光が通るようにして写真フィルムに記録します。全てのレンズの画像の記録が終われば、フィルムを現像し、レンズアレイ背面の同じ位置に置きます。これにバックライトを付け、プロジェクタを投影したスクリーンの位置から観察すると三次元画像が観察されます。

高解像度の写真フィルムを使用し、奥行き表現範囲の大きい長視距離型ディスプレイが実現しました。

図11 画像記録方法



このディスプレイによる我々の実験の結果では、三次元像の飛び出し量5.7m、奥行き3.5m以上を確認しました。裸眼で見える画像で飛び出し量が5.7mというのは、おそらく我々の研究室にしかないと思います。

長視距離IVも3年前に開発し、レンズアレイの後ろに液晶ディスプレイを使用し、飛び出し量1mでデータを作り、三次元動画の検証を行いました。

おわりに

我々は Integral Photography (IP) を動画化した Integral Videography (IV) 開発し、低侵襲治療に適用し良い結果を得ました。患者の負担を軽減し、クオリティ・オブ・ライフを向上させるための、安全・正確な手術のために開発したのですが、汎用性の高い三次元画像表示法ですので、機械設計 CAD、デジタルサイネージ、エンターテインメントに応用される日は近いでしょうし、将来は家庭用テレビとして一般的なものになると考えています。