

時分割表示を利用した高精細裸眼立体ディスプレイと  
その医療応用

2016年 3月

石塚 脩太

時分割表示を利用した高精細裸眼立体ディスプレイと  
その医療応用

石塚 脩太

システム情報工学研究科

筑波大学

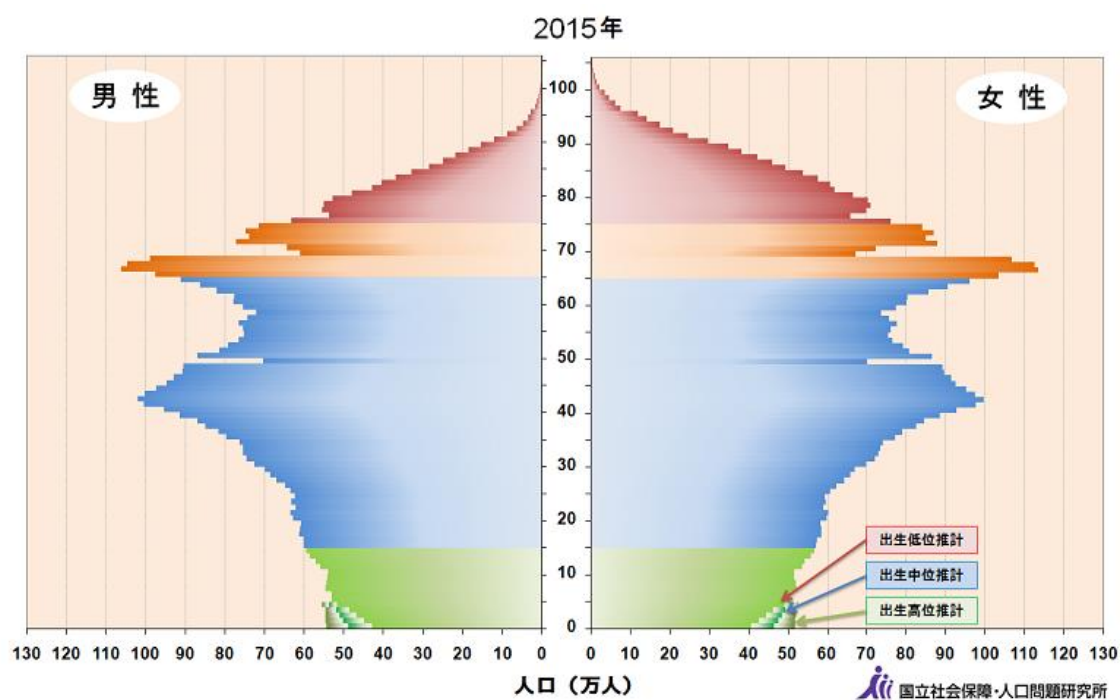
2016年 3月

1. 序論	1
1.1. 研究背景	1
1.2. 医療と 3D ディスプレイの組み合わせ	6
1.3. 先行研究	7
1.3.1. 眼鏡立体ディスプレイ方式	7
1.3.2. 裸眼立体ディスプレイ方式	11
1.3.3. 裸眼立体ディスプレイ方式の高解像度化	14
1.4. 研究目的	18
2. レンズアレイ式指向性バックライトの視域拡大	19
2.1. 光学収差の影響	19
2.2. 光学シミュレーション	21
2.3. ハードウェアによる実験	26
3. レンズアレイ式指向性バックライトの輝度均一化	30
3.1. 垂直拡散板の導入	30
3.2. 複雑な位相ずれをもつレンズアレイの導入	35
4. 指向性バックライトの空中像提示への応用	40
4.1. 空中像提示ディスプレイによる医療応用	40
4.2. 裸眼立体ディスプレイ FLOATS	41
4.3. 電子的制御の実装	44
5. 時分割表示の背景付き空中立体像表示への応用	49
5.1. 背景付き空中像立体提示の医療応用	49
5.2. 粗インテグラルボリューム表示	50
5.3. 提案手法	52
6. 医療シミュレーションの評価	56
6.1. 肝臓手術シミュレータ Liversim	56
6.2. Liversim の裸眼立体ディスプレイ表示	57
6.3. 評価実験	60
7. まとめ	66
謝辞	69
参考文献	70

# 1. 序論

## 1.1. 研究背景

近年、先進主要国における65歳以上の人口比率は増加の一途をたどっている。我が国は其中でも特に65歳以上の人口比率が多く（図 1.1） [1]、2015年時点で全人口の26.8%に達している[2]。それに伴い、我が国の総人口に占める15-64歳の生産年齢人口の比率は1990年の69.5%から2015年では60.7%にまで下がっている（図 1.2）。このような我が国を含む先進諸国の高齢化の傾向は今後もさらに加速すると予想されている（図 1.3） [3]。



資料：1920～2010年：国勢調査、推計人口、2011年以降：「日本の将来推計人口（平成24年1月推計）」。

図 1.1 我が国の人口ピラミッド（国立社会保障・人口問題研究所） [1]

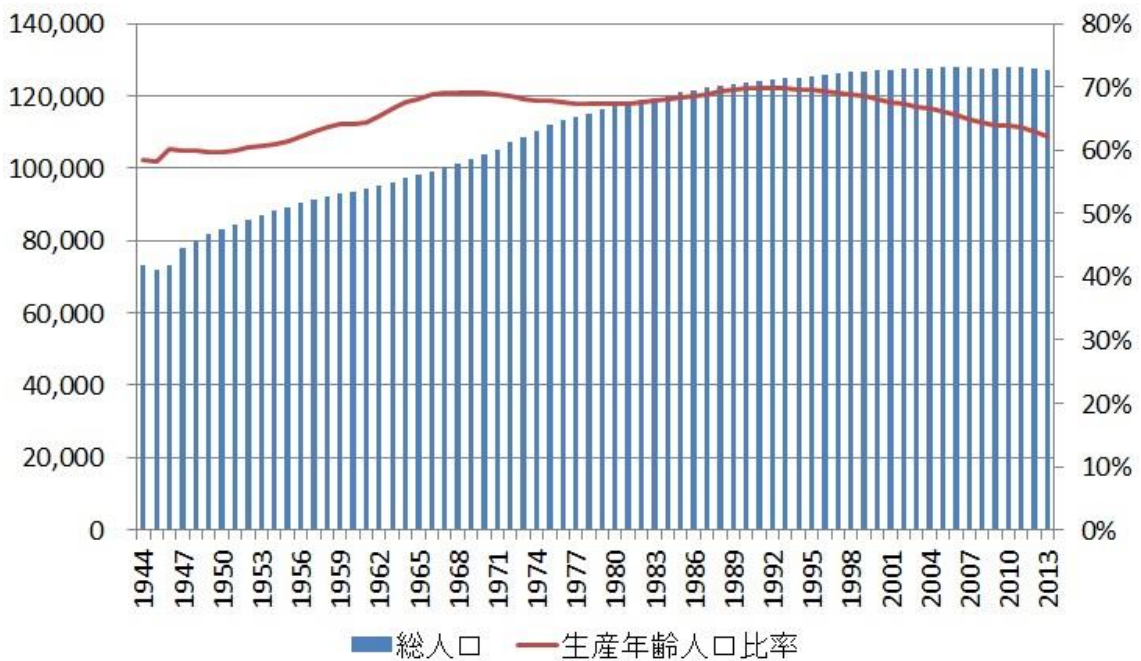


図 1.2 日本の総人口（左軸、千人）と生産年齢人口対総人口比率（右軸）[2]

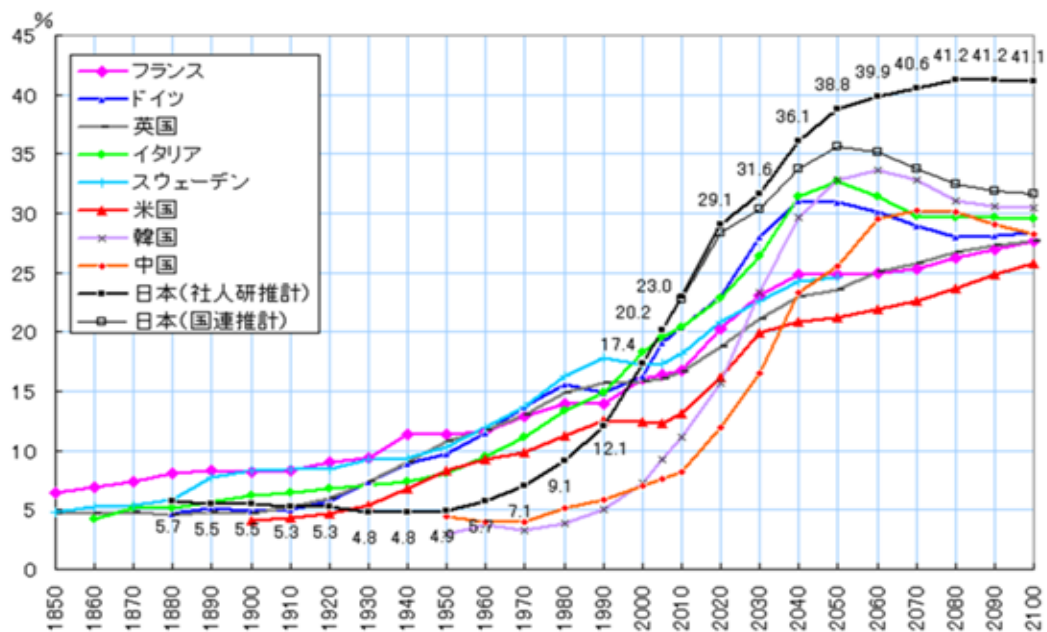


図 1.3 主要国における 65 歳以上の人口比率の割合。

横軸は年、縦軸は 65 歳以上人口比率[3]。

図 1.1 から明らかなように、我が国の高齢者人口比率の増加には、平均寿命の上昇に伴う高齢者の人口増加だけでなく、出生率の低下も大きく影響している。若年人口の減少に伴い、日本では 2009 年頃から、大学への入学希望者総数が入学定員総数を下回る大学全入時代となっている。そのような中でも、医学部の人気だけは高まり続けている。2007 年度時の医学部受験者数は 12.8 万人だったのに対し、2014 年度の医学部受験者数は 16.9 万人にまで増加している。

このような医学部への人気の高さから、少子化が進んでも医師不足の心配はないように一見思われる。しかしながら、現実には今後深刻な医師不足が懸念されている。その最大の要因は、医師に占める女性比率の増加である。図 1.4 に示す通り、最近では女性の社会進出の影響もあり、医学部および医師国家試験の合格者に占める女性の割合が増えている[4]。その結果、医師に占める女性の割合も増加している（図 1.5）[5]。

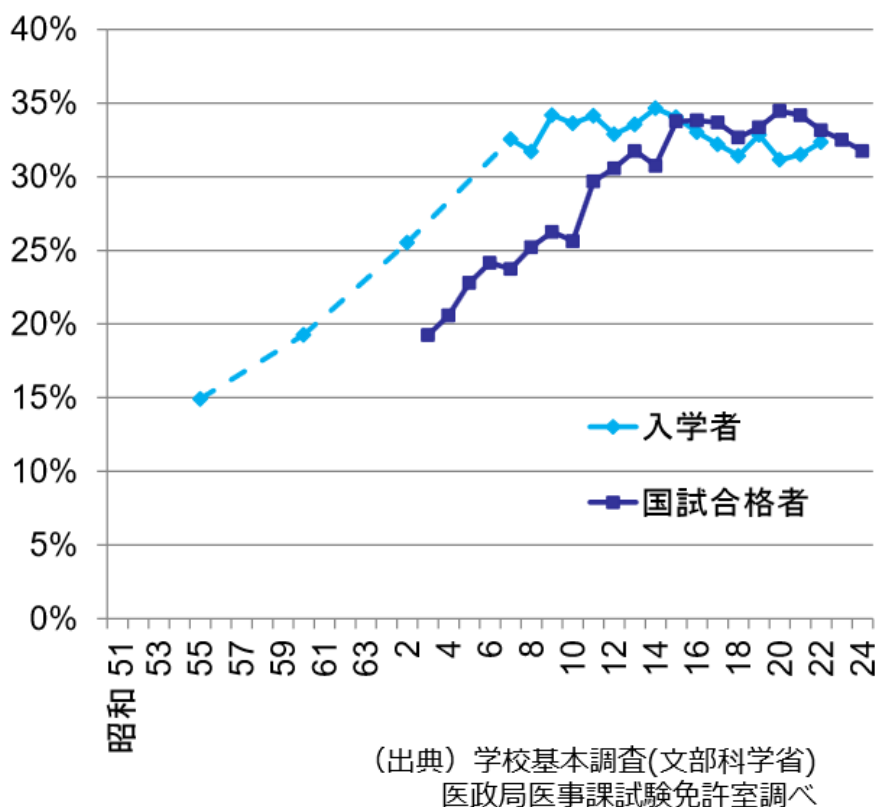


図 1.4 医学部入学者・国家試験合格者に占める女性の割合[4]

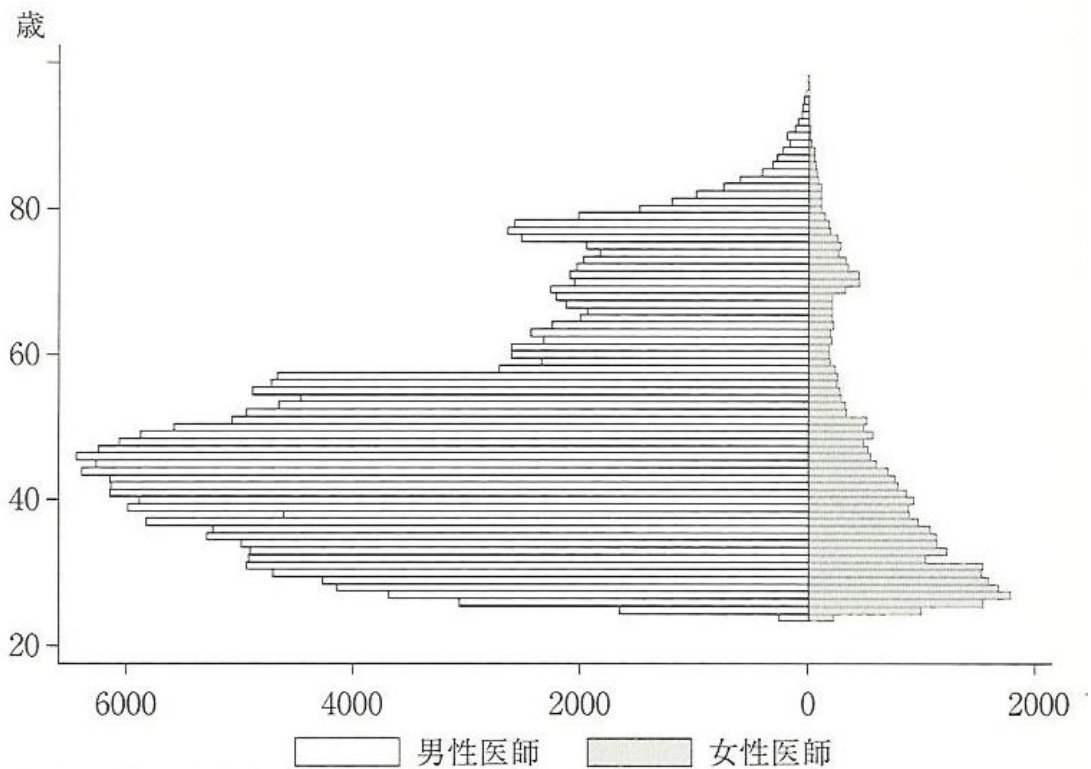


図 1.5 日本における年齢別・性別医師数[5]

ここで問題となるのが、女性医師の診療科選択の偏りである。図 1.6 に示す通り、女性医師の多くは皮膚科や眼科などワークライフバランスを重視した診療科を選ぶ傾向が顕著であり、外科の選択率は男性医師の約 5 分の 1 に留まっている。その結果、外科の若手医師の数は大幅に減少している。このままでは、将来国内で必要な手術を全て行うことが不可能な事態になると見込まれている。

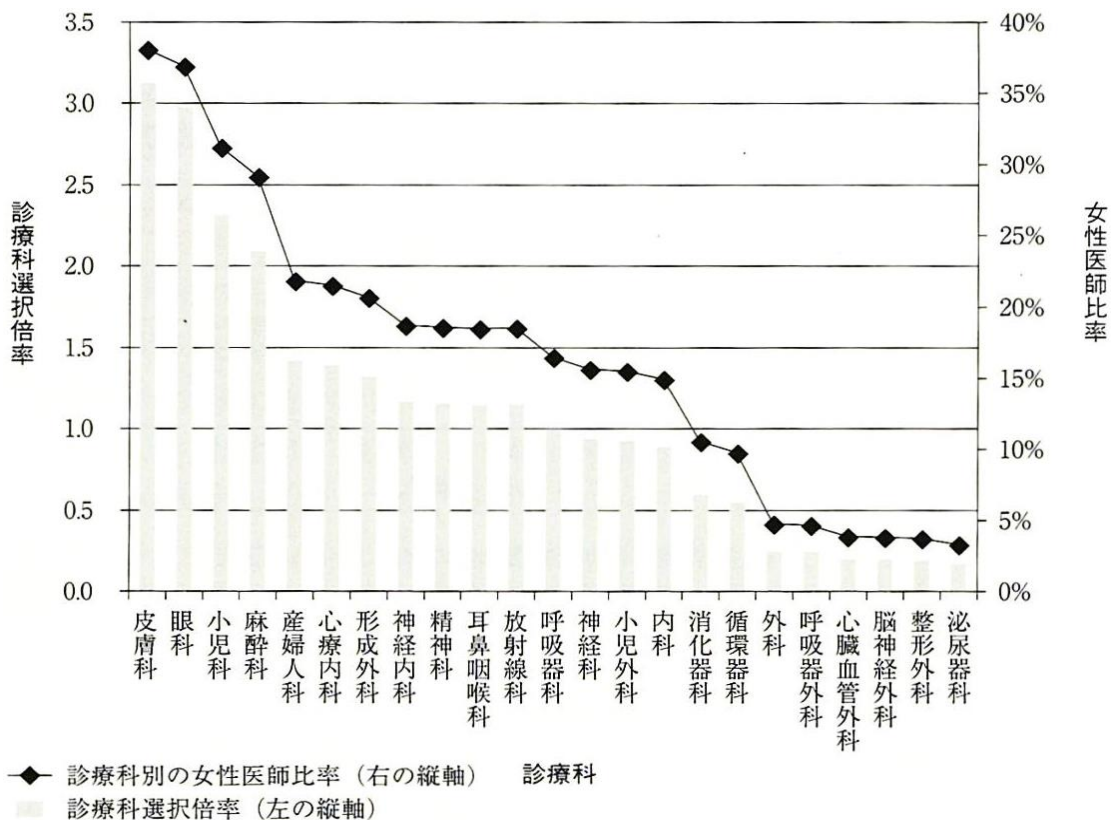


図 1.6 女性の診療科選択倍率と診療科別別女性医師比率[5]

今後予想される外科医不足の問題を解決する一つの方法として、外科医養成期間の短縮がある。外科医になるためには、通常約 15 年の長期 OJT(On the Job Training)が必要とされている。この期間を短縮することで、外科医師不足問題の緩和を図ることが可能であると考えられる。

医療の質を落とさずに OJT 期間を短縮する手法の 1 つに、CG(Computer Graphics)による手術シミュレーションシステムの利用がある。しかしながら、従来の 2 次元ディスプレイを用いた手術シミュレーションでは、入り組んだ血管等の奥行きを知覚することが難しい。そこで、3D ディスプレイと組み合わせた医療シミュレーションが検討されている。

近年、計算機の進歩により、CT や MRI で得られたデータを 3 次元に再構成することが一般化しており、3 次元データをよりリアルに可視化することへの需要が高まっている。よって、今後医療分野で立体ディスプレイの利用が普及していく可能性は高いと考えられる。



ここでは手術シミュレーションシステムに必要な 3D ディスプレイの条件について考える。実際に行われている手術は、複数人で行われるのが通常である。よって、より現実に即した環境を提供するには、複数人で同時に手術トレーニングを行えるシステムが必要である (図 1.7)。また、作業中のアイコンタクトなど、共同作業を円滑に進められるようにするためには、立体眼鏡のような特殊な装置を装着せずに立体視ができる環境を提供することが望ましい。さらに、手術シミュレーションを正確に行うため、高解像度が求められる。そこで、本論文では、高解像度の立体像を裸眼立体視で提供するディスプレイ装置を提案することを目的とする。

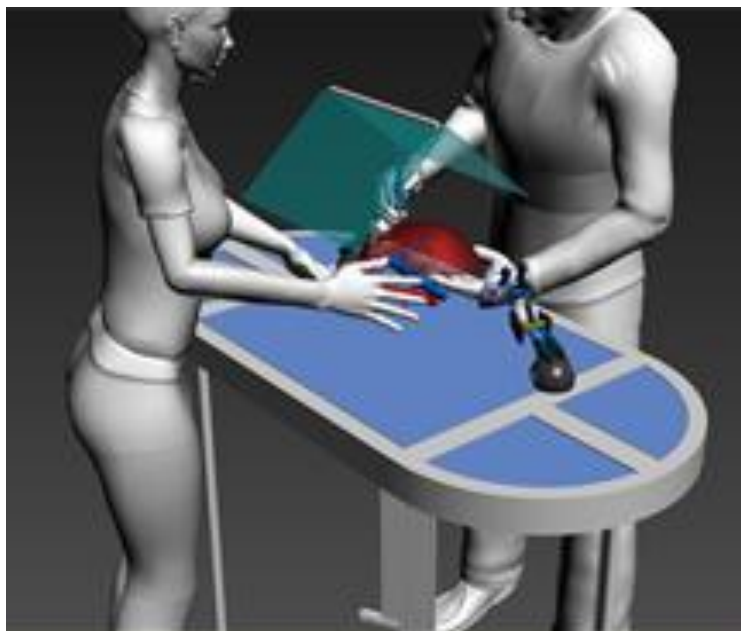


図 1.7 手術シミュレーションシステムイメージ図[6]

## 1.2. 医療と 3D ディスプレイの組み合わせ

本節では、既に商品化されている医療用途の 3D ディスプレイについて述べ、提案する手術シミュレーションシステムに適用可能かどうかを示す。医療用途の 3D ディスプレイは、パナソニック、ソニー、東芝が製品を出しているため、この 3 社のディスプレイについて述べる (表 1.1)。

表 1.1 各メーカーの医療用途 3D ディスプレイ [7][8][9][10][11]

メーカー	製品名	3D 方式	3D 解像度	複数人	視点位置固定
パナソニック	EJ-MDA32N-K	偏光眼鏡	960x1080	○	×
	EJ-MDA26N	偏光眼鏡	960x1080	○	×
ソニー	LMD-3251MT	偏光眼鏡	960x1200	○	×
	LMD-2451MT	偏光眼鏡	960x1080	○	×
東芝	HyperViewer	レンチキュラ式	1280x800	○	×

パナソニック、ソニーの医療 3D ディスプレイは眼鏡式を利用しているため、今回の手術シミュレーションに必要な要件を満たしていない。また、東芝は裸眼式ではあるが、視差数を多く提示するために 1 視差あたりの解像度が 1280x800 と低くなってしまっているため[12]、今回の手術シミュレーションに必要な要件を満たしていない。

### 1.3. 先行研究

本節では、これまで提案されてきた立体ディスプレイについて、眼鏡の装着を必要とする眼鏡式と、眼鏡の装着を必要としない裸眼式に大別しつつ、既存技術の概略とその特徴を述べる。

#### 1.3.1. 眼鏡立体ディスプレイ方式

立体視を実現する最も単純な方法は、立体眼鏡を用いることである。立体眼鏡の右目用レンズと左目用レンズに異なる光学素子を用い、左右の眼にそれぞれ別の映像を見せることで立体視を実現することができる。

中でも、最も古いのがアナグリフ方式である (図 1.8)。この手法は、眼鏡に特定の色を通すフィルタを貼って左右の目に入る映像を分けている。例えば、左目にはシアン色のフィルム、右目には赤色のフィルムを貼ることで、左目には RGB(Red, Green, Blue)成分のうち BG 成分のみが、右目には R 成分のみが見えるようになる。この状況で、R 成分で左目用の映像、BG 成分で右目用の映像を提示することにより立体視が可能となる。この手法は非常に安価ではあるが、使用できる色に制限があるため、フルカラーの映像を提示することはできない。

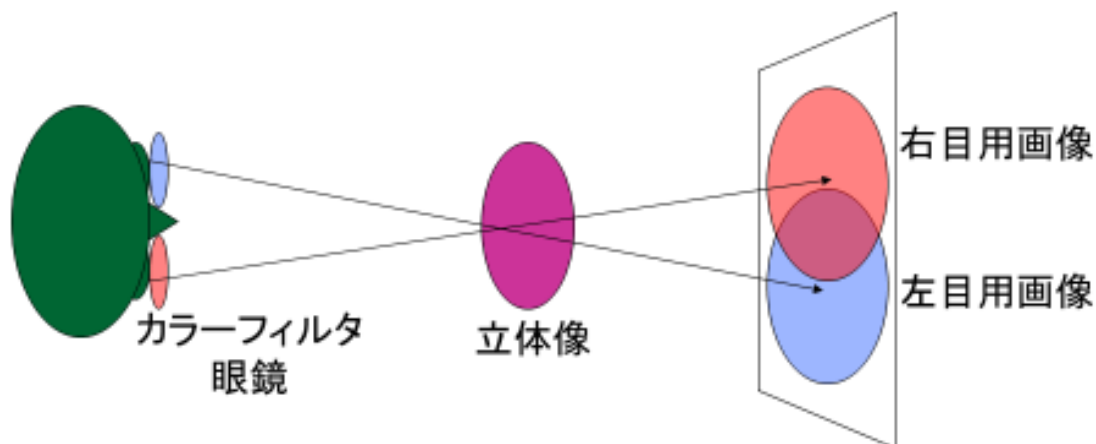


図 1.8 アナグリフによる立体視

アナグリフ方式では、左目と右目に届く色を分解することでそれぞれの目に視差映像を提示していた。色成分の分解の代わりに、左右の眼に届く光に異なる種類の偏光を用いる方式もある。偏光方式は、アナグリフほど安価ではないが、フルカラーでの立体映像提示が可能であり、また後述する液晶シャッター方式より安価なため、映画館で3D映画を見る方式として最も多く採用されている。この方式には、直線偏光を用いる手法と円偏光を用いる手法がある。

直線偏光方式では、互いに直交する偏光軸をもつ偏光フィルタを用いることで左右の眼に別々の映像を見せることを行っている。しかし、この方式では、顔を傾けた際に左目に右目用の映像が混じり始める現象（クロストーク）が発生する。一方、円偏光方式では右円偏光と左円偏光を用いる。円偏光方式では、頭を傾けてもクロストークは顕在化しない。ただし、ヘッドトラッキングを用いない一般的な立体ディスプレイでは、頭を傾けていないことを想定した視差をもつ映像が常に提示されるため、円偏光方式でも頭を傾けると正しい立体感は得られなくなる。

異なる2つの偏光を持つ映像提示には、図 1.9 のように異なる偏光フィルタを被せた2台のプロジェクタ、または図 1.10 のように時分割で2種類の偏光を提示するプロジェクタ（一般的にはDLPプロジェクタとZスクリーンの組み合わせ）を使う方式がある。しかしながら、これらの方法はプロジェクタを用いるため、薄型のディスプレイとして実現はできない。薄型のモニタで偏光式立体表示を実現する方法としては、スキャンラインごとに異なる偏光特性を持つフィルム（X-polフィルム）をディス

プレイに張り付ける方法が広く普及している。しかしながら、この手法では、1枚のディスプレイの解像度を左右両眼に振り分けるため、提示する画像の解像度はディスプレイパネルの解像度の半分になる。

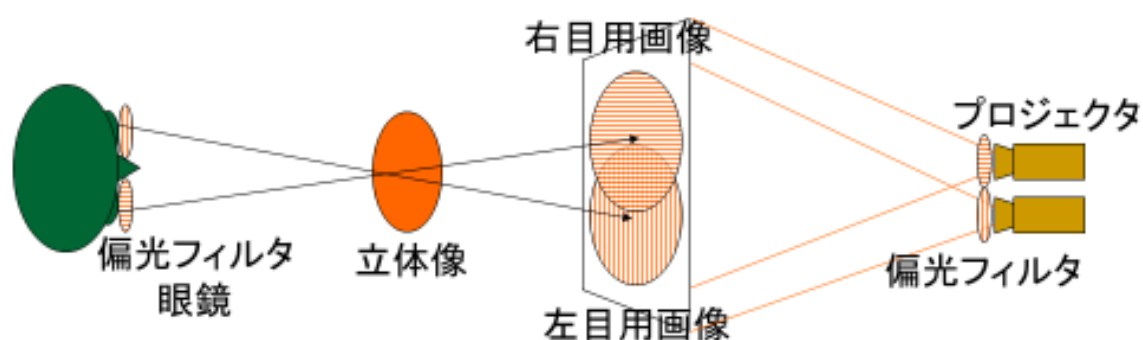


図 1.9 2台のプロジェクタを用いた偏光式立体表示

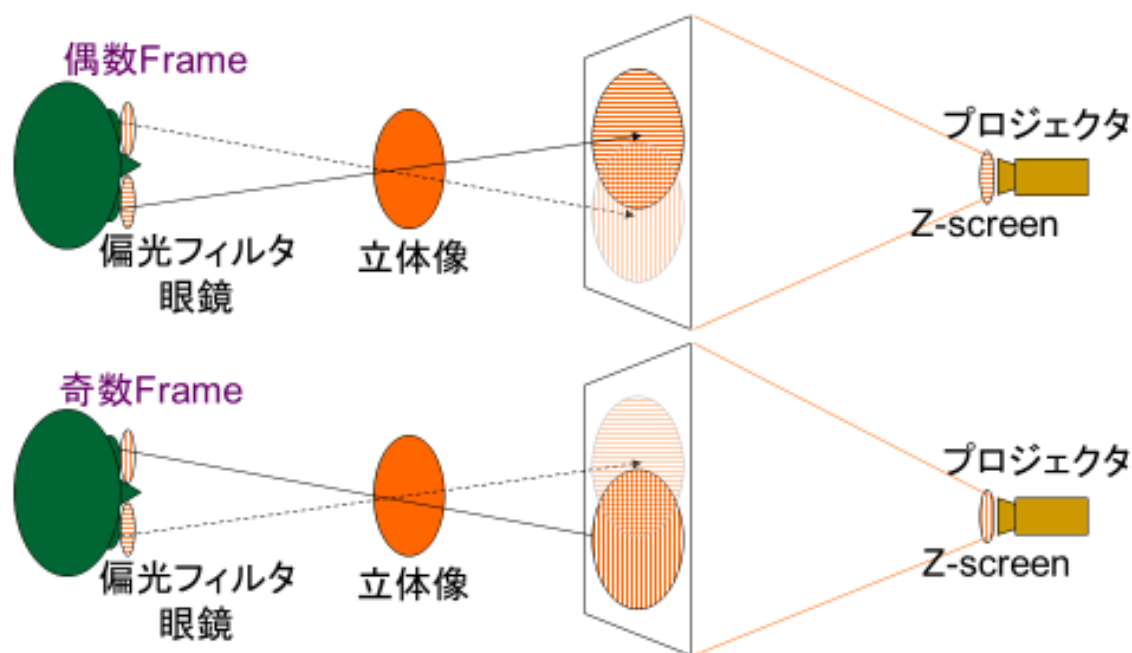


図 1.10 時分割で偏光特性を変える Z-Screen を用いた偏光式立体視

眼鏡方式には、アナグリフ方式のように色で映像を分割して提示する手法や、偏光で映像を分割する方式のほかに、時分割で2種類の映像を表示する液晶シャッタ方式

がある。この方式では、図 1.11 に示すように、ディスプレイ上に左目用の映像と右目用の映像を交互に映し出し、それに同期して眼鏡側では左目にしか映像が入らない状態と右目にしか映像が入らない状態とを交互に作り出すことによって、左右の目に別々の映像を見せることを実現している。なお、人間の眼には 60Hz 以下のちらつきは認識されるため、120Hz のリフレッシュレートを持つモニターを利用し、それぞれの目に 60Hz で映像が提示されるようにする。

従来の液晶パネルは応答速度が十分でないため、液晶モニターで時分割立体表示をすることはできなかったが、最近では応答速度の速い液晶パネルが安価に実現されるようになってきている。よって、時分割表示方式を用いて、薄型のモニターでもフルカラーの立体映像をフル解像度で表示することが可能になっている。ただし、液晶シャッター眼鏡は偏光式の眼鏡に比べると高価である。

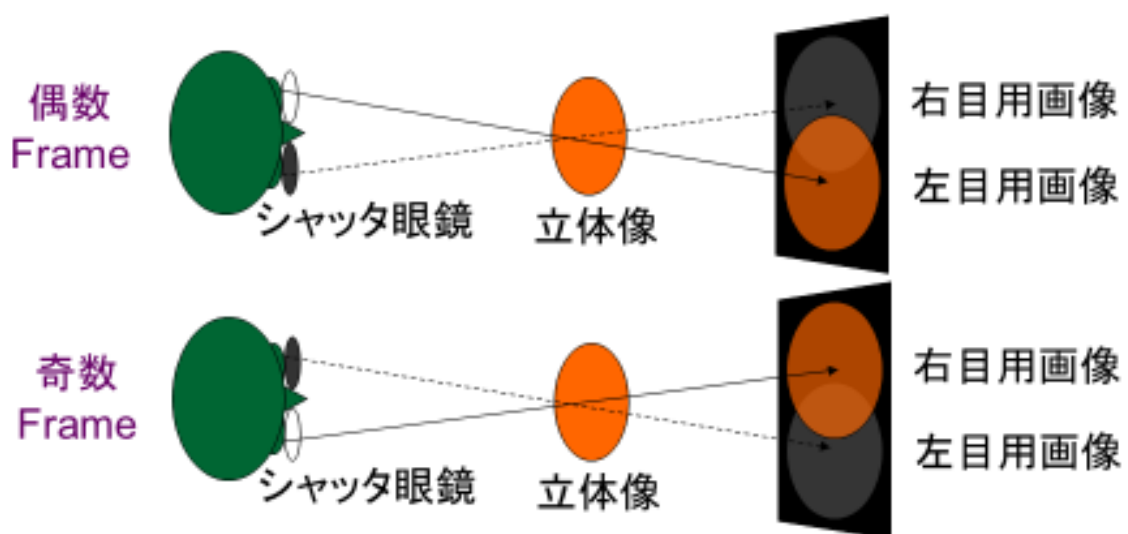


図 1.11 液晶シャッターを用いた時分割式立体表示

眼鏡式の共通の問題として、映像を見る際には眼鏡をかける必要があることが挙げられる。そのため、観察者が相互にアイコンタクトを取ることができない。そこで、次節以降で、裸眼での立体視が可能なディスプレイについて述べる。

### 1.3.2. 裸眼立体ディスプレイ方式

眼鏡をかけずに立体視を実現する手法の1つに、図 1.12 に示すパララックスバリア方式がある。この方式は、ディスプレイパネル上には右目用画像と左目用画像を一画素ごとに交互に描画し、ディスプレイパネルの前にパネルのドットピッチと同程度の間隔で光を通す場所と通さない場所を交互に配置することで、裸眼立体表示を実現する。この手法は、ディスプレイパネルの前にバリアを配置するだけで実現できるので、極めて安価であることが利点である。しかしながら、図 1.13 に示すように、観察者が頭を動かすと、右目用画像が左目に、左目用画像が右目に入るといった逆視の状態が発生する。観察者の頭の位置を検出し、提示像を入れ替えると逆視の問題は解決するが、正視できる場所と逆視が起こる場所の間では、右目用画像と左目用画像が混じって観察されてしまう場所が残る。また、提示像の解像度が半分になるという欠点もある。

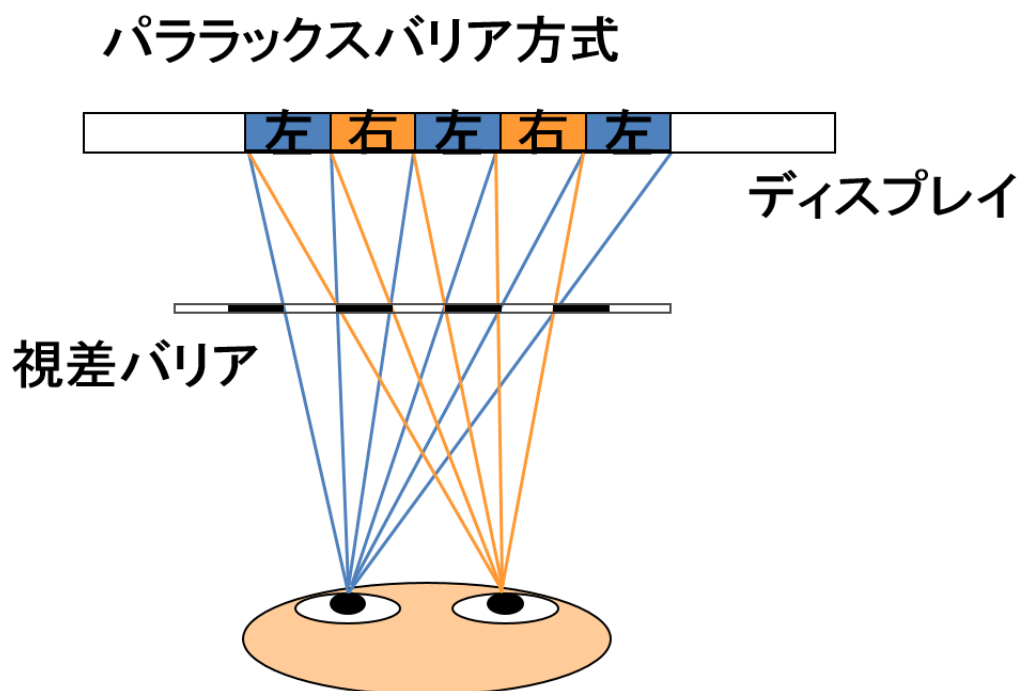


図 1.12 パララックスバリア式裸眼立体表示

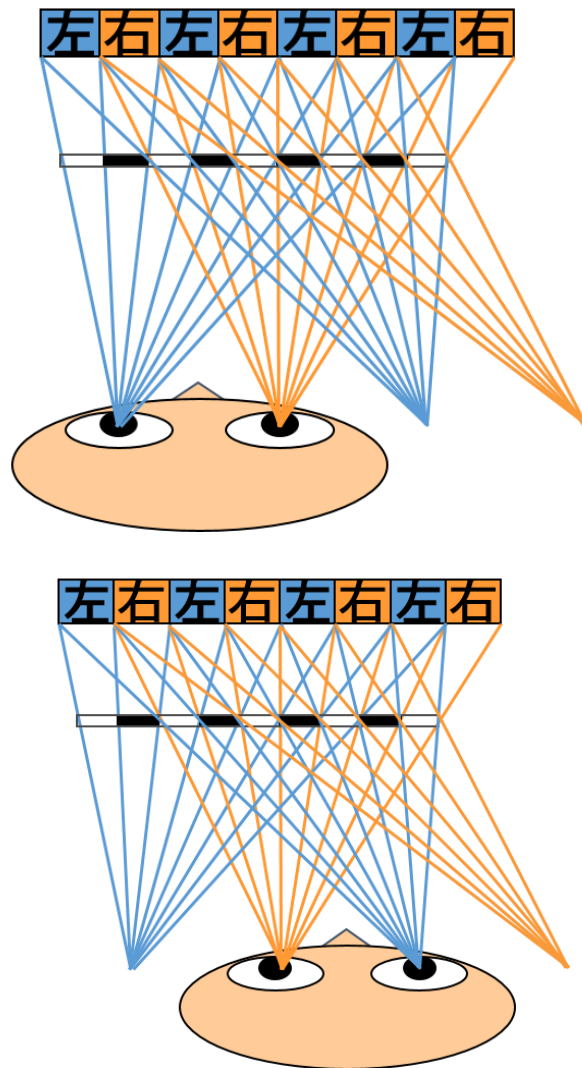


図 1.13 パララックスバリアにおける正視の状態（上図）と逆視の状態（下図）

パララックスバリア方式で、フル解像度の 2 次元表示と半分の解像度の 3 次元表示を切り替えられるようにするため、任天堂 3DS では図 1.14 のようにスイッチ液晶を導入している。このシステムでは、パララックスバリアはディスプレイパネルの前面ではなく後面に配置している。スイッチ液晶が全面光透過の場合は、一般の 2 次元ディスプレイと同じ表示になり、スイッチ液晶がパララックスバリアとして機能する場合は、裸眼立体ディスプレイとして機能する。

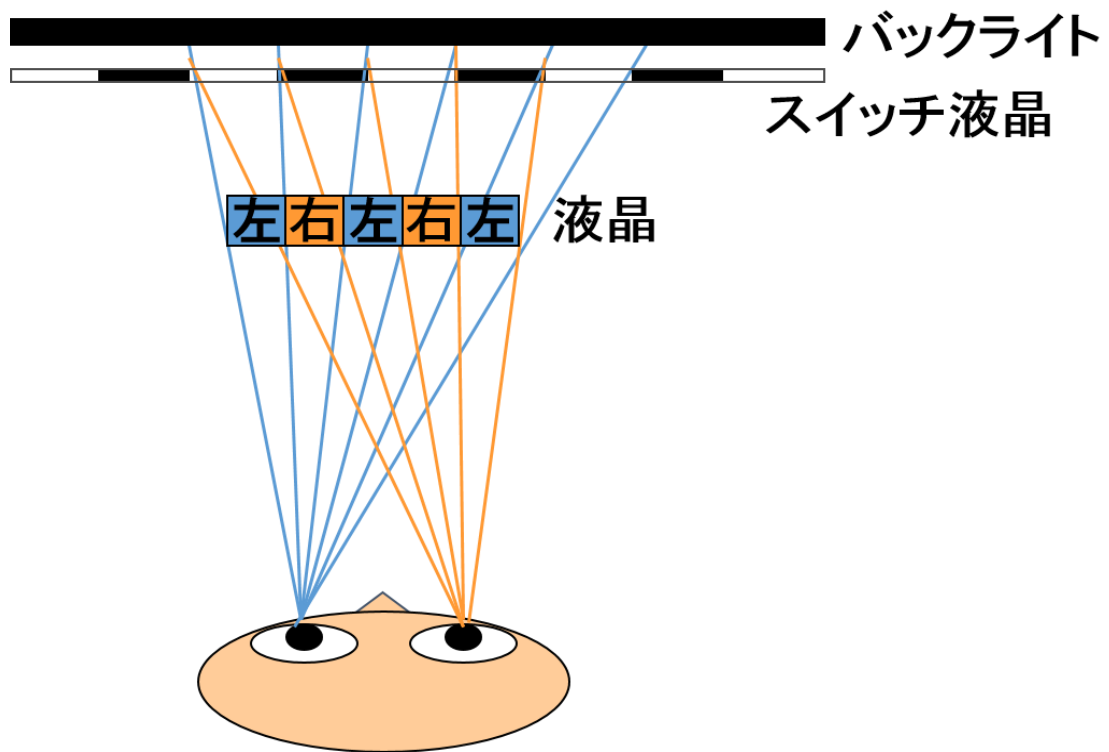


図 1.14 スイッチ液晶を用いた 2次元表示と 3次元表示  
を切り替えられるディスプレイシステム

パララックスバリア方式と並んで広く知られた裸眼立体表示法として、レンチキュラ方式がある(図 1.15)。この手法は、レンチキュラレンズを使い、右目用の映像と左目用の映像を観察者の眼の位置にそれぞれ集光させることで、左右の眼に別々の映像を見せ、立体提示を行っている。

この手法は、レンズによる集光系を用いるため、パララックスバリア方式よりも提示像が明るくなるという利点がある。しかしながら、立体視の光学的原理はパララックスバリアとほぼ同じであるため、観察位置が限定される、解像度が半分になる等のパララックスバリア方式の欠点はそのまま受け継がれるという問題がある。



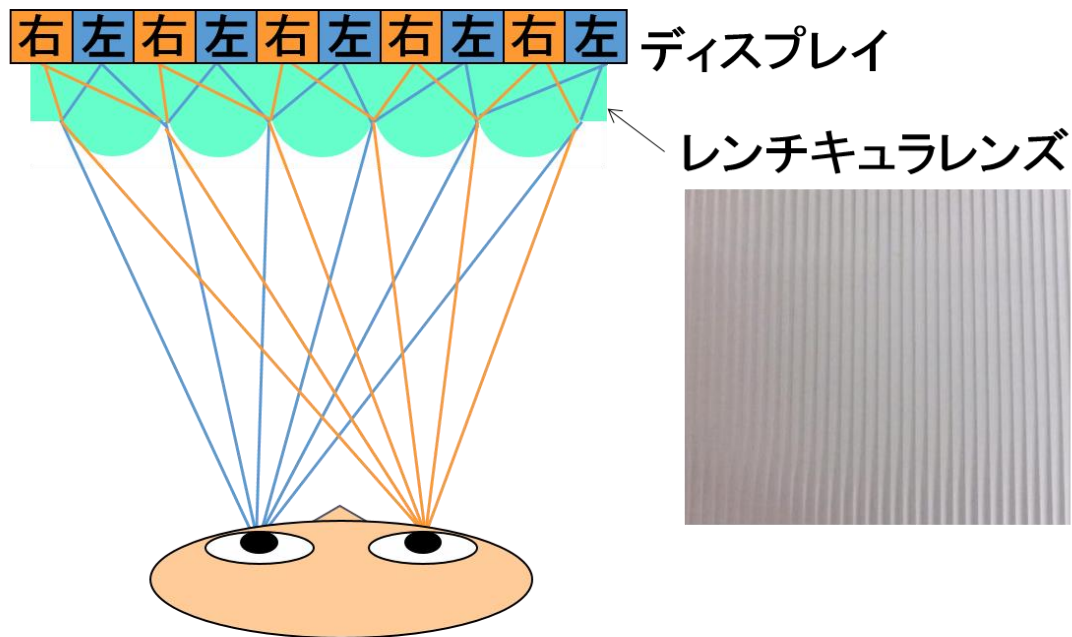


図 1.15 レンチキュラ式裸眼立体表示

### 1.3.3. 裸眼立体ディスプレイ方式の高解像度化

視差バリア方式では、解像度が半分になる問題があったが、この問題を解決した手法にアクティブ視差バリア方式がある[13][14][15][16][17]。この方式は視差バリア方式と時分割表示を組み合わせた手法である。視差バリアの ON/OFF を電子的に交互に繰り返し、切り替わったバリアに応じて右目用の映像と左目用の映像の出す位置を変えることにより、視差バリア方式でありながらパネルの解像度をすべて利用することが可能となる。なお、この方式も時分割式のため、120Hz のリフレッシュレートが必要である。また、この手法を用いたとしても、観察位置が固定される問題と、観察者の数が制限される問題は解決できない。

パネルの解像度をフル活用できる他の裸眼立体ディスプレイ方式に、2つの光源と導光フィルムを組み合わせる方法がある[18][19][20] (図 1.16)。この方式では、右目用光源と左目用光源が用意されている。右目用光源を点灯させると、導光フィルムの反射によって右目だけにバックライト光が集光し、左目用光源を点灯させると、同じく導光フィルムの反射によって左目だけにバックライト光が集光する指向性バックラ

イトを用いる。右目用光源と左目用光源を交互に点灯させ、それと同期して前面の液晶パネルの提示映像を右目用映像、左目用映像と交互に表示することにより、観察者は裸眼で立体視をすることができる。この方式でも、液晶パネルの解像度をフル活用できるが、観察者の位置が固定であることと、観察者の数が1人だけであるという問題がある。これを複数人観察可能にする試みもあるが[21][22]、これらの手法を使っても立体映像観察可能な位置はかなり限定される。

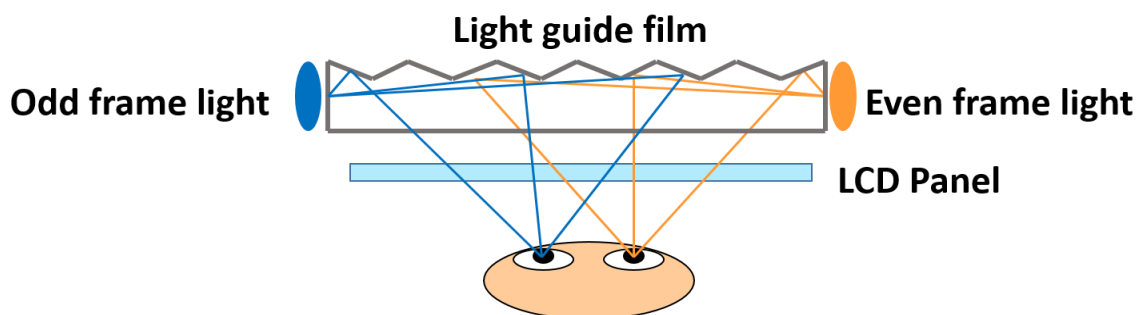


図 1.16 導光フィルムを用いた裸眼立体表示

多数の観察者を対象とした指向性バックライトを実現する方法の1つとして、図1.17に示すように、発光位置を制御できるバックライトと大口径フレネル凸レンズを組み合わせた方式が存在する[23]。この方式は観察者の位置に応じて、バックライトの発光位置を変えることでこの観察者のそれぞれの眼にのみ届く指向性バックライトを実現している。しかしながら、このシステムには光学的な奥行きが必要であり、また、観察者の奥行き方向の移動に対してはフレネルレンズを物理的に調節する必要がある。加えて、フレネルレンズの屈折率にも限界があるため、画面の大型化に応じてフレネルレンズを大型化する場合、フレネルレンズとバックライトの距離も長くする必要が生じ、装置の厚みが著しく増してしまう問題がある。

これと似たシステムとして、凸レンズの代わりに凹面鏡を用いる方式もあるが[24]、その場合も、光学的奥行きが必要であるという問題は残る。

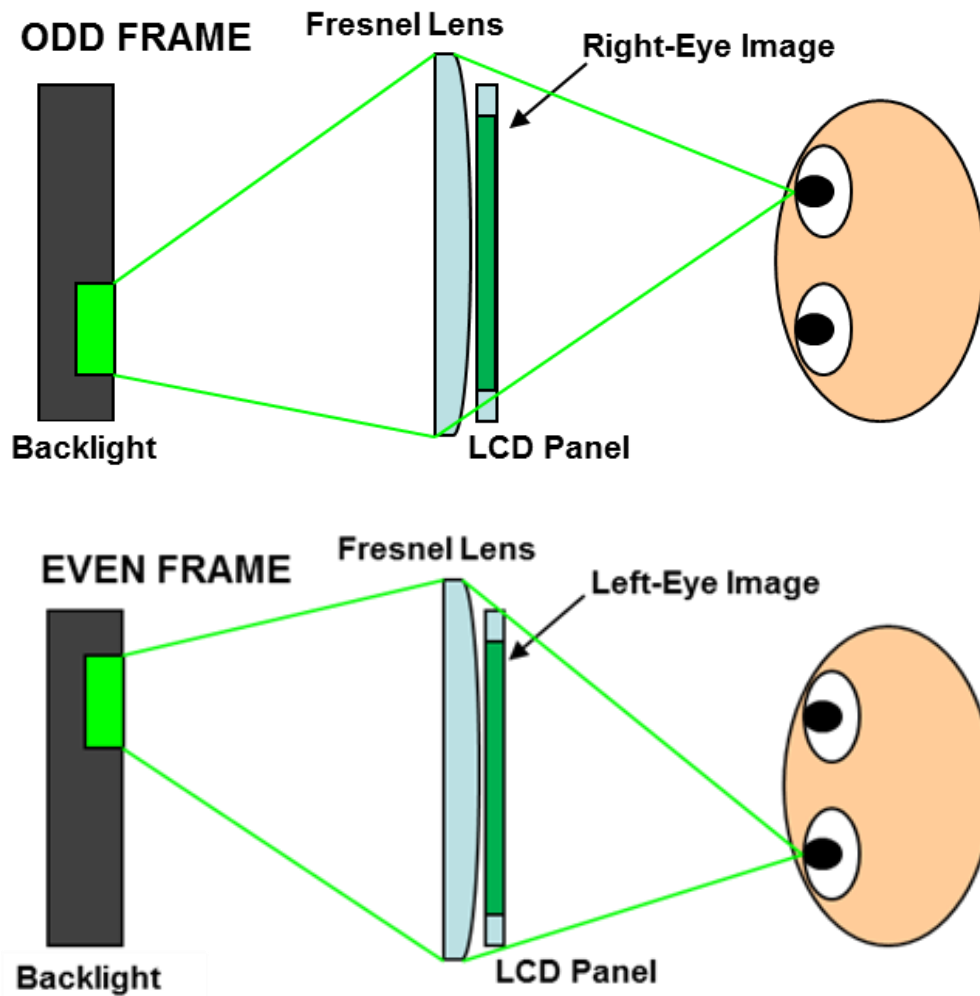


図 1.17 大口径凸レンズを用いた裸眼立体表示

ディスプレイの厚みの問題を解決する方法として、服部は図 1.18 に示すように、凸レンズアレイと発光位置を制御できるバックライトを用いる方法を提案している [25][26][27][28]。この方式では、凸レンズアレイをドットマトリクス光源から要素レンズの焦点距離だけ離れた位置に設置することで平行光を実現している。さらに、指向性バックライトの照射方向はバックライトの発光位置を変化させることで調節が可能であり、それぞれの目に入射する光とパネルの映像とを同期して切り替えることで、特別な眼鏡をかけなくとも裸眼で立体視が可能となっている。また、バックライトの発光位置を増やすことで、複数の観察者が同時に立体映像を見ることも可能となっている。

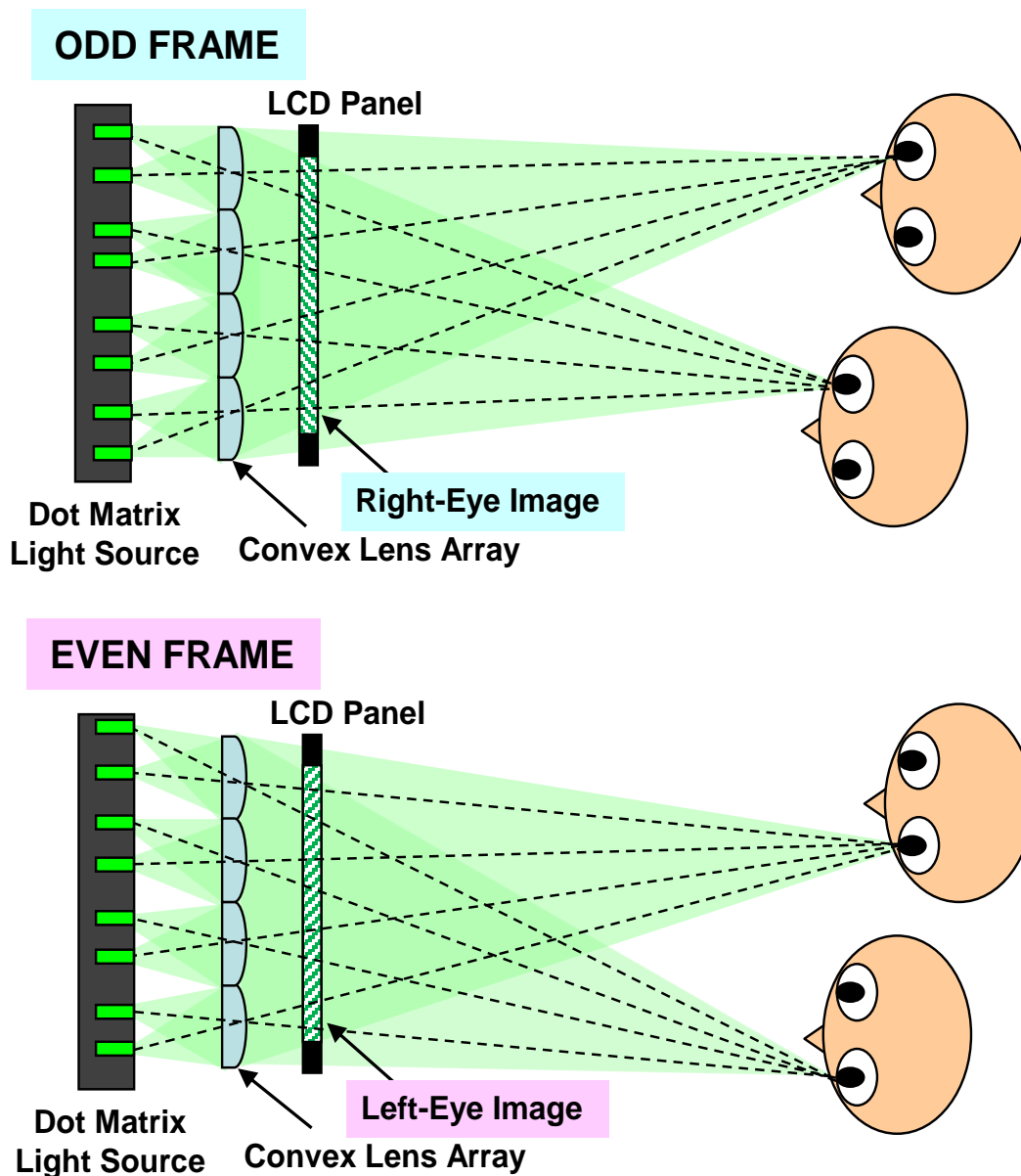


図 1.18 凸レンズアレイを用いた指向性バックライト式裸眼立体ディスプレイ

しかしながらレンズアレイとドットマトリックス光源を組み合わせた指向性バックライトの実現方式には、視域の制約と輝度不均一性という2つの大きな問題があるため、装置として実装されるに至っていない。

これと似た光学系で輝度不均一性の問題を解決する手段として、レンズアレイとプロジェクタを組み合わせ、鉛直方向拡散板を使う方式も存在するが、これらもプロジェクタを用いるため光学的な奥行きが必要となる問題がある[29][30]。

## 1.4. 研究目的

本章で述べてきた通り、医療分野においては高解像度の裸眼立体ディスプレイが望まれているが、既存の裸眼立体ディスプレイは解像度が低い、観察位置が限定される、同時に一人しか観察できないなどの問題があった。そこで、本論文ではこれらの問題を解決した高解像度裸眼立体ディスプレイを実現することを目指す。

第2章と第3章においては、前節で紹介した凸レンズアレイを用いた裸眼立体ディスプレイ装置において、視域が限定されるという問題と輝度が不均一であるという問題を解決する手法を提案する。第2章では、レンズの収差によるクロストーク発生を抑制し、立体視が可能な視域を拡大する方法を提案する。第3章では、要素レンズの配置に工夫を加えてレンズアレイと鉛直方向のみに拡散する指向性拡散板と組み合わせ、提示する立体像の輝度を均一化する手法を提案する。これらの成果を組み合わせることで、広い視域にわたって同時に複数に可能な高精細裸眼立体表示が実現される。第4章では、第2章、第3章の成果を空中立体像提示に拡張する方法を提案する。この成果により、立体像を直接操作するダイレクトマニピュレーションに適した立体表示が可能となる。第5章においては、時分割表示を応用して、高精細2次元表示の一部に、立体空中像を表示させるシステムについて述べる。第6章においては、第2章、第3章で提案したシステムの手術シミュレータへの応用とその評価について述べる。第7章において、論文全体のまとめを行う。

## 2. レンズアレイ式指向性バックライトの視域拡大

### 2.1. 光学収差の影響

凸レンズアレイを用いた指向性バックライトを裸眼立体ディスプレイに応用するとき、2つの光学的課題に直面する。それは、図 2.1 に示す焦点ぼけと像面湾曲の問題である。提示画像全体を均一に明るくするために、観察者の目に入る光は要素レンズ全体を経過する必要がある。言い換えると、観察者の目の位置から光を照射し、レンズを通して光源面に衝突した場所をすべて光らせる必要がある。レンズと光源面間の距離  $l$  が要素レンズの焦点距離と等しいとき、観察者とレンズとの距離が近づくほど発光領域幅  $w$  が広がる。これが、レンズの焦点ぼけによって引き起こされる問題である。この  $w$  は要素レンズの直径  $d$  が小さければ、狭くなる。バックライトの方位選択性の細かさは、要素レンズの背後にある画素数に依存する。よって、立体視を維持するためには要素レンズの直径  $d$  はある程度長くする必要がある。

目と要素レンズとの光軸との距離  $x$  が長い場合、光源から目への入射光は入射角が急勾配になり、像面湾曲によって発光領域が広がる。像面湾曲により集光位置が光源パネルから離れると、結果として  $w$  が大きくなるからである。よって、ある入射角では、焦点ぼけにと像面湾曲による影響が打ち消しあい、目に入射する光が光源面で最も収束する。

$w$  を過度に大きくなると、左目照射用と右目照射用の発光位置が重なり合い、クロストークが発生する。クロストークを避けるためには、 $w$  を両目への入射光の中心間距離  $g$  よりも小さくする必要がある。 $e$  は瞳孔間距離とすると、 $g$  は

$$g = \frac{e}{z}l$$

で与えられる(図 2.2)。より正確にクロストークが発生しない条件を求めると、右目用ライト幅の右側  $w_R^r$  と左目用ライト幅の左側  $w_L^l$  との和が  $g$  よりも小さいときとなる(図 2.3)。

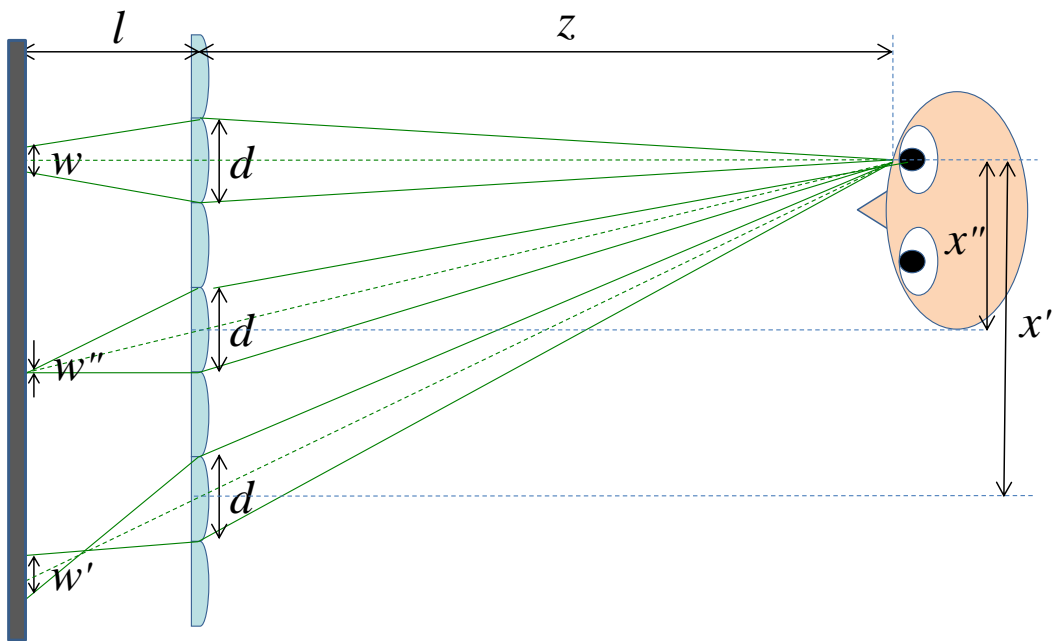


図 2.1 ぼけ及び像面湾曲効果によるバックライト幅

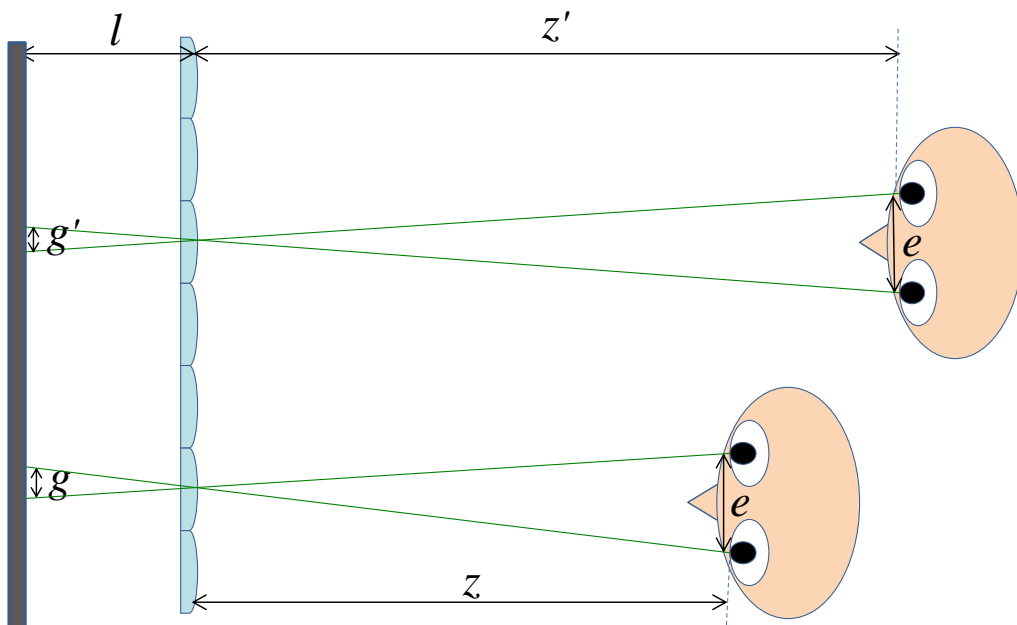


図 2.2 右目用光源と左目用光源の中心間距離

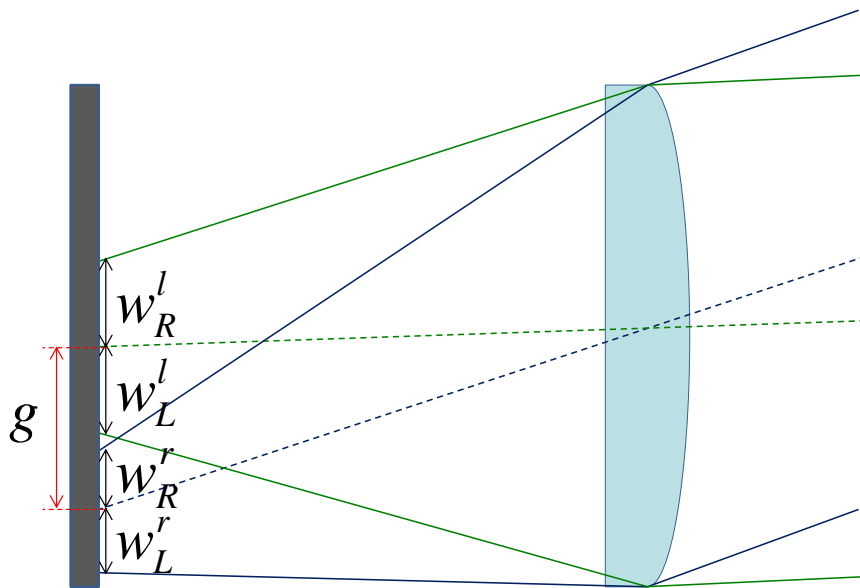


図 2.3 クロストークを避けるために必要なバックライト幅

クロストークを避けつつ広視域を維持する条件を満たす方法として、屈折率  $N$  の大きい材質をレンズに使うことで、像面の曲率を長くし  $w$  の幅を短くすることが考えられる。また別の方法として、レンズと光源面の距離を適切にし  $w$  の幅を狭くすることも考えられる。 $l$  を短くすると、ディスプレイ周辺の像面湾曲の効果を緩和することができる。これは、光源面が像面湾曲の効果によって生じた集光点に近づき、 $w$  の幅が短くなるためである。しかし一方で、 $l$  を過剰に短くすることで、焦点ぼけの影響がディスプレイ中央で強く出てしまう。そのため、ディスプレイ中央でクロストークが発生しない程度に  $l$  を短くすることで視域を広げられることが期待できる。

## 2.2. 光学シミュレーション

クロストークの発生しない視域を調べるため、光学シミュレーションを  $e = 65 \text{ mm}$ ,  $f = 25 \text{ mm}$ ,  $d = 22 \text{ mm}$ ,  $N = 1.49$  として実行した。これらのパラメータは、実際に製作した図 2.4 のプロトタイプシステムに基づいて設定されている。ただし、このプロトタイプシステムではフレネルレンズを使っているため、光学シミュレーションではレンズの厚みを無視することとする。光学シミュレーションで与えられる反射光向きベクトル  $\mathbf{q}$  は



$$\mathbf{q} = \frac{1}{N} (\mathbf{p} - s \mathbf{n})$$

$$\|\mathbf{n}\| = 1$$

$$\|\mathbf{p}\| = 1$$

$$s = t + \sqrt{t^2 + N^2 - 1}$$

$$t = \mathbf{n} \cdot \mathbf{p}$$

で与えられる。

ここで  $\mathbf{p}$  は入射光を表し、 $\mathbf{n}$  はレンズ表面に対する法線を表す。また上式の、 $\mathbf{p}, \mathbf{q}, \mathbf{n}$  は正規化したものを用いている。図 2.5 にベクトル  $\mathbf{p}, \mathbf{q}, \mathbf{n}$  の向きを図示する。プロトタイプシステムでは要素レンズにフレネルレンズを用いているため、レンズの厚みによる影響を無視することができる。また、フレネルレンズは焦点がレンズの溝のない面の側にあるものを用いている。このタイプのフレネルレンズの  $(x, y)$  の位置（原点はレンズ中心）におけるレンズ面の法線は

$$\mathbf{n} = \begin{bmatrix} \frac{x}{\sqrt{x^2 + y^2 + f^2}} \\ \frac{y}{\sqrt{x^2 + y^2 + f^2}} \\ -1 + \sqrt{N^2 - \frac{x^2 + y^2}{x^2 + y^2 + f^2}} \end{bmatrix}$$

で与えられる。ただし、 $f$  はレンズの焦点距離である。

実際の光学シミュレーションの一例を図 2.6 に示す。また、図 2.7 と図 2.8 は、それぞれ、 $l = 25 \text{ mm}$  と  $l = 24 \text{ mm}$  のときに光学シミュレーションで得られた  $w$  と  $g$  の関係を示している。

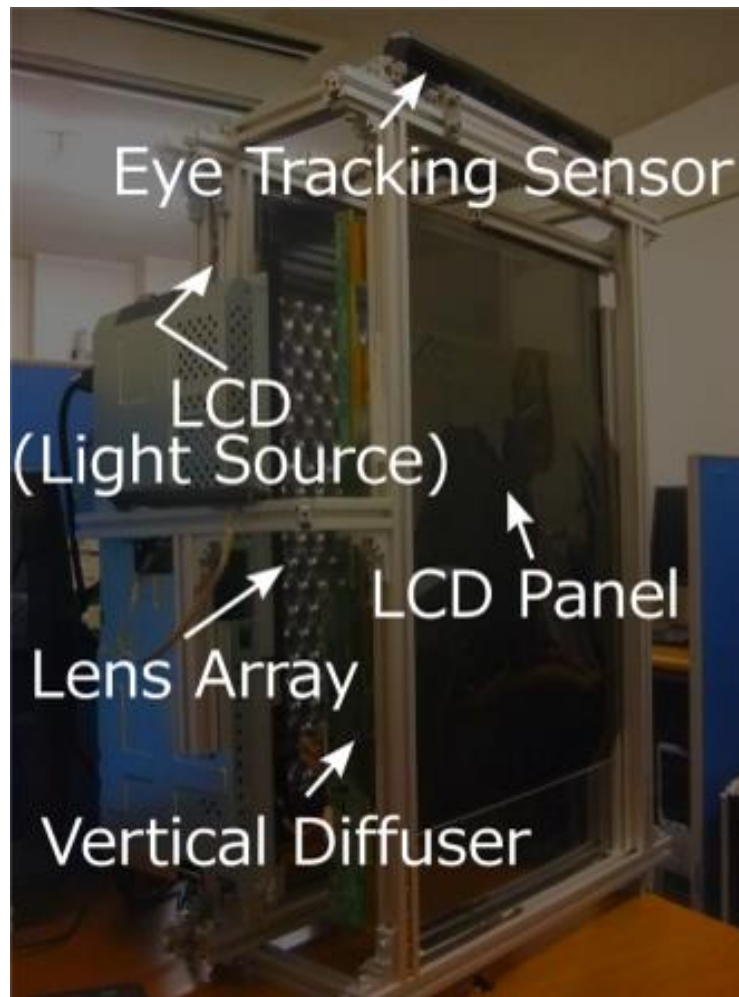


図 2.4 プロトタイプディスプレイ

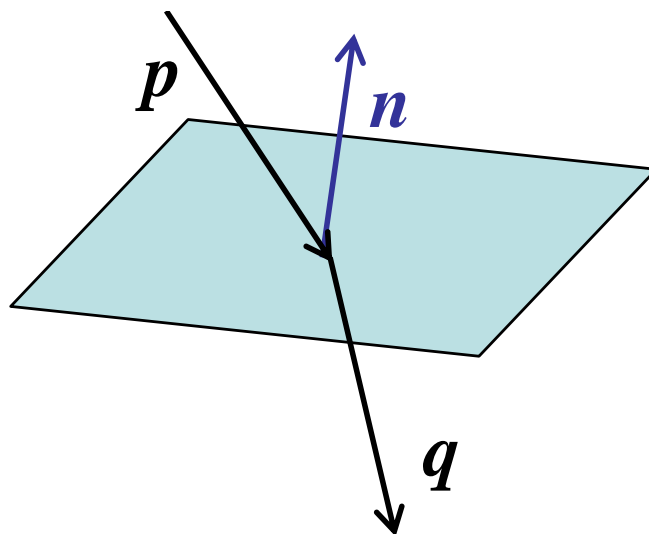


図 2.5 法線方向  $n$ 、入射方向  $p$ 、および屈折光方向  $q$

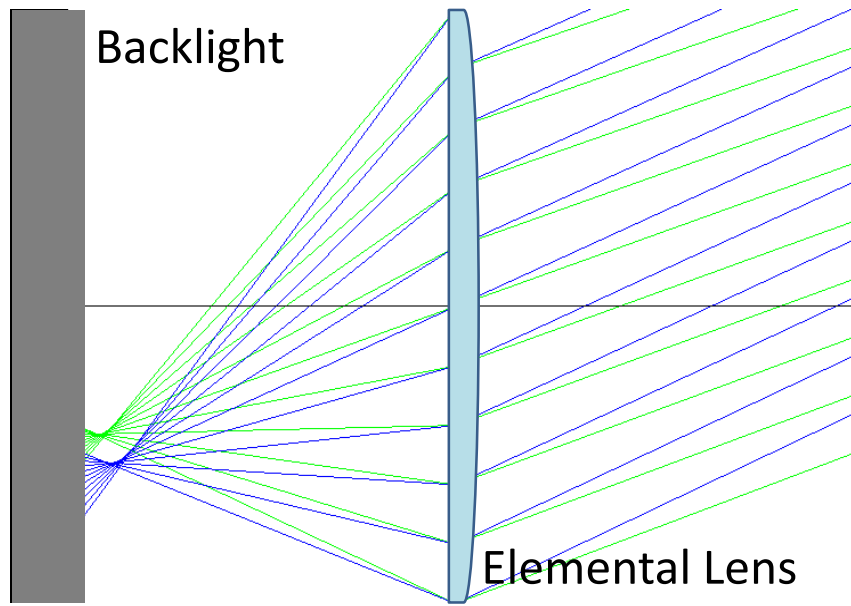


図 2.6 光学シミュレーション出力結果例

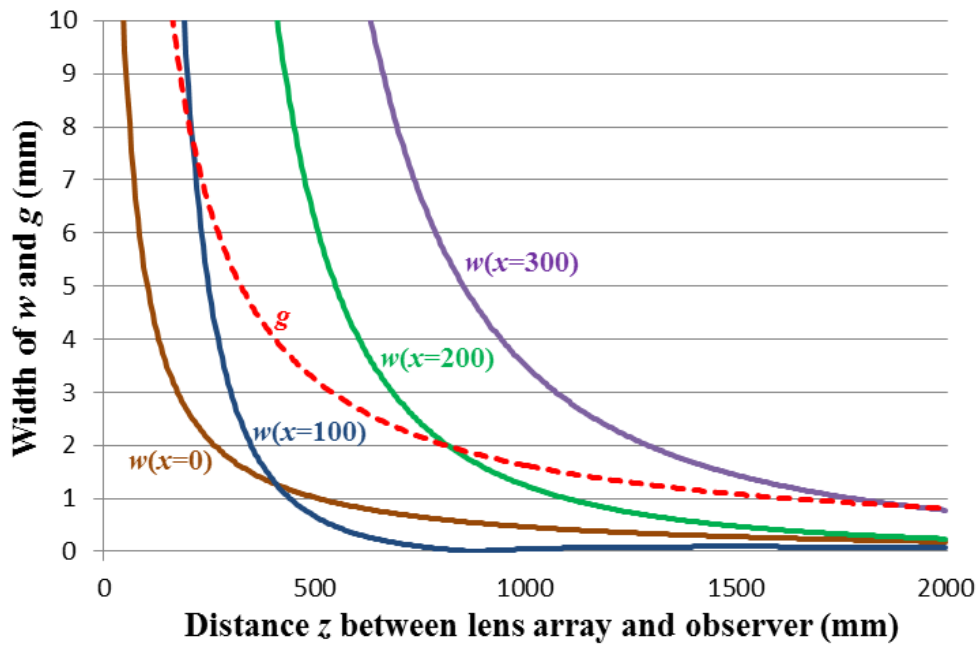


図 2.7 異なる  $x$  (目と要素レンズとの光軸間距離)と  $z$  (目と要素レンズ間距離)における  $w$  (バックライト発光幅)の評価 ( $l = 25$ )

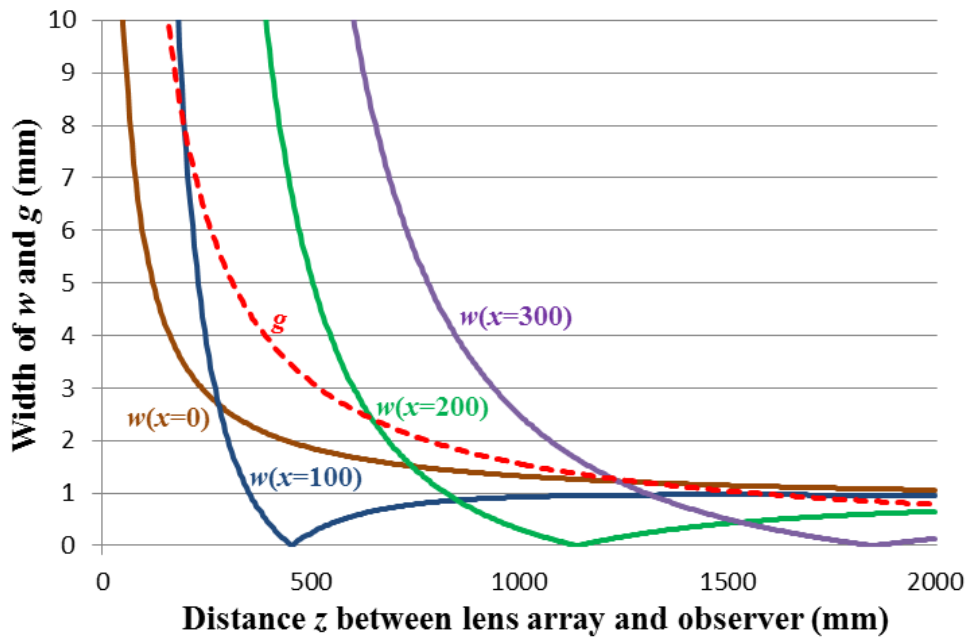


図 2.8 異なる  $x$  (目と要素レンズとの光軸間距離) と  $z$  (目と要素レンズ間距離) における  $w$  (バックライト発光幅) の評価 ( $l = 24$ )

図 2.7 と図 2.8 から分かる通り、観察者の目の位置とレンズアレイの距離  $z$  が離れるほど  $w$  と  $g$  の幅が短くなっている。目と要素レンズの光軸との距離  $x$  が長くなるほど、 $g$  よりも小幅の  $w$  を得るためには  $z$  が長くなければならない。また、 $x = 100$  のときの  $w$  が最小となっているが、これは、ぼけと像面湾曲の影響の相殺による。

$l$  が焦点距離  $f$  よりも短いとき、 $w$  曲線は、 $x$  の増加に従って減少している(図 2.8)。これは、焦点ぼけの影響が増加したことに起因している。そして、 $w$  が 0 になったあとまた増えているのが分かる。この  $w$  のシフト幅は  $z$  が小さいときは  $g$  よりも短く、 $x$  が大きくなってもその関係を維持している。一方で、 $g$  よりも幅が大きくなっている  $w$  は小さい  $x$  と長い  $z$  を組み合わせたときに発生している。

図 2.9 にディスプレイ全体でクロストークが発生しない視域を光学シミュレーションで求めた結果を示す。ここでのディスプレイ幅はプロタイプシステムの横幅と同じ 280 mm である。この図から分かるように、 $l = 25$  mm のときは視域が広くない。 $l = 24$  mm のときは視域の幅が広がるが、一方で視域の奥行きが浅いものになってしまっている。これは、ディスプレイの中央でクロストークが発生してしまうことが原因となっている。また、屈折率  $N$  の高いレンズを使う

ことで視域の幅を広げることが可能になっていることも示されている。

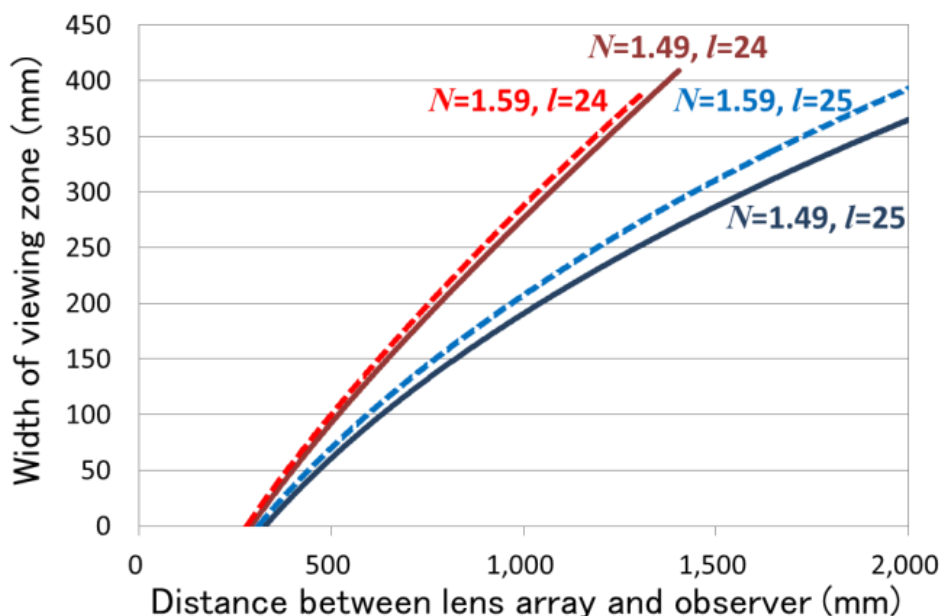


図 2.9 クロストークの無い視域

### 2.3. ハードウェアによる実験

前節で述べた光学シミュレーションの妥当性を確認するためにハードウェアを用いた実験を行う。本実験では、プロトタイプシステムで用いたドットマトリックス光源と同じ BenQ XL2420T を用いて行う。このディスプレイのスペックは表 2.1 の通りである。図 2.10 に示すように要素レンズ 1 個につきバックライト光源の光らせる位置を 2 か所に分ける。なお、図 2.10 は水平方向のみを図示した簡易図だが、実験ではすべての要素レンズに対して同様の操作を行い、また、右目用と左目用のバックライト位置にあたる部分にそれぞれマゼンタと緑を交互に点灯させる。本実験では図 2.4 のプロトタイプシステムで用いた構成をそのまま使用する場合、LCD パネルと拡散板はクロストークを確認する妨げとなるため、予め取り除いておく。実験では  $z$  を 670 mm にし、右目用映像と左目用映像の撮影を FujiFilm Ral3D W3 で行った。この 2 眼式カメラのレンズ間距離は 75 mm となっている。レンズのパラメータは  $f = 25$  mm,  $d = 22$  mm,  $N = 1.49$ で行っている。この構成で光学シミュレーションを行った

ところ、両眼の中心座標が $l = 25 \text{ mm}$ のときに $170 \text{ mm}$ 、 $l = 24 \text{ mm}$ のとき $200 \text{ mm}$ まではクロストークが検出されないとの結果が得られている。

表 2.1 光学シミュレーションで用いた液晶パネルの仕様

パネルタイプ	23 型 TN カラー液晶
表示面積(W) × (H)	286.74 mm × 509.76 mm
最大表示解像度	1920 × 1080
応答速度	2 ms
輝度	250 cd/m <sup>2</sup>
視野角	170° /160°

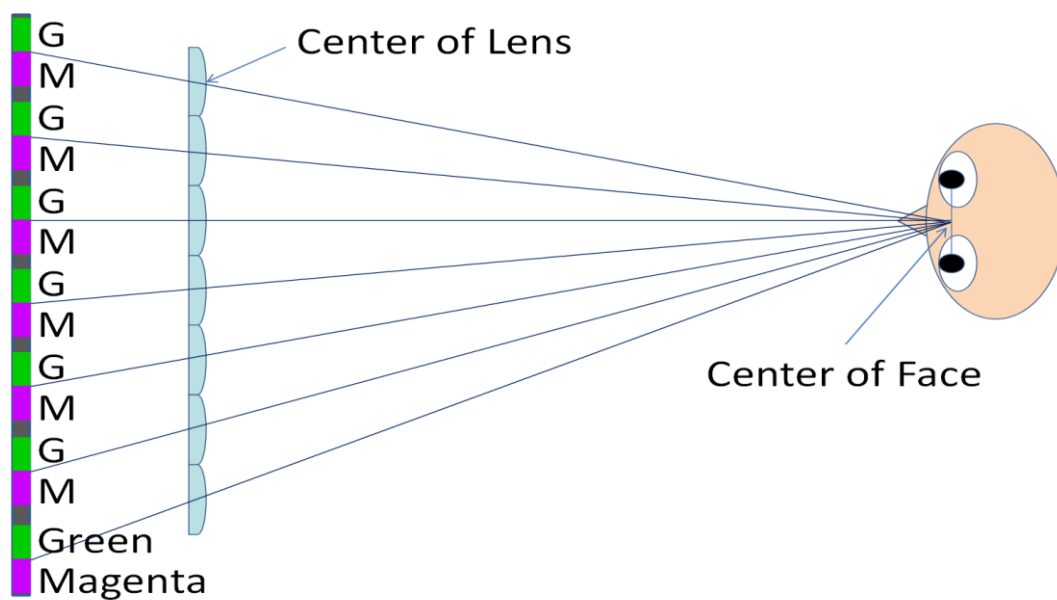
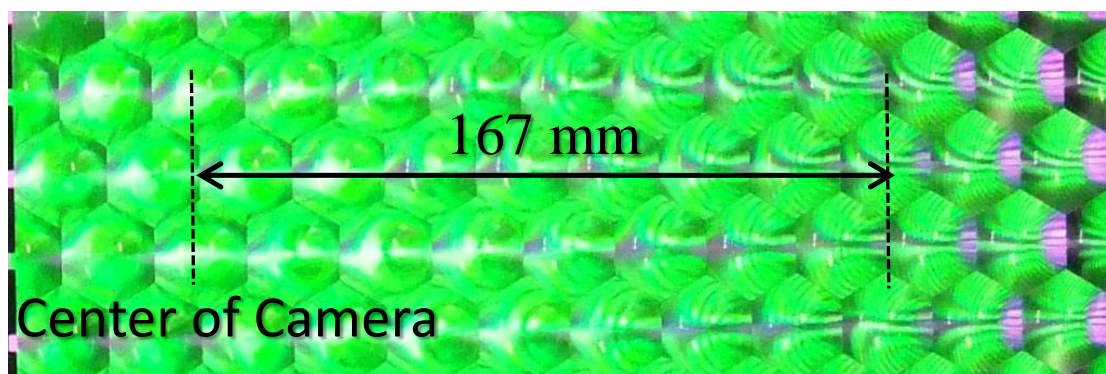
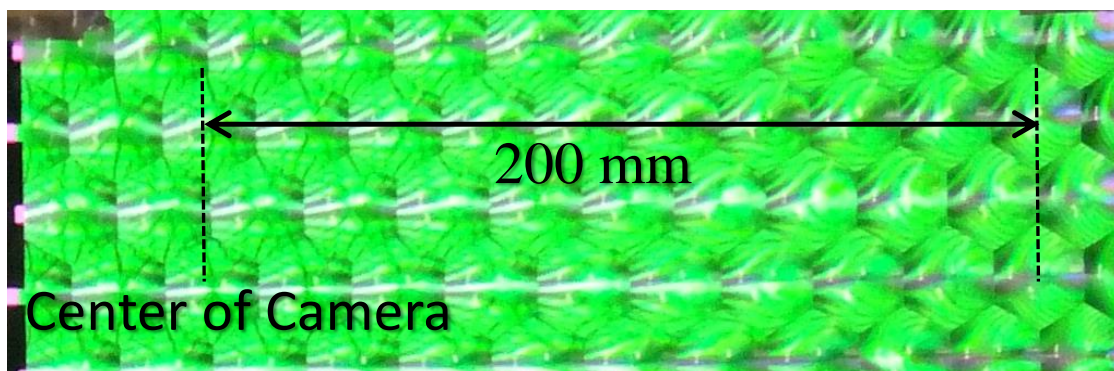


図 2.10 ハードウェア実験図

図 2.11 に本実験の結果を示す。 $l = 25 \text{ mm}$ のときにマゼンタ色が167 mm以上離れているところで検出されている。この167 mmは、カメラの両レンズ中心からの距離を示している。この結果は光学シミュレーション結果に近いものとなっている。次に $l = 24 \text{ mm}$ のときには200 mm以上離れているところでマゼンタ色が検出されている。これらの結果は、図 2.12 に示す通り、光学シミュレーションでの結果と同一のものとなっている。よって、光学シミュレーションの信頼性と提案システムのクロストークの検出されない視域拡大法の妥当性がともに確認された。



$l = 25 \text{ mm}$  (left eye)



$l = 24 \text{ mm}$  (left eye)

図 2.11 ハードウェアによる実験の結果

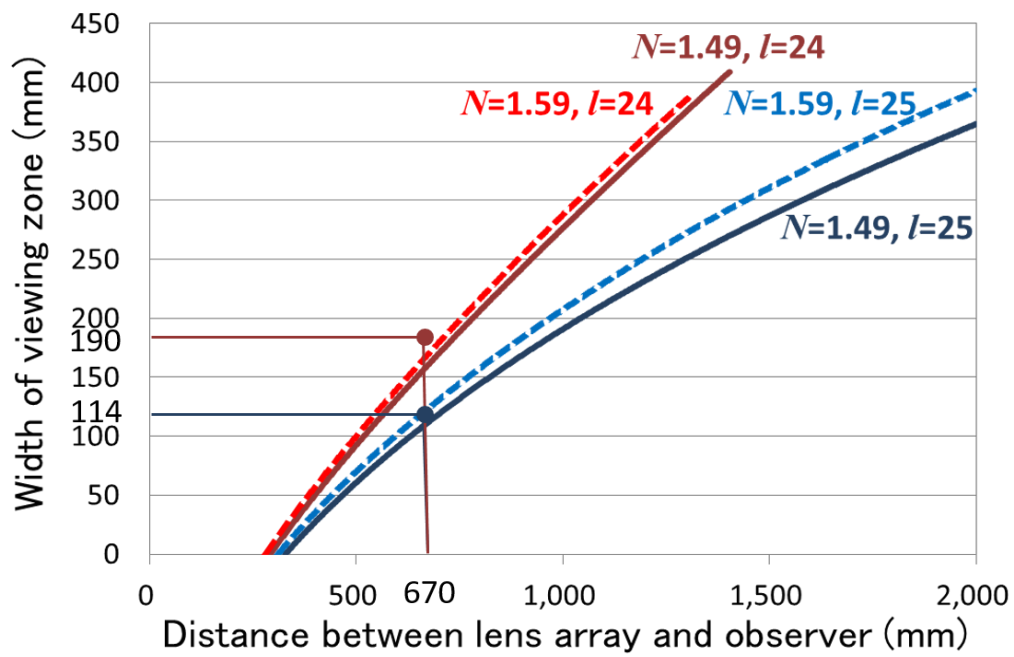


図 2.12 クロストークの無い視域 (実験結果との対応)



### 3. レンズアレイ式指向性バックライトの輝度均一化

#### 3.1. 垂直拡散板の導入

凸レンズアレイを用いた時分割指向性バックライト式裸眼立体ディスプレイのもう一つの問題として、提示画像の輝度ムラがある（図 3.1）。そこで、本節では、拡散板を用いて継ぎ目部分から来た光と中心部分から来た光をブレンドすることで、レンズの継ぎ目が目立たない均質な画像提示を実現する方法を提案する。

立体視を実現するためには片方の目にだけ光を観測できるようにする必要がある。しかし、通常の拡散板では横（水平）方向にも拡散してしまうため、本来片方の目のみが観測する光を両目で観測できてしまうという別の問題が発生する。これを防ぐには縦（鉛直）方向のみに拡散する指向性拡散板を用いる方法が考えられる。また、縦方向に輝度の高い場所と低い場所が混ざるようにするため、凸レンズアレイの要素レンズを段ごとに位相をずらして配置する必要がある。

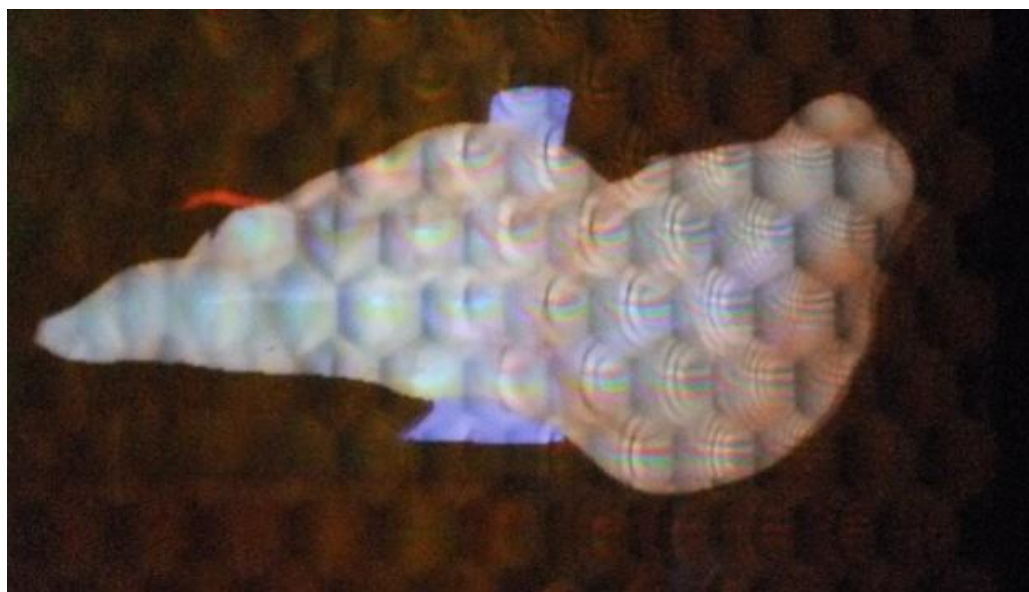


図 3.1 凸レンズアレイを用いた指向性バックライト式裸眼立体ディスプレイ  
(図 1.18)の提示画像

凸レンズアレイの要素レンズを段ごとに位相をずらし、各要素レンズの焦点距離に点光源を置いた図を、図 3.2 の左に示す。そして、この凸レンズアレイに対して縦（鉛直）方向にのみぼかしたのが図 3.2 の右になる。輝度の低い継ぎ目部分の光と輝度の高い要素レンズ中心部分の光がブレンドされ継ぎ目が目立たないようにすることが可能となる。六角凸レンズアレイと鉛直方向拡散板を組み合わせた装置全体の概要を図 3.3 に示す。しかしながら、この改善は不十分であり提示画像に縦筋が残る問題が残る（図 3.4）。これはレンズアレイの要素レンズに現れる輝度ムラの周期性に起因する。

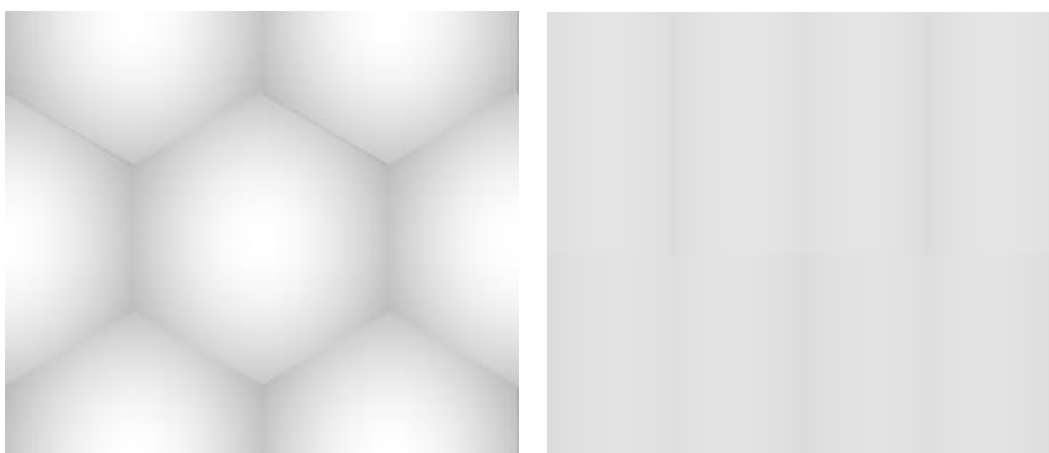


図 3.2 六角凸レンズアレイ。左がデルタ配列した六角凸レンズアレイ。右がそれを鉛直方向にぼかしたもの

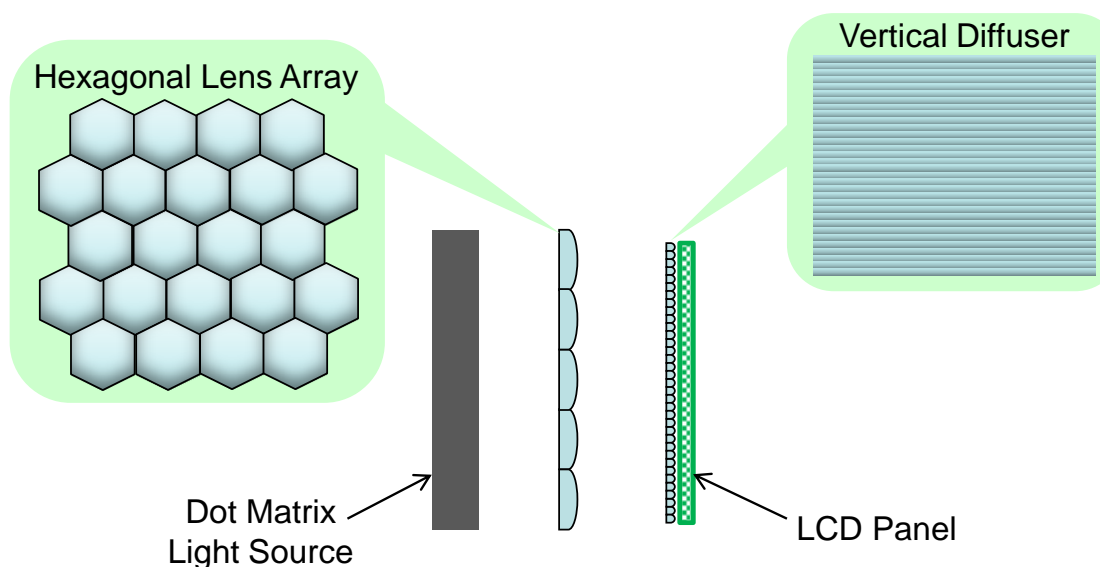


図 3.3 凸レンズアレイと鉛直方向拡散板を用いた指向性バックライト式裸眼立体ディスプレイ

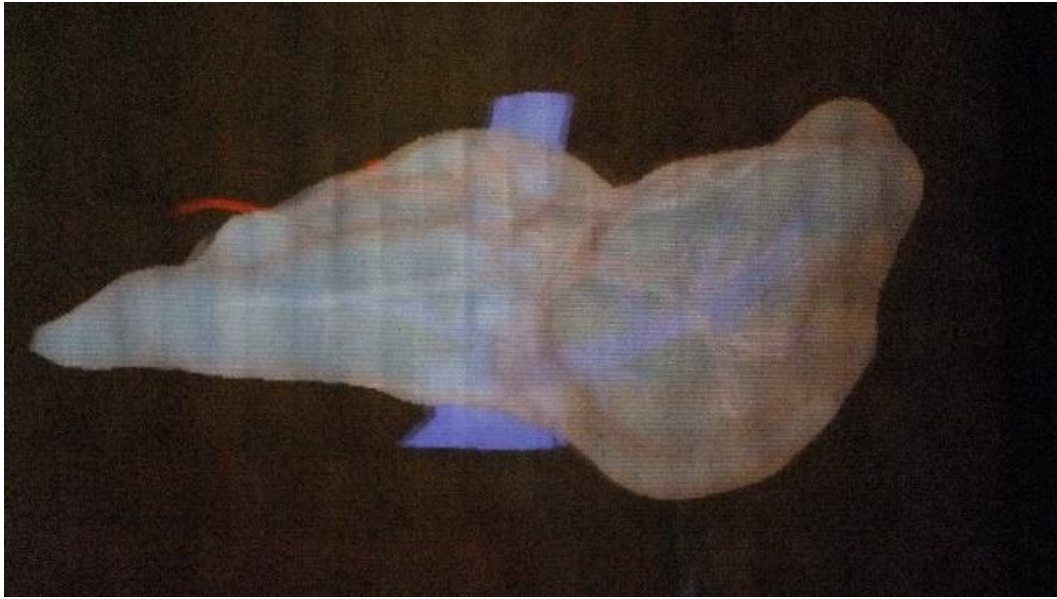


図 3.4 図 3.3 の装置による提示画像

要素レンズの輝度ムラ周期による画質低下を改善するための最初の試みとして、レンズアレイを回転させ、鉛直方向拡散板と組み合わせを行う(図 3.5)。実験により検証した結果、図 3.4 に現れていた縦筋を消すことができたが、側面から観察した際、斜めに回転した筋模様が現れる問題が発生した(図 3.6)。

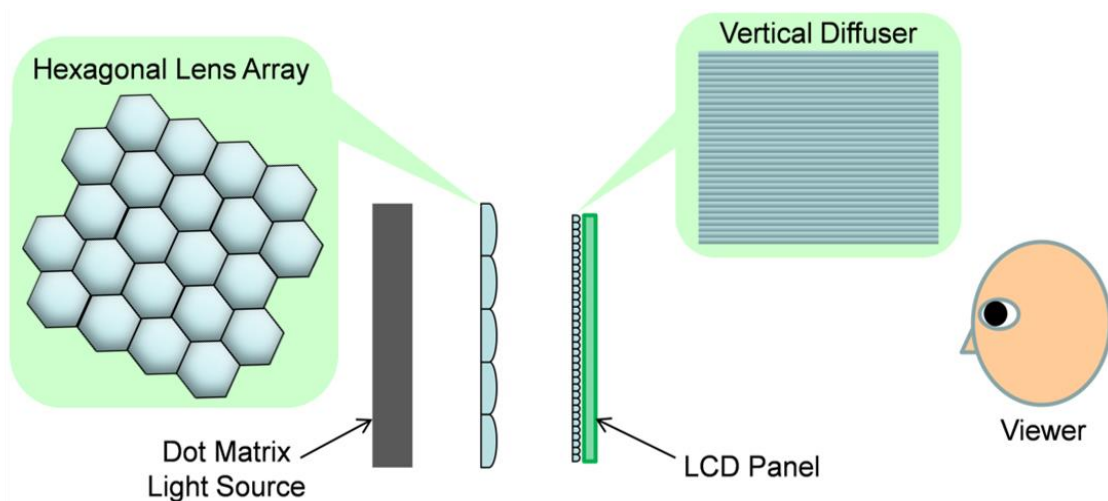


図 3.5 斜めレンズアレイと鉛直方向拡散板を用いた指向性バックライト式裸眼立体ディスプレイ

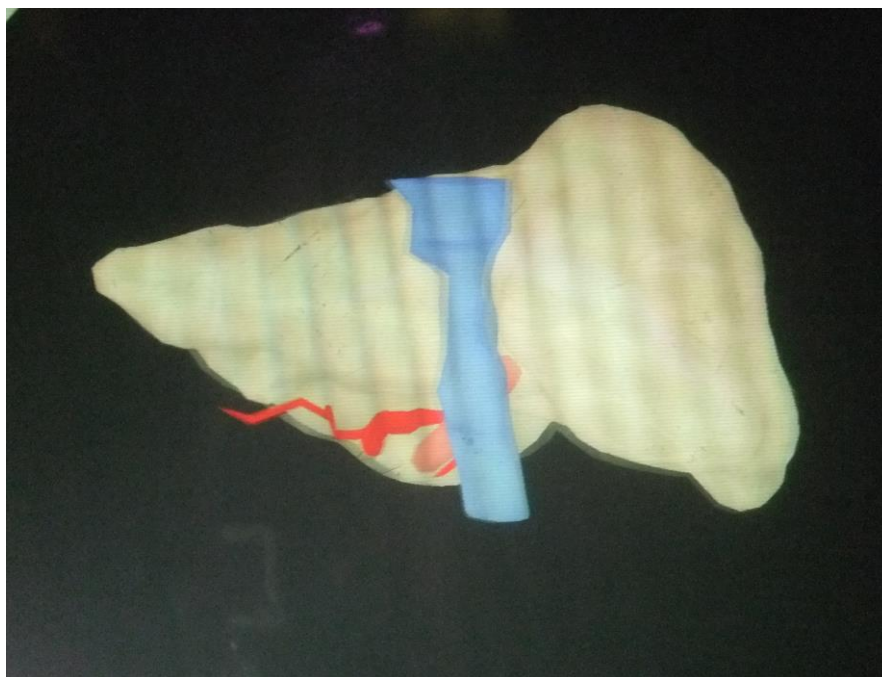


図 3.6 図 3.5 の装置での画像提示結果

この問題の原因を調べるため、鉛直方向拡散板の効果調べる実験を行う。本実験では、ドットマトリックス光源の前方に鉛直方向拡散板を 130 mm 離して設置する (図 3.7)。実験ではカメラを固定して設置して撮影を行う。撮影は、ドットマトリックス光源上に点光源として表示させる矩形の位置を、カメラの正面と右側とでそれぞれ撮影した。その実験結果を図 3.9 に示す。点光源の位置がカメラ正面の場合、鉛直方向拡散板のぼかしは鉛直方向のみである。カメラよりも右側に点光源を光らせた場合では、ぼかしは弓なりの形になっていることがわかる。この弓なりのラインが、図 3.10 のようにレンズの明るい部分が並ぶ方向と重なり、その結果として輝度ムラが発生すると考えられる。



図 3.7 ドットマトリックス光源の正面に鉛直方向拡散板を設置した図

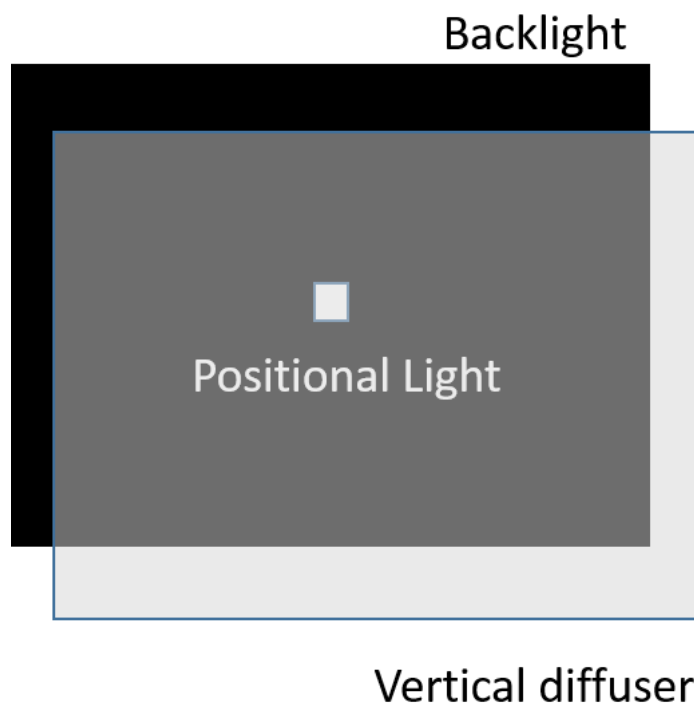


図 3.8 図 3.7 の装置で点光源を光らせる実験の図

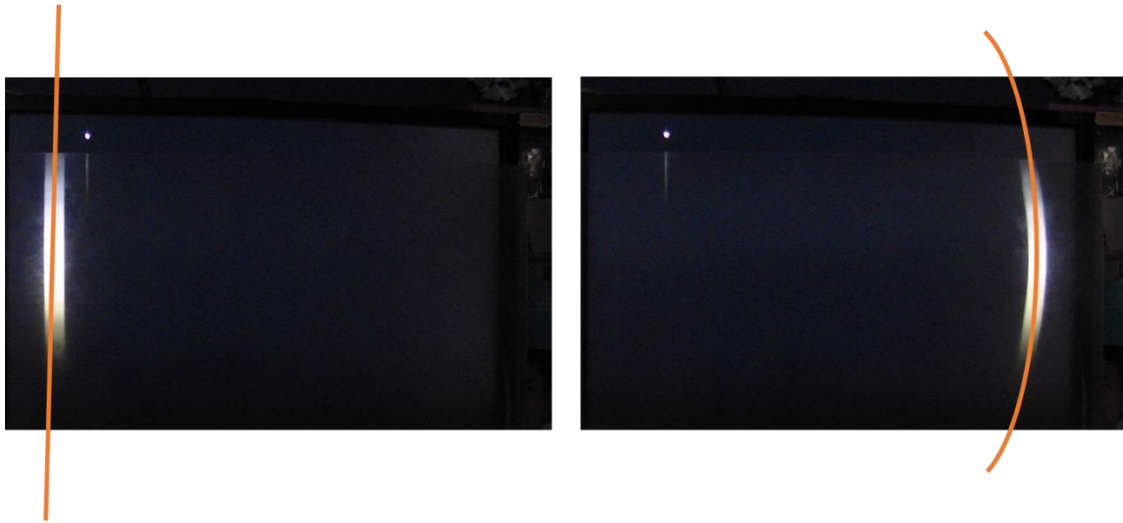


図 3.9 カメラの正面に光源を設置した場合とカメラの右脇に光源を設置したときのそれぞれの鉛直方向拡散板効果

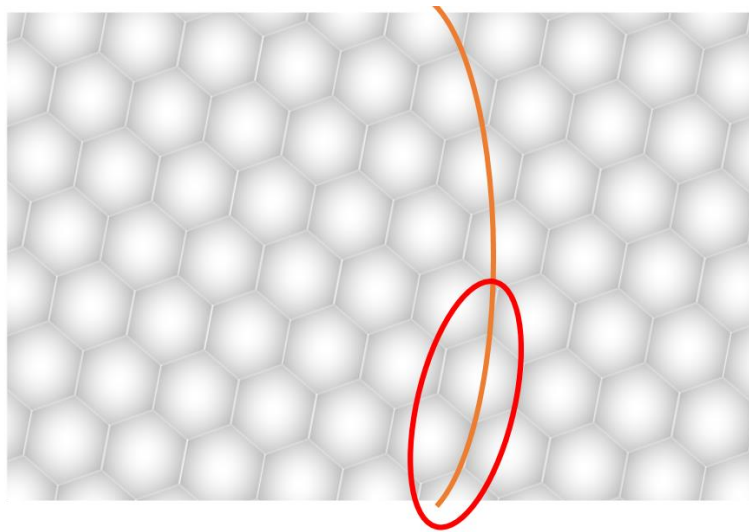


図 3.10 弓なりのぼかし効果と斜めレンズアレイの組み合わせ

### 3.2. 複雑な位相ずれをもつレンズアレイの導入

図 3.4 および図 3.6 に現れた筋模様による画質低下を改善するため、全ての段において要素レンズの配置の位相が異なるレンズアレイを用いる手法を提案する(図 3.11)。このレンズアレイにおいては、各段の位相ずれの順序にもできるだけ周期性が発生しないように工夫を施している。このレンズを用いた装置の概要を図 3.12 に、実際に製作した装置の写真を図 3.13 に示す。この装置図には大口径レンズが含まれているが、

これはレンズ収差によるクロストーク発生を抑制する目的で挿入している[31][32]。図 3.14 にこの装置による提示画像を示す。この図のとおり、観察位置によらず筋状の輝ムラは抑制され、提示画像の画質が改善されることが確認された。

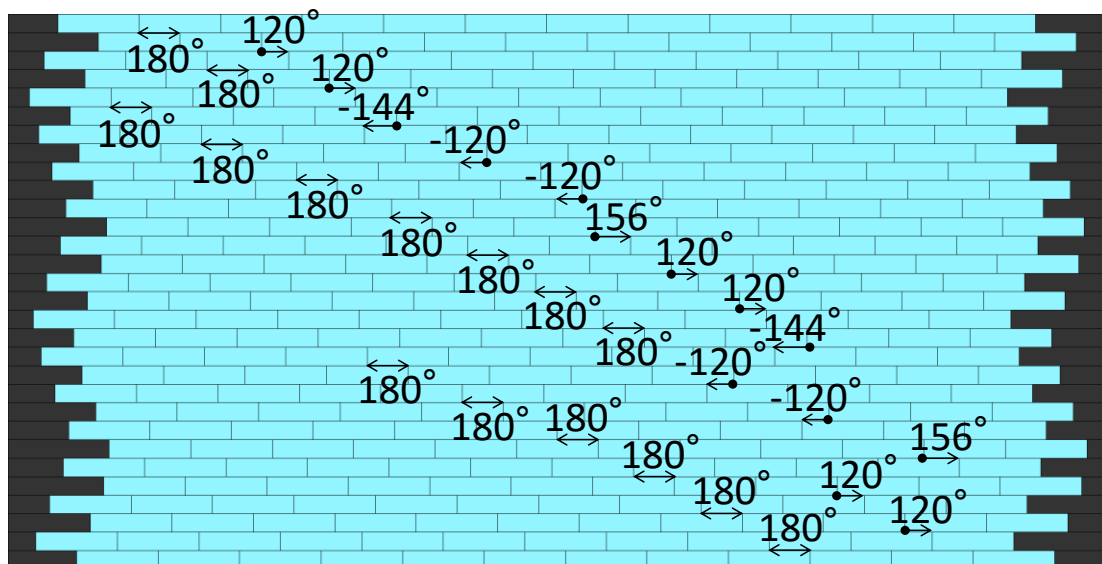


図 3.11 要素レンズ配置に様々な位相を持たせたリニアフレネル凸レンズアレイ

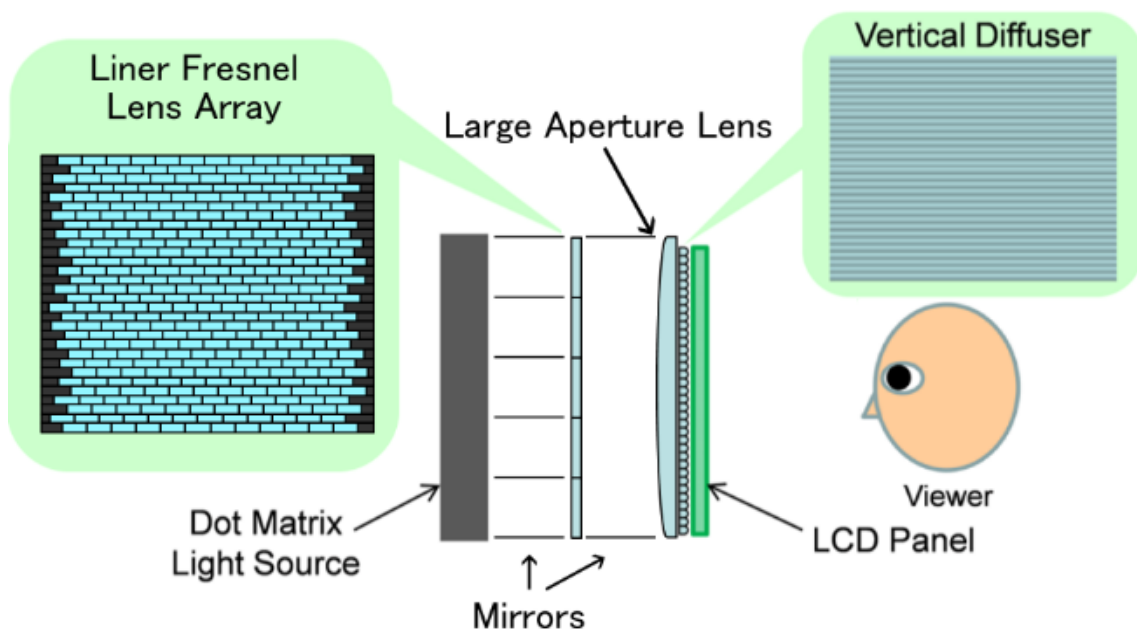


図 3.12 図 3.11 のレンズアレイを組み込んだ指向性バックライト式裸眼立体ディスプレイ

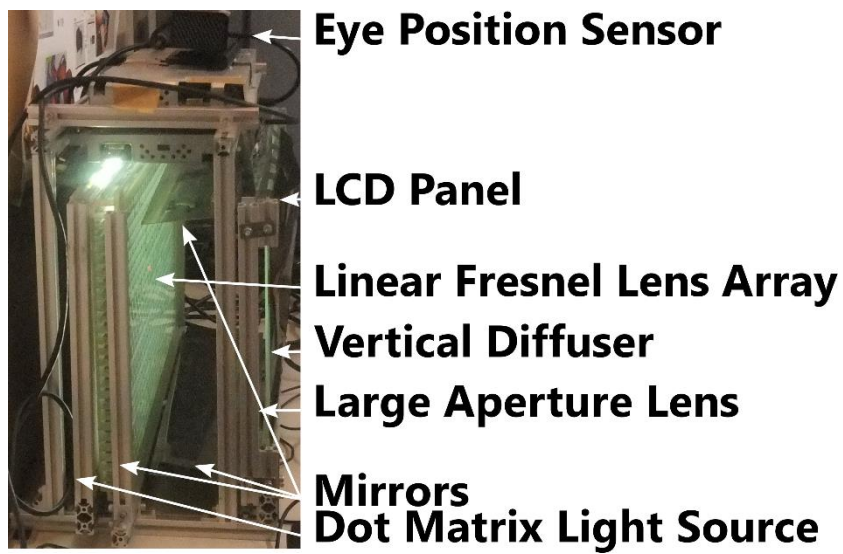


図 3.13 装置の写真

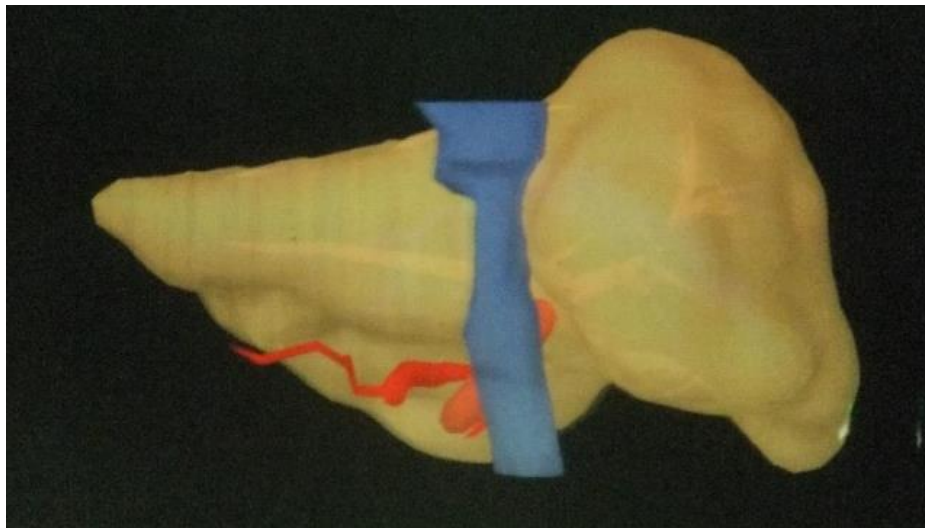


図 3.14 図 3.13 の装置による提示像



さらに、図 3.15 に示す解像度テストチャートを、製作した裸眼立体ディスプレイに表示した写真を図 3.16 に示す。ここで、裸眼立体ディスプレイ上にはテストチャートに視差をつけて表示している。この図に示す通り、若干のクロストークは発生しているが、それ以外の点では解像度に劣化がないことが確認された。

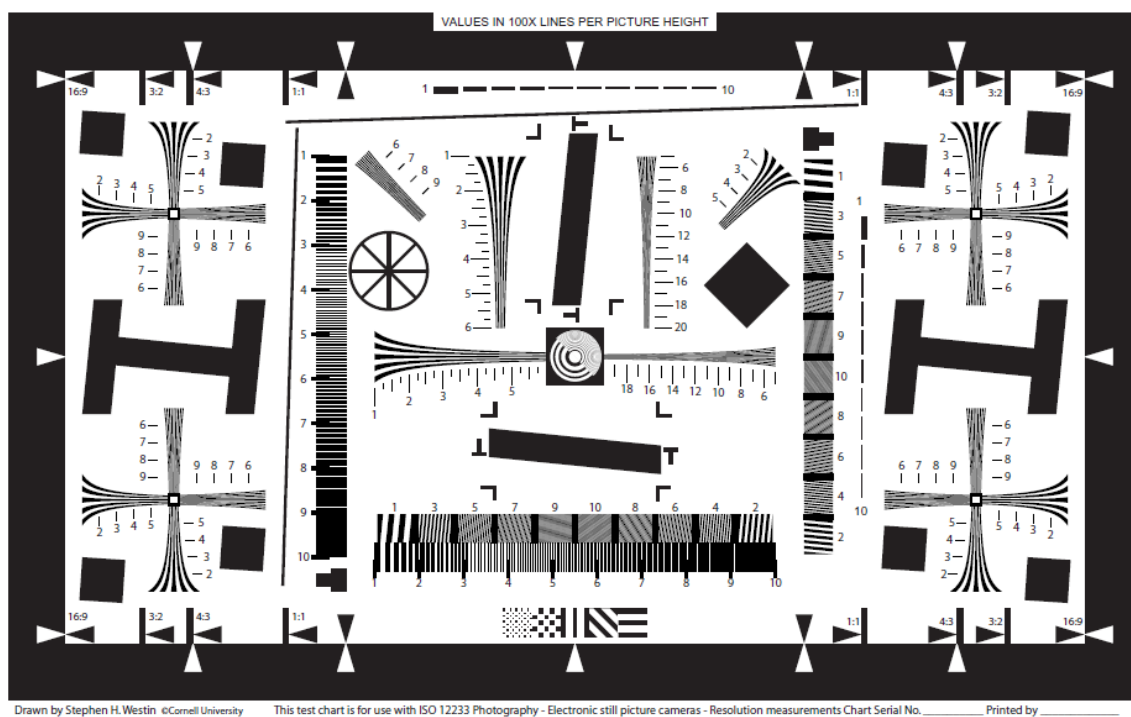


図 3.15 ISO12233 Test Chart [33]。エラー! 参照元が見つかりません。

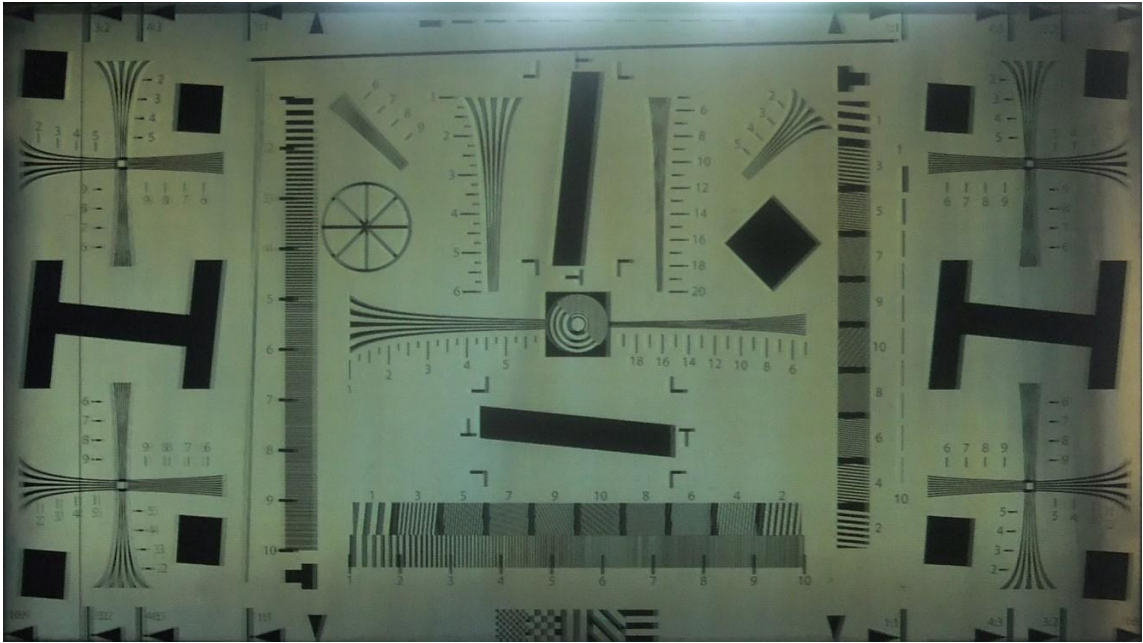


図 3.16 製作した裸眼立体ディスプレイにテストチャートを表示した写真

## 4. 指向性バックライトの空中像提示への応用

### 4.1. 空中像提示ディスプレイによる医療応用

空中に像を提示して、その像に直接操作を加えるダイレクトマニピュレーションといわれる手法がある。この手法は、空中像に臓器を提示し、臓器に対して操作を加えていくことで医療シミュレーションとしても使える（図 4.1）。ダイレクトマニピュレーションができる環境を実現するためには、像を空中に浮かび上がらせる必要がある。この際、通常の2D画面を浮かび上がらせるだけでは、医療シミュレーションとして扱いたい臓器の奥行きを把握できない。

もちろん、第2章、3章で述べた裸眼立体ディスプレイでも臓器を空中に提示することは可能である。しかしながら、同装置を用いて視差提示のみで大きく飛び出した画像を表現すると、両眼の輻輳角と目の焦点調節の間の矛盾（輻輳調節矛盾）が強くなり、目への負担が大きくなるとともに、観察者の奥行き認知も不正確になる。そのため、視差提示機能のみの立体ディスプレイはダイレクトマニピュレーション用途には不向きである。そこで、本章では、ダイレクトマニピュレーションにより適した環境を実現することを目的とし、空中像を提示する高精細裸眼立体ディスプレイを提案する。

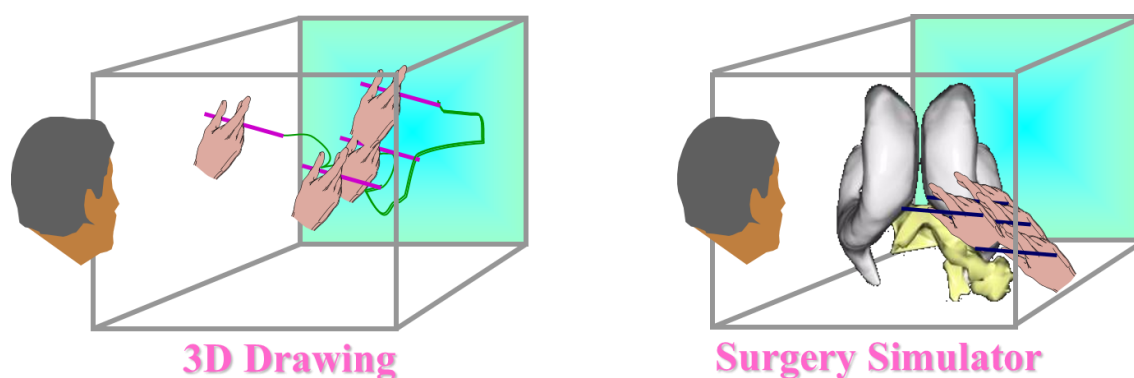


図 4.1 ダイレクトマニピュレーションの医療応用の例

## 4.2. 裸眼立体ディスプレイ FLOATS

空中立体像を手で直接操作するような感覚を与えるダイレクトマニピュレーションを実現する立体ディスプレイの一つとして、FLOATS (Fresnel-Lens-based Optical Apparatus for Touchable-distance Stereoscopy) がある[34][35][36][37]。FLOATS は凸レンズによる実像生成と、左右両眼への入射光が集光する場所への偏光フィルタまたは液晶シャッタ配置により、両眼視差のある裸眼立体空中像を提示する。観察者が動く場合は、集光位置が変化するため、フィルタまたはシャッタを物理的に移動させる必要がある。これを電子制御機構に置き換えた装置も開発されているが[38][39][40]、奥行き方向の観察者の動きには対応できない。電子シャッタを多層化すれば、奥行き方向の視域は広がるが[41]、層の数が増加するにつれて、提示像の輝度が著しく低下する。

FLOATS の原理を図 4.2 に示す。FLOATS では、スクリーンに時分割式または偏光式の立体ディスプレイを用い、大口径レンズによりスクリーンの実像を観察者の前に生成する。このとき、スクリーンと凸レンズの間で、右目に入射する光と左目に入射する光が別々の場所に一度集まる。この位置に、立体眼鏡と同じ効果を持つ偏光フィルタまたは液晶シャッタを置くことで、観察者は立体眼鏡をかけずとも二眼立体視が可能となる。

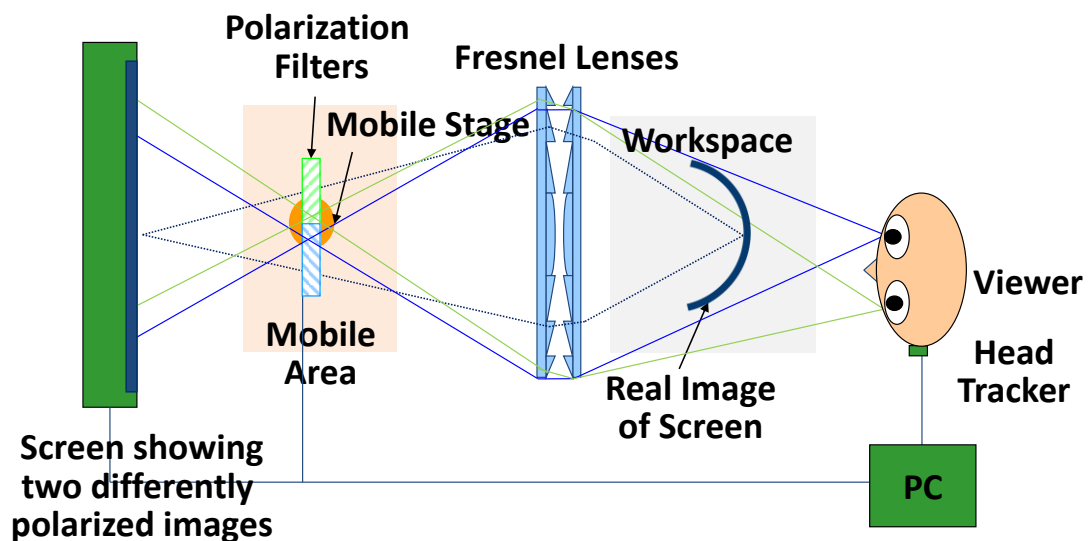


図 4.2 FLOATS の原理

実際には、実像生成と人工視差は歪みのない3次元空間の表現に十分ではない。3次元世界では、異なる角度から観察したときに見える方が異なるため、歪みのない3Dの世界を観察者に表現するには、スクリーン上の画像は観察者の位置に応じて更新する必要がある。従来のフラットディスプレイを用いた FLOATS システムでは、視聴者の位置に応じた画像は射影返還により容易に生成できる。ディスプレイシステムを基にした実像生成では、スクリーンから観察者の眼への光線がフレネルレンズを通過するため単純にはいかない。よって、観察者に歪みのない像を提示するにはフレネルレンズによる屈折を考慮しなければならない。任意の映像をワークスペース上に表示させるには、3D 画像のそれぞれの点が、後方のディスプレイのピクセルによって描画されなければならない。

例えば、図 4.3 のように  $ABC$  の三角形を描画表現するためには、右目用の三角形  $A'B'C'$  と左目用の三角形  $A''B''C''$  が  $S$  面上に表現されていなければならない。この頂点  $A', B', C', A'', B'', C''$  はそれぞれの光線経路  $E'A', E'B', E'C', E''A'', E''B'', E''C''$  と  $S$  平面上を交互に結んだ線分を含む光線経路上の点である。この  $S$  平面上の3D空間のマッピングは、眼の位置  $E', E''$  に依存しており、観察者が動いた際は更新されなければならない。よって、眼の3次元位置を追跡し、光路は、歪みのない3次元空間を提示し続けるため、リアルタイムに計算をし続けなければならない。眼の位置を入力変数とするマッピング式は一般に非線形である。よって、この計算をリアルタイムで実行することは困難である。

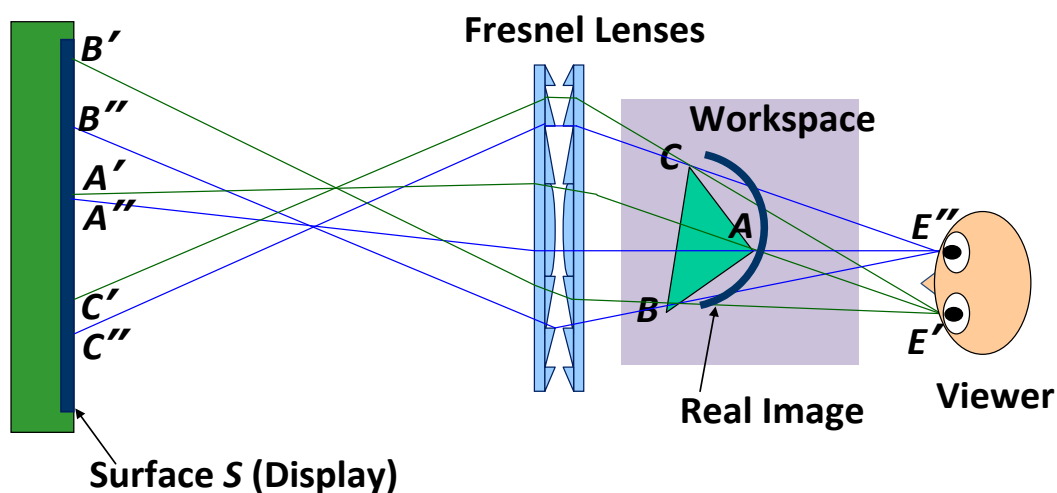


図 4.3 FLOATS における歪み補正

リアルタイムで歪み補正を達成する最も簡単な方法は、テクスチャマッピングの手法を用いることである。図 4.4 に、レンズ表面の格子がレンズの屈折により、どのようにスクリーン上にマッピングされるかを示している。区分的線形近似の具体的手順を次に示す。

1. レンズの表面を複数の正方形の部分に分割。
2. 3D 画像空間上のレンズ表面のマッピングを計算。

このマッピングは、標準的な 3D グラフィックスで使われている単純な投影である。こうして、スクリーン表面上のマッピングされた四角形の頂点はレンズの屈折によって得られる。このマッピングは、眼の位置に依存し、常に目の検出位置に基づいて更新されなければならない。

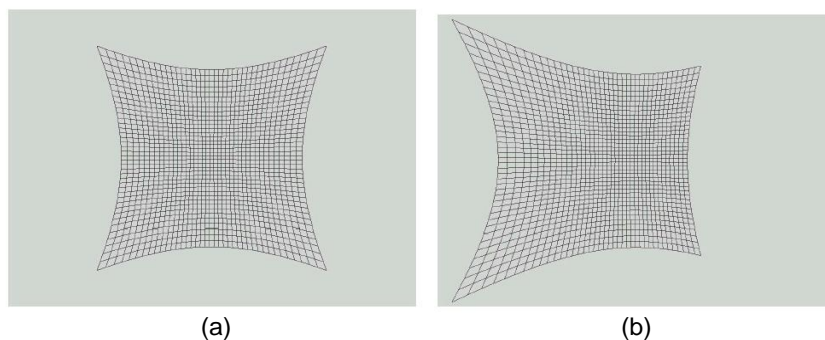


図 4.4 レンズ表面の格子を後方のスクリーン上にマッピングしたもの。(a)は中心視点から、(b)は横視点からマッピングしている。このときの光学パラメータは、レンズとディスプレイ間が 300 mm、レンズの焦点距離が 250 mm、ディスプレイサイズが 360 mm x 270 mm、格子サイズは 150 mm x 150 mm、レンズと観察者間の距離が 600 mm、レンズの光軸からの水平距離は(a)が 0 mm、(b)が 50 mm

最後に、レンズ表面上の正方形のテクスチャは、後方のスクリーン表面の対応する部分にマッピングされる。これらの計算プロセスは、レンズの色収差の影響を考慮し、赤、青、緑でそれぞれ計算を行う。

図 4.5 にワークスペース上に立方体を表示する際のスクリーン上へマッピングした結果を示す。このマッピングは、観察者の眼の位置座標に応じた 3D 画像をスクリーン上にテクスチャマッピングすることで行っている。図 4.5 の a と b に、観察者の眼

がレンズ中心にあるときにスクリーン上にマッピングされたもの、図 4.5 の c と d に観察者の眼の位置がレンズ中心よりも脇にあるときにスクリーン上にマッピングされたものを示す。このように、テクスチャマッピング技術を使うことで、歪みのない映像を観察者の眼の位置によらずに表現できる。

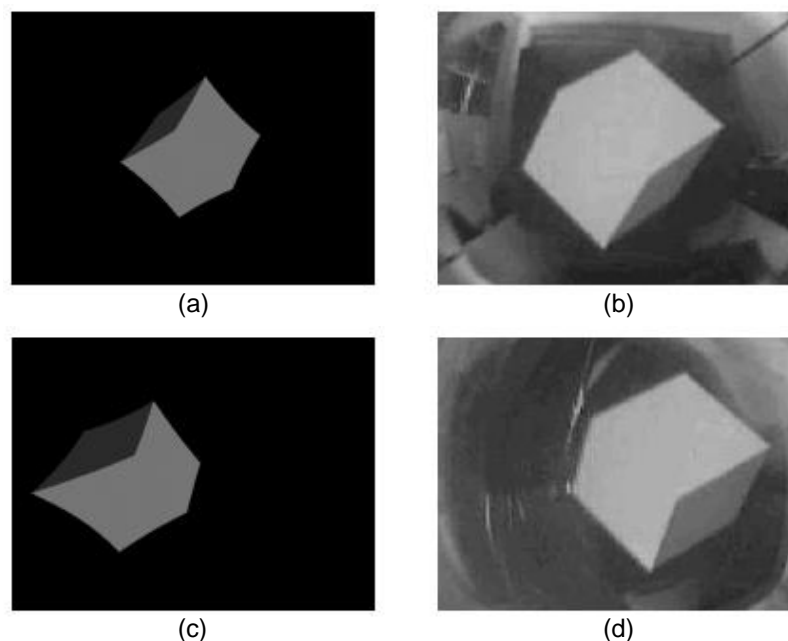


図 4.5 (a,c)スクリーン上にマッピングした画像 (b,d)観察者に観測された映像(b, d) (a)と(b)は視点中心からで、(c)と(d)は横の視点から。テクスチャマッピングは 256(16x16)か所行っている。視点に応じた歪みのない立方体が再生成される。光学パラメータは以下の通り レンズとディスプレイ間の距離が 300 mm レンズの焦点距離が 250 mm ディスプレイサイズが 360 mm x 270 mm 格子のサイズが 150 mm x 150 mm レンズと観察者の距離が 600 mm 光軸と観察者間の距離が (a) は 0 mm (b) は 50 mm

### 4.3. 電子的制御の実装

前章まで述べてきた、凸レンズを用いた指向性バックライト式裸眼立体ディスプレイは、奥行き方向にも対応可能な裸眼立体ディスプレイである。そのため、この裸眼立体ディスプレイを FLOATS に用いることで、物理的な制御機構なしに裸眼立体空中像の提示が可能になると考えられる。この発想に基づき提案する空中像提示型裸眼立体ディスプレイの原理を図 4.6 に示す。また、この図 4.6 の原理に基づき、3D ディ

スプレイのプロトタイプシステムを作成した(図 4.7)。また、光学パラメータは表 4.1 にまとめている。

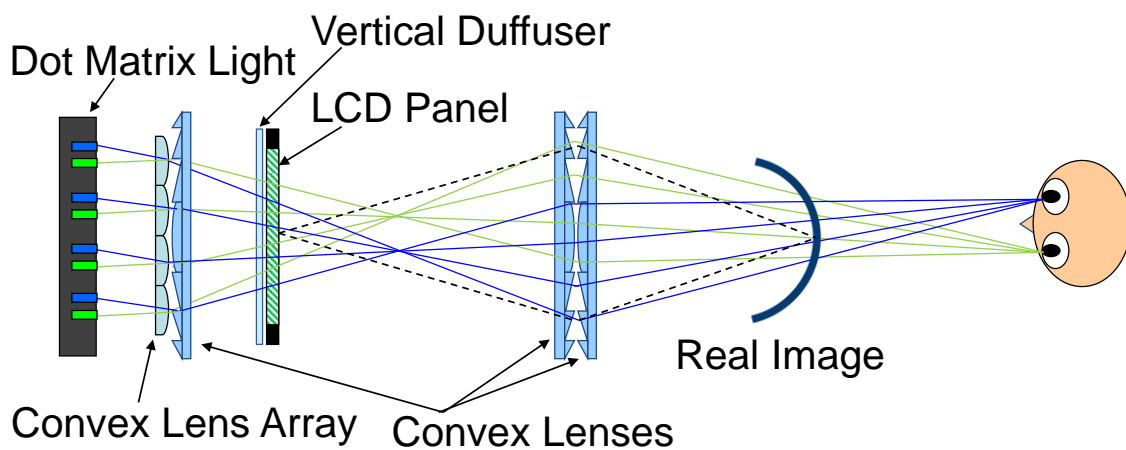


図 4.6 凸レンズを用いた指向性バックライト式裸眼立体ディスプレイと FLOATS の組み合わせ

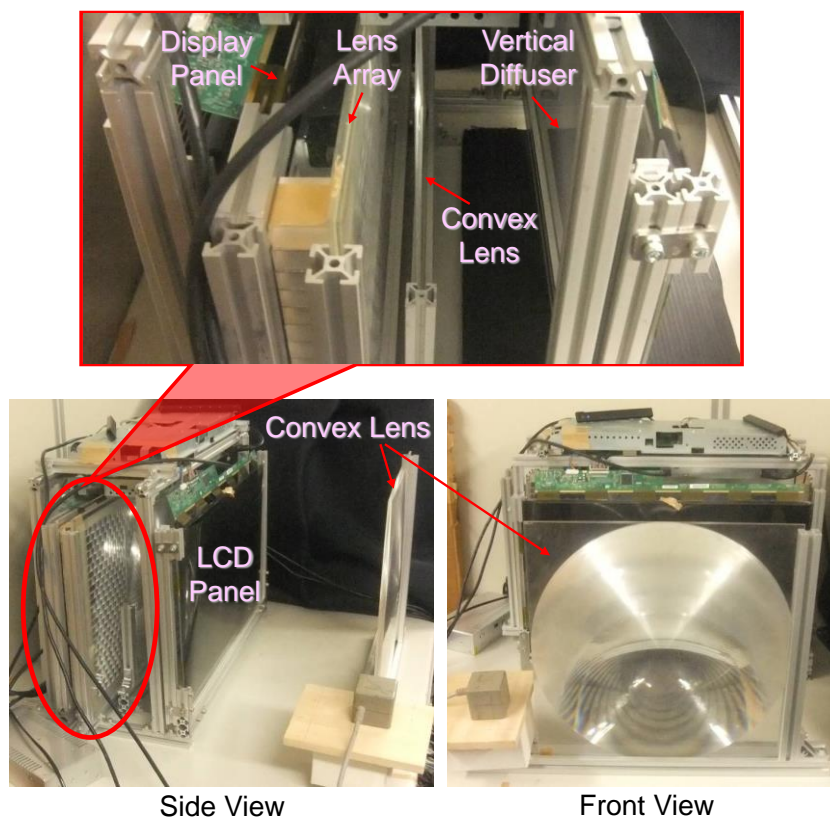


図 4.7 プロトタイプシステム



表 4.1 図 4.7 プロトタイプシステムの光学パラメータ

ドットマトリックス光源とレンズアレイ間の距離	30 mm
要素レンズの焦点距離	30 mm
要素レンズの横幅	20 mm
要素レンズの縦幅	12 mm
レンズアレイと後方の凸レンズ間の距離	30 mm
後方の凸レンズの焦点距離	275 mm
後方の凸レンズと液晶パネル間の距離	120 mm
液晶パネルとペアレンズ間の距離	300 mm
ペアレンズのうち後方側の焦点距離	225 mm
ペアレンズのうち前方側の焦点距離	275 mm

この装置には一つ新たな工夫を施している。それは、レンズアレイの前に配置された大口径凸レンズである。レンズの収差を抑えて、右目用のライトと左目用のライトが重ならないようにするため、指向性バックライトに大口径レンズを加える方法は既に提案されている[31][32]。大口径レンズの焦点距離を、ディスプレイから観察者までの平均的な距離に設定することで、収差を抑えることができる。バックライトの面積を広げずに画面全体を明るくするため、大口径レンズは液晶パネルのすぐ後ろに配置するのが一般的である。

提案手法においては、大口径レンズの焦点距離を、両眼に入射する光が集まる場所までの距離にする必要があるため、焦点距離を短くしなければならない。しかしながら、レンズの口径が大きい場合、焦点距離を短くするのには限界がある。そこで、大口径レンズを液晶パネルの裏側ではなく、レンズアレイの手前に密着させることで、両眼に入射する光が集まる場所までの距離に余裕を持たせている。この装置で観察される画像を図 4.8 に示す。この図に示すように、両眼視差と運動視差がともに再現されていることが分かる。若干のクロストークは見られるものの、クロストークは立体視が十分可能なレベルに抑えられることが確認された。

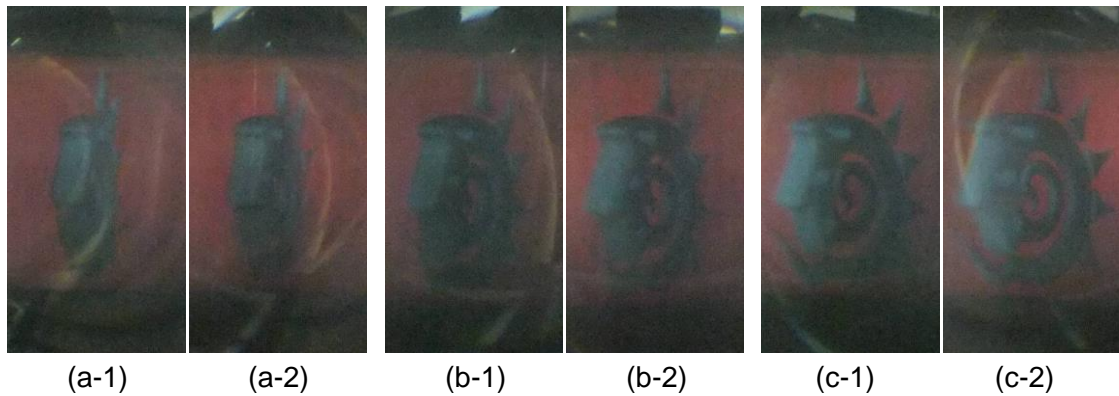


図 4.8 提案手法で観察される画像。(a-1)と(a-2)は左視点の左目画像と右目画像、(b-1)と(b-2)は中央視点の左目画像と右目画像、(c-1)と(c-2)は右視点の左目画像と右目画像である。

しかしながら、提案したプロトタイプシステムでは、画面中央から大きくずれる位置ではとクロストークが観測された。これは右目用の光と左目用の光が分離できていないことが原因なのか、それとも時分割表示によるものなのかを調べる必要がある。図 4.9 は図 4.7 のプロトタイプシステムに基づいて光学シミュレーションをした結果を示している。ここではバックライトパネルからそれぞれの眼へ至る光路を計算している。シミュレーションでは、眼間距離を 65 mm にセットしている。図 4.10(a)(b)(c)は観察者が異なる観察位置にいるときのシミュレーション結果を表している。中央で左目と右目のバックライトエリアが分けられたとしても、端で干渉してしまうのがわかる。

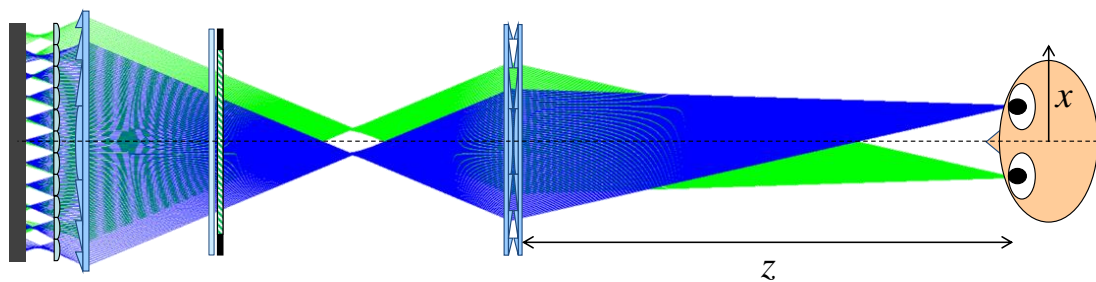


図 4.9 プロトタイプシステムの光学シミュレーション

バックライトどうしをオーバーラップさせずに広げる手法がいくつかある。最も単純な方法はシステムを大きくし、レンズの焦点距離を長くすることである。ほかの手法は、図 4.10(d)に示すような、より小さい要素レンズから成るレンズアレイを作成することである。口径の小さい要素レンズはバックライトの収差を減らし、光がオーバーラップするのを防ぐ働きがある。そのため、光学シミュレーション上では図 4.10(e)に示すようにレンズ口径が小さく焦点距離が長いものを使うと、より広い領域でクロストークの発生を回避できることが分かる。

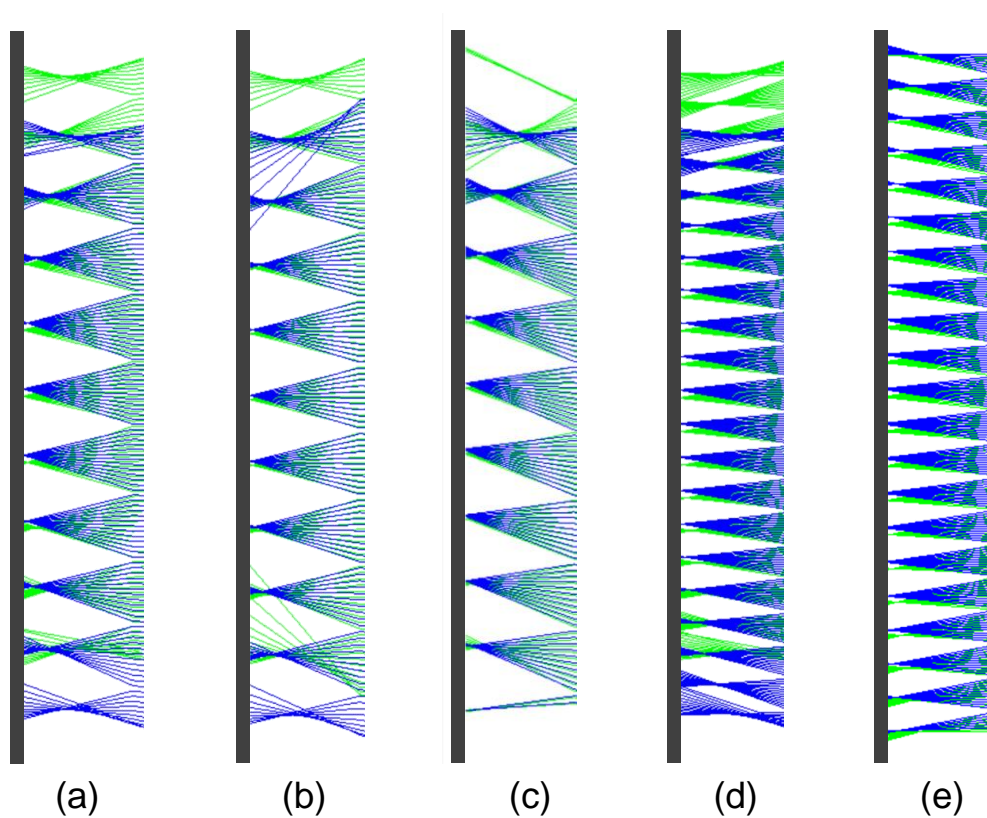


図 4.10 右目と左目で分けられたバックライトエリア: (a) 頭の位置が  $z=500\text{ mm}$   $x=0\text{ mm}$  に位置しているときでプロトタイプに基づいたシミュレーションの結果; (b) 頭の位置が  $z=800\text{ mm}$   $x=0\text{ mm}$  に位置しているときでプロトタイプに基づいたシミュレーションの結果; (c) 頭の位置が  $z=650\text{ mm}$   $x=150\text{ mm}$  に位置しているときでプロトタイプに基づいたシミュレーションの結果; (d) レンズ幅が  $10\text{ mm}$  (頭の位置は(a)と同じ) ; (e) レンズ幅が  $10\text{ mm}$ 、焦点距離が  $400\text{ mm}$  (頭の位置は(a)と同じ)。

## 5. 時分割表示の背景付き空中立体像表示への応用

### 5.1. 背景付き空中像立体提示の医療応用

手術中に臓器の CT 画像や 3D モデルを選んで見たい場合、医師が PC の操作をする必要がある。しかし衛生面の問題から、医師はマウスやキーボードといったインタフェースに触ることはできない。そこで、2D ディスプレイとエアロタップと呼ばれるハンズフリーUI を組み合わせた手術が行われている（図 5.1） [42]。このときに問題になるのが、どこからどこまでを切離するのかといった範囲指定の情報を画像中に書き込む操作が難しいことである。

本章では上記問題を解決するため、通常時は 2D 表示をしつつ、切離範囲指定の際は 2D 表示部を残したまま臓器の映像だけを浮かび上がらせることができるディスプレイを提案する。この方式においては、臓器の映像を浮かび上がらせる位置はディスプレイ側で決めることができるため、臓器の空中像に直接手を重ね合わせて範囲指定の入力を行うことが可能になり、より正確な操作が容易になる。



図 5.1 医療用タッチレスインタフェースと空中像提示ディスプレイを組み合わせたシステムのイメージ図

## 5.2. 粗インテグラルボリューム表示

前章まで述べた凸レンズを用いた指向性バックライト式裸眼立体ディスプレイは、両眼の輻輳角と目の焦点調節の間に矛盾が生じ、目が疲れるといった問題がある。この問題を解決した裸眼立体ディスプレイの一つに粗インテグラルボリューム表示方式 CIVI (Coarse Integral Volumetric Imaging)がある[43][44][45][46][47]。

CIVI はインテグラルイメジングと呼ばれる裸眼での多視点立体表示法の一つである。インテグラルイメジングは、液晶パネルの正面にマイクロ凸レンズアレイを張り合わせて実現することができるが、この方式では膨大な計算量が必要となる問題があった。CIVI では、計算量を抑えつつ、視点位置に依存する効果と服装調節矛盾の解消を実現するため、ディスプレイパネルの多層化によるボリューム表示と視差数分の要素レンズを用いた多視点表示とを組み合わせている。ディスプレイパネルを多層化することによってボリューム化した実像や虚像を表示するので、輻輳調節矛盾は解消される。また、ボリューム表示法の問題点であるオクルージョンと光沢面が表現できない点も、視点によって画像が切り替わる多視点表示によって解決される。

図 5.2 は CIVI の概略図である。ディスプレイパネルを多層化し、奥行き情報に対応して分解した画像を各ディスプレイパネルに描画する。観察者は多層化された実像を重ねて見る。観察位置によって異なる画像が提示されるため両眼視差や単眼運動視差を再現している。このような方式で CIVI はオクルージョンや光沢面を表現しながら輻輳調節矛盾のない立体像を提示することが可能である。

しかしながら、従来の CIVI では単色の背景に空中立体像が浮いている状態しか提示できないという問題点があった(図 5.3)。そこで、本章では、空中立体像の背後にパネルを設置するとともに、時分割表示を活用することで、オクルージョンを再現しつつ高解像度な背景の前に空中立体像を提示する手法を提案する。これにより、たとえば医療用途において、高精細の 2 次元ディスプレイ上に提示された多数の画像の中から、1つを選んでそれを目の前に浮かばせて表示させるようなアプリケーションの実現が可能となる。

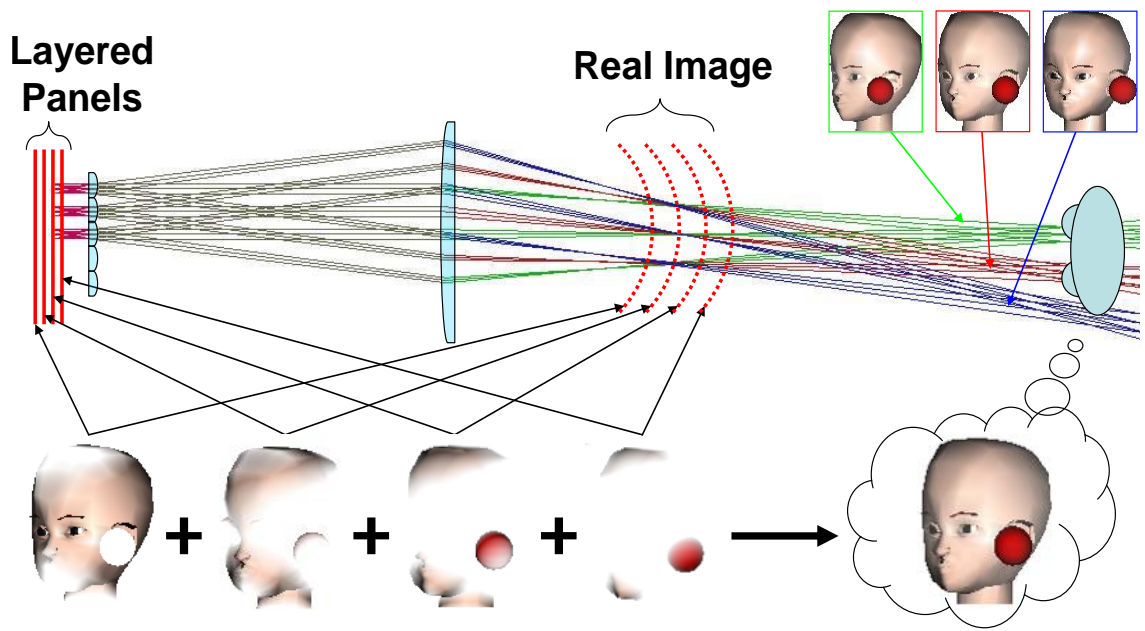


図 5.2 CIVI 方式の原理

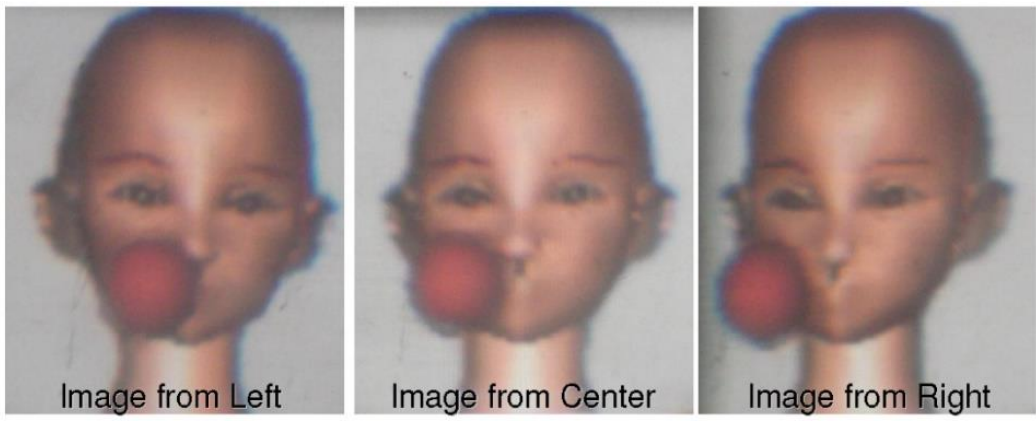


図 5.3 CIVI で観察される画像

### 5.3. 提案手法

CIVI には図 5.2 のように液晶パネルを積層してボリューム表示を行う方法と、ハーフミラーを用いてボリューム表示を行う手法がある。液晶パネルを積層する手法では、装置を薄く作ることができるメリットがある一方で、重ねる枚数を増やすにつれ提示画像の輝度が減少していく問題がある。一方、ハーフミラーを用いた手法では、装置は大型になるが、液晶パネルの積層方式と比べて画像の輝度が落ちにくいメリットがある。今回は薄型にすることが求められていないため、ハーフミラーを用いたボリューム表示手法を採用した。

CIVI で生成される実像の後方に、単に背景用のディスプレイを配置すると、図 5.4 のように空中像を通して背景が透けるという問題が発生する。この問題は図 5.5 のようにオクルージョンを考慮した背景画像を提示していないためである。その問題を解決するため、本論文では図 5.6 に示す方法を提案する。提案する装置では、2 枚のディスプレイパネルとハーフミラーを用いてボリューム表示を行う形式の CIVI 装置を用いている。この CIVI 装置において、実像生成用の大口径レンズの手前に、背景画像提示用のディスプレイ C を設置する。図 5.7・左は空中立体像表示のためにディスプレイ A, B に表示する多視点画像（要素画像群）であり、図 5.7・右は背景提示のためディスプレイ C に表示する画像である。

ここで、空中立体像の後方の背景を時分割で黒くすることでオクルージョンを表現できる。具体的には、まずディスプレイ A, B に図 5.7・左のような画像を奥行きに応じて分解したものを表示し、ディスプレイ C に図 5.8・右の画像を表示する。ここまでは従来の CIVI 表示である。次に、ディスプレイ A, B に図 5.8・左のような画像を奥行きに応じて分解したものを表示し、ディスプレイ C に図 5.7・右の画像を表示する。交互に 120Hz での時分割表示を行うことでオクルージョンを表現した空中立体像を観察できる。プロトタイプシステム構成図を図 5.9 に示す。

医療応用を見据え、背景画像に手術シミュレーションソフト Liversim、提示オブジェクトに肝臓オブジェクトを使い（図 5.10）、画像を提示した。実際に観察された像を図 5.11 に示す。この図に示すように、オクルージョンを再現した背景付き空中像が提示されていることが確認された。

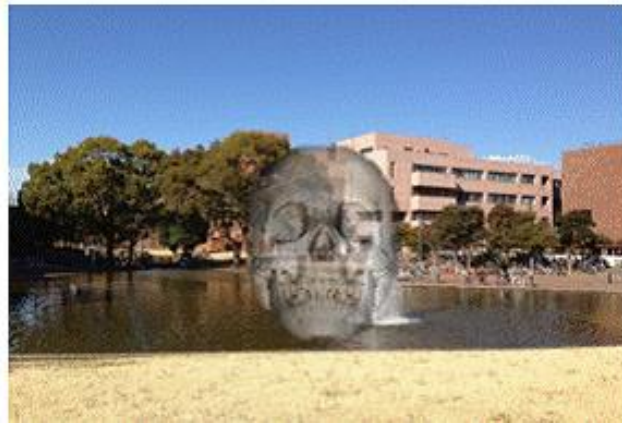


図 5.4 背景が透けた空中像

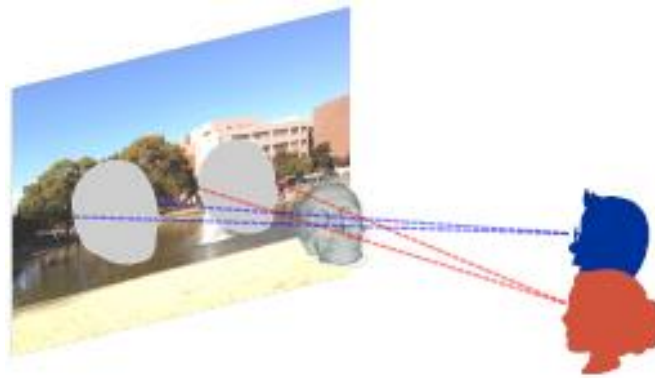


図 5.5 オブジェクトとオクリュージョンを考慮した背景

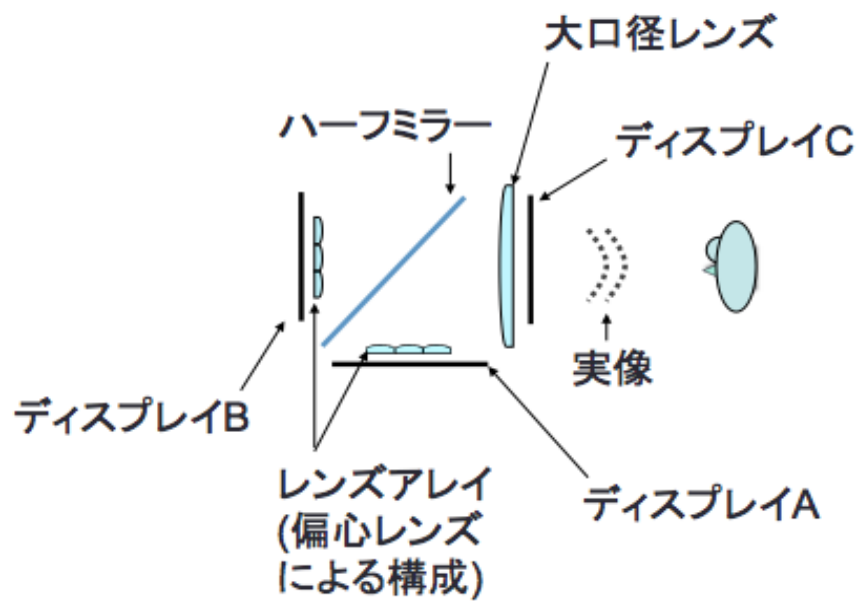


図 5.6 装置概略図





図 5.7 多視点での画像 (左)、背景画像 (右)



図 5.8 多視点での黒いオブジェクト画像 (左)、白い背景画像 (右)

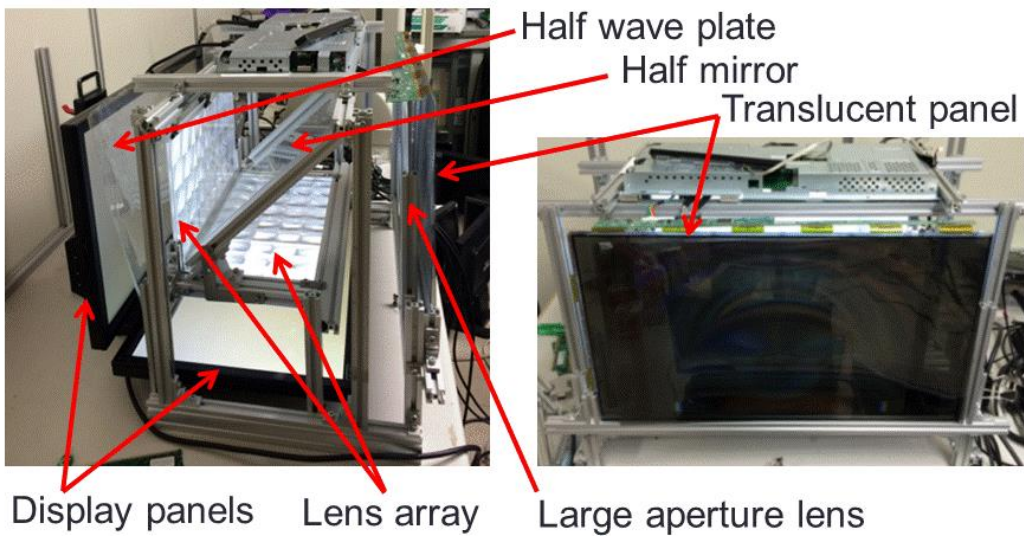


図 5.9 製作した装置

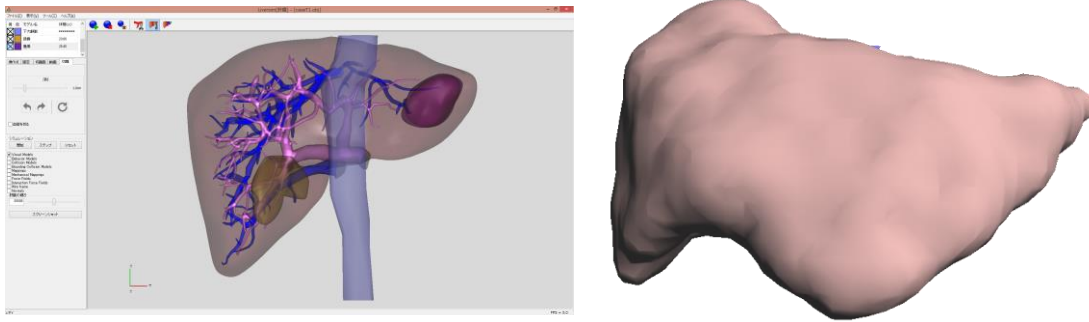


図 5.10 実機撮影に使った背景（左）とオブジェクト（右）

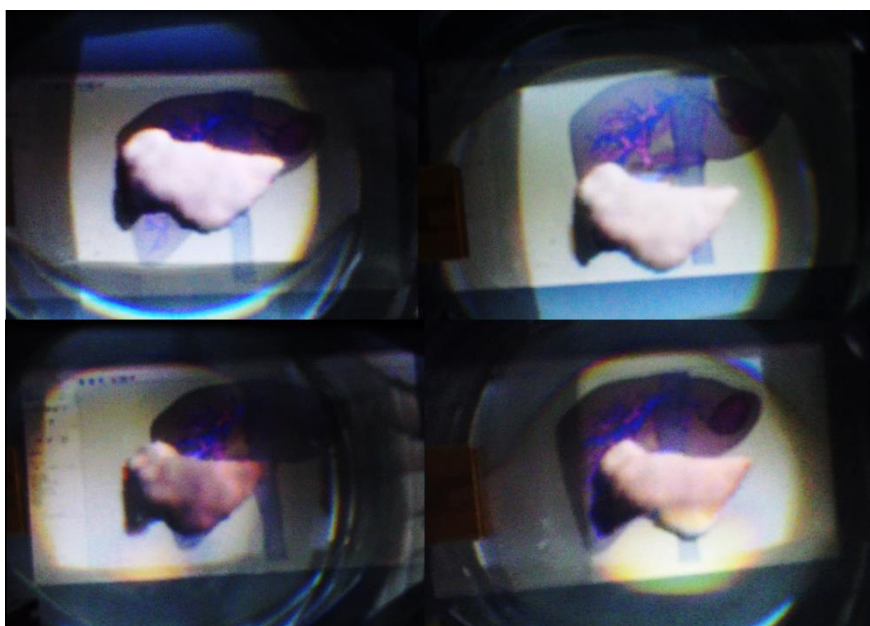


図 5.11 実機で観測された像

## 6. 医療シミュレーションの評価

### 6.1. 肝臓手術シミュレータ Liversim

筑波大学 3D-CG バーチャル手術シミュレーションユニットでは、Liversim という肝臓手術シミュレーションソフトウェアを開発している[48] (図 6.1)。このソフトでは、肝臓のポリゴンモデルで実際の手術をシミュレーションすることができる。ソフトには肝臓の変形をシミュレーションするエンジンがあり、糸をかけて肝臓を引っ張る機能、肝臓を切離する機能、血管を切離する機能、各血管の支配領域を計算する機能などが実装されている。Liversim で使用する肝臓モデルは、患者を CT スキャンして得られた DICOM データをもとに作られる。そのため、個々の患者の肝臓に基づいたシミュレーションを行うことができ、それぞれの症例に応じたシミュレーションが可能になっている。よって、単なる教育システムとしてだけでなく、手術リハーサルシステムとしても利用することができる。

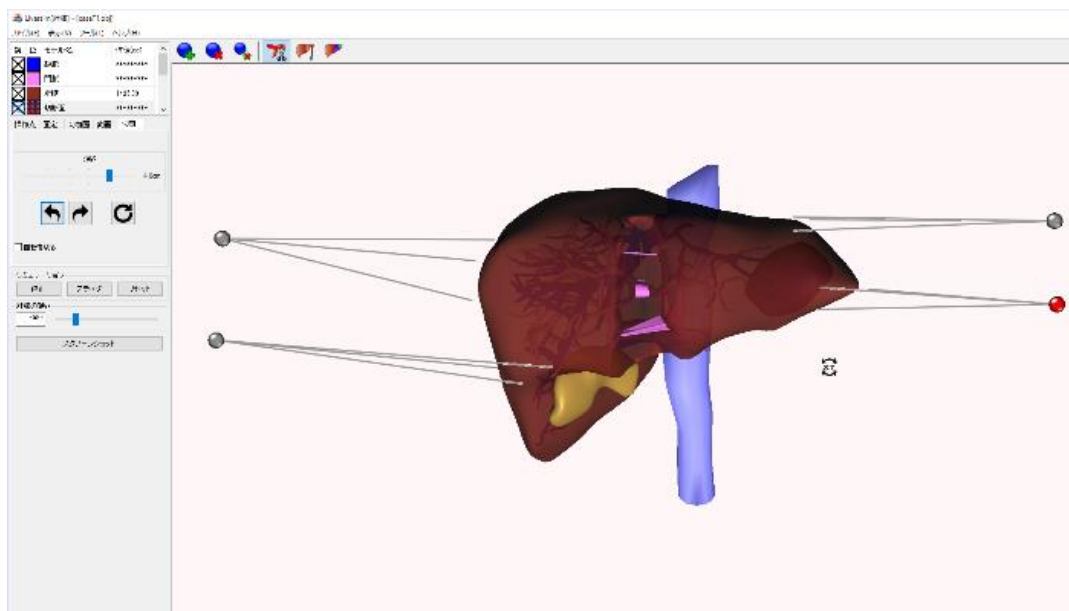


図 6.1 Liversim の肝臓切離シミュレーション

## 6.2. Liversim の裸眼立体ディスプレイ表示

前節で紹介した Liversim の画面を 2, 3 章で述べた時分割指向性バックライト式裸眼立体ディスプレイ上に表示する。なお、この装置で立体視を提示するためには観察者の眼の 3 次元位置情報が必要である。そのため、位置情報の検出センサとして Kinect for Windows v2 を使用している。

上記裸眼立体ディスプレイ上で立体視を提示する際は、Liversim で右目用と左目用の映像を交互に提示する必要がある。この際、計測した実空間上の観察者の目の位置に応じたレンダリングを行うことで、両眼視差だけでなく運動視差を再現することができる（ただし、その場合正しい運動視差画像を観察できるのは 1 名のみである）。運動視差を正しく提示することで、観察者が動いても肝臓の立体像を同じ 3 次元位置に定位させ続けることができる。

このとき問題になるのが、マウскарソルと肝臓の位置関係である。マウスを画面上に 2 次的に表示する場合、肝臓が画面から飛び出るように表示すると、マウスのカーソルが肝臓よりも奥にあるにも関わらず、マウскарソルが肝臓に隠れず見え続けるという幾何的不整合が発生する（図 6.2）。

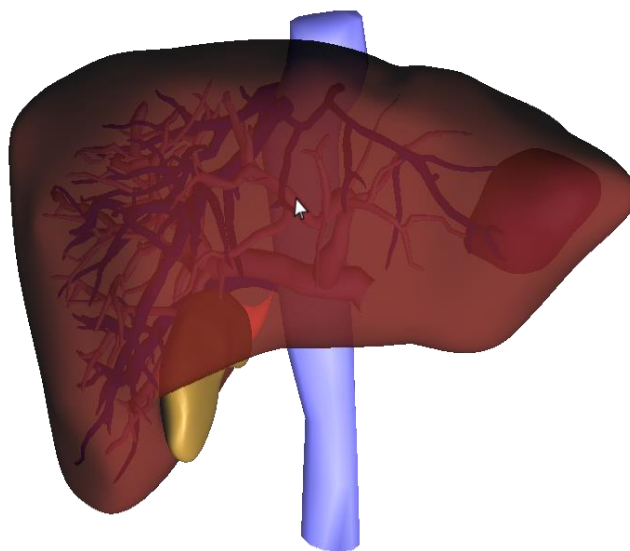


図 6.2 Liversim 上の肝臓にマウскарソルを置いた時のスクリーンショット

マウскарソルが肝臓にめり込んで立体感を損なう問題を解決するため、マウスを肝臓よりも手前に表示することを考える。

時分割指向性バックライト式裸眼立体ディスプレイのように、両眼視差を使用して物体を浮かび上がらせた際の目線を図 6.3 に示す。ここでは、立体ディスプレイ上に肝臓モデルを表示し、最も飛び出して見えている箇所を注視している例を考える。両眼視差でこのような提示を行っている際、注視している箇所がディスプレイ上に描画されている場所は図 6.4 の破線先となっている。

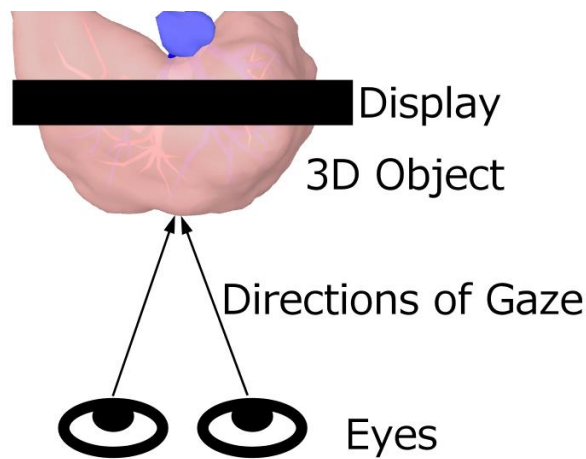


図 6.3 両眼視差で物体を浮かび上がらせている際に最も飛び出している箇所に目線を合わせた状態

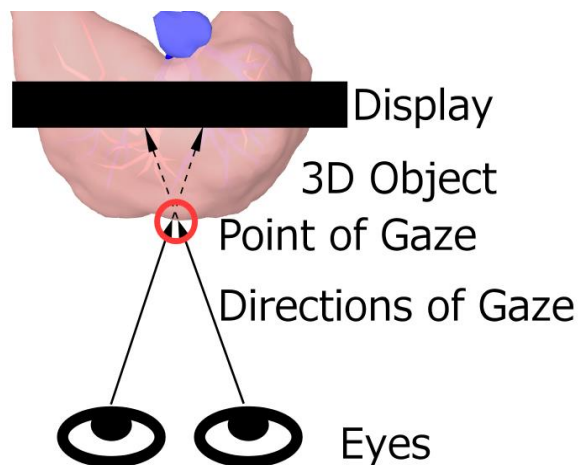


図 6.4 肝臓にめりこませないようにカーソルを表示する位置 (○で示している)

マウスを肝臓にめり込ませないためには物体の最も手前位置よりも前にカーソルが見えるようにする必要がある。なお、カーソル位置を肝臓が最も飛び出している場所の若干手前とすることで、カーソルがどの位置に移動しても肝臓にめり込まないように表示することが可能となる。具体的な計算方法を図 6.5 に示す。

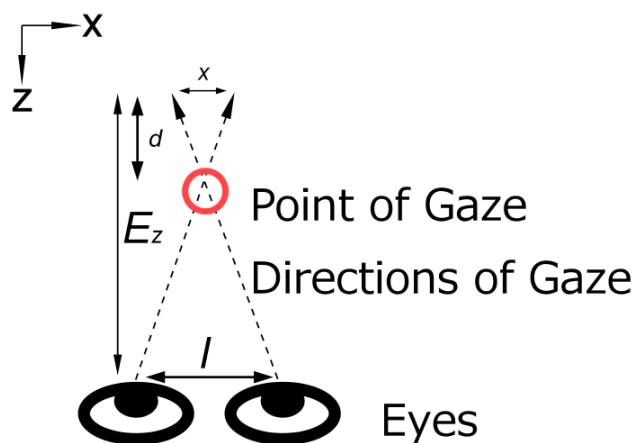


図 6.5 両眼視差表示における、飛び出し量から描画位置の計算

$l$  を眼間距離、 $E_z$  をディスプレイと目の間の距離、 $d$  をディスプレイと注視点の距離とし、カーソルの位置をディスプレイから  $(0, 0, -d)$  方向に進んだ位置に表示させたいとする。このとき、左目用映像には  $(+0.5x, 0, 0)$ 、右目映像には  $(-0.5x, 0, 0)$  を、それぞれ現在のマウス座標に加算することで、カーソルを前面に浮き上がるように提示することができる。なお、図 6.5 の 2 つの三角形は相似であることから

$$x = \frac{d}{E_z - d} l$$

である。

なお、Liversim 上には肝臓以外に操作点(肝臓を引っ張る糸の始点)のアイコンが肝臓の手前に表示されるが、この操作点についても、上述の方法と同じ手順を用いてマウスのカーソルとの前後関係が逆転しないようにしている。この提示法を使い、肝臓の手前にマウスカーソルを表示することで、3D 表示の妨げとなる障害を解消するシステムを実装した。

### 6.3. 評価実験

前節で開発した装置を用いて医療シミュレーションソフトにおける 3D 提示が、シミュレーションソフト使用者の助けとなるかを評価する。評価は、医学教育プログラム「クルズス」の機会を利用して、2015 年 8 月 17 日～10 月 13 日の期間、アンケート形式により行った(図 6.6)。アンケートの回答者は、年齢が 21 歳から 30 歳の筑波大学の医学生計 24 名(男性 13 名、女性 11 名)である。なお、いずれの学生も、裸眼立体ディスプレイ版 Liversim と 2D 版 Liversim を体験しており、その上で回答を求めている。各項目について、アンケートの回答を集計した結果をそれぞれ表 6.1 と図 6.7 図 6.8 図 6.9 図 6.10 に示す。

Liversim3D についてのご意見をお聞かせください

性別： 男・女

年齢： 歳

1. 立体感はありましたか？  
 十分ある  
 少しはある  
 全くない
2. 3D版は2D版より系の張力による肝臓の形状変化がわかりやすいですか？  
 3D版の方が2D版より明らかにわかりやすい  
 3D版の方が2D版より若干わかりやすい  
 3D版も2D版と変わらない  
 2D版の方が3D版よりわかりやすい
3. 3D版は2D版より血管の走行がわかりやすいですか？  
 3D版の方が2D版より明らかにわかりやすい  
 3D版の方が2D版より若干わかりやすい  
 3D版も2D版と変わらない  
 2D版の方が3D版よりわかりやすい
4. 裸眼立体視ができることにメリットはありますか？  
 ある  
 ない  
 わからない
5. そのほか、ご感想・ご意見があればご自由に記述ください。

ご協力ありがとうございました

図 6.6 評価実験で使ったアンケート用紙

表 6.1 医療用シミュレーションソフトのアンケート結果

Z	年齢	立体感	形状	血管	メリット
1:男		1:十分	1:3D>>2D	1:3D>>2D	1:ある
2:女		2:少し	2:3D>2D	2:3D>2D	2:ない



		3:なし	3:3D=2D 4:3D<2D	3:3D=2D 4:3D<2D	3:不明
1	21	1	1	1	1
1	23	2	4	4	3
1	22	1	3	2	3
1	21	1	2	2	1
1	22	2	2	2	1
2	22	1	3	2	1
2	24	1	1	1	1
2	22	2	2	2	1
2	23	1	1	1	1
2	23	2	3	2	3
1	22	1	2	2	1
1	26	2	2	2	3
2	21	1	2	4	1
2	23	1	2	1	1
1	22	1	1	1	1
1	21	1	2	2	1
1	22	1	1	1	1
1	30	2	1	1	1
2	21	1	2	2	1
2	21	1	3	3	3
2	21	2	4	4	1
2	22	1	3	3	3
1	25	2	2	2	1
1	23	1	2	2	1

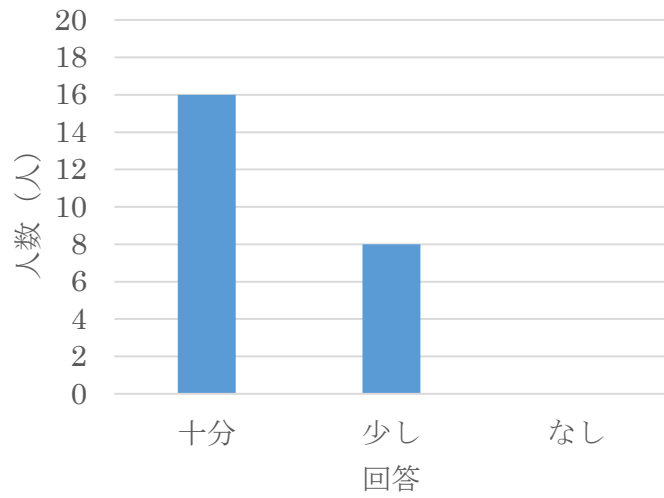


図 6.7 立体感に関するアンケート結果

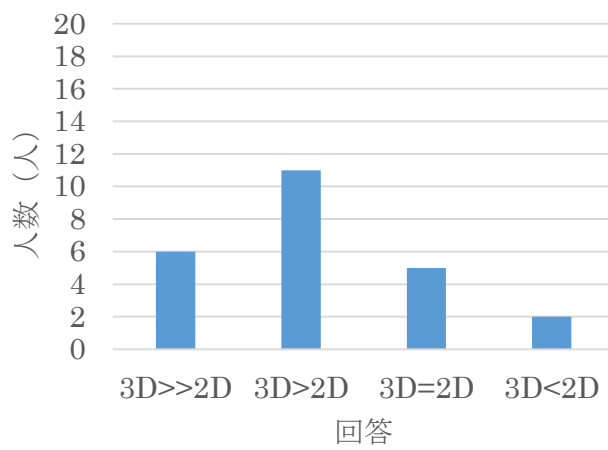


図 6.8 肝臓の形状に関し、3D と 2D のどちらが把握しやすいかについてのアンケート結果

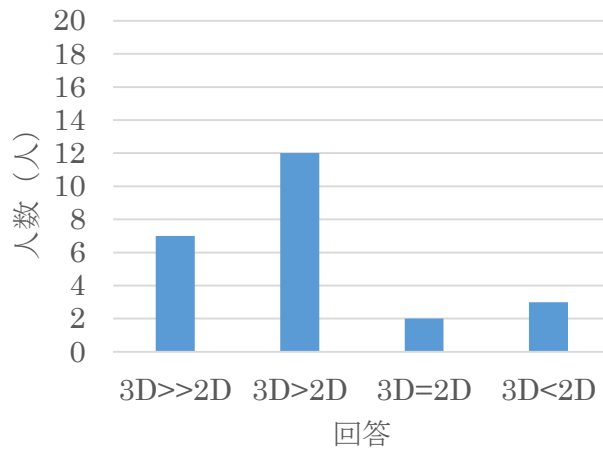


図 6.9 血管走行に関し、3D と 2D のどちらが把握しやすいかについてのアンケート結果

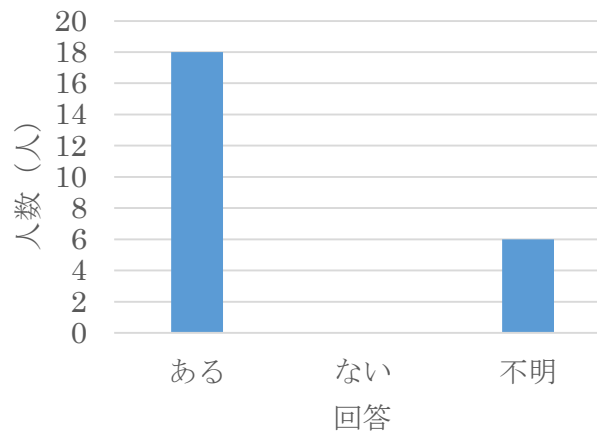


図 6.10 裸眼立体視のメリットの有無についてのアンケート結果

それぞれの項目に対し、各項目間の差が無いという帰無仮説を設定してカイ二乗検定を行った結果を表 6.2 に示す。この結果から分かるように、形状評価のみ有意水準 5%を上回っている。そのため、形状評価において 3D よりも 2D のほうが良いか、または違うかによる振り分けを行って分析した (図 6.11)。その結果と、上記同様の帰無仮説を設定してカイ二乗検定を行った結果、 $p = 0.041$ となり、有意水準 5%を下回っ

ていた。これらのアンケート結果から、3D 表示に有意な優位性があることが確認された。

特に血管走行について、3D の評価が高かった理由としては、オクルージョンの存在が影響している可能性がある。2D 条件の場合、オクルージョンがある物体の認識は、時間をかけて物体を回転させなければ認識できない。一方、3D 条件の場合、血管のような細い物体で隠された物体は、両眼のうち片眼では見えていることが多い。そのため、立体視による知覚がより有効であると考えられる。

表 6.2 アンケート各項目でのカイ二乗検定結果

	立体感	形状	血管	裸眼立体
P 値	0.00034	0.072	0.016	0.000028

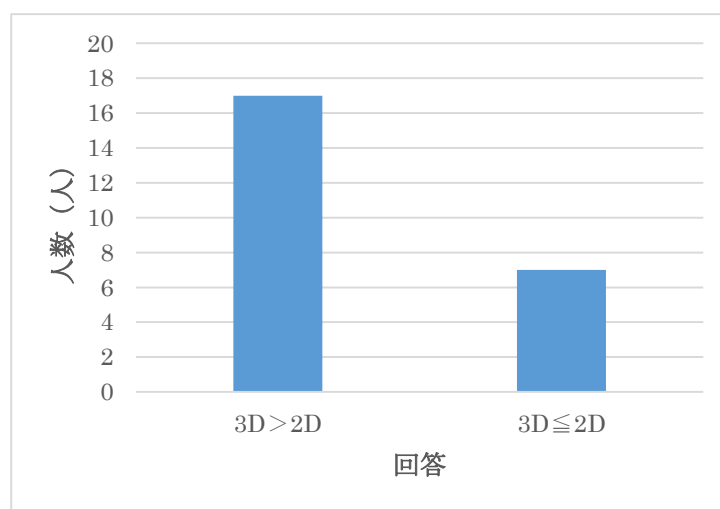


図 6.11 肝臓の形状に関し、3D 優位と回答した人数と、それ以外の回答をした人数

## 7. まとめ

本論文では、裸眼立体ディスプレイの医療応用が今後増加することを想定し、医療分野に需要のある、高解像度、観察範囲が広い、複数人観察者への対応、の3つの利点を実現する立体ディスプレイを研究目的とした。さらに、作業中にアイコンタクトによるコミュニケーションもあると考え、上記3条件を満たす立体映像を裸眼で提示することに主眼をおいて研究を行った。

1章で説明した通り、既存の立体ディスプレイには大きく分けて眼鏡式と裸眼式が存在している。既存の裸眼立体ディスプレイの手法を比較し、医療分野に需要のある上記の3つの条件を同時に実現する可能性のある裸眼立体表示技術の検討を行った。本研究では、服部により提案されているドットマトリックス光源と凸レンズアレイを組み合わせる指向性バックライト方式に注目した。この方式には、従来、観察範囲の制限や、レンズの輝度ムラによる提示画像の画質悪化などの問題点があった。本研究では、それらを解決する技術を開発することで、上述の条件を満たす裸眼立体ディスプレイ技の開発を目指した。

2章では光学シミュレーションにより、凸レンズアレイとドットマトリックス光源からなる指向性バックライト式裸眼立体ディスプレイの視域を光学シミュレーションと実機による実験を行い分析した。レンズアレイと光源面を要素レンズの焦点距離と等しくしたとき、ディスプレイ正面からの視域は深い、その一方で像面湾曲の影響により視域幅が狭くなる。そこで、レンズアレイとバックライトの距離を短くする方法を提案し、それにより視域の奥行きは狭くなるが視域の幅を広げられることを光学シミュレーションで確認した。これは、レンズのぼけと像面湾曲の効果がトレードオフによるもので、実用的な立体視を行うために適切に設定をする必要がある。また、屈折率の高い材質のレンズを使うことで、像面湾曲の影響を少なくし視域幅を広げることができることもシミュレーションで示した。最後に、ドットマトリックスバックライトと凸レンズアレイを組み合わせた指向性バックライトを製作して実験を行い、光学シミュレーションの妥当性を確かめた。

3章では凸レンズアレイとドットマトリックス光源からなる指向性バックライト式裸眼立体ディスプレイで発生する輝度ムラを解消し、提示像の画質を向上させる方法について述べた。具体的に立体視を阻害せずに画質を改善する手法として、鉛直方向

のみに指向性のある拡散板と凸レンズアレイを用いる手法を提案した。指向性のある拡散板を斜め方向から観察すると、拡散形状が直線ではなく弓なりになる。そのため、凸レンズアレイの継ぎ目が弓なりの拡散方向に重なると、画質に筋模様が現れてしまう。この問題を解消するため、多様な位相ずれを持つ要素レンズを組み合わせて凸レンズアレイを製作した。このレンズアレイと指向性拡散板とを組み合わせることで、弓なりの拡散ラインにレンズの継ぎ目が重なることを防ぎ、提示画像の輝度ムラを抑制できることを確かめた。また、上記の凸レンズアレイと指向性拡散板を組み合わせた裸眼立体ディスプレイのプロトタイプシステムを作成し、実機にて立体視の維持と画質の改善の両立を確認した。

2、3章の成果の組み合わせにより、高解像度、観察範囲が広い、複数人観察者対応の特徴を併せ持つ裸眼立体ディスプレイが実現された。4、5章では、これらのディスプレイの応用システムを開発した。

4章では立体像を手で直接操作するダイレクトマニピュレーションに適した空中立体表示をするディスプレイを開発した。この装置は、FLOATS と呼ばれる既存のシステムを参考にしている。従来の FLOATS では観察者が移動した場合、フィルタの物理的な移動が必要であった。そこで、2、3章で実現した指向性バックライト式立体ディスプレイと FLOATS の光学系を組み合わせ、観察者の移動に対して電子制御のみで裸眼立体表示を維持し続けることのできるシステムを提案した。しかしながら、この原理に基づいて製作したプロトタイプシステムでは、画面中央から外れると提示像のクロストークが強くなる問題がある。これは右目用の光と左目用の光が分離できていないことに起因している。要素レンズとして、レンズ口径が小さく、レンズ焦点距離が長いものを使うことでこの問題が緩和されることを光学シミュレーションを用いて示した。

5章では、ハンズフリーアプリとの組み合わせを視野に入れつつ、高精細2次元ディスプレイの表示の一部に、オクルージョンを再現した空中立体像を提示するシステムの開発し、実機の製作によりその有効性を確認した。ハンズフリーアプリでは、入力をする際に、空中での一定の長さの線を引くなどのインタラクションが難しいという問題がある。そこで、空中に立体像を提示し、その空中像をなぞる操作を行わせることで、入力の範囲指定がしやすくなる。空中立体像を提示する手法の1つに CIVI がある。従来の CIVI では単色の背景に空中立体像が浮いている状態しか提示できない問題があった。背景を表示するため CIVI で生成される実像の後方に、背景用のディ

ディスプレイを配置すると、空中像を通して背景が透けるという問題が発生する。ここで 2 章、3 章のシステムと同様に、時分割表示を活用することにより、背景が透けて見える問題を解決し、オクリュージョンを再現した背景の表示と空中像の提示を実現した。

6 章では、2 章、3 章で提案した裸眼立体ディスプレイシステムを手術シミュレータへ応用した際の評価についてアンケートを用いた評価実験を行い、構築したシミュレーションシステムの有用性を示した。評価実験のアンケートの項目は、立体感の有無、肝臓の形状の把握のしやすさ、血管走行の把握のしやすさ、裸眼立体視のメリットの有無の 4 点である。年齢が 21 歳から 30 歳の筑波大学の医学生計 24 名を対象に回答を求めた結果、3D 表示は 2D 表示に対して有意な優位性があることが確認された。形状に関してよりも血管に関してのほうが 3D の評価が高く、両眼立体視はオクリュージョンのある物体の把握においてより有用である可能性が示唆される。

2 章から 4 章までで述べた凸レンズアレイとドットマトリックス光源を組み合わせた裸眼立体ディスプレイは、両眼視差と輻輳を用いて 3D を提示しているため、両眼の輻輳による奥行き知覚と目の焦点調節で得られる奥行き知覚に矛盾（輻輳調節矛盾）が生じており、立体視特有の目の疲労などの問題が引き起こされる。一方、5 章で紹介した CIVI は、調節機能と輻輳による矛盾は少ないものの、1 視差当たりの解像度が低い問題がある。高い解像度を維持しつつ、長時間使用しても目が疲れないような、輻輳調節矛盾の少ない高解像度裸眼立体ディスプレイを開発することが今後の課題となる。

## 謝辞

指導教員である掛谷先生には大変お世話になりました。何も知らない B4 から D2 までの期間に様々なことをご指導していただきました。先生には研究内容の指導だけでなく、文章の書き方やプレゼンの仕方を指導して頂いたことを非常に感謝しております。あまり身に着けられなかったのが心苦しいところですが、本当にありがとうございました。また、研究以外でも、政治等、先生と会わなければ広がらなかったであろう世界のことも知ることができて感謝しております。副指導員の岩田先生、矢野先生もお忙しいなかで大学院セミナーに出て頂きありがとうございます。印鑑を頂きにいったときの質問は勉強になりました。岩田先生、矢野先生、大城先生、岡田先生には、お忙しい中に予備審査も担当していただき本当にありがとうございます。

研究室の先輩や同期、後輩にも助けてもらうことが多く感謝しております。いろいろとありがとうございました。共同研究先の大河内先生、レキシ一の伊藤さんにも大変お世話になりました。

最後に、これまでの学生生活を支えてくれた父に感謝をして本論文を締めくくります。



## 参考文献

- [1] 国立社会保障・人口問題研究所 <http://www.ipss.go.jp/site-ad/TopPageData/pyra.html>
- [2] 三橋貴明 新世紀のビッグブラザーへ <http://ameblo.jp/takaakimitsuhashi/>
- [3] 社会実情データ図録 <http://www2.ttcn.ne.jp/honkawa/>
- [4] 厚生労働省  
<http://www.mhlw.go.jp/file/05-Shingikai-10801000-Iseikyoku-Soumuka/0000069214.pdf>
- [5] 吉田あつし 日本の医療の何が問題か, NTT 出版, (2009).
- [6] 筑波大 3D-CG バーチャル手術シミュレーションユニット <http://u-tsukuba-vrsurg.jp/>
- [7] パナソニック 3D LCD モニタ EJ-MDA32N-K <http://www.panasonic-healthcare.com/jp/medical-imaging/monitors/mda32>
- [8] パナソニック 3D LCD モニタ EJ-MDA26N <http://www.panasonic-healthcare.com/jp/medical-imaging/monitors/mda26>
- [9] ソニー 3D 対応液晶モニタ LMD-3251MT <https://www.sony.jp/medical/products/LMD-3251MT/index.html>
- [10] ソニー 3D 対応液晶モニタ LMD-2451MT [https://www.sony.jp/medical/products/LMD-2451MT/feature\\_1.html#L2\\_10](https://www.sony.jp/medical/products/LMD-2451MT/feature_1.html#L2_10)
- [11] 東芝 医療用裸眼 3D ディスプレイ HyperViewer [http://www.toshiba-medical.co.jp/tmd/products/ct/3d\\_display/index.html](http://www.toshiba-medical.co.jp/tmd/products/ct/3d_display/index.html)
- [12] 画像と IT の医療情報ポータルサイト Aquilion Innovation (東芝メディカルシステムズ) [http://www.innervision.co.jp/ad/suite/toshiba/prime\\_innovation/1510](http://www.innervision.co.jp/ad/suite/toshiba/prime_innovation/1510)
- [13] K. Perlin, et al., “An autostereoscopic display,” Computer Graphics, pp. 319-326 (2000).
- [14] H. J. Lee, et al., “A high resolution autostereoscopic display employing a time division parallax barrier,” SID 06 Digest, pp. 81-84 (2006).
- [15] Kihyung Kang, et al., “Field Sequential LC Barrier for a Full Resolution
- [16] Auto-stereoscopic 3D Display” SID 11 Digest, pp. 456-459 (2011)
- [17] J. E. Gaudreau, “Full-resolution autostereoscopic display with all-electronic tracking system,” SPIE Proc. 8288, 82881Z (2012).
- [18] John C. Schultz, et al., “Full Resolution Autostereoscopic 3D Display for Mobile Applications,” SID 09 Digest, pp. 127-130 (2009)
- [19] Adrian Travis, Neil Emerton, Tim Large, Steven Bathiche, and Bernie Rihn, “Backlight for viewsequential autostereo 3D,” SID 10 Digest, pp. 215–217, (2010).
- [20] M. J. Sykora, “Optical characterization of autostereoscopic 3D displays,” SPIE Proc. 7863, 78630V (2011).
- [21] C-H Ting, et al., “Multi-user 3D film on directional sequential backlight system,” SID 11 Digest, pp. 460-463 (2011).
- [22] Hyunkyung Kwon and Hee-Jin Choi, “A time-sequential multi-view autostereoscopic display without resolution loss using a multi-directional backlight unit and an LCD panel,” Proc. SPIE 8288, 82881Y, (2012).
- [23] T. Hattori, et al., “Advanced autostereoscopic display for G-7 pilot project,” SPIE Proc. 3639, pp. 66-75, (1999).
- [24] A. Hayashi, et al. “A 23-in. full-panel-resolution autostereoscopic LCD with a novel directional backlight system,” Journal of the Society for Information Display, 18, pp. 507-512, (2010).
- [25] 服部 知彦, “立体映像表示装置” 特開平 08-160355, A (1996).
- [26] 服部 知彦, “立体映像表示装置” 特開平 08-160356, A (1996).
- [27] 服部 知彦, “立体映像表示装置” 特開平 08-160556, A (1996).
- [28] 服部 知彦, “立体映像表示装置” 特開平 08-163603, A (1996).
- [29] P. Surman, I. Sexton, K. Hopf, W. K. Lee, F. Neumann, E. Buckley, G. Jones, A. Corbett, R. Bates, and S. Talukdar, “Laser-based multi-user 3-D display,” J. Soc. Inf. Disp. 16, pp. 743-753, 2008.
- [30] D. Miyazaki, Y. Hashimoto, T. Toyota, K. Okoda, T. Okuyama, T. Ohtsuki, A. Nishimura, H. Yoshida, “Multi-user autostereoscopic display based on direction-controlled illumination using a slanted cylindrical lens array,” Proc. SPIE 9011, 90111G, 2014.

- [31] T. Mukai and H. Kakeya, "Viewing-Zone Expansion for Autostereoscopic Display with Directional Backlight Using Linear Fresnel-Lens Array," SID 2014 Digest 45, pp.1266-1269 (2014).
- [32] T. Mukai and H. Kakeya, "Enhancement of viewing angle with homogenized brightness for autostereoscopic display with lens-based directional backlight," SPIE Proc. 9391, 93911A (2015).
- [33] ISO 12233 Test Chart <http://www.graphics.cornell.edu/~westin/misc/res-chart.html>
- [34] H. Kakeya, M. Isogai, K. Suzuki and Y. Arakawa, "Autostereoscopic 3D workbench," SIGGRAPH 2000 Conference Abstract and Applications, p. 78 (2000).
- [35] H. Kakeya and Y. Arakawa, "Autostereoscopic display with real-image screen," SIGGRAPH 2000 Conference Abstract and Applications, p. 178 (2000).
- [36] H. Kakeya and Y. Arakawa, "Autostereoscopic display with real-image virtual screen and light filters," SPIE Proc. 4660, pp. 349-357 (2002).
- [37] H. Kakeya, "Real image based autostereoscopic display using a LCD, mirrors, and lenses," SPIE Proc. 5006 pp. 99-108 (2004).
- [38] H. Kakeya, "FLOATS V: Real-image-based autostereoscopic display with TFT-LC Filter," SID 2004 Digest, pp. 490-493 (2004).
- [39] Y. Ueda, N. Hanamitsu, Y. Mizushina, M. Shibasaki, K. Minamizawa, H. Nii, S. Tachi, HaptoMIRAGE: A multi-user autostereoscopic visio-haptic display, ACM SIGGRAPH 2013 Posters, p. 73 (2013).
- [40] Y. Ueda, K. Iwazaki, M. Shibasaki, Y. Mizushina, M. Furukawa, H. Nii, K. Minamizawa, and S. Tachi, HaptoMIRAGE: Mid-air autostereoscopic display for seamless interaction with a mixed-reality environment, ACM SIGGRAPH 2014 Emerging Technologies, p. 10 (2014).
- [41] 新居英明, 上田雄太, 南澤孝太, 舘暲, "空中像投影型ステレオディスプレイ動作範囲拡張手法," 日本バーチャルリアリティ学会 第 19 回大会論文集 (2014).
- [42] 筑波大 3D-CG バーチャル手術シミュレーションユニット タッチレスインターフェースを使用した手術ナビゲーション <http://u-tsukuba-vrsurg.jp/video/touchless-interface>
- [43] H. Kakeya, "Coarse integral imaging and its applications," Proc. SPIE 6803, 680317 (2008).
- [44] H. Kakeya, "Improving image quality of coarse integral volumetric display," Proc. SPIE 7237, 723726 (2009).
- [45] H. Kakeya, "Realization of undistorted volumetric multiview image with multilayered integral imaging," Opt. Express 19(21), pp. 20395–20404 (2011).
- [46] H. Kakeya, "Realization of undistorted volumetric multiview image with multilayered integral imaging," Opt. Express 19(21), pp. 20395–20404 (2011).
- [47] H. Kakeya, S. Sawada, Y. Ueda, and T. Kurokawa, "Integral volumetric imaging with dual layer fly-eye lenses," Optics Express, 20(3), pp.1963-1968 (2012)
- [48] Yukio Oshiro, Hiroaki Yano, Jun Mitani, Sangtae Kim, Jaejeong Kim, Kiyoshi Fukunaga, and Nobuhiro Ohkohchi, "Novel 3-dimensional virtual hepatectomy simulation combined with real-time deformation", World J Gastroenterol. Vol.21, Issue 34, pp.9982–9992 (2015)

## 著者文献

Hideki KAKEYA, Shuta ISHIZUKA, Yuya SATO: Realization of an aerial 3D image that occludes the background scenery, Optics Express, Vol. 22, Issue 20, pp.24491-24496

Shuta ISHIZUKA, Takuya MUKAI, Hideki KAKEYA: Viewing zone of an autostereoscopic display with a directional backlight using a convex lens array, Journal of Electronic Imaging, Vol 23, Issue 1, pp. 011002.1-6

Shuta Ishizuka, Hideki KAKEYA: Flat Panel Autostereoscopic Display with Wide Viewing Zone Using Time-Division Multiplexing Backlight, 2013 SID Symposium Digest of Technical Papers, pp.48-51

石塚脩太, 掛谷英紀: 観察位置を制限しない時分割バックライト式薄型裸眼立体ディスプレイ, 3次元画像コンファレンス 2012 講演論文集, pp132-135

Hideki KAKEYA, Shuta ISHIZUKA: A high resolution aerial 3D display using a directional backlight, Journal of Imaging Science and Technology, Vol. 59, No. 6, pp. 060402.1-8.

Shuta ISHIZUKA, Takuya MUKAI, Hideki KAKEYA: Multi-Phase Convex Lens Array for Directional Backlights to Improve Luminance Distribution of Autostereoscopic Display, IEICE Trans. Electron, Vol. E98-C, No. 11, pp. 1023-1027.

Shuta ISHIZUKA, Takuya MUKAI, Hideki KAKEYA, Realization of Homogeneous Brightness for Autostereoscopic Displays with Directional Backlights Composed of Convex Lens Arrays, IDW '14, pp. 836-839.