

視覚支援用レーザ網膜投影アイウェアの開発

菅原 充^a、荒川 泰彦^b

a 株式会社 QD レーザ、b 東京大学 生産技術研究所

I はじめに

“日本における視覚障害の社会的コスト（日本眼科医会研究班報告 2006～2008）¹⁾”によると、良い方の目の矯正視力が 0.1 から 0.5 の弱視（ロービジョン）者は 145 万人、良い方の目の矯正視力が 0.1 以下の（社会的）失明者は 19 万人と推計されている。この数字は他の疾患患者と比べても決して少なくない（心疾患 173 万人、脳血管疾患 118 万人、大腸がん 26 万人、肺がん 15 万人）。高齢化により 2030 年には視覚障害者は 200 万人になると予測され、その経済的損失は 8 兆円を超えると推測されている。また、世界のロービジョン者は、日・欧米で計 628 万人、全世界で 2.5 億人と推計されている（WHO 統計）。

本稿では、筆者らがロービジョンエイドとして開発を進めているレーザ網膜投影アイウェアについて、その原理と特徴、安全性、医療・福祉機器としての国内外臨床研究・試験の進展状況、今後の展望につき解説する。

II ロービジョンエイド

視覚障害の症状は各人各様で、多様な症状に対応する拡大読書器、拡大鏡、単眼鏡等のロービジョンエイドが商品化されている²⁾。例えば、**図 1**を参照されたい。しかしながら、対象の近くまで寄って、あるいは手を使って、拡大して視力を補助するという、ほぼ屋内使用に限定された機器であるため、ロービジョン者の QOL（Quality of Life）の大幅な改善は望めず、エイドの機能の改善、高度化の余地と期待は大きい。

上記のロービジョンエイドの不便さを解消し、ロービジョン者の行動の自由と QOL の大幅な改善を実現するものとして、アイウェア型ロービジョンエイドの実用化、商品化が期待される。これが実現すれば、弱視者が健常者のように、新聞・本・電子ブックを眼から離して読む、楽器を楽譜を見ながら演奏する、レストランで食事をする、指揮者・楽譜を見てコーラスで歌う、針仕事等の細かい両手作業をする、人の顔を認識する、歩行など



図 1 現行のロービジョンエイド



図2 既存のメガネ型情報端末

の行動をする、テレビを観賞する、スマートフォンを自然に操作する、競技場で競技観戦する、遺跡等の観光、等の活動が可能となるであろう（枚挙にいとまがない）。

既に、いくつかのメガネ型情報端末の商品化例がある（図2）。これらはすべて、小型の液晶ディスプレイ等（LCOS等）をメガネフレーム上に配置し、その画像をレンズ・リフレクタ等の光学系を通して装着者が見る方式である。これには次の課題があった。

- i 液晶画面を眼前に置く方式を採用しているため、画像の見え方が装着者のピント調整機能や、水晶体や角膜等の状態に依存するため、真の視覚支援機器とはなりえない。
- ii メガネレンズ等の矯正具の外側に投影手段を配置せざるを得ない構成のため、誰もがいつでも無理なく装着し得るデバイスとは言い難いデザインになってしまう。

III レーザ網膜投影技術

本開発の主眼となるマクスウェル視を応用したレーザ直描型の網膜投影技術は、基本原理的に以下に述べるように装着者の元々の屈折（遠視・近視等）に影響を受けない焦点フリーであり、透過性の高い光源を使用することから、屈折異常、角膜混濁や白内障などの眼球前側の疾患に対する視覚補助手段として非常に有効である。また、網膜上の任意の領域に投影できるため、網膜疾患によ

る視野欠損に対する補助手段としても期待される。さらに、画像処理を施して、画像の拡大・圧縮、露出の調整、白黒反転、コントラスト強調等を使って、感度やダイナミックレンジが低下した網膜症に対する視力支援となる。このレーザ直描型の網膜走査投影技術をアイウェアにまとめられれば真のウェアラブルな視覚補助機器になり得る。

3.1 レーザ網膜投影

レーザを網膜投影し画像を被験者に見せる技術は90年代初頭に米国ワシントン大学で提案された³⁻⁶⁾。この技術は、高輝度・高色再現性・広視野角で、さらに、近眼、老眼など装着者の視力を選ばない焦点フリーという特徴がある^{7,8)}。

以下、その原理を説明する。

・マクスウェル視

レーザ網膜投影技術の焦点フリーは、マクスウェル視と、瞳孔径と比べて細い平行ビームの組み合わせに基づいて実現する。マクスウェル視とは、集光レンズが観察者の瞳孔に光源のイメージを集光する観察方法を指す^{9,10)}。観察者はレンズに均一に広がった光を見る。これを通常の光源の像を見ることと比較して図3に示す。マクスウェル視によって光源の光量を集めたり、瞳孔の任意の位置に光を通したりすることができる。

マクスウェル視によって光源の像を見るひとつの方法は、ピンホールの像を瞳孔の中心に投影することである（図4(a)）¹¹⁾。光源各点からピンホー

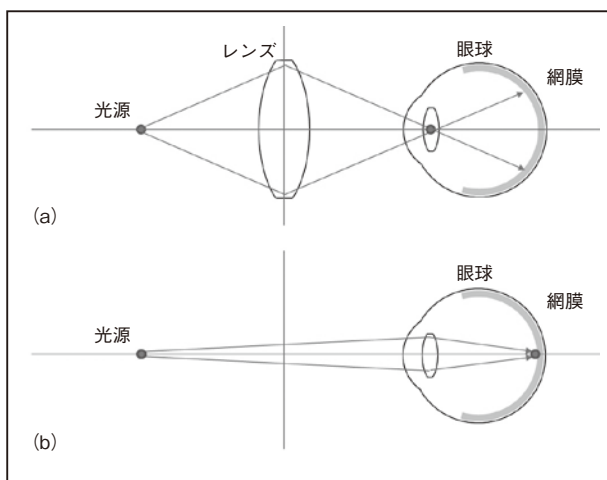


図3 (a) マクスウェル視、(b) 通常の結像

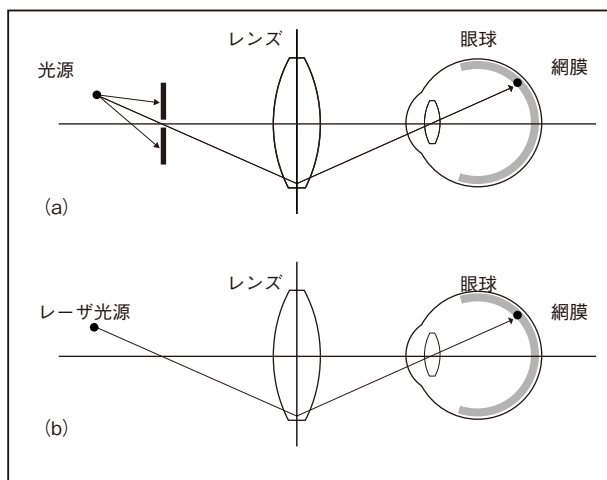


図4 マクスウェル視光学系を形成する (a) ピンホール、(b) レーザビーム

ルを通ってくる細い平行ビームは、レンズの焦点調節作用を使わずに網膜に届くため、いわゆる視力や焦点位置によらない焦点フリーが実現する。しかし、光源からの光はほんの一部しかピンホールを通過しないため、像は暗い。

マクスウェル視によって光源の像を見るもうひとつの方法は、レーザビームを瞳孔の中心に投影することである(図4(b))。細く平行なレーザビームは、瞳孔を通してレンズの焦点調節作用を使わずに網膜に届くため、鮮明な像が得られる。像の鮮明さは目の水晶体の焦点調整機能や焦点位置によらないため、焦点フリーが実現する。レーザパワーを調整することによって、ピンホールよりもはるかに明るい像が得られる^{注)}。

・レーザ網膜投影の基本構成

図5に基本的な構成例を示す。画像処理系からの映像信号に応じて、赤・緑・青のレーザダイオードを変調し、この3色の光を、光軸を揃えて1本の光ビームとして出力する。同時に、MEMS(Micro Electro Mechanical Systems)等の走査デバイスが光源部からの光ビームを2次的に偏向走査する。広がった光ビームをリレー光学系(図ではレンズ2枚と反射ミラーからなる)で再度収束し、観察

注) 鮮明な像はコヒーレントな(シングルモードの)レーザ光のみによって得られる。

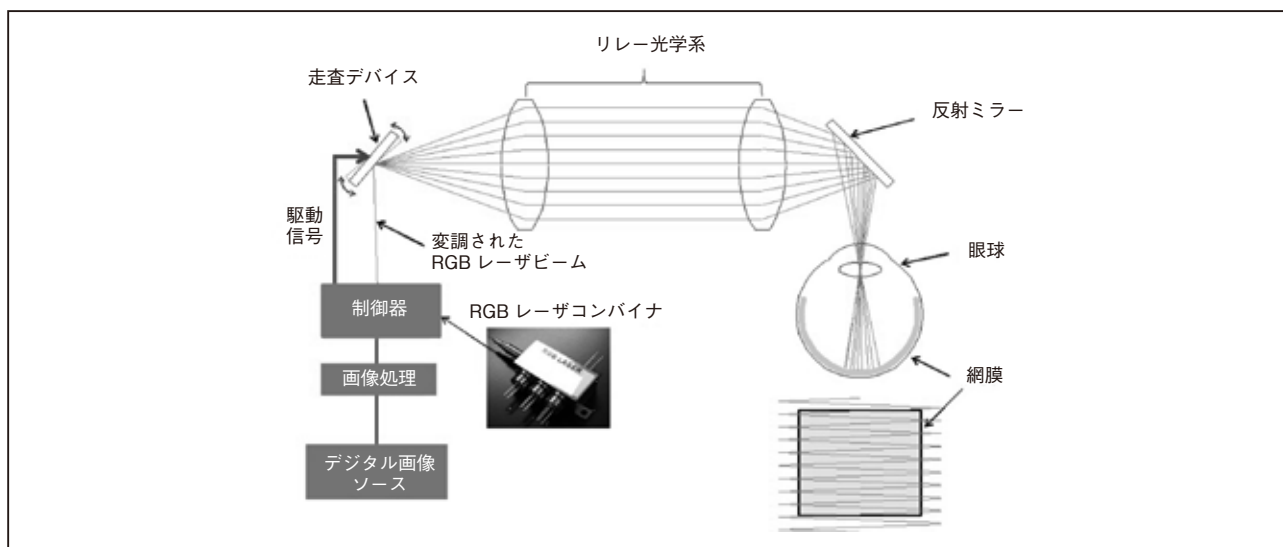


図5 網膜レーザ走査の基本的構成

者の瞳孔中心に入射させる。瞳孔を通過した光ビームは、観察者の網膜上で点像の集合体として2次元画像を描く。これは図4(b)に示したマクスウェル視光学系であり、装着者の眼球の焦点調整機能には殆ど依存しない。また、装着者の焦点位置にも依存せず、常に明瞭な焦点フリー画像になる。

制御器の中にある網膜投影用レーザ光源に求められる特性は、赤・緑・青の3原色、高いコヒーレンス性、指向性、低出力と省電力、小型、低コスト、耐環境性等である。走査デバイスに求められる特性は、所望の解像度が得られる周波数特性(MEMSミラーの場合、720 P、60 ps 対応で水平20数kHz)、一定以上のビーム径を処理できること、省電力、低コスト、小型、耐環境性、耐衝撃性等である。リレー光学系に求められる特性は、走査デバイスにより発散されるビーム群を瞳孔近傍のできるだけ狭い範囲に収束させること、眼球に入る光の口径を適正なものとする、色補正機能、網膜上で画像が歪曲しないこと、低コスト等である。透過型か反射型かは用途により選択し、倍率は用途に応じた必要な視野角、MEMSミラー特性などから選択する。

IV レーザ網膜投影型アイウェア

網膜投影技術を含むアイウェアの大きな課題は、視野角を拡大しようとする部品サイズが大きくなる、もしくは顔面と干渉することであった¹²⁻¹⁵⁾。この課題に対して、非軸対称の光学系構築が有効である(図6)。すなわち、図5の光学系ではサイズと視野角の面であまり改善が見込めないのに対し、図6の光学系では、小型で大きな視野角を得るために、リレーレンズ系を非軸対称光学系とした。投影機能を得るために最低限必要な部品は、RGBレーザ光源、MEMS走査ミラー、反射ミラーの3点のみである。

非軸対称光学系を採用する際、それに起因して特に考慮すべき事柄がいくつかある。画面全体(網膜上)でのビーム品質の均一性、全てのビームが瞳孔近傍を通過すること、投影される画像が矩形であること(歪曲低減)、反射ミラーの向こうが歪

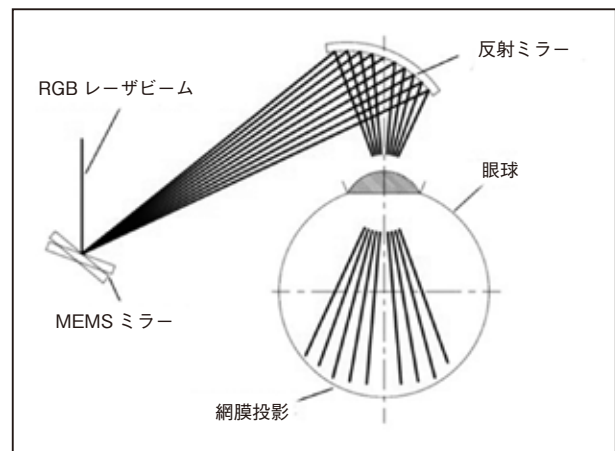


図6 非対称網膜走査レーザ光学系

んで見えないこと、光線・部品が人体に干渉しないこと等である。

図7に、試作した網膜投影型レーザアイウェアを示す¹⁶⁻¹⁸⁾。目指すところは、最大視野角と最小サイズを両立させるとともに、眼前の異物感をなくし、装着者の外観も違和感なくすることによって、常時装着を可能にすることにある。光走査にMEMSミラーを使用した。光源にはRGB半導体レーザの直接変調を用いた。画素数1024×600(WSVGA)、アスペクト比16:9.4、水平視野角最大50°、フレームレート60 Hz、シースルー、アイウェア重量60 gを実現している。

アイウェアは、電気信号線、給電線を束ねた直径4 mmのラインで制御器につながっている。制御器にはRGBレーザドライバ、レーザとMEMS駆動回路、画像処理器、充電可能なバッテリーが内蔵されている。フレームにはMEMSミラーを含む

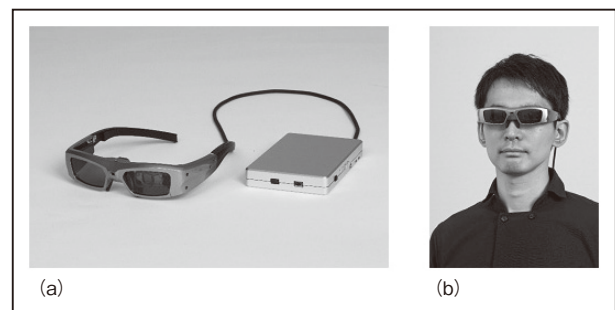


図7 (a) 網膜走査レーザウェア、(b) 装着者外観

投影系ユニット、自由曲面ミラー、コリメート光学系が搭載されている。制御器への入力 は HDMI 信号 (1280 × 720 × 60 Hz (HD720P)) である。この信号によって変調されたレーザービームが同期した MEMS ミラーに送られ、画像が走査される。

以上の構成のもと、このアイウェアでは HDMI 入力によって、PC やスマートフォン、タブレットなどのデジタル機器と接続し、映像／文字などのデジタル情報を鑑賞・取得できる。また、フレーム中央に内蔵するカメラを用いて、リアルタイムで装着者の周りの様子を観察し情報を取得することができる。

網膜投影型レーザーアイウェアは、液晶等を利用した各種のアイウェアとは異なる、次の優れた特徴を有する：

1. 焦点フリー：像の鮮明さは目の水晶体の焦点調整機能や焦点位置によらない。その結果、ロービジョンエイドとしては、角膜屈性異常や水晶体の調節機能異常に影響されずに、鮮明な画像が得られる。
2. ユニバーサル・デザイン：装着者の視力に関わらない特性から、フレーム内側に光学系を配置する事が可能になり、サングラスや矯正メガネのような自然な外観に仕上げる事ができる。
3. 拡張現実 (AR)：フォーカスフリーによって、装着者の合焦距離に関わらず、現実世界の実体に映像を重ねて見ることができる。

上記のすべてが、視覚支援機器としてのレーザー網膜投影技術の有効性を示している。

V 安全性

網膜走査型レーザーアイウェアは、目にレーザーを直接照射することから、安全性についての配慮が必要となる。レーザーそのものの安全性については国際規格 IEC60825-1 によって担保されることとなり、外部試験機関によってクラス 1 (合理的に予見可能な条件下において安全である) に分類されることを以下のように確認している。

・国際非電離放射線防護委員会ガイドラインに基づく被曝限界

国際非電離放射線防護委員会 (The International Commission on Non-Ionizing Radiation Protection (ICNIRP)¹⁹⁾ は非電離放射線の健康と環境影響に関して科学的助言と指針を与えて、人と環境を有害な被曝から守ることを目的とする独立機関である。最新のレーザーに関するガイドラインは“ICNIRP Guidelines on limits of exposure to laser radiation of wavelengths between 180 nm and 1,000 μ m²⁰⁾”である。このガイドラインは、レーザー放射に対する眼と皮膚に対する最大被曝限界 (Exposure Limit (EL)) を与えている。

筆者らは、ガイドラインに従って網膜投影型レーザーアイウェアの最大被曝限界を算出するとともに、搭載 RGB レーザ出力の計測を行い、両者を比較した。ガイドラインでは日常生活や職場での連続約 8 時間 (3 万秒) の長時間被曝の時間基準も与えており、機器の性格上、この時間を適用した。この種の計算は既に 90 年台にワシントン大学で行われているが²¹⁾、最新のガイドラインを適用し、商用化モデルで評価することに意義がある。

ガイドラインによると、可視および近赤外線 (400 ~ 1,400 nm) の目に対する主な障害は網膜損傷である。眼の媒体の透明性、特に眼の固有の集束特性のために、網膜はこのスペクトル領域の放射線によって人体の他のどの部分よりもはるかに傷つき易い。400 から 1,400 nm の波長帯では、色素上皮における温度上昇に起因する網膜への熱的障害が 10 秒未満の曝露時間での主要な損傷である (10 秒以上では熱拡散のため、障害の程度は飽和する)。光化学的障害は、短波長の可視光線 (主に青色光) に対する長い曝露 (10 秒以上) に起因する網膜傷害の主要な損傷である。

連続約 8 時間 (3 万秒) の露光時間における光化学的および熱的損傷の最大被曝限界は、文献²⁰⁾の表 5 に基づいて以下のように与えられる：

400 ~ 600 nm の波長範囲に対する光化学的損傷の最大被曝限界は、

$$EL = 39C_B [\mu W] \quad (1)$$

ここで、 C_B の補正係数は

表1 各波長における計算された最大被曝限界 (EL) と、正常動作時 (Normal) および故障動作時 (Fault) の測定出力

Wavelength (nm)	EL [μ W]	Measured Power [μ W]	
		Normal	Fault
465	77	0.53	1.03
515	390	0.30	0.50
640	390	0.49	1.6

$$C_B = 100^{0.02 (\lambda - 450)} \quad (2)$$

と与えられる。 λ は nm 単位の波長である。400 ~ 700 nm の波長範囲における熱的損傷の最大被曝限界は、

$$EL = 390 [\mu W] \quad (3)$$

と与えられる。

波長 465 nm の青色レーザの場合、 $C_B = 2$ であり、最大被曝限界は光化学的損傷により

$$EL = 77 [\mu W] \quad (4)$$

となる。

波長 515 nm の緑色レーザと 640 nm の赤色レーザの場合、 C_B は式 (2) から 10 より大きいため、最大被曝限界は熱損傷により、

$$EL = 390 [\mu W] \quad (5)$$

と与えられる。

・網膜投影アイウェアのレーザ出力評価

アイウェアを走査モードで動作させ、レーザの収束点上に 7 mm の開口径を有する検出器を置き、各単色レーザを連続的に放出させてレーザパワー

を測定した。

注：7 mm の開口は瞳孔が最大に開いた状態に相当しており、この開口径での測定は上記 ICNIRP Guidelines または下記 IEC 60825-1 に規定されている。光を網膜上の最小スポットに集光する（直径約 1 ~ 2 μ m）最も危険なケースである。

正常動作時 (Normal) および故障動作時 (Fault) の測定出力を、計算された EL と比較して各色について表 1 に示す。

・IEC 60825-1 によるクラス分類

レーザ製品の安全性は、国際電気標準会議 (IEC) 規格 60825-1 によって標準化されている²²⁾。表 1 から、各 RGB カラーの測定されたパワーが最大被曝限界 EL より小さいことが分かる。さらに、IEC60825-1 は、3 つ以上の波長の光が同時に照射される場合の安全係数の取り扱いを定めている。これに従うと、3 色の RGB レーザを使用する網膜投影アイウェアでは、安全係数は正常動作時において (表 1 の数値を用いて)

$$\begin{aligned} \text{安全係数} &= 1 / (0.53/77 + 0.30/390 + 0.49/390) \\ &= 112 \end{aligned} \quad (6)$$

故障動作時では

$$\begin{aligned} \text{安全係数} &= 1 / (1.03/77 + 0.50/390 + 1.6/390) \\ &= 53 \end{aligned} \quad (7)$$

112 と 53 は 1 よりもはるかに高いため、この装置はクラス 1 に属している、すなわち、ビーム内



図8 ドイツエッセン大学における臨床研究の様子

観察のための光学機器の使用を含む、合理的に予見可能な動作条件下で安全なレーザとされる。

VI 国内外臨床研究、試験

網膜走査技術・装置の発展と医療応用の拡大、社会的認知と信頼の獲得を目指して、SLO (Scanning Laser Ophthalmoscopy) 技術の医療応用研究会が活動している。研究会参加施設は、旭川医科大学、大阪大学、香川大学、京都大学、京都府立医科大学、慶應義塾大学、筑波大学、東京大学、姫路ツカザキ病院、三重大学である。これらのうち5施設では倫理委員会の承認のもと臨床研究が進められている。研究会は2016年度に2回の開催され(第1回：第120回日本眼科学会総会期間中、第2回：第70回日本臨床眼科学会期間中)、網膜投影装置の原理説明と体験、臨床研究の発表等が行われた。

網膜走査型レーザアイウェアは海外での臨床応用も進めている。ドイツ・ノルトラインヴェストファーレン州エッセン市のエッセン大学病院では、前眼部疾患に由来するロービジョンに対する視覚支援を適用とする臨床試験の準備を進めており、予備的検討においては視力が0.028から0.3程度まで矯正され、読書が可能となるといった効果が確認されている。

厚生労働省より医療機器該当性として、次の裁定を受けている：

- ・ヘッドマウントディスプレイとして利用する場合は民生機器として進められる。
- ・視覚支援を標榜する場合には医療機器としての認証・承認が必要となる。

これに従い、QDレーザ社は視覚支援用レーザ網膜投影アイウェアの医療機器認証取得活動を進めている。現在、PMDAとの事前相談を終え、治験の準備に移行中である。

また、欧州ではドイツ Notified Body と交渉を進めつつ、NRW 州 ESSEN 大学での治験に向け文書整備中である。米国ではFDAとのPre-submission Discussionを実施中である。

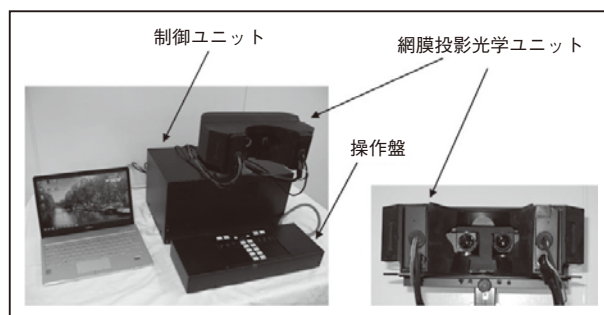


図10 (SRID (Super Retinal Imaging Display) 試作機

VII Super Retinal Imaging Display (SRID) の開発と仕様

筆者らはこの視覚支援用レーザ網膜投影アイウェア試作機をさらに発展させ、眼科における精密で広範な検証に供することが可能な、高性能の両眼対応レーザ網膜走査投影機を実現した(図10(a))。これを Super Retinal Imaging Display (SRID) と呼ぶ。その原理、特徴、主な仕様は次のようにまとめられる：

- ・原理：広い振れ角の半導体レーザ走査デバイスと高NA光学系の融合による超広角マクスウェル視の実現
- ・特徴：マクスウェル視による焦点フリーと高解像画質の両立、及び、被験者の顔寸法、斜視などに幅広く対応する調整機構
- ・主な仕様は、
 - ・水平視野角 66 度（眼球中心から約 130 度）の広視野角
 - ・画面解像度（投影により得られる視力）可変機構
 - ・視角 1 分に相当する高解像度
 - ・瞳孔への入射位置、角度可変機構
 - ・輝度調整、色バランス調整機能

である。今後、SLO 研究会を中心にこの装置を活用していく。

VIII 将来展望

レーザ網膜投影型アイウェアや SRID は、前眼

部疾患から網膜症まで広い範囲の眼科疾患に対する視覚支援の可能性を有し、国内外臨床研究・試験を通じてその効果を検証することとなる。こうした検証を踏まえて提供される視覚支援機器は、国内145万人にとどまらず世界中のロービジョン者に対する福祉用具として生活の質の向上につながるものと期待される。

また、レーザを用いて網膜（眼底）を走査する技術は、SLO（Scanning Laser Ophthalmoscopy）やOCT（Optical Coherence Tomography）といった診察機器に代表されるように、眼底観察への応用が可能である。こうした眼底観察・診断を基に、個々人の症状に合わせたテーラーメイドの視覚支援機器を提供することが可能となる。すなわち、例えば中心暗点による視野障害の場合に、診察機器によって残存視野を特定し、その部分に映像を投影するアイウェアを提供する、といったカスタマイズである。こうしたレーザ網膜走査による眼底状態の把握とその結果に合わせた視機能支援アイウェアの提供は、現状の眼鏡やコンタクトレンズによる視力矯正に加えた第三の社会インフラとなりうる。こうした新たなインフラの構築は、前眼部疾患によるロービジョン・網膜症によるロービジョンに対してさらなる生活の質の向上をもたらすものと期待される。

眼科の疾患はその多くが加齢に従って発症する、進行性である、障害が不可逆である、といった特徴を有するため、早期に発見し、対策をとるためには定期的な検査が欠かせない。しかしながら、これまでは病院に出向いての検査が必要であったために、症状の発見が遅れたり、進行に合わせた対策が不十分となったりといった課題があった。本研究開発によって確立される小型軽量の光学系を応用することによって持ち運び可能、あるいは装着可能な眼底検査装置を実現できる。こうした装置によって、訪問型あるいは患者自身が検査を行う遠隔医療が可能となり、後天的な疾患に起因する視覚障害の予防につながることを期待できる。

また、網膜投影による画像の提示は患者による利用だけではなく、医師が利用する手術支援としての可能性も有する。網膜走査型レーザアイウェアは、透過型のリフレクタを用いているため、現実世界とデジタル情報を重畳させて見ることができる。手術時に患者の画像診断情報を見で“ナビゲーション”を受けることにより、スムーズな手技の進行が可能となれば、医師や患者の負担を低減することができる。従来のモニターでは視線の移動があり、ヘッドマウントディスプレイを用いても投影画像へのピント位置の移動がある。これによって手術箇所を見失うことや眼精疲労を生じることといった問題があったが、焦点フリーとなる網膜走査型レーザアイウェアでは、こうした課題を抑えた手術支援システムが実現可能となる。

さらに、デジタル映像を網膜に直接投影する手法は視覚の拡張にも応用可能である。通常、人間の視覚は可視光の範囲に限られる。しかしながら、適切にカメラを選択し、その撮像を投影することによって、例えば赤外線や紫外線といった波長領域の光を見ることができたり、通常の視力をはるかに超越する望遠や拡大が可能になったり、センサーからのデータを可視化することによって見えないものが見られたりと人間の能力をエンハンス（増強）することが可能となる。

以上のように、福祉・医療領域への応用にとどまらず、従来にない領域への展開までを見込み、筆者らはレーザ網膜投影技術の実用化を加速させている。日本発の先進技術として、日米欧の3市場を皮切りに世界中の視覚障害者や医師、さらには一般消費者まで広げていくことを目標に掲げ、技術開発および市場開拓を進めていく予定である。

本稿で論じた網膜走査型レーザアイウェアの研究開発は、文部科学省先端融合領域イノベーション創出拠点形成プログラムのもと、QDレーザ社と東京大学の共同研究により推進された。また、新エネルギー・産業技術総合開発機構（NEDO）の平成26～28年度「クリーンデバイス社会実装推進事業（最先端可視光半導体レーザーデバイス応用に係る基盤整備）」の認定および平成27年度「課題解決型福祉用具実用化開発支援事業」の助成を受けている。これまで協力・支援いただいた関係各位に感謝する。

参考文献

- 1) 山田昌和、平塚義宗：“日本眼科医会研究班報告 2006 ～ 2008” 日本における視覚障害の社会的コスト (http://www.gankaikai.or.jp/info/20091115_socialcost.pdf)
- 2) 山本修一、大鹿哲郎、大橋裕一：ロービジョンケアの実際（専門医のための眼科診療クオリファイ）。中山書店、東京（2015）
- 3) Thomas A. Furness III and Joel S. Kollin, “Virtual Retinal Display”, US 5467104 A.
- 4) S-K. V. Lin, E.J. Seibel, T.A. Furness III, “Virtual Retinal Display as a Wearable Low Vision Aid”, *International Journal of Human-Computer Interaction*, 2003, **15** (2), pp.245-263.
- 5) W. Chinthammit, R. Burstein, E. Seibel, and T. Furness, “Head tracking using the Virtual Retinal Display”, Second IEEE and ACM International Symposium on Augmented Reality, 2001, October 29-30, New York, (2001).
- 6) E. Viirre, H. Pryor, S. Nagata, and T. A. Furness III, “The Virtual Retinal Display: A New Technology for Virtual Reality and Augmented Vision in Medicine”, In Proceedings of Medicine Meets Virtual Reality, San Diego, California, USA, 1998, pp.252-257. Amsterdam: IOP Press and Ohmsha.
- 7) S. C. McQuaide, E. J. Seibel, R. Burstein, and T. A. Furness III: Three-dimensional Virtual Retinal Display System using a Deformable Membrane Mirror, SID Symp. Dig. of Tech. Papers 2002, **33**, 1, pp.1324-1327.
- 8) M. Watanabe, H. Takayama, N. Asai, R. Matsuda and S. Yamada: Hyper-Realistic Retinal Scanning Display with Wavefront Curvature Modulator, Proc. IDW 02, pp.1253-1256, 2002. M. Watanabe, H. Takayama, N. Asai, R. Matsuda and S. Yamada: A retinal scanning display with a wavefront curvature modulator, J. SID 2003, **11**, 3, pp.511-515.
- 9) J. C. Maxwell, “On the Theory of Compound Colours, and the Relations of the Colours of the Spectrum”, Phil. Trans. R. Soc. Lond. 1860, **150**, pp.57-84.
- 10) G. Westheimer, “The Maxwellian View”, Vision Res. 1966, **6**, pp.669-682.
- 11) 志水英二：網膜走査・投影方式ディスプレイ (https://www.jstage.jst.go.jp/article/itej/65/6/65_758/_pdf)
- 12) M. Watanabe, H. Takayama, N. Asai, R. Matsuda and S. Yamada: Hyper-Realistic Retinal Scanning Display with Wavefront Curvature Modulator, Proc. IDW **02**, 2002, pp.1253-1256.
- 13) M. Watanabe, H. Takayama, N. Asai, R. Matsuda and S. Yamada: A retinal scanning display with a wavefront curvature modulator, J. SID 2003, **11**, 3, pp.511-515.
- 14) http://www.pdacortex.com/microvision_nomad.htm
- 15) Brother AiRScouter AR retina scanning display demonstrated, <http://www.slashgear.com/brother-airscouter-ar-retina-scanning-display-demonstrated-2194844/>
- 16) <http://www.qdlaser.com/lew/>
- 17) http://www.ceatec.com/ja/award/award01_01.html
- 18) http://www.ceatec.com/2016/ja/award/award02_04_01.html
- 19) <http://www.icnirp.org/>
- 20) ICNIRP. Guidelines on limits of exposure to laser radiation of wavelengths between 180nm and 1000μm, Health Phys. **105**

(3), 2013, pp.271-295.

http://www.icnirp.org/cms/upload/publications/ICNIRPLaser180gdl_2013.pdf

- 21) E. Viirre, R. Johnston, H. Pryor, S. Nagata, and T. A. Furness III, “Laser safety analysis of retinal scanning display system”, *J. Laser Applications*, 1997, **9**, pp.253-260.
- 22) IEC 60825-1: 2014 Safety of laser products-Part 1: Equipment classification and requirements

菅原 充（すがわら みつる）

株式会社 QD レーザ 代表取締役社長

1982 年東京大学工学部物理工学科卒業、1984 年同修士課程終了。1995 年東京大学工学博士（論文）。1984 年富士通株式会社入社。富士通研究所 フォト・エレクトロニクス研究所フォト・ノベルテクノロジー研究部長、ナノテクノロジー研究センターセンター長代理として、量子ドットレーザーの光電子物性の理論・実験的研究、及び、光通信応用に関する研究を進めた。2006 年 4 月富士通のベンチャー支援制度により、株式会社 QD レーザ設立。量子ドットレーザーの基礎から実用化までの業績に対して、IEEE Photonic Society Aron Kressel Award、一般財団法人材料科学技術振興財団山崎貞一賞等、受賞歴多数。



荒川 泰彦（あらかわ やすひこ）

東京大学 ナノ量子情報エレクトロニクス研究機構長
東京大学 生産技術研究所 教授，
光電子融合研究センター長

1980 年東京大学院博士課程修了。同年東京大学講師、1981 年同助教授。1993 年同教授。現在、同光電子融合研究センター長・教授及び、東大ナノ量子情報エレクトロニクス研究機構長。2008 年ミュンヘン工科大学客員教授、2010 年 FIRST プログラム中心研究者、第 21・22 期 日本学術会議会員などを歴任。2014 年より 3 年間 International Commission for Optics 会長。

