

信州大学審査学位論文

色覚バリアフリーを目的とした
人の色知覚の解明に関する研究

2013年3月

田中 芳樹

目次

第1章 序論	1
1.1 研究の背景	1
1.1.1 色覚研究の歴史	1
1.1.2 近年の色の研究の動向	1
1.1.3 現在の眼科での色を用いた検査	2
1.1.4 白内障手術に使用される眼内レンズとその挿入眼の視機能評価	3
1.1.5 色覚異常及び色覚の変化とその色の見え方のシミュレーション	3
1.2 問題点と研究の目的	4
1.2.1 色に対する視機能を検査する装置の開発	4
1.2.2 高齢者色覚シミュレーションの精度のさらなる向上	4
1.3 本論文の構成	5
第2章 カラーマネジメント	7
2.1 視覚系	7
2.2 加法混色, 減法混色	8
2.3 表色系	8
2.3.1 RGB 表色系	9
2.3.2 XYZ 表色系	9
2.3.3 L*a*b* 表色系 (CIELAB)	10
2.4 色空間	11
2.5 照明光と光源	12
2.6 色覚説	12
2.6.1 三色説	13
2.6.2 反対色説	14
第3章 色視力検査装置	15
3.1 検査装置構成	15
3.2 ランドルト環と評価方法	16
3.3 ソフトウェアによるデータファイルの作成と検査の実行	19
3.4 検査の流れ	21
3.5 検査に使用する色	21
第4章 LCDの色再現性	23
4.1 色表示方法	23
4.2 測色する色	24
4.3 CG245Wのキャリブレーションと測定方法	24

4.4	測色結果と考察	26
4.5	キャリブレーションの精度と測定される色視力の繰り返し性	29
第5章	正常眼における色視力の諸特性と眼内レンズ眼との比較例	31
5.1	実験方法	31
5.2	対象	32
5.3	実験結果	32
5.4	考察	37
第6章	標準色覚検査表 (SPP)	45
6.1	標準色覚検査表第2部後天異常用 (SPP2)	45
6.2	標準色覚検査表第3部検診用 (SPP3)	45
第7章	高齢者色知覚	49
7.1	後天色覚異常 [7]	49
7.2	生理学的な色覚の加齢変化	50
7.2.1	水晶体の加齢変化	50
7.2.2	瞳孔径の加齢変化	51
7.2.3	臨床的に得られる色覚検査成績の加齢変化	52
第8章	高齢者色覚シミュレーション	55
8.1	高齢者色覚再現方法	55
8.1.1	XYZ表色系の表現方法	55
8.1.2	縮瞳フィルタ	56
8.1.3	黄変フィルタ	57
8.1.4	実効成分比の導出	58
8.1.5	高齢者の色知覚値の導出	60
8.2	実験	61
8.2.1	準備	61
8.2.2	発光スペクトルと実効成分	62
8.2.3	疑似色覚検査	62
8.2.4	考察	65
第9章	結論	73
9.1	本論文における成果	73
9.2	今後の展望	74

目次

1.1	色覚検査装置の種類 (出典 : [7])	2
2.1	右眼水平断面図 (出典 [7, 27]). N: 鼻側, T: 耳側, Co: 球結膜, C: 角膜, S: 強膜, Rm: 内直筋, RI: 外直筋, I: 虹彩, Cc: 毛様体, Me: 毛様体筋, Ch: 脈絡膜, P: 色素上皮, R: 網膜, F: 中心窩, Vk: 前房, Hk: 後房, L: 水晶体, Z: チン小帯, G: 硝子体, O: 視神経	7
2.2	色度図 (色空間, 標準の光)	10
2.3	標準の光 A と D_{65} の分光分布	13
2.4	赤, 緑, 青の神経線維の各色光に対する感度 (Helmholtz[3])	13
2.5	ヘリングの反対色説	14
3.1	色視力検査装置の全体像	16
3.2	網膜上に投影される刺激の大きさの表し方	17
3.3	ランドルト環と視力の関係	18
3.4	色管理アプリケーション	18
3.5	刺激管理アプリケーション	18
3.6	検査の流れ : $N_C (0 \leq N_C \leq 5)$ は一つのサイズにおけるランドルト環の切れ目の向きの正答数である. T_i および T_p はそれぞれ背景色の提示時間とランドルト環の提示時間を示す.	19
3.7	xy 色度図の NEW COLOR TEST に使用される色	20
3.8	NEW COLOR TEST の彩度 6 における CIELAB 色空間上での位置	21
4.1	NEW COLOR TEST と白色点 D_{65} の色の測定結果 ($Y = 30$)	25
4.2	白色点 D_{65} と NEW COLOR TEST の 15 色における輝度の ME と RMSE	26
4.3	測色値の $L^*a^*b^*$ 色空間上での分布例: (a) R (Red), (b) GY (Green-Yellow), (c) G (Green), (d) BP (Blue-Purple)	26
4.4	測色した色の分光組成	27
4.5	xyY 色空間における色差の sRGB の色再現範囲内の色差	28
4.6	$L^*a^*b^*$ 色空間における色差の sRGB の色再現範囲内の色差	28
4.7	5 回のキャリブレーションごとに測定した被験者 K.H. と T.K. の CVA	30
5.1	若年者正常眼における背景輝度が $30[\text{cd}/\text{m}^2]$ (ランドルト環と等輝度) および $100[\text{cd}/\text{m}^2]$ のときの AverageCVA と CVA の測定結果 (DVA: Decimal Visual Acuity, 小数視力), *: $p < 0.05$, **: $p < 0.01$, ***: $p < 0.001$, 対応のある t 検定	35

5.2	若年者正常眼における背景輝度の段階的変化に対する CVA の測定結果 (DVA: Decimal Visual Acuity, 小数視力), (*: $p < 0.05$, **: $p < 0.01$, Friedman/Dunn test)	36
5.3	若年者正常眼における CVA の時間特性測定結果, (*: $p < 0.05$, **: $p < 0.01$, ***: $p < 0.001$, Dunnett 検定)	37
5.4	AverageCVA の加齢変化 (20 代との比較), **: $p < 0.01$, ***: $p < 0.001$, Friedman/Dunn test	38
5.5	R, GY, G, BP における CVA の加齢変化 (20 代との比較), (*: $p < 0.05$, **: $p < 0.01$, ***: $p < 0.001$, Kruskal-Wallis/Dunn test)	38
5.6	正常眼 (Normal Eyes), 単焦点眼内レンズ (Monofocal IOLs), 多焦点眼内レンズ (Multifocal IOLs) における CVA の測定及び比較結果 (完全矯正視力 (BCVA) が 1.0 以上および 1.5 以上のそれぞれにおいて正常眼と比較), (*: $p < 0.05$, Kruskal-Wallis/Dunn test)	39
6.1	SPP3 の全 10 表	46
6.2	SPP3 使用色	47
7.1	水晶体の分光透過率	51
7.2	瞳孔の直径	52
7.3	色覚検査での数字の誤読率 (SPP3 使用)	53
8.1	Judd 修正等色関数と標準の光 D_{65}	57
8.2	縮瞳フィルタ	57
8.3	黄変フィルタ	58
8.4	実験で使用する LCD の発光スペクトル (sRGB)	59
8.5	発光スペクトルより算出した実効成分比	61
8.6	SPP の数字誤読率	63
8.7	従来法 [62] による SPP3 における No.8 “26” の年代別シミュレーション画像	67
8.8	従来法による SPP3 における No.8 “26” の年代別シミュレーション画像	67
8.9	従来法 [62] による SPP3 における No.10 “43” の年代別シミュレーション画像	68
8.10	提案法による SPP3 における No.10 “43” の年代別シミュレーション画像	68
8.11	提案法による色度の変移	69
8.12	$Y = 20$ における色度図画像の従来法と提案法による高齢者色覚変換画像	70
8.13	シミュレーション (提案法) による色度図 ($Y = 20$) の無彩色領域の加齢変化 (白線によって囲まれた部分)	70
8.14	従来法 [62] によって高齢者色覚変換された “ガスバーナー” の画像	71
8.15	提案法によって高齢者色覚変換された “ガスバーナー” の画像	71

要旨

光は眼球の角膜から前房水、水晶体、硝子体という光学系を通して網膜に照射され、網膜上に分布する視細胞により吸収され、大脳に伝えられる。この過程において色の認識は物理的現象から心理物理的現象へと変換される。このため、色の認識は複雑化され、物理的な光学系の理論のみでは解明することは困難であり、現在までに様々な心理物理的手法により色覚のメカニズムの研究がなされてきた。このように、色の認識には心理的な要素が加わるため、個人差が激しい。さらに、加齢や眼疾患によっても色の認識は変化することが知られている。我々が日頃認識している色はほぼすべてが有彩色であり、無彩色を見ることは極まれである。近年表示デバイスの発達により、カラー画像を扱う機会はますます増加しているため、全ての人に見やすい色覚バリアフリーな工夫は必須であると考えられる。

上記のように、我々の目から入ってくる情報は常に有彩色であるが、現在眼科にて行われている自覚的な視機能検査はほぼすべてが白黒であり、色を用いた検査は仮性同色表や色相配列法、ランタンテスト、アノマロスコープといった色覚検査に限られる。本研究では、まず臨床応用としても利用可能な、日常生活に即した“色に対する視機能”を検査可能な色視力検査装置を提案し、実際に正常眼(若年者および高齢者)や眼内レンズ眼に対して色視力の測定を行い、得られたデータの検証を行う。一方で、現在医療の発達や生活水準の向上による平均寿命の上昇により、高齢者の割合が増加しているため、生活支援のためのあらゆる手段によるサポートシステムが必須となってきた。そのような中で、高齢者の色知覚を表示デバイス上で再現する方法として、加齢に伴う水晶体の黄変化と瞳孔の縮小による色覚の変化を画像上でシミュレーションする方法が検討されている。この方法では大脳の色補正機能である色恒常性を加味し、輝度のみが低下する再現方法であったが、PC上で再現された標準色覚検査表(SPP)に高齢者色覚再現を適用して若年者に対して行なった検査結果は実際の高齢者の臨床データと一致しなかった。そこで本研究では色恒常性を緩和し、色度の変化を追加し、高齢者色知覚の再現性を向上させる方法を提案する。

まず、第2章では、色覚に関する基本的な概念と色を取り扱うための基本事項について説明する。

第3章では、色付けしたランドルト環を視覚刺激として用いた色視力検査装置を提案し、その構成、検査方法、使用する色、および評価方法について説明する。

第4章では、色視力検査装置に用いる専用のLCD(Liquid Crystal Display)の色再現性について検証する。まず、PC上における色変換方法と測色する色、そしてLCDのキャリブレーションおよび測定方法について述べる。また、検証した色再現性が測定する色視力にどのような影響を与えるのか(色視力の再現性)を、実際に色視力を測定することにより検証する。

第5章では、実際に色視力検査装置を用いて、正常眼における色視力の基礎特性および加齢変化、そして応用例として白内障手術における眼内レンズ挿入眼での色視力の測定と検証を行う。正常眼の色視力の測定では、背景輝度をランドルト環の輝度差を極端にした場合、背景輝度を段階的に変化させた場合、そしてランドルト環の提示時間を変化させた場合の3つ測定を行う。また、色視力の加齢変化特性では、16歳から86歳までの対象に色視力を測定し、年代別での検証を行う。そして眼内レンズ挿入眼の測定では、単焦点眼内レンズ挿入眼、多焦点眼内レンズ挿入眼を対象に色視力の測定を行い、同年代における正常眼との比較

を行う。

第6章では高齢者色覚シミュレーションにおける評価方法としてPC上で再現したSPP3を用いるため、色覚検査に用いられる標準色覚検査表第2部後天異常用(SPP2)と、標準色覚検査表第3部検診用(SPP3)について説明する。

第7章では、後天色覚異常と呼ばれる遺伝要素以外によって引き起こされる様々な部位における障害の説明と、その先天色覚異常との相違と詳細な分類について記す。次に、後天色覚異常に分類される加齢に伴う色覚の変化の生理的要因(主に眼光学特性)について説明する。最後に仮性同色表であるSPP3を用いて得られた年代別の臨床データを紹介する。

第8章では、高齢者色覚の画像上での再現方法として、従来法による色の恒常性を考慮し、輝度のみを変化させる手法に対して、提案法による色恒常性を緩和し、色度の変化を追加した方法を提案する。第6章で示した標準色覚検査表を用いた心理物理実験によって従来法と提案法について検討すると同時に、色度図上において提案法によって色度がどのように変移するかについて検証する。

最後に、第9章では、本研究をまとめ、残された課題と今後の展望について述べる。

第1章 序論

本章では人間の色覚に関する研究の現状について考察し、医学の視点及び社会生活の視点から色覚の研究に関するニーズについて概説する。そして、本研究の方向性を示唆する関連研究を示す。次に、本研究の目的を明らかにするとともに、本論文の構成と概要について言及する。

1.1 研究の背景

1.1.1 色覚研究の歴史

色の研究はNewton(1642~1727)に始まり、プリズムを使って太陽光を分光したことから始まっている。同時に、我々が普段認識している“色”は、光が眼に入り、網膜に照射され、大脳に伝えられて初めてその“色”の感覚を引き起こす。“色”そのものが我々が認識している性質を持つのではない[1]。つまり、“色”とは単純な物理学的に解明されるものではなく、心理物理学的に解明されるものである。その後も色の研究は様々な研究者によって行われており、今日の色の認識過程(色覚説)の根幹になっている3色説(Young-Helmholtz)[2, 3]や反対色説(Hering)[4]などが研究されてきた。これらの基礎的な研究から、現在ではCIE(国際照明委員会)がカラーマネージメントにおける表色系や色の評価のための色差を国際的に制定することによって世界的に同じレベルで色を評価することができるようになった。

1.1.2 近年の色の研究の動向

人間の五感である{視覚, 聴覚, 臭覚, 触覚, 味覚}は人間にとって必要な情報を得るためのすべての感覚である。この中でも視覚の情報量は五感の中で86%をも占めており(諸説ある), 他の感覚に比べて圧倒的な情報量を担っていると言われている[5]。その視覚からの情報の大部分は“色”からと言われている。“色”は日常生活にありふれており, “色”を認識しないことはまずない。

このようなことから, 以下に示すような様々な分野で色の扱いは重要視され, 視覚に関する研究を応用した技術は多岐にわたり, 極めて重要な研究とされている。

- デジタルコンテンツ (色情報の圧縮技術や色覚を利用した著作権保護, 色の見え方のシミュレーションなど)
- ディスプレイ (画面上での色再現, 色補正技術など)
- 服飾関係 (演色性を考慮した照明設計など)

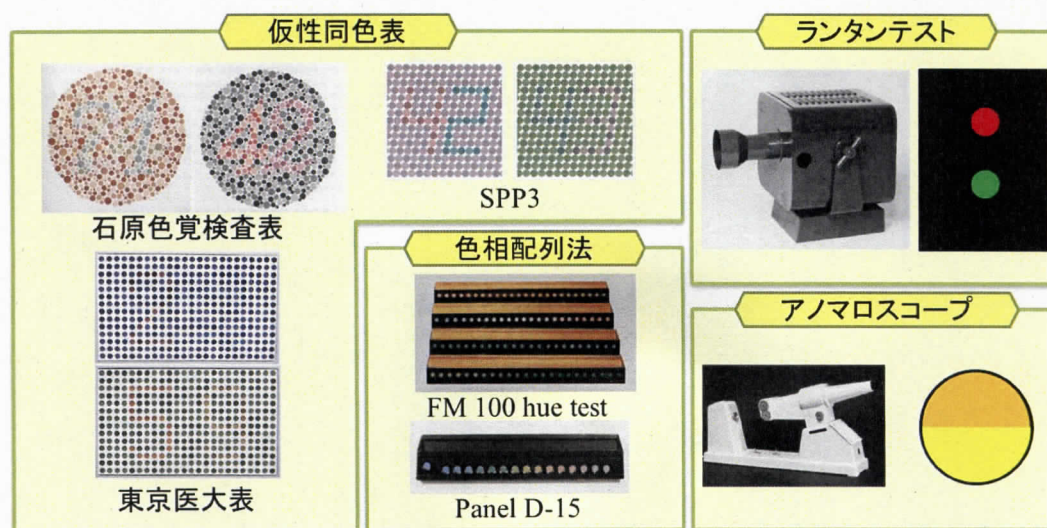


図 1.1: 色覚検査装置の種類 (出典 : [7])

- 印刷物 (正確な再現, ディスプレイ上での色と印刷物の色の一致など)
- 医療分野 (様々な眼疾患における色の見え方, 眼内レンズの着色など)

このような様々な技術の中でも, 本論文では色覚バリアフリーを目的とし, 医療分野における様々な眼疾患に対する色の見え方を評価するための方法とデジタルコンテンツにおける色の見え方のシミュレーション (高齢者色覚) についての検討を行う。

1.1.3 現在の眼科での色を用いた検査

眼科診療における検査では様々な種類の検査機器が存在するが, その中でも色を用いた検査はほぼ色覚検査に用いられるものに限定されていると言っても過言ではない。我が国日本において, 臨床で用いられる色覚検査は主に以下の4つである [6]。また, 実際の検査機器を図 1.1 に示す。

- 仮性同色表
検査表の中に描かれている文字や図の読み取りを行う。正常と異常を分けるスクリーニングが目的であり, 程度判定や色識別についての細かい判定をすることには向いていない。石原式色覚検査表 [8], 東京医大表 [9], SPP1~3[10, 11, 12] など。
- 色相配列法
色付けされたコマを似ている色の順に並べる。主に異常の判定を行うが, 程度を判定できるものもある。例として, panel D-15[13]は大まかな色混同を手早く検査できる。100hue test[14, 15]は細かな色識別を検査可能である。

- ランタンテスト
極めて単純であり，色光を提示し，色名で被験者は色名で答える．明確な基準はあまりなく，職業適性によく用いられる．
- アノマロスコープ
ねじを操作して二つの視標面の色と輝度を等しくする．色覚異常の種類と程度を判定することができ，色覚異常の診断の基準となる．検査としては最も難しい部類である．

1.1.4 白内障手術に使用される眼内レンズとその挿入眼の視機能評価

白内障は眼の水晶体が濁る病気であり，原因は様々であるが，主に加齢による水晶体を構成するタンパク質の変性によってなる [17]．個人差はあるが，年齢を重ねてゆくにつれて水晶体の混濁を引き起こす割合は増えてゆき，80歳以上ではほとんどの人が水晶体に濁りが発生する．白内障によって一旦混濁した水晶体は元には戻らないため，一般的に治療は手術によって行われる．現在の白内障手術の主流は混濁した水晶体を砕いて吸引し，眼内レンズ (IOL: Intraocular lens) と呼ばれる人工水晶体を挿入する方法がとられている．眼内レンズは通常の水晶体と比較して調節機能が無いことや，分光透過率が異なることから，生体適合率を高めることを含め，様々な形状，素材のものが開発されてきている [18]．眼内レンズの種類には，最もオーソドックスな球面眼内レンズ，収差を抑えることができる非球面眼内レンズ，分光透過率を水晶体に近づけることができる着色眼内レンズ [19, 20]，焦点を複数有する多焦点眼内レンズなどがあり，それぞれ見え方が異なる [18]．これらの眼内レンズ眼に対しては視力やコントラスト感度，患者自身の満足度などについての報告は多数あり，様々なタイプの眼内レンズの性質について自覚的な面からも特性が明らかになってきている．

1.1.5 色覚異常及び色覚の変化とその色の見え方のシミュレーション

正常な眼と比較して異なる色の見え方となる色覚異常および色覚の変化は，先天的なものと後天的なものに大きく分類される．先天的な色覚異常に関しては，光を吸収する網膜上に分布する視細胞 (L-錐体, M-錐体, S-錐体) のうちのひとつ (または複数) の欠損により，それぞれの錐体の欠損に応じた色の混同を引き起こす病気である．これは先天的な病気であるため，色覚異常者本人が自覚することはない [7]．一方後天的な色覚の変化としては，緑内障や白内障などの疾患による色覚異常も見られるが，正常な眼であっても加齢による水晶体の黄変化と瞳孔径の収縮による縮瞳が原因とされる視界の黄変化がある (白内障とは異なる)．加齢による色覚の変化は個人差があるが，年齢とともに徐々に進行してゆき，短波長側の色の視認性が悪くなることが知られている [7]．症状が徐々に進行することにより，色覚も徐々に変化するが，それに合わせて脳による色補正も行われるため，先天的な色覚異常と同様に高齢者がこの色覚の変化を自覚することは少ない．上記の通り，これらは症状を自覚することが少ないため，日常生活において正常な色覚を有する人や若年者との色認識のずれが生じ，しばしば誤解を生むことがある．このような理由から色覚異常や色覚の変化を何かしらの手段によって正常者や若年者が体験，認知しておくことは重要である．現在では高齢者の水晶体の透過率や色覚異常者の色覚を補正眼鏡によって体験したり画像上でシミュレーションすることが可能である．画像上でのシミュレーションの手法は，色覚異常に関しては近藤

モデル (1990)[21], Brettel モデル (1997)[22] などがあり, 高齢者色覚再現に関しては, 岡嶋ら (2006, 2008)[23, 24], 中田ら (2008)[25] の方法がある.

1.2 問題点と研究の目的

1.2.1 色に対する視機能を検査する装置の開発

現在眼科で行われている視力検査やコントラスト感度測定といった自覚的視機能検査は未だ白黒であり, 色を用いた検査は前述のように仮性同色表やランタンテストやアノマロスコープといった, 紙媒体, または単色光を用いたもののみであった. 従来色覚研究に用いられる表示装置としては, その色再現性および階調性の高さから CRT (Cathode Ray Tube) が主であり, LCD (Liquid Crystal Display) が用いられることはなかった [26]. しかしながら現在では高精度な色補正が可能で, 正確な色再現能力を有する表示装置が開発されてきている. 色に関する様々な検査を表示装置上で行うことができれば, 従来の色覚検査を含めて, 新たな検査を簡便かつ効率的に実現できる可能性が広がり, 極めて有用性が高い. そもそも人の視覚は空間特性 (視力検査やコントラスト感度測定), 時間特性 (中心フリッカー特性検査), 視野, 色覚 (石原色覚検査表や SPP) などが複雑に絡みあったものであるが, これらは視覚特性の一部を評価しているに過ぎない.

そこで, 我々は, 日常生活における見え方に即した色に対する視機能を検査するためのデファクトスタンダードなシステムを専用の LCD を用いて構築し, 実際に検査装置を用いて正常眼における基礎的なデータ収集, 解析および検討を行う. また, 前述したような眼内レンズ挿入眼についてはヒトの水晶体とは大きく異なる透過率を有したレンズが用いられるため, 色の弁別能や見え方が正常眼とは異なってくるのは明白である. 実際に, 眼内レンズの挿入患者には網膜光障害の可能性や青視症を訴える患者もおり, このためにレンズの着色により余分な波長の光をカットする着色眼内レンズも開発された [19, 20]. このようなことから, 眼内レンズの色に対する視機能の評価することは極めて重要であると考えられる. また, 応用測定例として, 一部の眼内レンズ挿入眼に対する比較検討も行い, 構築した検査装置の有用性を示す. さらに, 検査システムを構築する際, 表示装置の色再現性も問題となるため, 実際に表示装置のキャリブレーションを行い, 分光放射輝度計を用いて色を測定することにより, 色再現性を検証する.

1.2.2 高齢者色覚シミュレーションの精度のさらなる向上

従来法 [25] では, LCD の発光スペクトルを利用し, 水晶体の黄変化による分光透過率と瞳孔径の変化に基づいて算出された年齢ごとの実効輝度比を用いた輝度のみを変化させた方法であった. 眼科にて収集された高齢者の標準色覚検査表 SPP3 [12] の検査結果と, PC 上で再現した SPP3 に従来法 [25] を適用した画像を用いて, 若年者に対して疑似検査を行ったところ, ほぼ全ての検査表で高齢者の臨床データに合致する結果ではなかった. これは水晶体の黄変化によって, 明らかに色の弁別能は悪くなるが, 色の見え自体は若年者と大きく異ならないということが分かっているため [23, 24] (文献では“加齢に伴う色恒常性”と呼ばれている.), 色度の変化をさせずに輝度の変化のみの処理を行ったからであると考えられる.

そこで我々は“加齢に伴う色恒常性”の条件を緩和し、水晶体の黄変化に伴って変化する網膜へ照射される光の分光透過率の変化に従い、色度の変化を追加した高齢者色覚シミュレーションを提案し、実際に SPP を用いた心理物理実験を行い検証をする。また、すべての実験を通して使用するディスプレイは、色補正により正確な色再現が可能な専用の LCD を用い、その発光スペクトルを分光放射輝度計によって直接測定したデータをシミュレーションの計算過程に用いる。

1.3 本論文の構成

本論文は以下の章立てにより構成される。

まず、第 2 章では、色覚に関する基本的な概念と色を取り扱うための基本事項について説明する。

第 3 章では日常生活に即した“色に対する視機能”を検査する装置として色付けしたランドルト環を視覚刺激として用いた色視力検査装置を提案し、その構成、検査方法、使用する色、および評価方法について説明する。

第 4 章では、色視力検査装置に用いる専用の LCD(Liquid Crystal Display) について、その色再現性について検証する。まず、PC 上における色変換方法と測色する色、そして LCD のキャリブレーションおよび測定方法について述べる。また、検証した色再現性が測定する色視力にどのような影響を与えるのか(色視力の再現性)を、実際に色視力を測定することにより検証する。

第 5 章では、実際に色視力検査装置を用いて、正常眼における色視力の基礎特性および加齢変化、そして応用例として白内障手術における眼内レンズ挿入眼での色視力の測定と検証を行う。正常眼の色視力の測定では、背景とランドルト環の色を等輝度にした場合と、輝度差を最大にした場合、背景輝度を段階的に変化させた場合、そしてランドルト環の提示時間を変化させた場合の 3 つ測定を行う。また、色視力の加齢変化特性の測定では、16 歳から 86 歳までの対象の色視力を測定し、年代別での検証を行う。そして眼内レンズ挿入眼の測定では、単焦点眼内レンズ挿入眼および多焦点眼内レンズ挿入眼を対象に色視力の測定を行う、同年代における正常眼との比較を行う。

第 6 章では高齢者色覚シミュレーションにおける評価方法として PC 上で再現した SPP3 を用いるため、色覚検査に用いられる標準色覚検査表第 2 部後天異常用 (SPP2) と、標準色覚検査表第 3 部検診用 (SPP3) について説明する。

第 7 章では、後天色覚異常と呼ばれる遺伝要素以外によって引き起こされる様々な部位における障害の説明と、その先天色覚異常との相違と詳細な分類について記す。次に、後天色覚異常に分類される加齢に伴う色覚の変化の生理的要因(主に眼光学特性)について説明する。最後に仮性同色表である SPP3 を用いて得られた年代別の臨床データを紹介する。

第 8 章では、高齢者色覚の画像上での再現方法として、従来法による大脳の補正効果を考慮した手法 [23, 62] と、提案法による大脳の補正効果を緩和した方法について検討し、第 6 章で述べた SPP を用いた心理物理実験によって評価を行う。

最後に、第 9 章では、本研究をまとめ、残された課題と今後の展望について述べる。

第2章 カラーマネージメント

緒言

本章では色に関する基本的な概念と数値的に取り扱うための基本事項について説明する。まず、解剖学的な観点からヒトの眼の構造について言及し、色を取り扱うための根幹となる混色の概念を示す。また、本研究で主に取り扱う表色系や色空間などについて述べ、眼球から大脳至るまでにおける基本的な色の認識過程(色覚説)について説明する。

2.1 視覚系

図 2.1 はヒトの右眼水平断面図である。眼に入る光はまず角膜を通り、前房水、水晶体、硝子体を経由して網膜に投影される。網膜は眼の内側のほぼ全体に広がっており、この網膜上には光を吸収する視細胞(錐体、杆体)が密集しており、吸収した光を電気信号に変換し大脳に伝える。視細胞に含まれる錐体は主に色みや形を感じ、杆体は主に光の明るさを感じる。また、錐体、杆体はそれぞれ明るいところ、暗いところで働く。中心窩のおよそ

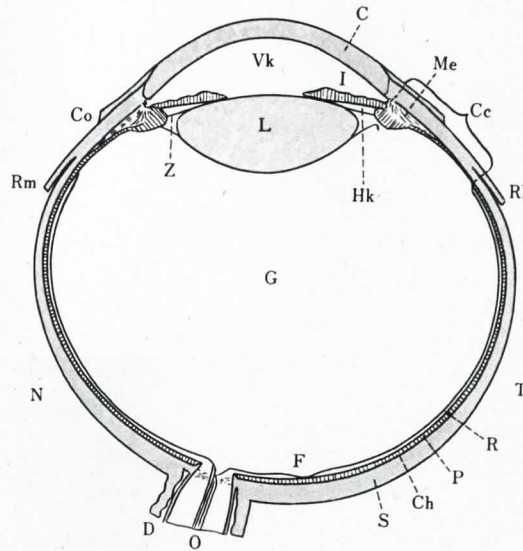


図 2.1: 右眼水平断面図(出典 [7, 27]). N: 鼻側, T: 耳側, Co: 球結膜, C: 角膜, S: 強膜, Rm: 内直筋, RI: 外直筋, I: 虹彩, Cc: 毛様体, Me: 毛様体筋, Ch: 脈絡膜, P: 色素上皮, R: 網膜, F: 中心窩, Vk: 前房, Hk: 後房, L: 水晶体, Z: チン小帯, G: 硝子体, O: 視神経

視角 20° の範囲には錐体細胞が密集しており、人間は主にこの範囲の色しかはっきりと認識できていない。一方で杆体は中心窩のさらに中心部、中心小窩の視角 2° の範囲には存在せず、中心窩から離れるほど多く分布している。我々は日常生活の大部分を明るい場所で過ごしており、上記の通り明るい場所での視機能は錐体細胞がほぼ大半の役割を担っている。錐体細胞はさらに3つの細胞に分かれ、それぞれ主に吸収するスペクトルが異なり、L 錐体 (Long-wavelength-sensitive cone), M 錐体 (Middle-wavelength-sensitivity cone), S 錐体 (Short-wavelength-sensitivity cone) と呼ばれ、それぞれ、長波長、中波長、短波長領域の色を吸収する。3つの錐体が吸収するスペクトルは互いに重複しており、このことが我々の色覚を多様にしている理由である ([7, 28, 29, 30])。

2.2 加法混色, 減法混色

複数の色刺激の混合によりある色を作ることを混色という。混色には加法混色と減法混色があり、それぞれ性質が異なる。加法混色とは赤、緑、青の色の光源から出た光を一か所に投影して映し出された光である。三つの光のエネルギーが等しければ白色となり、その一方でどれかの色のエネルギーが多ければ多いほどその色に近い色になる。一方で減法混色とは、光をある特定の波長を吸収するフィルター(赤、黄、青)を重ね合わせて透過させた色のことを言う。観察される色はフィルターによって吸収されなかった波長のみとなる。減法混色では赤、黄、青のフィルターを等量重ね合わせるにより無彩色(白色)になるが、加法混色とは異なり、フィルターによってエネルギーが吸収されるので、白色というよりは明度が低下し、黒に近づいてゆく [7, 28, 29, 30]。近年の色覚の研究では大半が画像表示デバイスや発光素子を用いた実験が行われるため、色覚研究における基礎理論の大部分は加法混色に基づくものになる。本研究においても色表示は液晶ディスプレイを用いるので加法混色を扱うこととなる。

2.3 表色系

色を表現する体系を表色系と呼ぶ。表色系には、RGB 表色系や XYZ 表色系など目的に応じ様々なものがある。色を表現するときには、用いる表色系において定義されている三原色と、その混合量を示す係数を用いて行う。例えば、RGB 表色系では3つの原色 **R**, **G** および **B** と、係数に相当する三刺激値 R , G および B を用いて、任意の色 C は

$$C = RR + GG + BB \quad (2.1)$$

で表すことができる。この場合3つの原色 **R**, **G** および **B** が決まれば、三刺激値 R , G および B を与えることで任意の色 C を表現することができる。以後、本稿で用いる表色系について説明する。

2.3.1 RGB 表色系

RGB 表色系は最近の PC においては頻繁に用いられる表色系である。三原色は赤 (R), 緑 (G) および青 (B) からなる。RGB 表色系では白色 W を

$$W = R + G + B \quad (2.2)$$

と定義している。RGB 表色系では、三原色となる R, G および B は厳密に定義されていない。NTSC や sRGB など複数の RGB 表色系が存在し、表示機器や処理機構により異なる。よって、三刺激値 R, G および B のみでは一意に色を表現することはできない。そのため、RGB 表色系にて色を表現する場合には、用いている三原色を指定する必要がある。

また、人間が一般に近くできると考えられるすべての色を表現すると、三刺激値は負の値もとる。これは数値計算の際にしばしば障害になることがある。また、ディスプレイは一般的に三原色を発光させ、加法混色に従って色を表現している。よって、三刺激値 R, G および B は正の値の範囲でしか色を表示できない。そのため、ディスプレイで表現できる色は、人間が近くできる色の範囲よりも小さい。

2.3.2 XYZ 表色系

RGB 表色系では三原色となる R, G および B が一意に規定されていないことと、三刺激値が負の値もとりうるものがしばしば問題となった。そこで、これらの問題を修正するため XYZ 表色系が作成された。XYZ 表色系では三原色 X, Y および Z を厳密に定義している。また、係数である X, Y および Z がすべて正の値の範囲で、人間が一般に近くできるすべての色を表現できる。

ここで、X, Y および Z を

$$\begin{aligned} x &= \frac{X}{X+Y+Z} \\ y &= \frac{Y}{X+Y+Z} \\ z &= \frac{Z}{X+Y+Z} \end{aligned} \quad (2.3)$$

で変換すると x および y は変換した色の色味成分を示す。そして、 x および y を用いて $x-y$ 平面上にプロットすることにより図 2.2 で示す帆の形の図ができる。これを色度図と呼ぶ。表 2.1 は図 2.2 で示した、様々なデバイス間での色表示を相互的に行えるように定められた色再現範囲 (三角形の内部) の色度点である。色覚の諸現象を説明するために、この色度図がしばしば用いられる。色度図においては、 y が大きな部分に緑が、 x が大きく y が小さな部分に赤が、そして x および y が小さな部分に青が表示される。XYZ 表色系では、 Y は明るさ成分を示している。さらに、 x , y および Y を用いることで、上述の変換し距離色を一意に決定することができる。そのため、色を数値で表した場合の色味成分と輝度成分を分離した形である。(x, y, Y) で色を表現することがある。

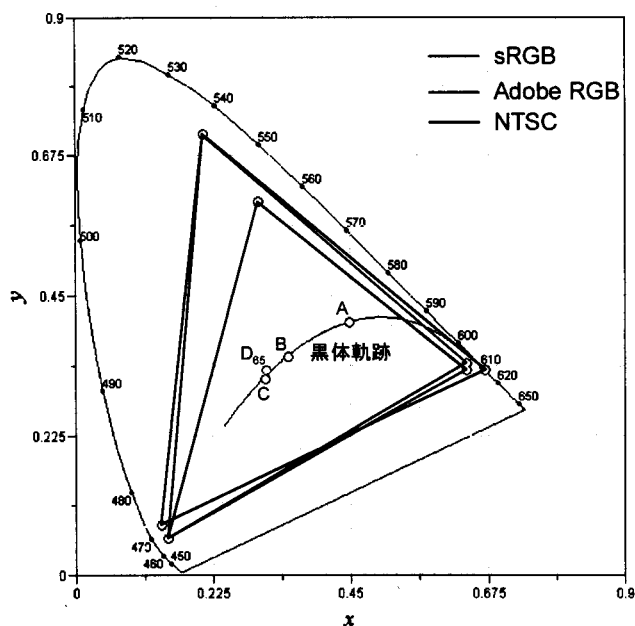


図 2.2: 色度図 (色空間, 標準の光)

表 2.1: 色空間の色度座標

	sRGB		Adobe RGB		NTSC	
	x	y	x	y	x	y
Red	0.64	0.33	0.64	0.34	0.67	0.33
Green	0.30	0.60	0.21	0.71	0.21	0.71
Blue	0.15	0.06	0.15	0.06	0.14	0.08

2.3.3 L*a*b* 表色系 (CIELAB)

RGB 表色系や XYZ 表色系では空間内の距離と、人間が知覚する色の差が一定ではないという特徴を有す。これは式差を求める上でしばしば問題になるため、空間内の距離と知覚量を可能な限り一定にした均等色空間 (Uniform Color Space) が作成された。その均等色空間の 1 つに L*a*b* 表色系がある。本研究では色を評価する方法の一つとして L*a*b* 表色系を用いる。

ここで、XYZ 表色系から L*a*b* 表色系への変換を以下に示す。

$$\begin{aligned}
 L^* &= 116f(Y/Y_n) - 16 \\
 a^* &= 500f(X/X_n) - f(Y/Y_n) \\
 b^* &= 200f(Y/Y_n) - f(Z/Z_n)
 \end{aligned}
 \tag{2.4}$$

ただし、ここで関数 $t = X/X_n, Y/Y_n, Z/Z_n$ とすると、すべての t に対して、

$$\begin{aligned} f(t) &= t^{1/3} & t > 0.008856 \\ f(t) &= 7.787t + 16/116 & t \leq 0.008856 \end{aligned} \quad (2.5)$$

となる。また、 X_n, Y_n, Z_n は完全拡散反射面の三刺激値 (白色点) であり、本研究では以下に示す標準の光 D65 の三刺激値を用いる ([7, 28, 29, 30])。

$$\begin{aligned} X_n &= 95.05 \\ Y_n &= 100.00 \\ Z_n &= 108.90 \end{aligned} \quad (2.6)$$

$L^*a^*b^*$ 表色系は均等色空間であることから、色空間内の 2 色の色 (L_1^*, a_1^*, b_1^*) と (L_2^*, a_2^*, b_2^*) のユークリッド距離をとることによって数値的な色の違いを表すことが可能である。これを色差 ΔE_{ab^*} と呼び、以下の式によって算出される。

$$\Delta E_{ab^*} = \{(\Delta L^*)^2 + (\Delta a^*)^2 + (\Delta b^*)^2\} \quad (2.7)$$

ただし、

$$\begin{aligned} \Delta L^* &= L_1^* - L_2^* \\ \Delta a^* &= a_1^* - a_2^* \\ \Delta b^* &= b_1^* - b_2^* \end{aligned} \quad (2.8)$$

である。

2.4 色空間

色度図において色を表現する範囲のことを色空間または色再現範囲と呼ぶ。2.3.2 小節でも述べたが、表示デバイスに相互色表示のために用いられる色空間として、sRGB, Adobe RGB, NTSC などが標準色空間として位置づけられている。現在主流のディスプレイに用いられており、もっとも一般的であるのが sRGB である。これは IEC61966-2-1[31] に定義された国際標準の色空間であり、標準的な CRT の色再現特性をベースに策定された規格であるが、図 2.2 に示すように色再現域はあまり広くない。Adobe RGB は Adobe Systems が定義した色空間であり、DTP(DeskTop Publishing) などの場面において多く用いられている。これは sRGB よりはるかに広い色再現域を持った色空間であるが、現在 Adobe RGB の色再現域をカバーするディスプレイは高価であるため業務用で用いられていることが多い。NTSC(National Television System Committee: 全米テレビジョン放送方式標準化委員会) はアナログテレビ放送標準方式である [32]。これらの色空間を表す色度座標の R, G, B 値を表 2.1 に示す。本研究では液晶ディスプレイ上での色再現と印刷物との適合性を高めるために sRGB 色空間を主に扱う。

2.5 照明光と光源

日常生活で用いる照明光の光源としては、太陽のような自然光源と白熱電球のような人工光源がある。太陽光は太古の昔から人類が利用しており、ヒトの視覚も昼光の分光分布を最も有効に利用するように進化してきた。このように、昼光は照明光の中で最も重要であるので、その分光分布については現在までに多くの測定結果が報告されており、CIE(Commission Internationale de l'Eclairage, 国際照明委員会)は多くの昼光の測定結果から解析を行い平均的な昼光を取り決め、CIE 昼光 (CIE daylight illuminant) とした。

物体色(物体が反射した色)を規定する三刺激値の計算では、それから求められた値は照明光の分光分布に依存する。同じ物体色でも照明光の種類によって、色々な三刺激値をとり得る。このため CIE は、数種類の標準的な照明光 (CIE 標準の光, CIE standard illuminant) とそれを実現する人工光源 (CIE 標準光源, CIE standard source) を定めている。表 2.2 に代表的な標準の光を示す色温度点を示す。

また、次に標準の光と標準光源などの規定を A と D₆₅ について説明する [33]。

- 標準の光 A と標準光源 A

標準の光 A は、白熱電球で照明する物体色の表示に用い、相関色温度は約 2856K である。標準の光 A を実現するための標準光源 A は、無色透明のガラス球を持つガス入りタングステン電球である。

- 標準の光 D₆₅ と常用光源 D₆₅

標準の光は、昼光で照明する物体の表示に用い、相関色温度が 6504K の昼光に近似したものである。標準光源 D₆₅ は、まだ開発されていないので、これを近似するキセノンランプなどを常用光源 D₆₅ としている。

これらの照明光について、A, B, C, D₆₅ の色度座標を表 2.2 に、A と D₆₅ の分光分布を図 2.3 に示す [33][34]。

表 2.2: 標準の光の色度点

Standard Illuminants	x	y
A	0.4476	0.4074
B	0.3484	0.3516
C	0.3101	0.3163
D65	0.3127	0.3290

2.6 色覚説

人間の眼にどのように色が構成されて認識されるかという問いにはいくつかの説があり、その基礎となる説は Young(1807)[2] 及び Helmholtz(1911)[3] と Hering(1964)[4] によって体系付けられている。

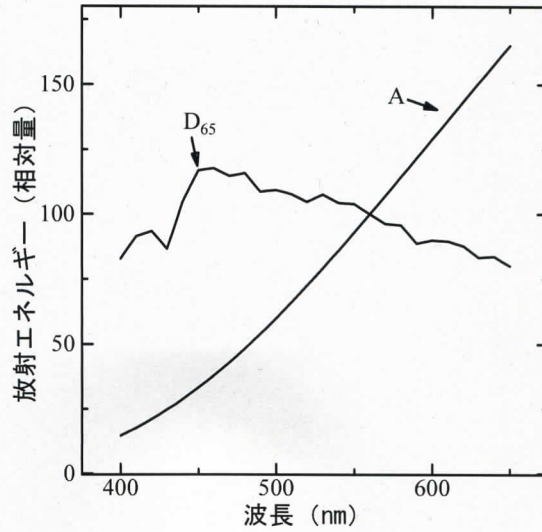


図 2.3: 標準の光 A と D₆₅ の分光分布

2.6.1 三色説

Newton は色の認識が網膜に分布するそれぞれのスペクトルに対応して反応を起こす無限の粒子が存在するために起こると言う説を立てた. しかし Young は色の認識は 3 つの基本となる色を混色すればすべての色が再現できるという事実に基づき, 網膜には赤, 緑, 紫に反応する 3 つの受容器があると考えた. この後に Helmholtz は Young の考えをさらに発展させて, 3 つの神経線維を仮定し, それぞれがどのように反応するかを具体的に示し, 図 2.4 に示すような各色光に対する赤, 緑, 青の神経線維の応答量の割合を示した. これらを総称して “Young-Helmholtz の三色説” と呼ぶ

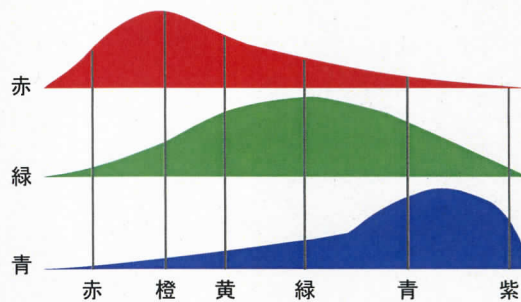


図 2.4: 赤, 緑, 青の神経線維の各色光に対する感度 (Helmholtz[3])

2.6.2 反対色説

三色説は加法混色に基づいているが、Hering は色の見えに基づく感覚的な立場から色覚説を論じた。様々な色に対して、混ざり気のない純粋な色を赤，黄，緑，青の4色と仮定した。赤-緑，青-黄は互いに対立した色であり，ある色を見たときに赤と緑および青と黄はそれぞれ同時に知覚されることはないという主観的な事実から4色を決定した。図2.5は反対色説を色相環上に表した図である。また，白と黒も同時に知覚されることのない色である。現在では三色説と反対色説は同時に成立可能であり，それぞれを組み合わせた段階説なども研究されている [7, 35].

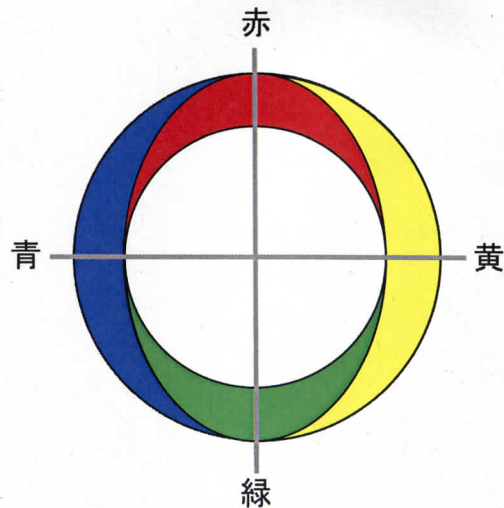


図 2.5: ヘリングの反対色説

結言

本章では色を取り扱うための基本的な色覚の成り立ちについて説明した。まず網膜上にある色を認識する視細胞が三種類 (L, M, S) あり，それぞれ感度のピークを示す波長が異なることを示した。色を数値化するための基本的な概念であり，混色の中でも赤，緑，青の光を調整するだけでほぼすべての色が再現できる加法混色は，その成立のしやすさから色覚の基礎理論を確立するために不可欠となった。加法混色をベースに XYZ 表色系や， $L^*a^*b^*$ 表色系などの現在の色を数値化するための表色系が確立された。さらに，これらの色の認識という観点では現在でも様々な色覚説が議論されているが，その根本となる説として加法混色に基づいた Young-Helmholtz の三色説と，実際の色の見え方に基づいた Hering の反対色説を説明した。

第3章 色視力検査装置

緒言

日頃私たちが認識している色はほとんどが有彩色で、白黒だけを認識するのは極まれである。しかしながら、眼科で普段行われている視力検査やコントラスト感度測定といった自覚的視機能検査は未だ白黒であり、色を用いた検査はSPP[10, 11, 12]や石原式色覚検査表[8]などの色覚検査に用いられる紙媒体のものに限定されていると言っても過言ではない。この理由は、色を用いた検査が極めて複雑であり、これをモニタなどの表示装置上で正確に再現することが従来極めて困難であったからと考えられる。しかしながら、近年では、高精度な色補正が可能な色再現能力を有する表示装置が開発されてきている。色に関する様々な検査を表示装置上で行うことができれば、従来の色覚検査を含めて、新たな検査を勘弁かつ効率的に実現できる可能性が広がり、極めて有用性が高い。そもそも人の視覚は空間特性(視力検査やコントラスト感度測定)、時間特性(中心フリッカー検査)、色覚(仮性同色表や色相配列法など)などが複雑に絡みあったものであり、これらの検査はあくまでも視覚特性の一部を評価しているに過ぎない。

そこで我々は、日常生活における見え方に即した色に対する視機能を検査するため視覚刺激としてランドルト環を用いて、刺激と背景に任意の色を配色することで、色に対する形態覚(“色視力”と定義する)を検査するシステムを色視力検査装置として提案、試作した。本章では色視力検査装置の詳細として、構成、検査方法、検査に使用する色、および評価方法について言及する。

3.1 検査装置構成

図 3.1 に本検査装置の全体像を示す。システムはソフトウェアを操作するための Laptop Personal Computer(以下“PC”)と高精度な色補正が可能な株式会社ナナオ社の Liquid Crystal Display ColorEdge CG245W (以後“CG245W”) で構成する。表 3.1 に CG245W の主な仕様を示す。PC には CG245W の 1920 × 1200 の解像度を出力可能なグラフィックボードを搭載しているものを用いる。また、本研究では、日常生活における見え方に即した“色に対する視機能”を検査することを目的とするため、“刺激”として、色付けされたランドルト環を用いた。検査に使用する色とランドルト環データのマネージメント、及び検査の実施を取りまとめる行うアプリケーションは Microsoft .NET Framework を用いて作成した。検査に使用する色及びランドルト環はこのソフトウェアにて作成でき、それぞれデータとして保存することが可能である。刺激の表示装置として用いる CG245W は予め付属のセンサを用いて適切なパラメータにより色補正(キャリブレーション)を行っておく(第4章参照)必要がある。本検査システムでは刺激にランドルト環を使用し、通常の視力検査とほぼ同様の検査方法で行

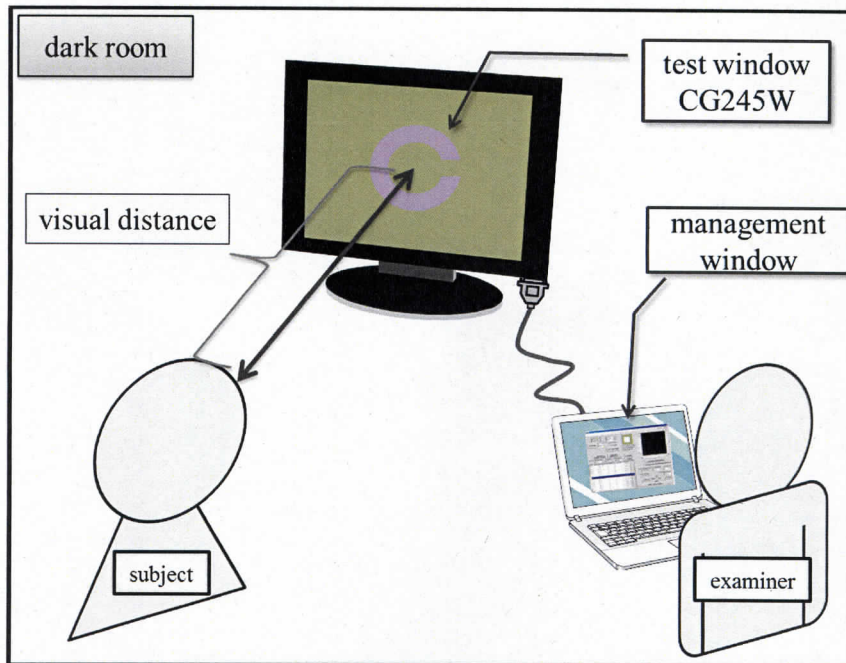


図 3.1: 色視力検査装置の全体像

うので、検者は被検者の応答具合を見ながら検査を進めてゆく必要がある。そのため、検者はキーボードの操作により任意の向き、視力値のランドルト環をLCD上に表示できるようになっている。また、検査は暗室にて行い、被検者の視距離は任意である。

3.2 ランドルト環と評価方法

視覚実験において刺激の大きさは視距離に依存するが、図 3.2 に示すように、利便性を考慮して刺激の大きさ L [m] と視距離 D [m] から次式で算出する視角 θ [°] の大きさを表すことが多い。

$$\theta = \frac{360}{\pi} \tan^{-1} \frac{L}{2D} \quad (3.1)$$

一般に、視力という主には形態覚の一種である最小分離閾のことをいうが [36]、2つの点または線が分離して見分けられる閾値を最小視角 MAR (Minimum Angle of Resolution) で表し、その逆数を視力の評価値としている。このため、図 3.3 に示す視力検査に用いられるランドルト環では認めうる切れ目の最小の大きさの視角 [°] によって視力が決められており、5[m] の距離から 1.5[mm] の大きさの切れ目 (視角 [°]) を認識できれば視力は 1.0 (=MAR の逆数) である [36]。ただし、これは単純に視角の逆数に相当するため、そのまま統計処理を用いて評価することができない。そのため、式 3.2 に示すように測定される色視力を対数変換した LogMAR を用い、CVA (Color Visual Acuity) と定義する。

表 3.1: ColorEdge CG245W の仕様

最大表示面積 [mm]	518.4×324.0
駆動方式	IPS
最大輝度 [cd/m ²]	270
コントラスト比	850:1
応答速度 (中間階調域)[ms]	6
解像度 [pixel]	1920×1200
画素ピッチ [mm]	0.27
垂直走査周波数 [Hz]	23.75~63
キャリブレーションセンサ	内臓センサー

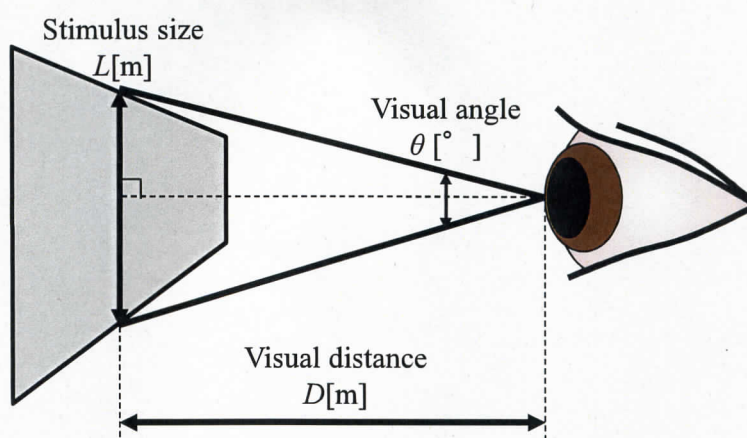


図 3.2: 網膜上に投影される刺激の大きさの表し方

$$CVA(\text{LogMAR}) = \log_{10}(\text{MAR}) \quad (3.2)$$

本研究では、複数の色を用いて視力を測定し、さらに臨床目的において総合的な色視力を簡易に把握する目的から、式 3.3 に示すように個々の色視力の平均値を AverageCVA として導入する。

$$\text{AverageCVA} = \frac{\sum_n CVA}{n} \quad (n: \text{測定した } CVA \text{ の数}) \quad (3.3)$$

ランドルト環を用いた視力測定では、網膜照度やその順応状態、コントラスト、観察距離、など様々な要因の影響を受ける [35]。このため、測定にさらに提示時間と色の要素を追加することで、より人間の実生活に基づいた眼の特性を評価することが可能になる。また、視力測定時にランドルト環を描画する際、上述のとおり、ランドルト環のサイズが厳密に影響する。このため、LCD 上で正確に再現するためには、表 3.1 に示した LCD に固有の“画素ピッチ”を把握しておく必要がある。ここでいう“画素ピッチ”とは画素と画素の間の距離を指す

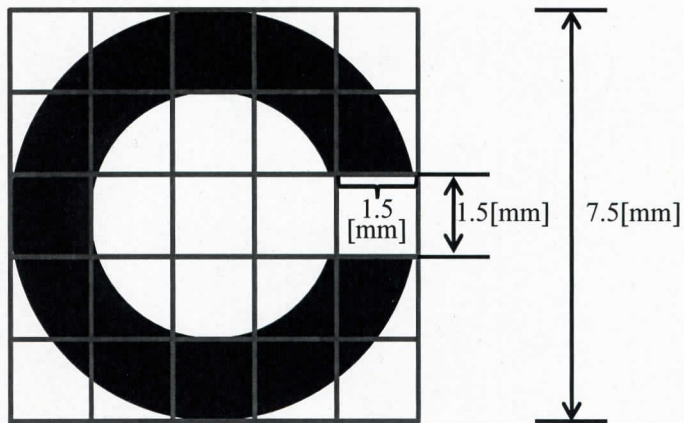


図 3.3: ランドルト環と視力の関係

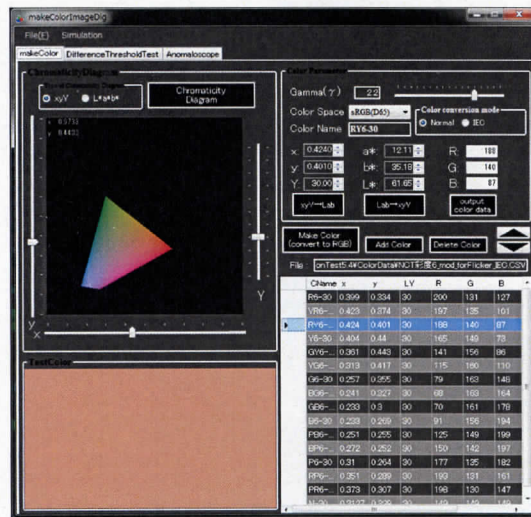
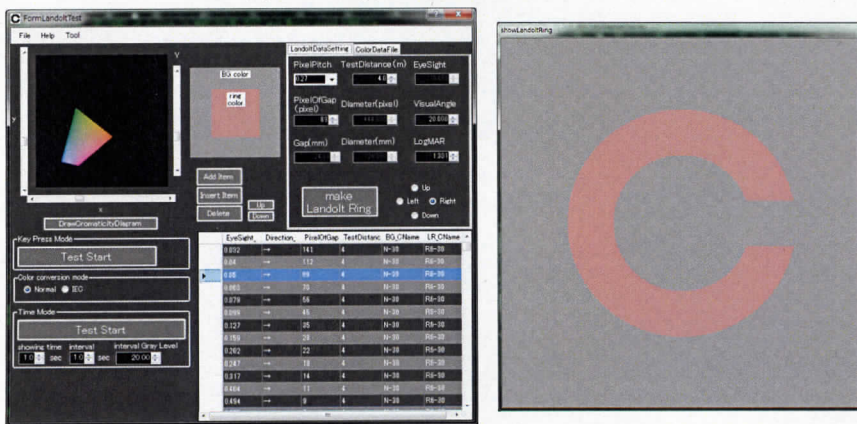


図 3.4: 色管理アプリケーション



(a) 刺激管理ウィンドウ

(b) 刺激表示ウィンドウ

図 3.5: 刺激管理アプリケーション

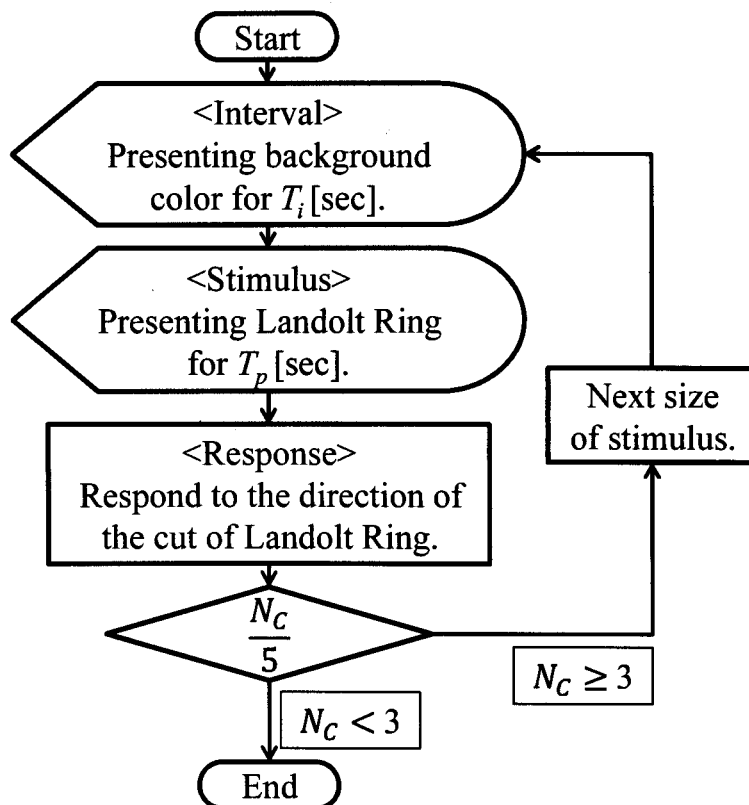


図 3.6: 検査の流れ : $N_C (0 \leq N_C \leq 5)$ は一つのサイズにおけるランドルト環の切れ目の向きの正答数である. T_i および T_p はそれぞれ背景色の提示時間とランドルト環の提示時間を示す.

が, LCD では画素同士は繋がっていると考えられるので“画素ピッチ”=“画素サイズ”と捉えることができる. 本研究で用いる CG245W では画素ピッチが $0.27[\text{mm}]$ となっているため, 画面上で再現できる長さは $0.27[\text{mm}]$ の倍数となる.

3.3 ソフトウェアによるデータファイルの作成と検査の実行

刺激の設定には, ランドルト環の色, 背景の色, ランドルト環のサイズ, 向き等があり, 刺激提示の際には上記のデータリストを作成しておく必要がある. このため, PC 上で使用するアプリケーションとして, ランドルト環や背景に適用する色の作成から, ランドルト環のデータリストの作成, 実装可能にした. アプリケーションは以下の“色管理アプリケーション”と“刺激管理アプリケーション”の2つで構成される.

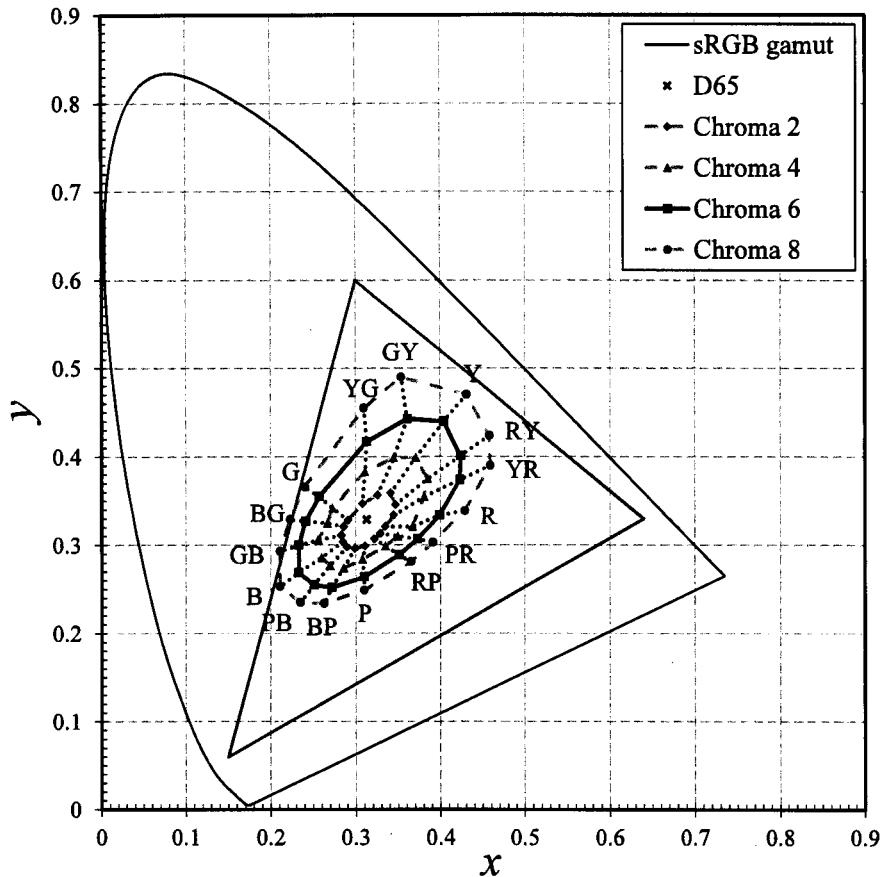


図 3.7: xy 色度図の NEW COLOR TEST に使用される色

● 色管理アプリケーション (図 3.4 参照)

CIE の xyY 表色系による色度図と CIELAB による色度図から座標を選択, もしくは色度座標を数値入力により指定し, ガンマ値, 白色点, 色再現域を設定して 8bit の RGB 値に変換し, 名前を付けて個々の色を登録することができる。登録した色はファイルへ保存し, 他のツール (刺激管理アプリケーション) で使用することが可能である。

● 刺激管理アプリケーション (図 3.5 参照)

色リストから目的の色を選択しランドルト環と背景の色に設定する。次に検査距離を設定し, ランドルト環のサイズを決定する。ランドルト環のサイズは切れ目の幅のピクセル数によって決定され, 画素ピッチに応じた視力値, 視角, LogMAR が表示されるようになっている。最後にランドルト環の切れ目の向きを決定してデータリストに登録し, 順次データを作成してファイルへ保存する。また, このアプリケーションは上記で作成したランドルト環データリストファイルを用いた検査実行機能も有している。検査実施時にはディスプレ

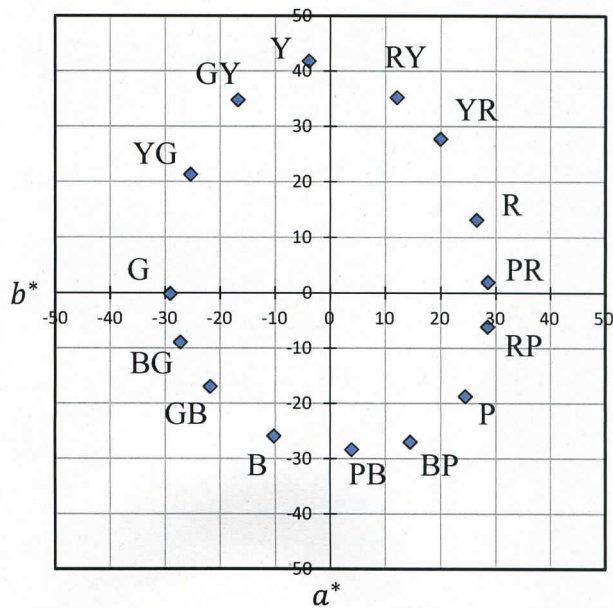


図 3.8: NEW COLOR TEST の彩度 6 における CIELAB 色空間上での位置

この画面全体に背景色が映し出され、中央にランドルト環が表示される。検者は矢印キーの操作により任意の方向のランドルト環を指定時間だけ表示することができ、Enter キーと BackSpace キーにより任意のランドルト環データに移行できる。

3.4 検査の流れ

被験者は、検査に先立ち 10 分以上ディスプレイの背景色への順応を行う。検査の方法は通常の視力検査とほぼ同様であるが、図 3.6 に示すような検査(試行)を、ランドルト環と背景色の組み合わせの数だけ検査する。一つのランドルト環のサイズにつき 5 回中 3 回 ($N_C \geq 3$) 切れ目の向きを正答することができればそのサイズのランドルト環は視認できていると判断する。サイズの大きいランドルト環から順次提示し、これを次第に小さくしてゆき最小分離閾を特定する。ただし、通常の視力検査と同様に、検査時間を短縮して被験者の負担を減らすため、検者は被験者の応答具合を確認しながら柔軟にランドルト環のサイズを変えてゆき、確実に視認でき得るサイズのランドルト環はスキップする必要がある。また、色順応を防ぐために、ランドルト環の提示前には毎回 $T_i[\text{sec}]$ のインターバルを挿入し、さらに提示時間 $T_p[\text{sec}]$ も設定する。

3.5 検査に使用する色

図 3.7 に NEW COLOR TEST[16](LUNEAU OPHTALMOLOGIE) に使用される彩度 2, 4, 6, 8(Munsell 表色系における値で、8 に関しては一部 sRGB 色空間での表示範囲外にある)

表 3.2: NEW COLOR TEST に使用されている色の色度点 ($Y = 30$) と白色点の色度点 (D65)

Number	Color Name	x	y
1	R (Red)	0.3990	0.3340
2	YR (Yellow-Red)	0.4230	0.3740
3	RY (Red-Yellow)	0.4240	0.4010
4	Y (Yellow)	0.4040	0.4400
5	GY (Green-Yellow)	0.3610	0.4430
6	YG (Yellow-Green)	0.3130	0.4170
7	G (Green)	0.2570	0.3550
8	BG (Blue-Green)	0.2410	0.3270
9	GB (Green-Blue)	0.2330	0.3000
10	B (Blue)	0.2330	0.2690
11	PB (Purple-Blue)	0.2510	0.2550
12	BP (Blue-Purple)	0.2720	0.2520
13	P (Purple)	0.3100	0.2640
14	RP (Red-Purple)	0.3510	0.2890
15	PR (Purple-Red)	0.3730	0.3070
16	White Point (D65)	0.3127	0.3290

と標準の光 D65 の色度点を示す。本研究では、前期彩度 6 の色を適用し、背景に標準の光 D65 の白色点を用いる。表 3.2 は彩度 6 のすべての色の色度座標である。さらに、図 3.8 にこれらを均等色空間である CIELAB 色空間上にプロットしたものを示す。また、それぞれの色の明度は NEW OCLOR TEST の反射率が 30[%] であることを参考にして xyY 表色系にて $Y = 30$ に設定した。

結言

本章では日常生活に即した視機能の測定をすることを目的とし、視覚刺激として色付けされたランドルト環を用い、専用の ColorEdge CG245W を用いて“色視力検査装置”を構築した。測定される各色に対する視力を CVA(色視力: Color Visual Acuity) と定義し、その平均値である AverageCVA と共に評価値とした。使用するソフトウェアは検査に使用する色の作成からそれらの色のランドルト環への適用、そして検査の実施までを一通り行える機能を付加した。検査方法は基本的には通常の視力検査と同様とし、使用する色は NEW COLOR TEST[16] に使用される彩度が 6 である 15 色を採用した。本章で紹介した色視力検査装置の色再現性および臨床データについては後の第 4 章と第 5 章にてそれぞれ検証する。

第4章 LCDの色再現性

緒言

本章では色視力検査装置に用いる専用のLCD(Liquid Crystal Display)について、その色再現性について検証する。まずPC上における色変換方法と測色する色、LCDのキャリブレーションと測定方法について述べる。また、検証した色再現性が測定する色視力にどのような影響を与えるのかを実際に色視力を測定することによって検証する。

4.1 色表示方法

全ての色を測色するにあたり、第3章の図3.4に示した“色管理アプリケーション”を用いて色の作成および表示を行う。なお、色は基本的にxyY表色系にて指定するが、PC上で任意の色度点の色を表示するにはRGBへの変換を行う必要がある。この際のxyY→RGBへの変換方法はIEC(International Electrotechnical Commission)の規格(IEC61966-2-1[31])に従うこととし、まずxyY→XYZの変換式を以下に示す。

$$X = \frac{x}{y}Y, Y = Y, Z = \frac{1-x-y}{y}Y \quad (4.1)$$

次にXYZ→RGBへの変換であるが、XYZのそれぞれの値は100で割り予め正規化しておく。

$$\begin{bmatrix} R \\ G \\ B \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} 3.2406 & -1.5372 & -0.4986 \\ -0.9689 & 1.8758 & 0.0415 \\ 0.0557 & -0.2040 & 1.0570 \end{bmatrix} \begin{bmatrix} X \\ Y \\ Z \end{bmatrix} \quad (4.2)$$

ガンマ変換は以下のようなものである。

(i) $R, G, B \leq 0.0031308$ のとき

$$\begin{bmatrix} R' \\ G' \\ B' \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} 12.92 \times R \\ 12.92 \times G \\ 12.92 \times B \end{bmatrix} \quad (4.3)$$

(ii) $R, G, B > 0.0031308$ のとき

$$\begin{bmatrix} R' \\ G' \\ B' \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} 1.055 \times R^{1/2.4} - 0.055 \\ 1.055 \times G^{1/2.4} - 0.055 \\ 1.055 \times B^{1/2.4} - 0.055 \end{bmatrix} \quad (4.4)$$

表 4.1: キャリブレーションにおける目標値と測定結果の例

		target value		value	
		x	y	x	y
Chromaticity coordinate in primaries (sRGB gammut)	R	0.6400	0.3300	0.6343	0.3314
	G	0.3000	0.6000	0.2995	0.6005
	B	0.1500	0.0600	0.1523	0.0615
White point	D65 (6504[K])	0.3127	0.3290	0.3124	0.3282
White luminance [cd/m ²]		100		100.0	
Gamma		2.2		—	
Black level [cd/m ²]		min		0.18	
Contrast ratio		—		568:1	

最後に、次式により 8bit のデータに丸め変換を行い sRGB のデータを得る。

$$\begin{bmatrix} R(8) \\ G(8) \\ B(8) \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} \text{round}(255 \times R') \\ \text{round}(255 \times G') \\ \text{round}(255 \times B') \end{bmatrix} \quad (4.5)$$

式 4.3, 4.4 はディスプレイの暗部特性を示しており、暗部の階調のつぶれを最小にするために暗部をリニアにしている。

IEC61966-2-1 は 1999 年に標準化された規格であるが、当時は CRT がまだ主流であったことから、この規格は CRT の特性に合わせ、sRGB の色域における色再現性を保持するためである。現在は液晶や LED などのディスプレイが主流になっており、色再現域も AdobeRGB などの色域を満足するようになり、sRGB に比べ格段に広がっている。しかしながら、本研究では正確な色再現性を求めるため、sRGB の規格である IEC61966-2-1 を用いる。

4.2 測色する色

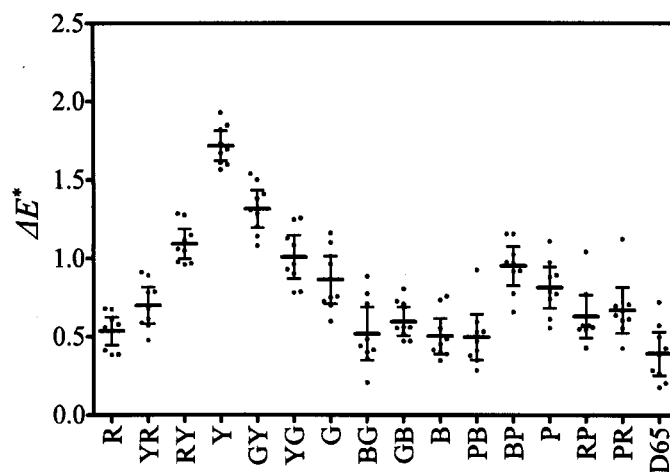
測定する色は以下に示す通りである。

- (1) NEW COLOR TEST に示す 15 色と白色点 D65(図 3.2 参照)
- (2) 前記 IEC の sRGB の色再現範囲内における $\Delta x = \Delta y = 0.1$ および $\Delta Y = 5$ の間隔でサンプリングした 120 色

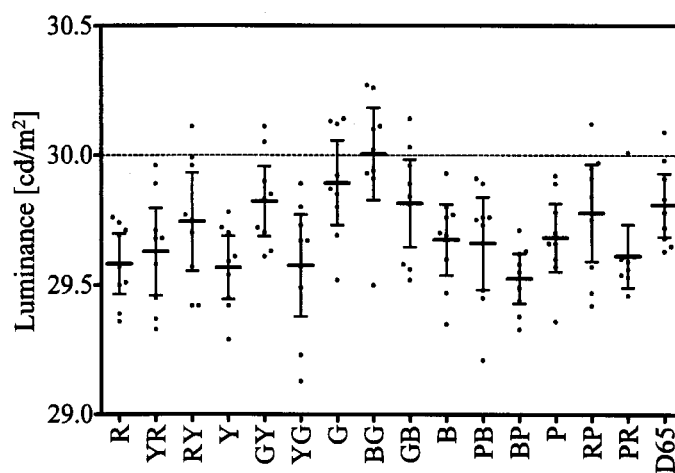
(1) に示した色の測定では主に検査に使用する色の色再現精度、および正確性について調べる。(2) では色空間全体に対して色再現性の偏りがどの程度であるかを調べる。

4.3 CG245W のキャリブレーションと測定方法

CG245W は表 4.1 に示すパラメータによって予めキャリブレーションを行っておく。測定する色は画面の中央一面に表示し、分光放射輝度計 CS-2000(KONICA MINOLTA)によって



(a) 目標値と測定値の CIELAB における色差



(b) 各色の輝度 [cd/m²] の測定値

図 4.1: NEW COLOR TEST と白色点 D65 の色の測定結果 (Y = 30)

測定した。全ての実験において測定距離は 2[m]、測定角度は 1[°]として測定を行った。(1)の実験ではまず測定の前に上記のキャリブレーションを行い、すべての色を測定するという手順を合計 9 回繰り返して測定する。(2)の実験では(1)と同様に測定前にキャリブレーションを行い、すべての色を 1 回ずつ測定する。1 つの色の測色は試行回数 3 回の平均値測定で行った。なお、CG245W と CS-2000 の動作を安定させるため、キャリブレーションおよび測定の前には両者とも 30 分以上、電源を入れた状態でウォームアップを行い、キャリブレーションと一連の測定は全て暗室にて行った。

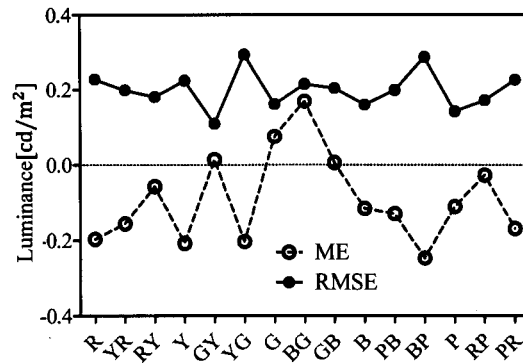


図 4.2: 白色点 D65 と NEW COLOR TEST の 15 色における輝度の ME と RMSE

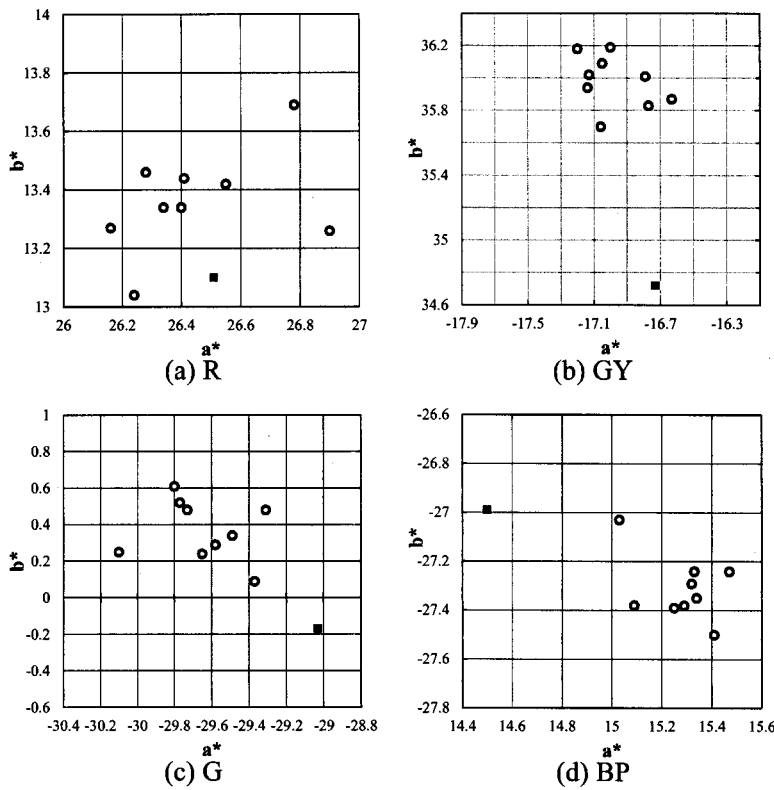


図 4.3: 測色値の $L^*a^*b^*$ 色空間上での分布例: (a) R (Red), (b) GY (Green-Yellow), (c) G (Green), (d) BP (Blue-Purple)

4.4 測色結果と考察

(1) NEW COLOR TEST の 15 色と白色点 D65 の測定結果

図 4.1(a) に CS-2000 を用いて検査で利用する NEW COLOR TEST の 15 色および白色点 D65 を測定した結果を示す。これら全 16 色の色差の平均値は 0.80 ± 0.38 であった。図 4.1(b) は全 16 色について輝度の測定結果を示した結果である。ほぼ全ての色について、測定値は目標値 ($30[\text{cd}/\text{m}^2]$) よりも小さい値であった。また、図 4.2 は白色点 D65 と NEW COLOR

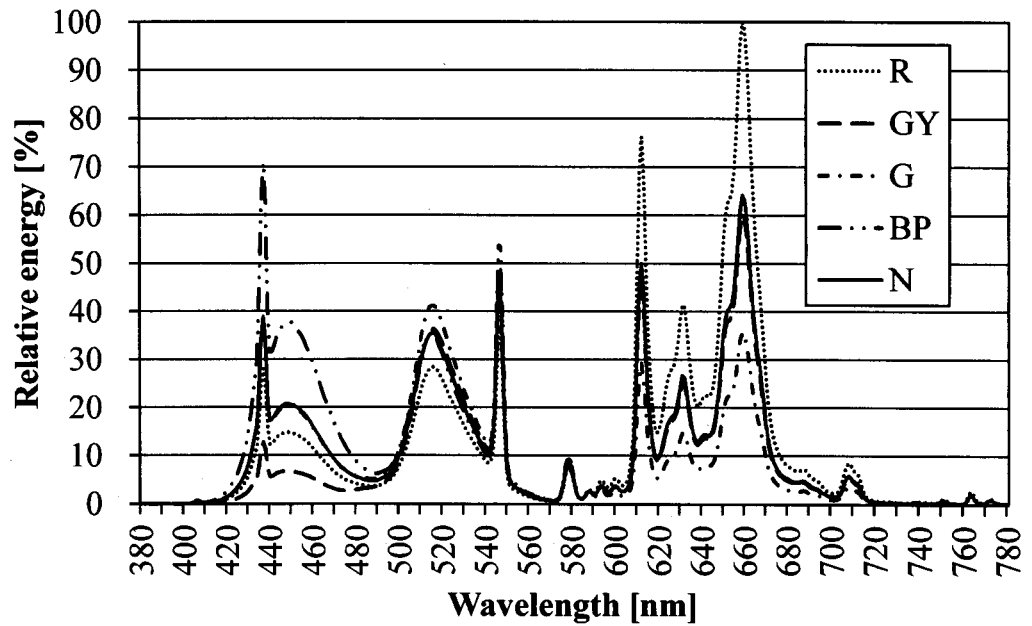


図 4.4: 測色した色の分光組成

TEST の 15 色の輝度の ME(Mean Error) と RMSE(Root Mean Square Error) を表したグラフである。15 色の RMSE の平均値は 0.2 ± 0.05 [cd/m²] と極めて小さい値であった。これらの結果から背景色の白色点 D65 と NEW COLOR TEST の 15 色はほぼ等輝度であると言える。ただし色の表示方法および測定器の等色関数が標準観測者に基づいていることから、ここでいう“等輝度”とは標準観測者から見てのことである。それぞれの色の輝度に関しては瞳孔径によって網膜上での照度(網膜照度)が変化したり、交照法や直接比較法などにより比視感度を求め、人間が知覚する感覚的な明るさを求める必要もある。しかしながら、臨床目的での使用を考えると、個々患者に対してすべての色の網膜照度や比視感度を求めて色ごとに明るさを揃えるには、検査環境の設定と検査に時間がかかり過ぎてしまい、検査機器として成立することが困難になる。このため本研究では、あくまでも標準観測者から見て等輝度であるとしている。図 4.3 は測色値のばらつきの例である。(a)~(d) それぞれの目盛間隔は全て 0.2 であり、マス目が細かいほど縮尺が小さいことになる。これらの結果から、測定値はまとまった範囲に分布しており、CG245W の内臓センサによるキャリブレーションが高精度に機能していることがわかる。また、図 4.4 に図 4.3 に示した色 {R, GY, G, BP} と標準の光 D65 の白色点における分光組成を示す。白色点 D65 の分光組成に比べて R などの赤系統の色は 600~700[nm] 付近のエネルギーが大きく、G などの緑系統の色は 500~540[nm] 付近のエネルギーが大きく、BP などの青系統の色は 420~490[nm] 付近のエネルギーが大きいことがわかる。

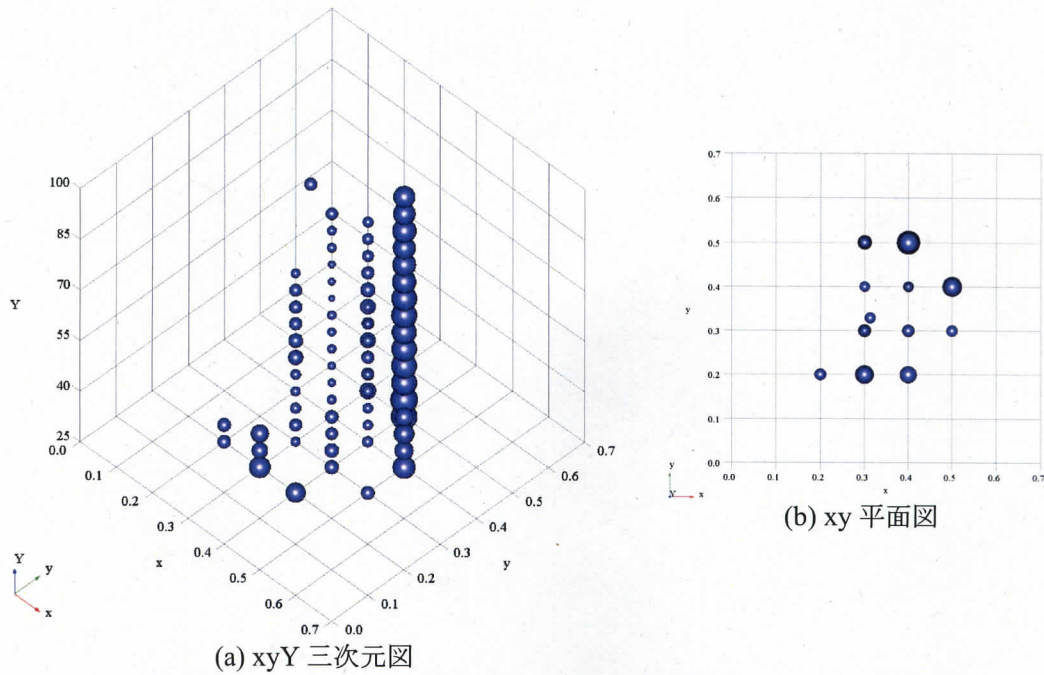


図 4.5: xyY 色空間における色差の sRGB の色再現範囲内の色差

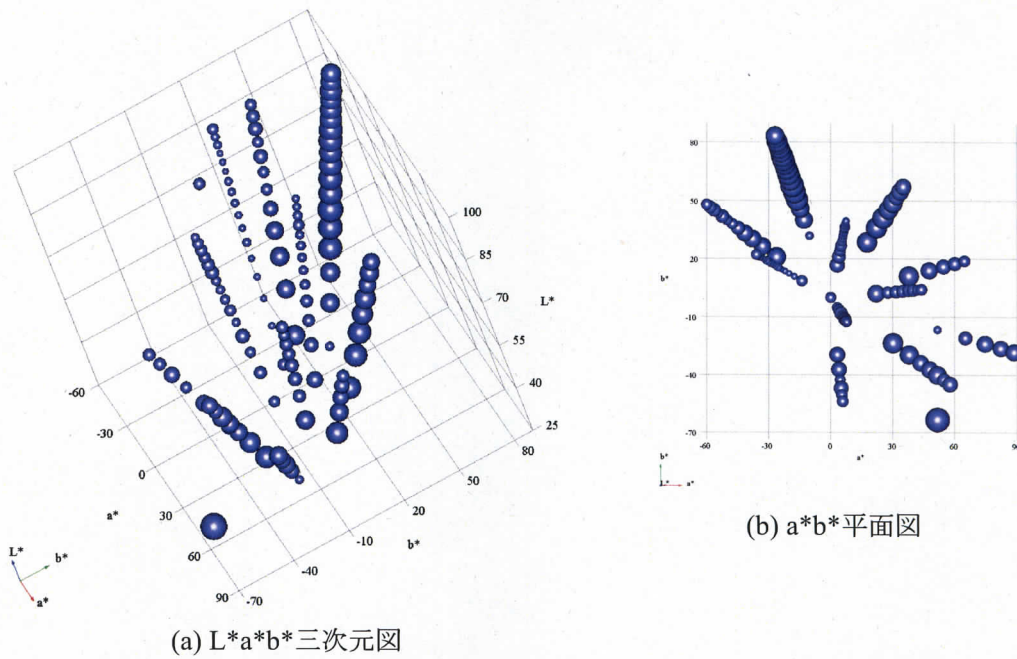


図 4.6: L*a*b* 色空間における色差の sRGB の色再現範囲内の色差

(2) sRGB 色空間内におけるサンプリング点 (120 色)

図 4.5 および図 4.6 は sRGB 色空間内において $\Delta x = \Delta y = 0.1$ および $\Delta Y = 5$ の間隔でサンプリング色の目標値と測色値の色差をそれぞれ xyY 色空間および L*a*b* 色空間内にバ

表 4.2: xyY および L*a*b* 色空間におけるそれぞれの軸での目標値と測定値の誤差の絶対値の平均

	x	y	Y
xyY 表色系	0.0038 ± 0.0038	0.0036 ± 0.0035	0.48 ± 0.37
	a^*	b^*	L^*
L*a*b*表色系	1.24 ± 0.97	1.52 ± 1.32	0.37 ± 0.19

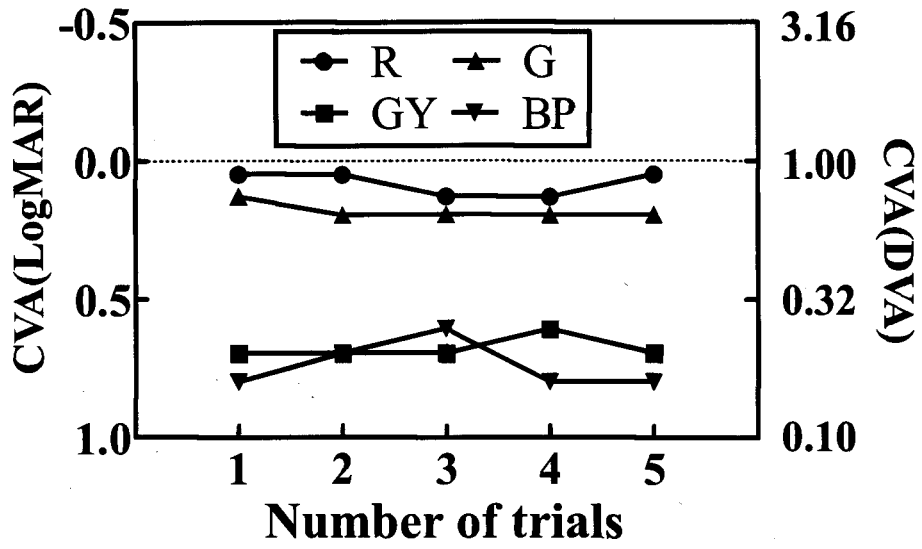
ブルチャートで表した結果である。全色の色差 ΔE の平均は 2.33 ± 1.13 であった。その中で色差が最大であった色は $(x, y, Y) = (0.2, 0.1, 5)$ の青紫系の色であり、一方色差が最小であった色は $(x, y, Y) = (0.3, 0.4, 60)$ の淡い緑系の色であった。また、xyY および L*a*b* 色空間においてそれぞれの軸で目標値と測定値の誤差の絶対値の平均をとった結果を表 4.2 に示す。ここで、LCD の色再現特性については過去に階調によって色度が大きく変化するという報告がある [26]。ここで測定した結果は目標値と測定値の差を表す結果であり、階調性を直接示す結果ではないが、各測定値の差分値の平均と標準偏差が極めて小さく、CG245W が色空間内全体に対して極めて高い色補正機能を備えていることがわかる。

4.5 キャリブレーションの精度と測定される色視力の繰り返し性

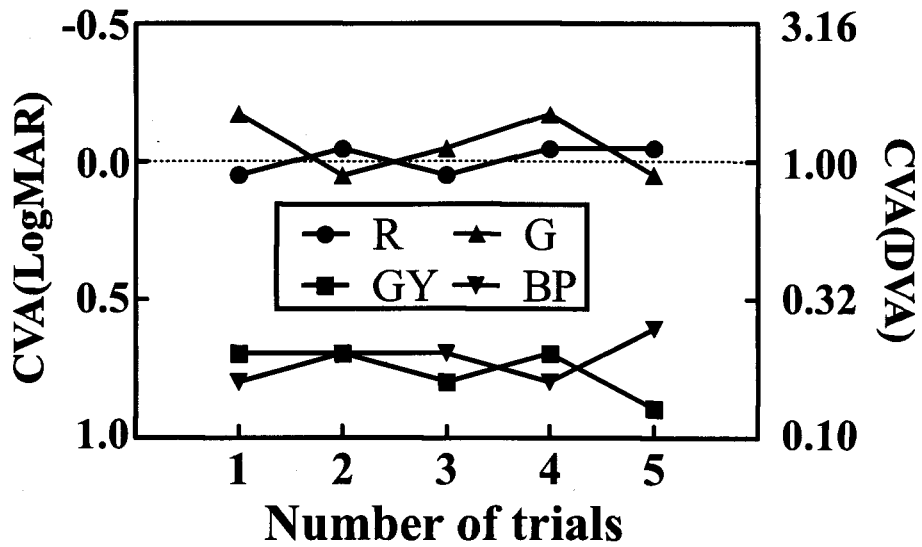
4.4 節の (1) および (2) の実験にて示された CG245W の色再現の精度が、測定する CVA にどのような影響を与えるかを、第 3 章で示した CVA の測定方法に従って 5 回のキャリブレーションごとに R, GY, G, BP の CVA の測定を若年者の正常眼を有する男子大学生 2 名 (21 歳と 22 歳、両者とも完全矯正視力 1.5 (小数視力)) に対して行った。図 4.7 はその結果であるが、測定された各個人、各色に対する CVA の標準偏差は最小で 0.027 (LogMAR 値)、最大で 0.099 (LogMAR 値) と極めてばらつきが小さく、CG245W を用いて安定した CVA の測定が可能であることがわかった。

結言

本章では色視力検査の視覚刺激表示装置として用いる CG245W における色再現性について検証した。色の表示方法は sRGB の IEC61966-2-1 [31] の規格に準拠することとし、NEW COLOR TEST [16] の 15 色および白色点 D65 の色と sRGB の色空間内のサンプリング点 120 色を測定したところ、目標値と測定値の差は黄色の領域で若干高くなり、目標値とのずれが見られたものの概ね良好であった。さらに白色点 D65 と NEW COLOR TEST の輝度の差は極めて小さく、色に対する視機能を測定する目的として、極力輝度の影響を除いた“色”のみの視機能を測定可能であることが示唆された。また、実際に 5 回のキャリブレーションごとに色視力の繰り返し測定を行なったところ、測定される CVA も極めてばらつきが小さく、CVA の測定における繰り返し性も高いことが確認された。



(a) 被験者 A



(b) 被験者 B

図 4.7: 5回のキャリブレーションごとに測定した被験者 K.H. と T.K. の CVA

第5章 正常眼における色視力の諸特性と眼内レンズ眼との比較例

緒言

本章では実際に色視力検査装置を用いた CVA の測定とその結果についての検証を行う。まず、眼科での臨床応用に向け、若年者正常眼における CVA の基本的な特性として、背景とランドルト環の輝度を同値および輝度差を最大にした場合、背景輝度を段階的に変化させた場合、ランドルト環の提示時間を変化させた場合の色視力の測定を行う。次に、加齢による CVA の変化を年代別に測定を行い検証する。最後に臨床応用例として、近年の白内障手術において用いられる様々な眼内レンズ(単焦点眼内レンズ眼および多焦点眼内レンズ眼)を挿入した症例に対する CVA の測定を行い、眼内レンズ挿入眼の色の見え方の評価する。

5.1 実験方法

正常眼における CVA の基本的な特性を明らかにし、眼内レンズ眼との比較検証を行うため、以下の項目についての実験を行う。

- (1) 若年者正常眼における基礎特性
- (2) 加齢変化
- (3) 単焦点眼内レンズと多焦点眼内レンズの比較

(1) の実験では主に CVA の基礎的な特性を検証することを目的に、若年者正常眼における様々な条件下における CVA の測定を行うが、この実験はさらに3つの項目にわかれ、以下にそれぞれの実験方法を示す。

(1-1) 背景輝度が $30[\text{cd}/\text{m}^2]$ (ランドルト環と等輝度) のときと $100[\text{cd}/\text{m}^2]$ のときの CVA

NEW COLOR TEST の全 15 色に対して背景輝度を $30[\text{cd}/\text{m}^2]$ としたときと、最大輝度である $100[\text{cd}/\text{m}^2]$ としたときの CVA を測定する。検査距離は $3[\text{m}]$ 、ランドルト環の提示時間は $5[\text{s}]$ 、インターバルの提示時間は $2[\text{s}]$ とした。

(1-2) 背景輝度段階変化特性

ランドルト環の色は(1-1)の後述する実験結果にて特徴的な CVA の値を示す R, GY, G, BP の色を用い、背景の輝度を $Y = 50, 45, 35, 32, 30[\text{cd}/\text{m}^2]$ 、 $Y = 15, 20, 25, 28, 30[\text{cd}/\text{m}^2]$ の順にそれぞれ変化させたときの CVA を測定した。なお、検査距離は $4[\text{m}]$ 、ランドルト環の提示時間は $5[\text{s}]$ 、インターバルの提示時間は $2[\text{s}]$ とした。

(1-3) 時間応答特性

(1-2)での実験で用いたランドルト環の色 R, GY, G, BP の4色(背景とランドルト環の輝度は $30[\text{cd}/\text{m}^2]$ で等輝度)に加え, 通常の視力検査で用いられる白黒のランドルト環(ランドルト環は $0[\text{cd}/\text{m}^2]$, 背景は白色点 D65 で $100[\text{cd}/\text{m}^2]$)の計5パターンのCVAを提示時間を変化させながら測定する. 提示時間は5, 3, 2, 1, 0.5[s]と変化させ, インターバルの提示時間を2[s]で固定させてCVAを測定した. なお, 検査距離は3[m]とした.

(2), (3)の実験に関しては基本的に第3章で示した方法に沿って行うこととし, ランドルト環の色も図3.7におけるNEW COLOR TESTの彩度6の色を用いる. また, 得られた結果は統計解析ソフト Prism (GRAPHPAD software, San Diego) を用いて解析を行った.

5.2 対象

表5.1~5.3は本章におけるすべての実験における対象の詳細である. BCVA(Best Corrected Visual Acuity)とは完全矯正視力のことであり, 眼鏡による視力の矯正によって最も高い視力が出るようにして測定した視力値である(乱視の矯正も含む). 表5.1は若年者正常眼におけるCVAの基礎特性の測定における実験である. ここでの対象は全て信州大学工学部の男子学生である. 表5.2はCVAの加齢特性の実験における対象であり, 10歳区切りで合計177眼である. 表5.3は(3)の実験における正常眼と単焦点眼内レンズ眼, 多焦点眼内レンズ眼との比較である. 単焦点眼内レンズはUV-cut IOLおよびnon-tinted IOLである. 多焦点眼内レンズはTecnis ZM900とZMA00の回折型である. 眼内レンズ眼については完全矯正視力が1.0以上のグループと1.5以上のグループに分けた場合の比較検討も行う. 比較する年齢層はおよそ60歳代で, 同年代内での比較を行う. なお, 全ての対象は屈折異常以外の眼疾患, 色覚異常, 手術歴なし, 通常瞳孔であり, さらに実験(1)および(2)に関しては水晶体の混濁を認めない眼である. また, (2), (3)の実験データは中京眼科ならびに中京病院で得られたデータである.

5.3 実験結果

まず, (1)の若年者正常眼におけるCVAの基礎特性の実験結果を示す. 図5.1は実験(1-1)の背景輝度を $30[\text{cd}/\text{m}^2]$ (ランドルト環と等輝度)および $100[\text{cd}/\text{m}^2]$ とした場合の実験結果である. 図5.1(a)のそれぞれの背景輝度におけるAverageCVAの平均値は 0.403 ± 0.195 , 0.051 ± 0.247 であった. AverageCVAの平均値を対応のある t 検定を用いて統計処理を行ったところ, それぞれの背景輝度におけるAverageCVAには統計的に有意な差があることが分かった($p = 0.0051$). 図5.1(b)はそれぞれの背景輝度において, NEW COLOR TESTの全15色におけるCVAの測定結果である. 背景輝度がランドルト環と等輝度($30[\text{cd}/\text{m}^2]$)のときのCVAのそれぞれの色の平均値は色ごとに差があることが認められた(Friedman test, $p < 0.0001$). 一方で背景輝度が $100[\text{cd}/\text{m}^2]$ のときのCVAのそれぞれの色の平均値は色ごとに差が認められなかった(Friedman test, $p = 0.8463$). 図5.1(b)に示した統計結果は, それぞれの色ごとに背景輝度が $30[\text{cd}/\text{m}^2]$ と $100[\text{cd}/\text{m}^2]$ のときのCVAの平均値を対応のある t

表 5.1: 若年者正常眼における CVA の基礎特性 (SE: Spherical Equivalent, BCVA: Best Corrected Visual Acuity, BCVA は LogMAR 値である)

Experiment	Age	Male	Female	Total	SE	BCVA
(1-1)	21~22(21.8±0.45)	5	0	5	-2.68±3.78	-0.18
(1-2)	21~22(21.75±0.50)	4	0	4	-3.03±4.27	-0.18
(1-3)	22~26(23±1.55)	6	0	6	-2.65±3.16	-0.18

表 5.2: CVA の加齢変化 (SE: Spherical Equivalent, BCVA: Best Corrected Visual Acuity, BCVA は LogMAR 値である)

Age	Male	Female	Total	SE	BCVA
16~24 (20.6±2.19)	5	14	19	-3.10±3.03	-0.20±0.070
25~34 (29.4±2.97)	30	20	50	-2.36±2.37	-0.21±0.058
35~44 (39.9±2.90)	24	8	32	-2.60±2.34	-0.20±0.060
45~54 (49.0±2.65)	21	3	24	-2.47±3.03	-0.19±0.084
55~64 (58.8±2.81)	17	5	22	-1.34±2.45	-0.12±0.091
66~74 (70.6±2.52)	9	13	22	-0.22±1.87	-0.08±0.071
76~84 (79.5±2.62)	3	5	8	1.11±1.14	-0.06±0.061

表 5.3: 眼内レンズ眼の対象 (SE: Spherical Equivalent, BCVA: Best Corrected Visual Acuity, BCVA は LogMAR 値である)

(a) 完全矯正視力 1.0 以上

Subjects	Age	Male	Female	Total	SE	BCVA
Normal Eyes	60~75(69.1±5.08)	11	10	21	-0.61±1.68	-0.10±0.07
Monofocal IOLs	63~75(67.9±4.52)	2	6	8	-0.88±1.91	-0.14±0.05
Multifocal IOLs	63~75(67.9±4.22)	2	5	7	0.05±0.17	1.39±0.20

(b) 完全矯正視力 1.5 以上

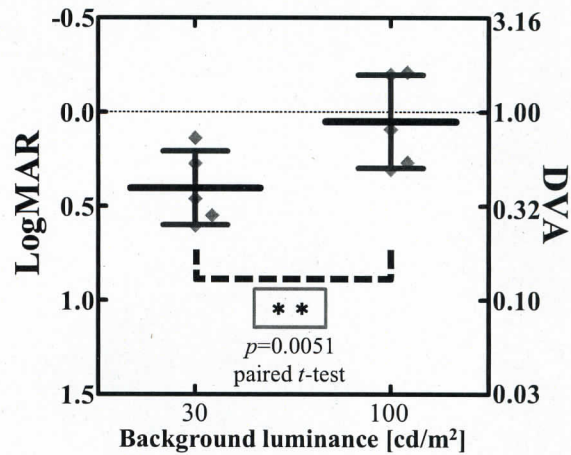
Subjects	Age	Male	Female	Total	SE	BCVA
Normal Eyes	60~74(67.5±5.81)	4	3	7	-0.08±1.63	-0.18
Monofocal IOLs	64~75(67.7±4.76)	0	6	6	-0.19±2.04	-0.18
Multifocal IOLs	63~75(68.8±4.76)	2	3	5	0.13±0.13	-0.18

検定にて処理を行った結果である。GY および BP を中心として CVA の差が有意であることが認められた。

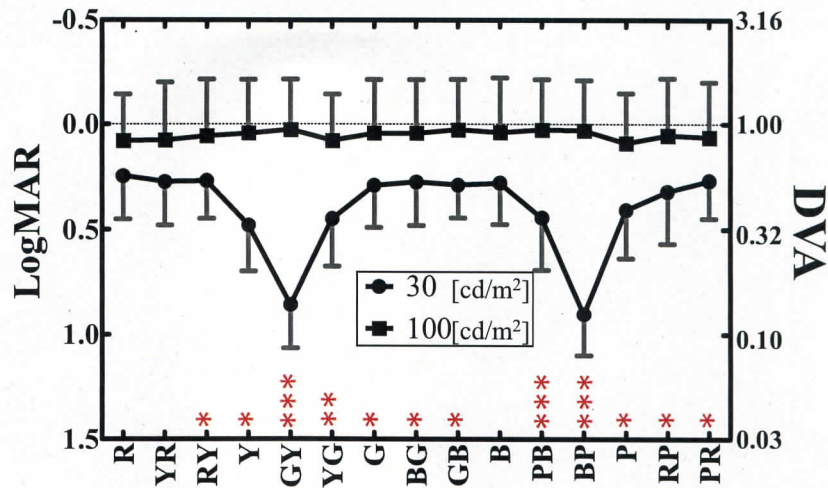
表 5.4: それぞれの年齢における各 CVA の中央値と検定結果 (20 代との比較), *: $p < 0.05$, **: $p < 0.01$, ***: $p < 0.001$, Kruskal-Wallis/Dunn test

Age	R	YR	RY	Y	GY	YG	G	BG
20's	0.1759	0.1759	0.1759	0.4776	0.7986	0.3224	0.1759	0.1759
30's	0.1759 ns	0.1759 ns	0.2549 ns	0.4318 ns	0.7986 ns	0.3511 ns	0.1759 ns	0.1759 ns
40's	0.1759 ns	0.1759 ns	0.2549 ns	0.4318 ns	0.7986 ns	0.3224 ns	0.1759 ns	0.1759 ns
50's	0.2549 ns	0.2549 ns	0.3224 ns	0.4752 ns	0.7986 ns	0.3511 ns	0.1759 ns	0.2154 ns
60's	0.3224 ***	0.3224 ***	0.3799 ***	0.5186 ns	0.9957 **	0.5552 **	0.3511 ***	0.3511 ***
70's	0.3799 ***	0.3799 ***	0.4058 ***	0.5918 *	0.9442 ns	0.5552 ***	0.3511 ***	0.3799 ***
80's	0.5186 ***	0.5186 ***	0.5186 ***	0.7077 ***	1.102 ***	0.6498 ***	0.5186 ***	0.5186 ***

Age	GB	B	PB	BP	P	RP	PR
20	0.1759	0.1759	0.3799	0.7986	0.3224	0.2549	0.1759
30's	0.1759 ns	0.1759 ns	0.3224 ns	0.7986 ns	0.3799 ns	0.2549 ns	0.1759 ns
40's	0.1759 ns	0.1759 ns	0.3224 ns	0.7986 ns	0.3224 ns	0.2549 ns	0.1759 ns
50's	0.1759 ns	0.1759 ns	0.3224 ns	0.7986 ns	0.4318 ns	0.2549 ns	0.2549 ns
60's	0.3799 ***	0.3799 ***	0.5186 ns	0.9442 ns	0.5186 ***	0.3511 **	0.3224 ***
70's	0.3799 ***	0.3799 ***	0.4547 ns	0.8928 ns	0.5186 **	0.3799 **	0.3799 ***
80's	0.5186 ***	0.5918 ***	0.6498 *	1.102 *	0.5918 ***	0.4752 ***	0.4492 ***



(a) AverageCVA



(b) 15色のCVA

図 5.1: 若年者正常眼における背景輝度が 30[cd/m²](ランドルト環と等輝度) および 100[cd/m²] のときの AverageCVA と CVA の測定結果 (DVA: Decimal Visual Acuity, 小数視力), *: $p < 0.05$, **: $p < 0.01$, ***: $p < 0.001$, 対応のある t 検定

図 5.2 は実験 (1-2) の項目で示した背景輝度をそれぞれ $Y = 50, 45, 40, 35, 32, 30, Y = 15, 20, 28, 30$ の順に段階的に変化させた場合の R, GY, G, BP の 4 色における CVA の測定結果である。背景輝度を 50[cd/m²]~30[cd/m²] と変化させた実験では R, GY, G, BP のすべての色で CVA の平均値は有意な差を生じた (それぞれ $p = 0.0491, p = 0.0019, p = 0.009, p = 0.0015$, Friedman test)。同様に、背景輝度を 15[cd/m²]~30[cd/m²] と変化させた場合の場合についても R, GY, G, BP のすべての色で CVA の平均値は有意な差を生じた (それぞれ $p = 0.019, p < 0.0001, p = 0.0142, p < 0.0001$, Friedman test)。図 5.2 は 50[cd/m²] および 15[cd/m²] の場合と他の輝度のときの CVA の平均値を統計的な検定結果も示しており、

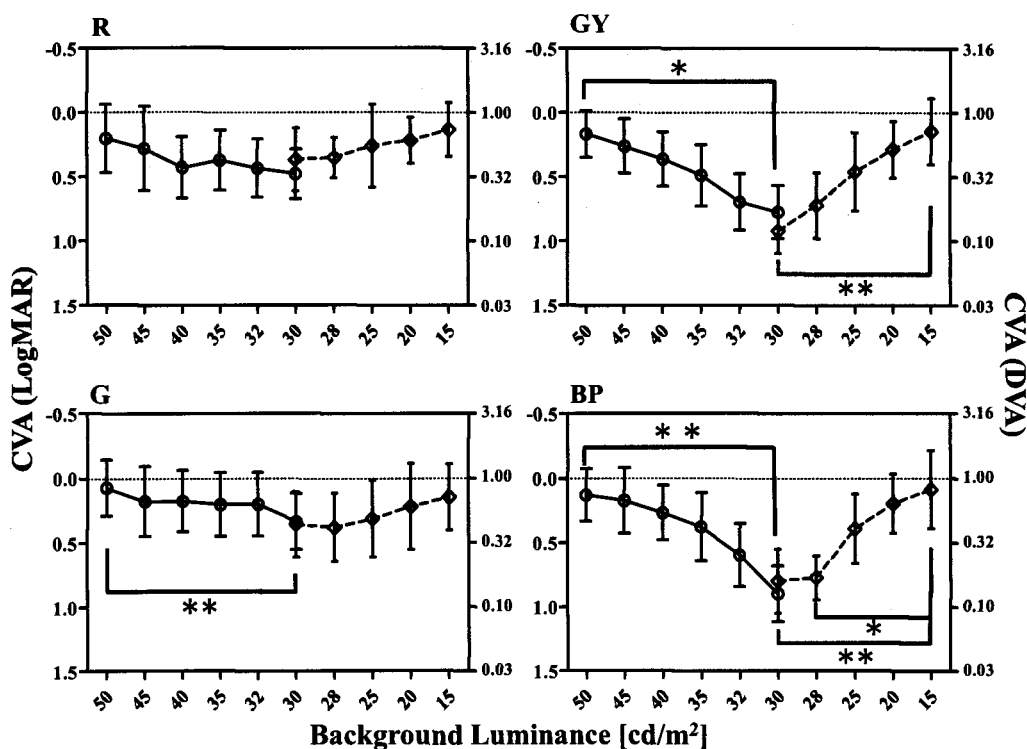


図 5.2: 若年者正常眼における背景輝度の段階的変化に対する CVA の測定結果 (DVA: Decimal Visual Acuity, 小数視力), (*: $p < 0.05$, **: $p < 0.01$, Friedman/Dunn test)

輝度が $30[\text{cd}/\text{m}^2]$ のときに R を除いて全ての色で有意な差を生じた ($p < 0.05$, $p < 0.01$, Friedman / Dunn 's test). また, その他では BP において $28[\text{cd}/\text{m}^2]$ のときに有意な差を生じた.

図 5.3 は白黒 (Black-White), R, GY, G, BP の色に対してランドルト環の提示時間を 5, 3, 1, 0.5, 0.1 の順に CVA を測定した結果である. それぞれの色において Dunnett test を用いて最も提示時間の長い 5[s] のときと, 他の提示時間のときの CVA の平均値の差を検定したところ, 有意に CVA が上昇 (LogMAR) し始めたのは白黒: 0.1[s], R: 0.5[s], GY: 0.5[s], G: 0.1[s], BP: 1[s] であった.

図 5.4 は各年代ごとの 15 色の AverageCVA の算出結果を示している. 20 代と比較して 60 代を超えたところで AverageCVA の有意な上昇が認められた ($p < 0.001$). 図 5.5 に代表的な色 R, GY, G, BP における 20~80 歳における各年代ごとの CVA の測定結果を示す. 20 歳と 80 歳の CVA の中央値の差分は R: 0.3427, GY: 0.3034, G: 0.3427, BP: 0.3034 であった. 表 5.4 はそれぞれの色について 20 代と他の年代との CVA の比較を Kruskal-Wallis/Dunn test によって求めた統計値である. CVA に有意な上昇 (LogMAR) が見られるのはおよそ 60 代以降であることがわかる. ただし, GY および BP の周辺の色に関してはさらに年齢を重ねないと有意な上昇が見られず, BP に関しては 80 代にならないと CVA の有意な上昇は見られなかった.

図 5.6 は正常眼 (Normal Eyes), 単焦点眼内レンズ (Monofocal IOLs), および多焦点眼内レンズ (Multifocal IOLs) の CVA の測定結果を比較した図である. それぞれの CVA の測定結果

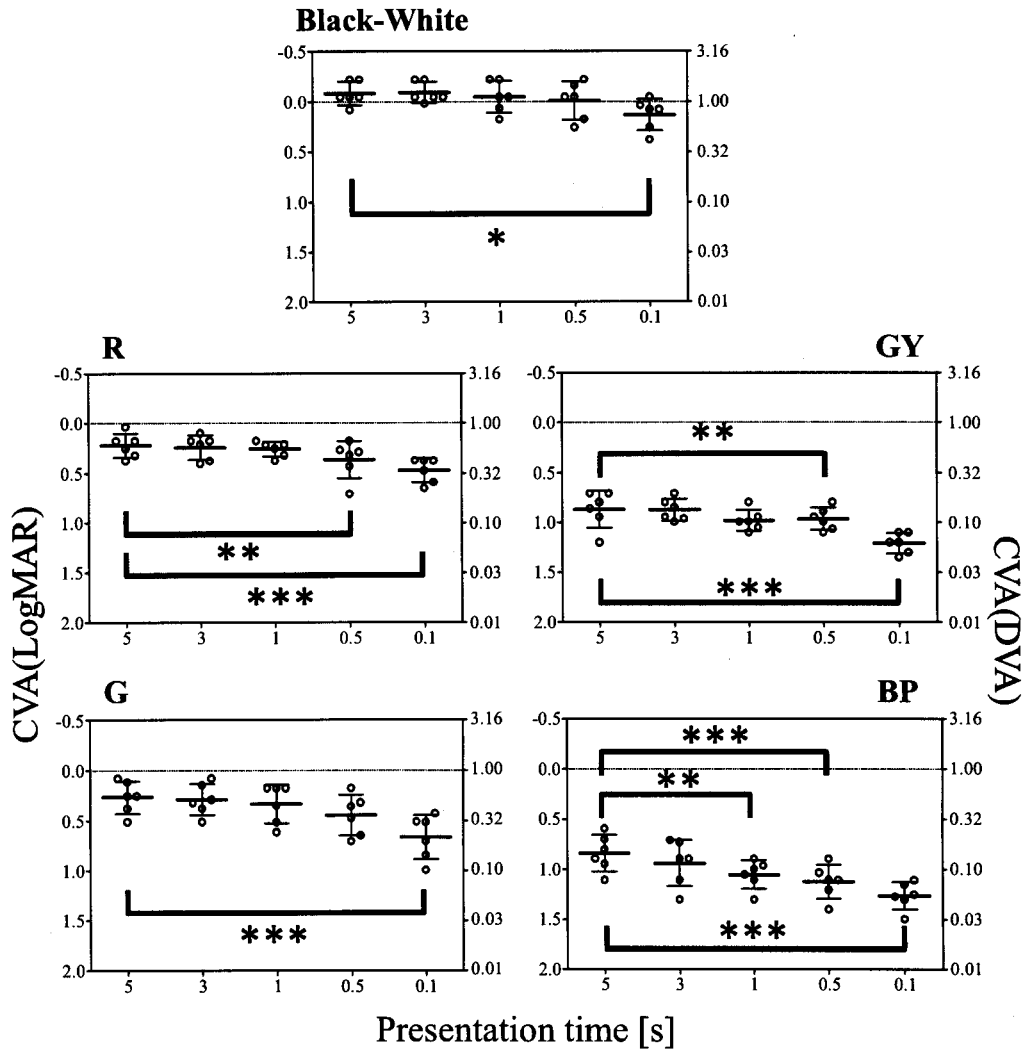


図 5.3: 若年者正常眼における CVA の時間特性測定結果, *: $p < 0.05$, **: $p < 0.01$, ***: $p < 0.001$, Dunnett 検定

は比較を容易にするため“BCVA>1.0”及び“BCVA>1.5”のグループそれぞれで正常眼の色ごとの平均 LogMAR で除算した。つまり、それぞれのグラフにおいて CVA が“0”の点は正常眼の CVA の値を示している。色ごとに正常眼との比較を行ったところ、完全矯正視力 1.5 以上の多焦点眼内レンズ眼において Y, GY, BG, P, PR の色で CVA の有意な上昇が認められた。その一方で他のグループでは正常眼と比較して有意な差は認められなかった。

5.4 考察

(1-1)の実験における背景色が $30[\text{cd}/\text{m}^2]$ および $100[\text{cd}/\text{m}^2]$ のときの結果に対して、背景色が $100[\text{cd}/\text{m}^2]$ とした場合、CVA の平均値は色ごとに変化が認められずその変動は $0.0268 \sim 0.0893(\text{LogMAR})$ と極めて小さい範囲に収まっている。一方で、背景輝度を $30[\text{cd}/\text{m}^2]$ とし、

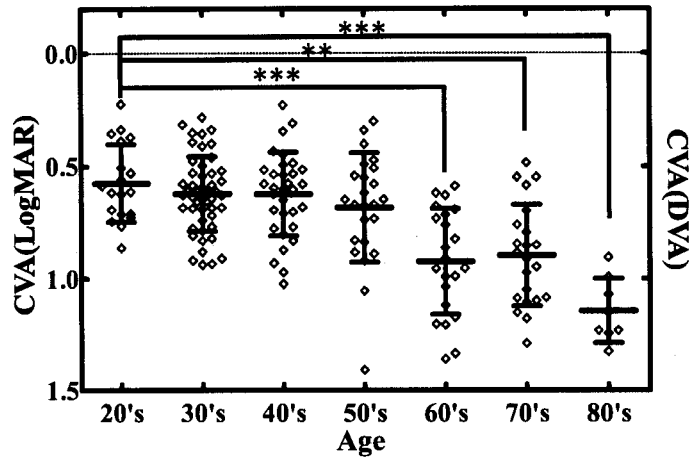


図 5.4: AverageCVA の加齢変化 (20 代との比較), **: $p < 0.01$, ***: $p < 0.001$, Friedman/Dunn test

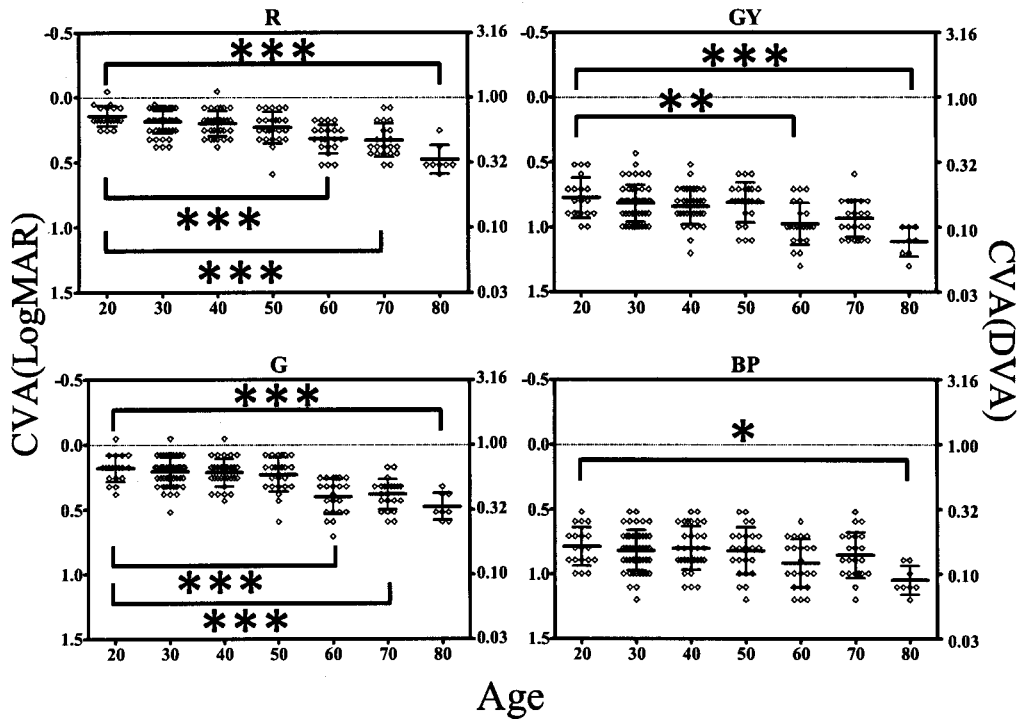


図 5.5: R, GY, G, BP における CVA の加齢変化 (20 代との比較), *: $p < 0.05$, **: $p < 0.01$, ***: $p < 0.001$, Kruskal-Wallis/Dunn test

ランドルト環と等輝度とすることによって、色ごとに特徴的な CVA の値を示していることがわかる。背景色とランドルト環が等輝度であることから、色弁別を決定する要因は彩度のみであるが、これらの結果から、図 3.8 に示した通り、CIELAB 均等色空間上でのテスト色と原点 (白色点: D65) との距離に関係なく (色ごとに彩度に大きな違いがない) CVA は色ご

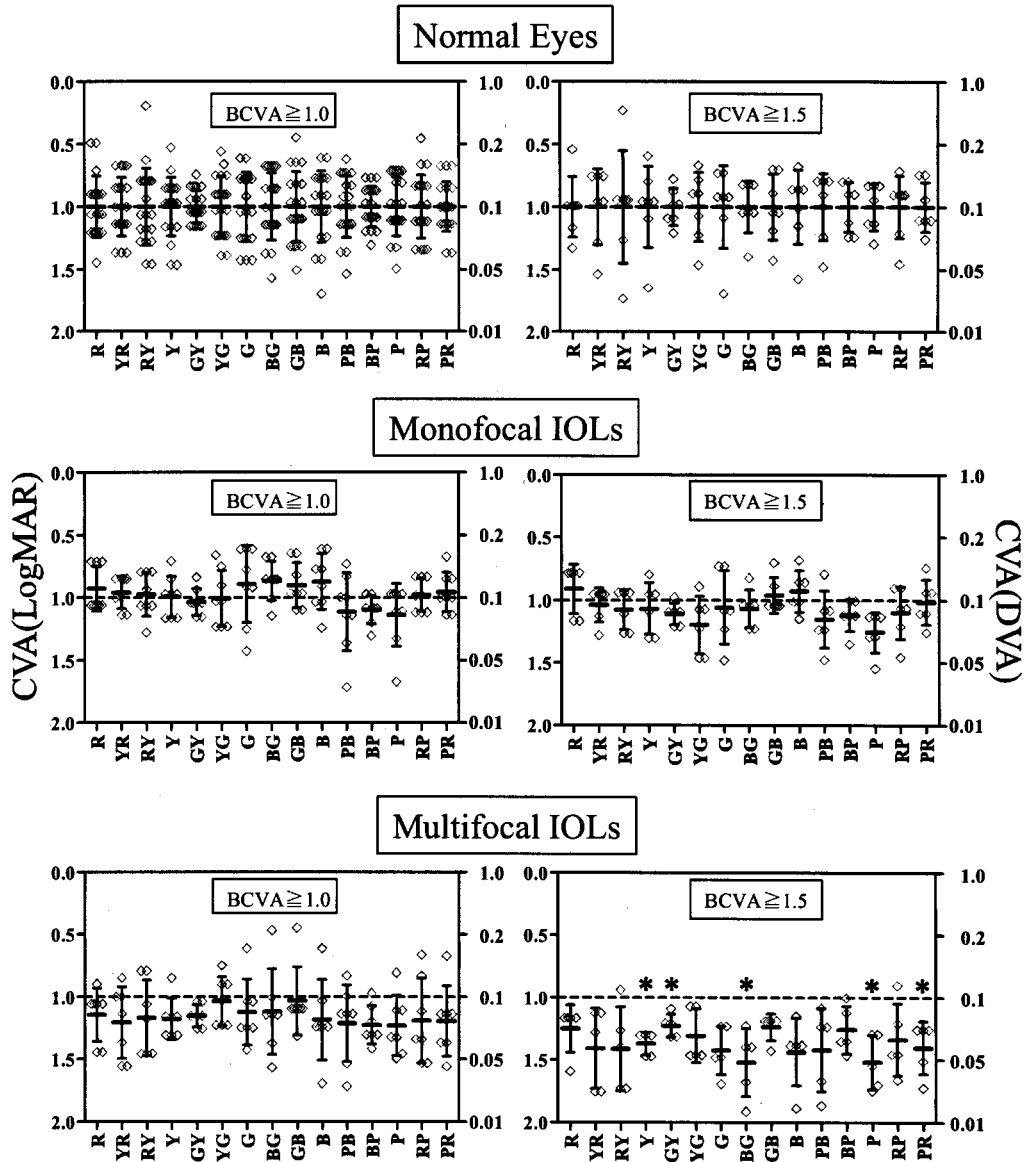


図 5.6: 正常眼 (Normal Eyes), 単焦点眼内レンズ (Monofocal IOLs), 多焦点眼内レンズ (Multifocal IOLs) における CVA の測定及び比較結果 (完全矯正視力 (BCVA) が 1.0 以上および 1.5 以上のそれぞれにおいて正常眼と比較), *: $p < 0.05$, Kruskal-Wallis/Dunn test

とに大きく異なることがわかる。比較的高い CVA 値 (LogMAR) を示した色は“GY”および“BP”の色であり、これらは反対色説における青-黄軸の色である。これらの色が高い CVA 値を示すのは様々な原因が考えられるが、その理由として以下に可能性を示す。

まず、過去に二分視野刺激を用いた色度弁別の測定 [37] が行われている。さらに刺激光の輝度レベルの低下 [38, 39] や刺激視野サイズの縮小化 [40] による色弁別能も測定されており、どちらに関しても 3 型 2 色覚の混同色線方向 (青-黄軸方向) に色弁別楕円が拡大することが報告されている。輝度レベル変化に伴う色度弁別の実験において [38] では、例えば色度点

($x = 0.301, y = 0.451$)における色弁別楕円は $0.5[\text{ft-L}](1.713[\text{cd/m}^2]) \sim 2[\text{ft-L}](6.852[\text{cd/m}^2])$ の間で ($1[\text{ft-L}] = 3.426[\text{cd/m}^2]$) で 3 型 2 色覚の混同色線方向に色弁別楕円が拡大することが示されている。[39]ではさらに詳細に検討されており、およそ $5\text{--}6[\text{cd/m}^2]$ 以下で色弁別楕円が拡大することがわかっている。しかしながら色弁別楕円が拡大する方向に関しては輝度レベルとの関連性が見い出せないことが示されている。これらの研究は二分視野刺激を用いた実験であり、本研究で扱う CVA とは性質の異なる刺激であることに加え、使用している刺激の輝度も $30[\text{cd/m}^2]$ と、[38, 39]における色弁別楕円が拡大する輝度レベルと比較すると高めであり、必ずしも関連性があるとは限らないが、可能性の一つとして考慮すべきである。刺激視野サイズの縮小化に伴う色弁別楕円の拡大の実験 [40] に関しては $4.4[^\circ]$ と $3[^\circ]$ の刺激サイズにおける色弁別楕円の測定が行われており、 $3[^\circ]$ の刺激視野サイズの場合にて色弁別楕円が拡大すると示されている。この結果は網膜上における視細胞の分布をよく表している。視細胞である錐体は網膜上の中心窩に向かうほど密度が高くなり、色感覚は中心視で最大となるが、S 錐体のみに関しては中心窩のさらに中心部である中心小窩では存在しないことが知られている。そのため青-黄軸方向の色に関しては刺激視野サイズが小さくなるほど色弁別能力が低くなる。本研究では色付けされたランドルト環を用いた視力測定を行うため、刺激サイズを順次小さくしてゆくとき青-黄軸の色に関しては上記のような理由で色弁別が不能になる可能性がある。背景輝度が $30[\text{cd/m}^2]$ の場合においてもっとも CVA(LogMAR) の平均値が高かった GY(0.8581) および BP(0.9026) に関しては CVA を視角に変換するとそれぞれ $7.21[']$, $7.99[']$ であり、[40]で測定された色弁別楕円が大きくなった刺激視野サイズに近い値となった。このため GY および BP 付近の色の CVA が高くなったと考えられる。

また S 錐体の網膜上での分布は比較的詳細に解明されており [41, 42, 43], S 錐体の数自体も L, M 錐体と比較して少なく、その密度分布は中心窩から水平方向、垂直方向と離れる方向によって多少異なるが、中心小窩を除いてやはり中心窩の密度が高く、L, M 錐体と比較してかなりまばらに分布している。3つの錐体の占める割合としては、中心窩から離れるほど S 錐体の割合は多くなる。

これらの S 錐体の特性は色覚説の観点から考えると、三色説における S 錐体の機能が他の錐体と比較して劣ることは、三色説から反対色説への変換過程において y-b 系へ影響を与えることになり、GY や BP の弁別能が低下することにつながると考えられる。

(1-2)の実験における背景輝度段階変化実験について、図 5.2 のグラフの形状からも極めて特徴的な CVA の変化が確認できる。R および G の赤-緑軸の色に関してはランドルト環と背景輝度の差が小さくなることによって G においてのみ CVA に統計的に有意な差を生じることが認められたが、平均値の差としては $50[\text{cd/m}^2]$ と $30[\text{cd/m}^2]$ においては R: 0.2741, G: 0.2602, $15[\text{cd/m}^2]$ と $30[\text{cd/m}^2]$ においては R: 0.2333, G: 0.2088 とそれほど大きな差は生じなかった。一方で GY および BP の青-黄軸の色に関しては CVA の平均値の差は $50[\text{cd/m}^2]$ と $30[\text{cd/m}^2]$ においては GY: 0.6063, BP: 0.7672, $15[\text{cd/m}^2]$ と $30[\text{cd/m}^2]$ においては GY: 0.7792, BP: 0.7099 と R および G と比較しておよそ 0.5 程の差を生じていることがわかる。このことより、ランドルト環と背景色の輝度差を小さくしてゆくことによって輝度の影響を極力除いた色に対する視機能を測定可能であることが示唆された。そして、そのような輝度の範囲はおよそ $30 \pm 2[\text{cd/m}^2]$ の範囲になりそうであることが予想される。

(1-3)の実験において、それぞれの色において提示時間が短くなるにつれて、CVA が上昇しているのがわかる。統計解析結果から、提示時間の影響を最も大きく受けたのは BP であり、その一方で最も影響が少なかったのは白黒、及び GY であった。この結果に関しても前

記の (1-1) および (1-2) の実験における考察と同様に BP 系の色が視覚系の S 錐体に関与する色であり、中心窩に高密度に分布する L, M 錐体細胞に比べて S 錐体細胞が数が少ないことが時間的応答の悪い原因であると考えられる。これらの CVA の時間応答特性の結果より、提示時間の影響を除いて CVA を検査するには少なくとも 3[s] の提示時間が必要であると考えられる。また、吉沢ら [44] は過去の色応答の時間的特性に関する研究をまとめており、LMS 錐体や赤-緑軸および青-黄軸反対色メカニズムに関する研究は多数の色覚研究者によって行われているが、これらの色覚メカニズムの時間的応答特性には顕著な差が見られないとまとめており、青色時間応答に関しては個人差が大きいことも報告されている。しかしながら、色視力検査装置では LCD を刺激表示装置として採用しており、本研究で使用した CG245W は画面のリフレッシュレートが 60[Hz] とほぼ固定であった。時間的な特性を測定するに当たっては、刺激の提示時間を短くすればするほど刺激の提示と画面の描画のタイミングがずれる可能性が大きくなることを考慮する必要もある。CVA の時間特性の測定では、青系の色である BP に関して他の色に比べてより提示時間が長い段階で CVA が低下する結果となったが、装置的な問題もあることから、この結果が色覚メカニズムの時間的特性を適切に評価できるかどうかを様々な方面から検証する必要がある。

(2) の実験では各年代ごとにおける CVA の測定を行った。図 5.4 のグラフから明らかであるが、60 代を境に急激に AverageCVA が低下するのがわかる。加齢による色覚の変化は水晶体の黄変化 [45]、黄斑部の着色、縮瞳 [46] などが原因で引き起こされる [47]。水晶体の黄変化については短波長側の分光透過率が低下するため、光学的に短波長側の感度が低下すると言われている [45]。また視細胞の S 錐体は紫外線によって傷つきやすいことも知られており [50, 51]、このことから短波長側の感度が低下するとも言われており、弁別能としては青-黄軸の色が低下し、3 型色覚異常者の色弁別に近くなると言われている。[48, 49]。しかしながら、様々な心理物理的な実験結果は実験方法や測定する色の性質により、そのすべてが青-黄軸の色の弁別能が低下することだけを示しているわけではない (例えば“色の見え”自体は高齢者と若年者はほとんど変わらず、高齢者では、無彩色と評価する色の割合が増加すると報告されている [52])。これは加齢により生涯長い時間をかけて色覚が変化するため、それを補償する色恒常性の効果が存在するためだと考えられている [53]。CVA の測定では加齢によりすべての色で統計的に有意な CVA の上昇 (LogMAR) を認めたが、その CVA が上昇する度合いは色ごとに異なっており、青-黄軸の色は赤-緑軸の色より比較的上昇しにくい結果であった。CVA の測定では“色に対する視力”を測定するため、通常背景およびランドルト環が白黒での視力との相関性も無視することはできない。通常視力 (完全矯正視力) は加齢によって低下することが報告されている [55, 56]。表 5.2 に示した加齢変化における実験対象の詳細を見ても完全矯正視力の平均値は加齢により上昇 (LogMAR) していることがわかる。このことから、加齢による完全矯正視力の低下が CVA に与える影響はかなり大きいと考えられるが、本実験での加齢の早い段階における赤-緑軸の CVA の上昇は上記に示した過去報告とは全く正反対の知見である。この実験結果の妥当性と原因についてはさらなる調査が必要であると考えられる。

(3) の実験では単焦点眼内レンズ眼と多焦点眼内レンズ眼における CVA の測定を行った。単焦点眼内レンズはその名の通り焦点を一点のみ結び、その焦点に合わせた距離における像のみははっきりと見ることができる。焦点距離は人に合わせて選択できるが、遠くに合わせた場合は近距離用の眼鏡、近くに合わせた場合は遠距離用の眼鏡が別に必要となる。多焦点眼内レンズは屈折または回折現象を利用して光を分割し、遠、中、近距離などの複数の距離に

焦点を合わせることができ、個人差もあるが日常生活で別途眼鏡が必要となることはあまりない。実際にそれぞれの眼内レンズを装用した後の視機能は装用者の満足度を含め、視力、コントラスト感度などの測定により詳細に検証されている。回折型の多焦点眼内レンズは、光をそれぞれの焦点距離に分割するため、コントラスト感度が低下するという問題点があるが、今回対象とした ZM900 および ZMA00 では単焦点眼内レンズとほぼ同等程度のコントラスト感度を得る(統計的に差が認められない)ことができ [57]、瞳孔径に左右(加齢または暗所における瞳孔径の縮小)されずに良好な近見視力も得ることができる [58]。ただし、コントラスト感度に関しては加齢により単焦点眼内レンズと比較して有意に低下するという報告もある [59]。また、非球面であるためグレア・ハローも軽減される。前述したように眼内レンズの基本的な視機能の評価は、様々な研究者により様々なタイプの眼内レンズに対して検討されている。しかしながら、眼内レンズ眼における色に対する視機能の評価はあまり検討されていない。2000年に市川 [60] がフォールダブル眼内レンズを挿入した眼に対して、標準色覚検査表第2部後天異常表 (SPP2), Panel D-15, New Color Test および FM 100 hue test を用いて年代別に検査を行った報告があり、色弁別は全体的に術前よりは回復するが、FM 100 hue test の成績は全体で悪く、また高年代ほど回復が悪いとの結論を得ている。眼内レンズ眼の CVA の測定での完全矯正視力が 1.5 以上のグループにおける正常眼と多焦点眼内レンズ眼の比較においては Y, GY, BG, P, PR の色で CVA の有意な上昇を認めた。完全矯正視力が 1.5 と極めて視力が良好かつ正常眼と眼内レンズ眼で同じ条件であるにも関わらず、多焦点眼内レンズの CVA は、およそどの色に関しても正常眼より上昇する傾向がある。CVA に有意な上昇を認めた色は全色相に分布しているため、多焦点眼内レンズの挿入によって特定の色の CVA が上昇するという結論付けるのは現段階では不可能である。この測定における被験者数は Normal:Monofocal:Multifocal = 7:6:5 と少数であるため、さらに被験者数を増やし、データの信頼性を増す必要があるが、正常眼との比較は統計的に差が認められたため、CVA を測定することによって眼内レンズの機能評価を行うことができる可能性が示唆された。

結言

本章では実際に色視力検査装置を用いて、正常眼における CVA の基礎特性、加齢変化、および眼内レンズ眼に対する測定を行った。

正常眼の測定では、背景と視覚刺激の輝度を等輝度として測定した CVA は、色ごとに統計学的に有意な差が生じ(青-黄軸の色の CVA が他の色と比較して極めて高い(LogMAR)), 輝度差の影響を極力除いた色のみに対する視機能(色視力)を測定することを可能にした。また、そのような視機能を検査可能な輝度差の範囲はおよそ $\pm 2[\text{cd}/\text{m}^2]$ の範囲であることが予想された。さらに時間特性では S 錐体に関与する青系の色のみ他の色の CVA と比較してより提示時間の長い段階で有意な上昇(LogMAR)を認め、青系の色の時間応答特性が他の色と比較して悪い可能性が示唆された。

正常眼の CVA の加齢変化における測定では、通常青-黄軸の色弁別能が悪くなると言われていたが、色視力に関しては赤-緑軸の色の CVA の上昇が有意であり、色認識の加齢変化における新しい知見が得られた可能性が示唆された。

眼内レンズ眼(単焦点および多焦点眼内レンズ眼)における CVA の測定では、完全矯正視力が 1.5 以上のグループと限定して同年代の正常眼との比較を行うことにより、多焦点眼内

レンズ眼にて各色でCVAに差が生じることが認められた。しかし、正常眼と差が生じた色同士には関連性がなく、色相全体でCVAが上昇することが確認され、眼内レンズ眼は正常眼と比較して色に対する視機能が悪くなる結果となった。これらの結果より色視力検査装置が眼科での臨床応用にて様々な症例における色に対する視機能を評価可能であることが示唆され、今後さらにデータを充実させることにより視機能評価に有用な検査装置となりうると予想される。

第6章 標準色覚検査表(SPP)

緒言

本章では高齢者色覚シミュレーションにおける評価方法としてPC上で再現したSPP3を用いるため、色覚検査に用いられる標準色覚検査表第2部後天異常用(SPP2)と、標準色覚検査表第3部検診用(SPP3)について説明する。

6.1 標準色覚検査表第2部後天異常用(SPP2)

色覚異常には、遺伝による生まれつきの先天性のもの(先天色覚異常)と、加齢や病気などによる後天性のもの(後天色覚異常)がある。さらに、先天色覚異常は視細胞であるL、M、S錐体のいずれかの欠損により引き起こされ、それぞれの欠損により1型、2型、3型2色覚と呼ばれ、程度がある場合はそれぞれ1型、2型、3型3色覚と分類される。これらを診断する色覚検査法として、主に、仮性同色表、色相配列法、ランタンテスト、アノマロスコープがあり、先天色覚異常のスクリーニング、および程度判定に利用されている。標準色覚検査表は仮性同色表に含まれ、先天色覚異常や後天色覚異常のスクリーニングを目的としているが、その中でも標準色覚検査表第2部後天異常用(以後、SPP2)[11]は後天色覚異常のみを検出することを目的とした検査表である。本研究では後天色覚異常に含まれる高齢者色覚のシミュレーションを行う目的からSPP2を評価方法として導入するべきであるが、臨床データの都合上、先天色覚異常を検出するための標準色覚検査表第1部先天異常用(以後、SPP1)[10]とSPP2から構成された標準色覚検査表第3部検診用(以後、SPP3)[12, 61]を用いる。

6.2 標準色覚検査表第3部検診用(SPP3)

SPP3は、眼科の第一次検査、健康診断、人間ドックなど眼科医以外の手による視機能検査のために作成された技術的にも適当であり、眼科臨床での予備検査としても有用な検査の一つである。また、従来のようないわゆる先天色覚異常に偏った色覚検査ではなく、総合的に色覚異常の有無をスクリーニングを行うことができる。ただし、SPP3はSPP1とSPP2の縮小版であるため、先天色覚異常に関してはSPP1が、後天色覚異常に関してはSPP2がより優れている。SPP3は、図6.1に示した10枚の検査表からなる。各検査表には一桁または二桁のデジタル数字が描かれており、その数字を「」内に示す。No.1からNo.5がSPP1、No.6からNo.10がSPP2から採用された表である。また、検査表に使用される色を図6.2のxy色度図に示す。各色には、図6.2中に示されるように番号が当てられている。明度はそれぞれ20(暗色)または30(明色)が用いられている。

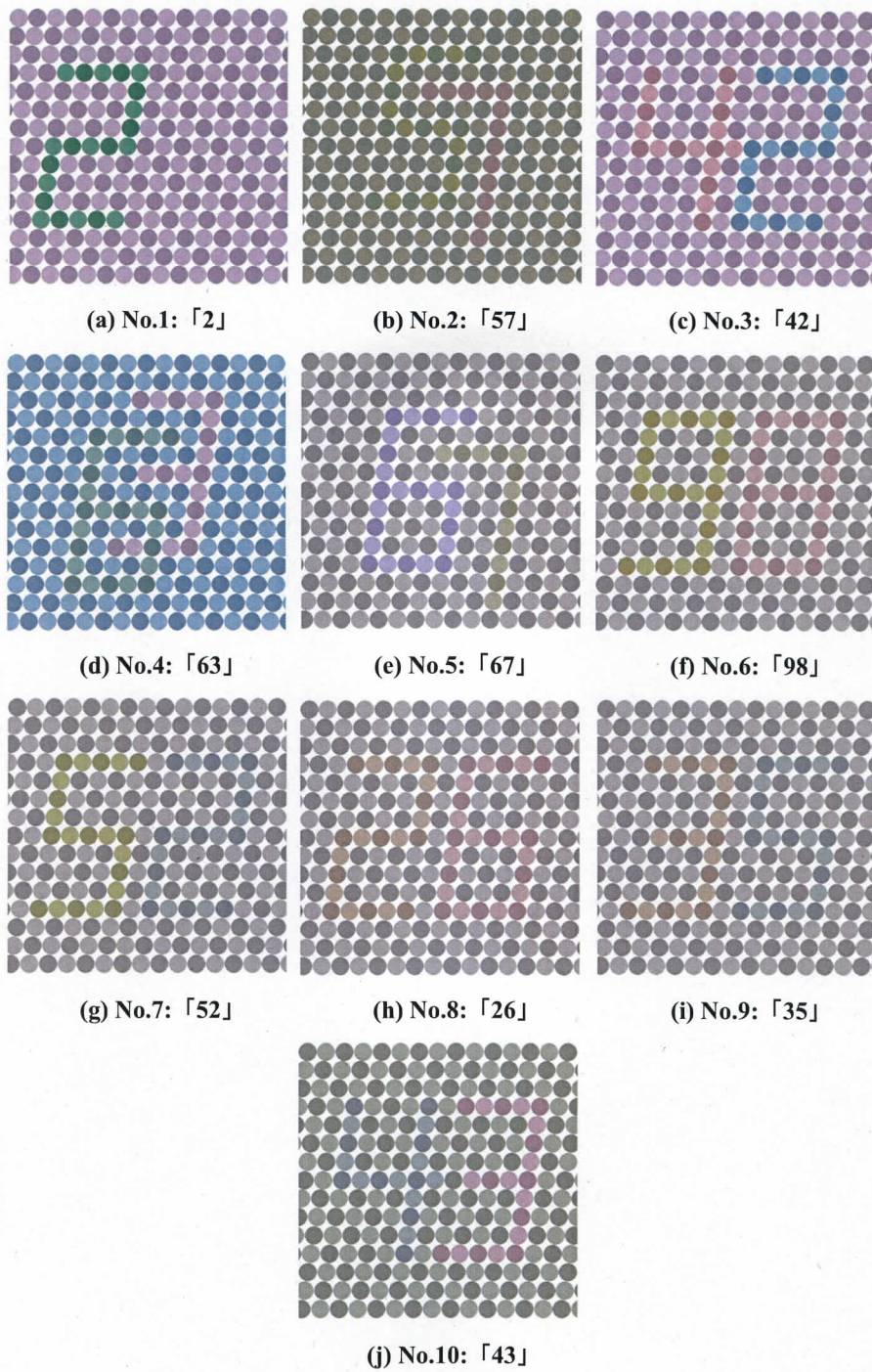


図 6.1: SPP3 の全 10 表

検査表中の各数字は以下のように使用されている。青黄異常検出用(以下BY)に、No.1の「2」、No.5の「6」と「7」、No.6の「9」、No.7の「5」、No.8の「2」、No.9の「3」が用い

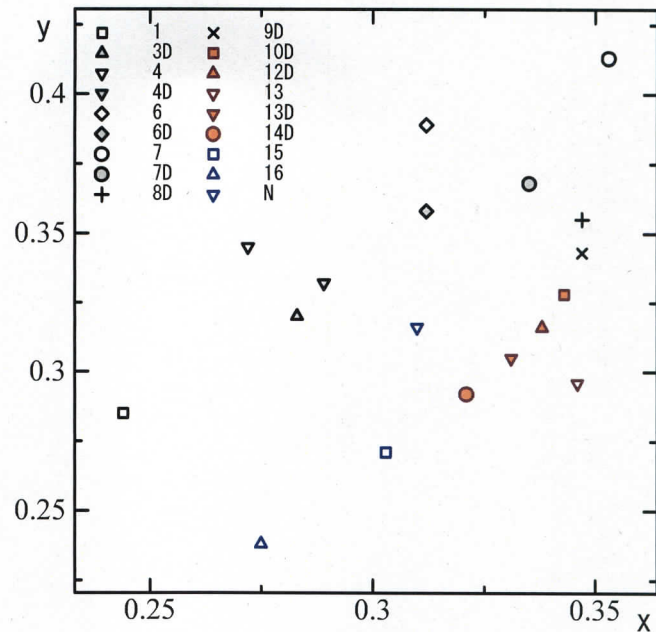


図 6.2: SPP3 使用色

られる。赤緑異常検出用 (RG) に、No.2 の「7」、No.3 の「2」、No.4 の「3」、No.6 の「8」、No.7 の「2」、No.8 の「6」、No.9 の「5」、No.10 の「4」が用いられる。杆体視検出用 (S) に、No.10 の「3」が用いられる。また、先天赤緑異常を特異的に検出する用に No.4 の「3」が用いられ、他の数字は 1 型、2 型 (先天赤緑異常) と後天赤緑異常を判別する対照用である。基本の検査方法として、表と被験者の眼との距離は 75[cm] とし、表の呈示時間は 3 秒以内という規定の上で、一眼ずつ検査表の数字が読めるか否かで診断を行う。評価としては、BY, RG, S を誤読または読めない場合、順に青黄異常、赤緑異常、杆体視を示す。他の数字の場合の誤読は判定上重要視しない。また、No.1 の「2」は非常に強い異常以外は読めるため、デモンストレーション表を兼ね、No.5 の「6」、No.10 の「4」は粗雑な性格の者などの場合しばしば誤読がみられるため、これらの誤読は、必ずしも病的ではない。さらに、S の誤読は稀である。

結言

本章では高齢者色覚シミュレーションの評価に用いる標準色覚検査表 (SPP) の説明を行った。加齢に伴う色覚の変化は後天色覚異常に分類されることと、臨床データの都合上から評価には SPP3 のデータを用いることとし、検査表の実物画像とそれぞれで検出できる異常の種類について述べた。

第7章 高齢者色知覚

緒言

本章ではまず、後天色覚異常と呼ばれる遺伝要素以外によって引き起こされる様々な部位における障害の説明と、その先天色覚異常との相違と詳細な分類について記す。次に、後天色覚異常に分類される加齢に伴う色覚の変化の生理的要因(主に眼光学特性)について説明する。最後に仮性同色表である SPP3 を用いて得られた年代別の臨床データを紹介する。

7.1 後天色覚異常 [7]

後天色覚異常は、遺伝的要素によって起こる先天色覚異常を除いたすべての色覚異常を示す。そこには、ヒステリーなどの機能異常による心理的な要素により起こるものや、網膜前出血による赤視症、白内障手術後の青視症または赤視症、さらに中毒や黄疸による黄視症、先天的に視疾患があり生まれつき色覚異常があるものも含まれる。また、視路の末端の透光体である角膜から始まり、水晶体、硝子体、網膜の外網状層、内顆粒層、視神経、視索、第1次視中枢、視放射を経て、大脳皮質後頭葉の視中枢までのどの部分の異常や障害によっても色覚異常が起こる。その中で一般に最も多いものは眼底疾患によって起こる色覚の異常であり、大別して後天青黄色覚異常と先天赤緑色覚異常に分けられる。後天青黄色覚異常とは、可視スペクトル光の黄および青の部分が見えにくくなり、赤および緑の部分が最も長い間見えているものである。逆に、後天赤緑色覚異常とは、赤および緑の部分が見えにくく黄および青の部分が見えているものである。ただし、疾患の進行によっては見えなくなる。しかし、本研究ではあくまでも健常者が加齢に伴う色覚の変化をシミュレーションするため、疾患が原因となるものは除外することとする。

また、後天色覚異常と先天色覚異常は本質的に異なっており、主な違いをを次に示す。

- 後天異常の強弱の程度は、その疾患や障害の程度と並行する。一方、先天異常における色覚異常の程度は、その人の一生を通じて変化することはない。
- 後天異常は一眼にも起こり得るが、先天異常は必ず両眼である。
- 後天異常には視野や視力障害など他の視機能の障害が付随して現れることが多いが、先天異常では伴うことはない。
- 後天異常では本来自分が持っている色感覚と異なって見えることから、自己の色覚の異常を自覚できる。一方、先天異常では気づかないことが多く、色覚検査や他人の指摘により初めて異常に気がつく

- 後天異常ではしばしば色視症が見られる。いわゆる物理的、心理的要素によるものであり、先天異常では見られない。

以上のように、先天異常は正常と質的に異なったものであり、系統的な疾患であるため個々の被験者がある体系の中の一つの位置に当てはめることが容易である。その一方で、後天色覚異常は量的な変化であり、多様性に富み、各被験者ごとに異なっていると言っていいほど体系化しにくいものである。また、混同色と中世色とは先天色覚異常の病態の表れであり、後天色覚異常との違いを端的に示す現象といえる。

7.2 生理学的な色覚の加齢変化

視覚の加齢変化は、年齢による水晶体の黄変、黄斑部の着色、瞳孔径や網膜照度の影響などが原因として挙げられる。しかし、加齢による網膜の細胞数減少などに伴う解像度低下や感度低下が示唆されているが、閾上の明るさにおいては感度の低下そのものの影響は少なく、ノイズ増大による弁別能の劣化が指摘されている。また、黄斑色素の濃度は、加齢による系統的な違いは無く、個人差が大きい。以下に水晶体の加齢変化、瞳孔径の加齢変化について述べる。

7.2.1 水晶体の加齢変化

水晶体は、加齢と共に大きく重く、固くなり蛋白分子の凝縮に伴い透明度も低下してゆき黄色化する(黄変)。調整力が低下する老眼現象については、眼鏡などによる矯正が可能であるため、画像の観察時には大きな問題とはならない。また、白内障などの眼疾患は、水晶体を眼内レンズに交換することで改善される。つまり、眼疾患ではない自然な老化による水晶体の加齢変化をどのように考慮するのが重要となる。

本研究では、このような自然な老化による水晶体の加齢をモデル化した例の一つである、PokornyらのTwo-Factorモデル[45]を用い、以下に示す。

$$L(\lambda, A) = \begin{cases} \{1.00 + 0.02(A - 32)\}TL_1(\lambda) + TL_2(\lambda) & (20 \leq A \leq 60) \\ \{(1.56 + 0.0667(A - 60))\}TL_1(\lambda) + TL_2(\lambda) & (60 < A) \end{cases} \quad (7.1)$$

λ を波長とし、ある年齢 A の光学濃度 $D(\lambda, A)$ を有する水晶体への入射光の分光強度を $I(\lambda)$ 、その出力光の分光強度を $I'(\lambda)$ とすると、

$$D(\lambda, A) = \log_{10} \frac{I(\lambda)}{I'(\lambda)} \quad (7.2)$$

の関係が成立する。これより、水晶体の分光透過率を表す $\tau(\lambda, A)$ は、

$$\tau(\lambda, A) = \frac{I'(\lambda)}{I(\lambda)} = 10^{-L(\lambda, A)} \quad (7.3)$$

と記述することができる。このモデルから算出した任意の年齢 A における水晶体の分光透過率を図 7.1 に示す。

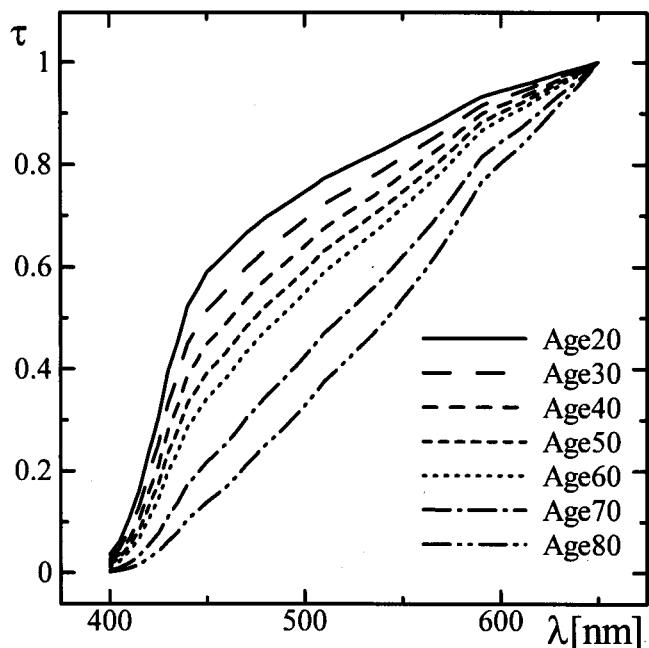


図 7.1: 水晶体の分光透過率

水晶体の黄変が進行すると、水晶体の光の透過率は低下し、網膜上に到達する光量が減少する。水晶体黄変のために光学的には高齢者の視界が黄色味を帯びるはずであるが、眼疾患の無い自然な老化による水晶体をもつ高齢者の色の見え方は若年者と大きな差はないことが知られている [53]。この原因として、脳における色補正機能(色恒常性)によることが考えられている。つまり、水晶体の透過率低下により網膜上に到達する光量は高齢者と若年者には差が生じ視界の明るさは異なるが、色味の感じ方には差がほとんど生じないということである。ただし、PC 上で再現した仮性同色表 SPP3 に色恒常性を考慮したシミュレーションを施して疑似色覚検査を若年者に対して行ったところ、実際の高齢者における臨床データとは大きく異なる結果となったゆえ、本研究では色恒常性の条件を緩和した高齢者色覚再現を試みる。

7.2.2 瞳孔径の加齢変化

瞳孔は、外界の明るさに対して入射光量を調節する絞りの役目を持ち、加齢とともに暗所でも瞳孔が開きにくくなる特性がある。これは老人性縮瞳 (senile miosis) と呼ばれる。この原因として、瞳孔散大筋の委縮や瞳孔括約筋下の硝子物質の沈着また、対光反応に関与する網膜視細胞の減少が原因とされているが、同時に対光反応も劣化し、照度変動に対する追従が悪くなることも分かっている。このため網膜上に到達する光量が高齢者では若年者に比べ減少する。これらの加齢変化は個人差が大きい、年齢グループの平均値間の違いで表すことが可能である。

本研究では、このようなある年齢 A において、一定照度下での瞳孔の直径 $l(A)$ を表すモデルの一つである、B. Winn らのモデル [46] を用いる。このモデルから算出した任意の年齢 A における、単位当たりの輝度に対する瞳孔の直径は式 7.4 の通りである。

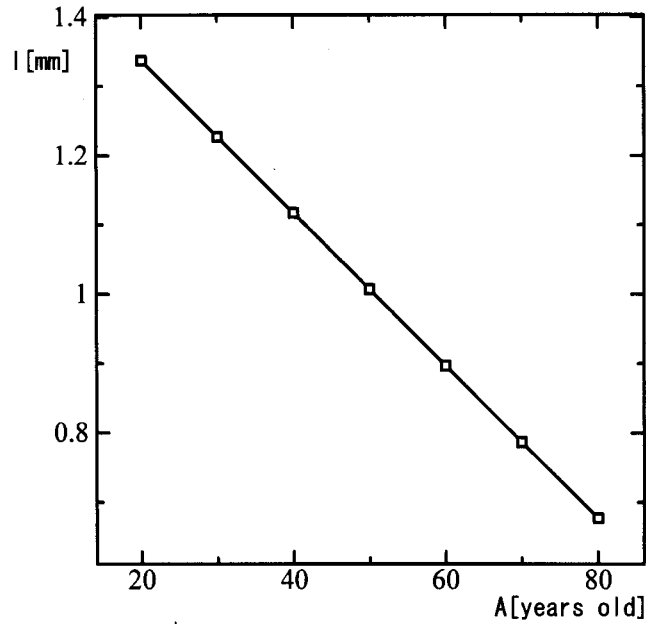


図 7.2: 瞳孔の直径

$$l(A) = -0.011A + 1.557 \quad (7.4)$$

また、図 7.2 は式 7.4 より得られる瞳孔径の年齢に対する変化を示す。

7.2.3 臨床的に得られる色覚検査成績の加齢変化

健康な被験者に対し、SPP3 を用いて臨床的に調べられたデータを図 7.3 に示す。ただし、図中では、例として No.2: 「57」を示す場合、「57」-7 と記す。ここに示す誤り率とは、健康な被験者に対し、SPP3 検査を行った結果、年代ごとに各検査表の数字の誤読数をその年代の被験者数で割った値である。

高齢者色覚の再現性を検証するにあたり、この臨床データとの比較を行う必要がある。

結言

本章では、後天色覚異常と、さらにその中における高齢者色覚における生理的要因について説明した。特に色覚の加齢変化の説明では、画像シミュレーションを行う際に必要となる水晶体の黄変化と瞳孔の収縮について Pokorny と Winn らのモデルを用いてそれぞれを数値的に表す方法について紹介した。また、最後に実際に臨床で得られた SPP3 における検査成績を紹介した。

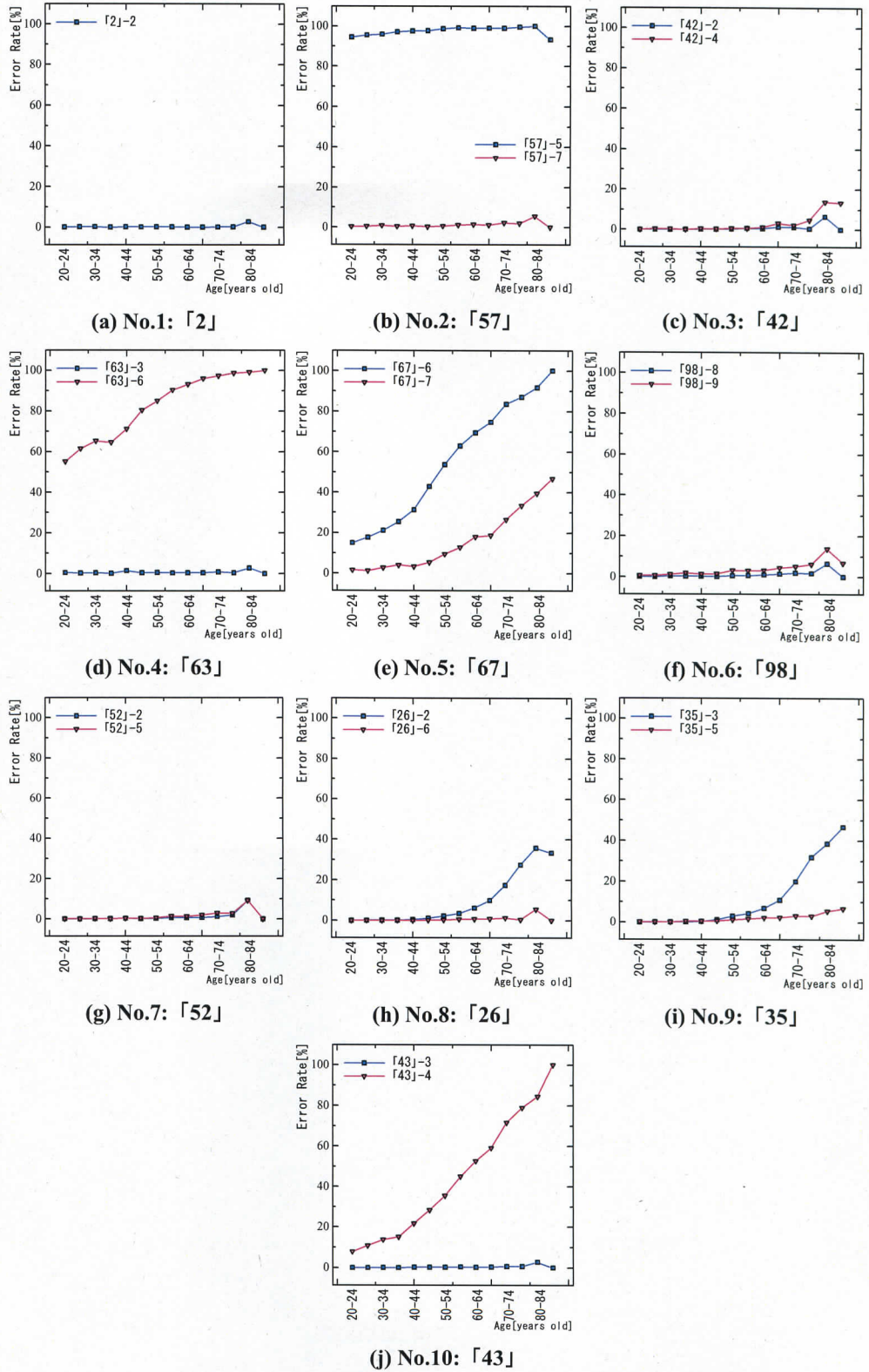


図 7.3: 色覚検査での数字の誤読率 (SPP3 使用)

第8章 高齢者色覚シミュレーション

緒言

近年，我が国では高齢者の割合が益々増加しており，統計的には日本の総人口に占める高齢者の割合は23.3%といわれている（平成23年，総務省調べ）．高齢化社会において，様々な手段により高齢者に対するサポートシステムを構築することは極めて重要である．このような中で高齢者の色覚は第7章にて述べたように，水晶体の黄変化と瞳孔径の収縮により変化することが知られている．この高齢者の色覚の変化を画像上で再現することができれば高齢者の生活に潜む危険性を社会に発信することが可能である．

本章では高齢者色覚の画像上での再現方法として，従来法による大脳の補正効果を考慮した手法 [23, 62] と，提案法による大脳の補正効果を緩和した方法について検討し，第6章で述べた SPP を用いた心理物理実験によって評価を行う．

8.1 高齢者色覚再現方法

第7章で示したように，加齢による色覚の変化では次のようなことが言われている．加齢に伴う水晶体の黄変により，網膜上には黄色味を帯びた光が入力される．しかし，実際には「加齢による色恒常性」と呼ばれる脳内処理による色補正が働き，色相に大きな変化は見られない．その一方で，水晶体の黄変や縮瞳により網膜に到達する光のエネルギーと分光分布は変化する．すなわち，高齢者が見る画像は，若年者が見る画像と比べて色度が等しく，実効的な輝度に差が生じると考えられている [23, 62]．しかしながら，既に述べたように，色恒常性を考慮した場合の SPP3 における高齢者色覚シミュレーション画像を用いた疑似色覚検査では，実際の高齢者の臨床データと合致する結果とはならなかった．そこで本章では色恒常性の条件を緩和し，さらに計算過程で用いるディスプレイ（以後，LCD:Liquid Crystal Display と呼ぶ）の発光スペクトルを実際に分光放射輝度計で測定して得られたデータを用いた高齢者色覚再現について検討する．そして，色恒常性を考慮した場合（従来法）と緩和した場合（提案法）の比較を，PC 上で再現した SPP3 の画像にそれぞれの方法で高齢者色覚再現を適用し，若年者（20代）の被験者に対して疑似検査を行い比較検討を行う．

8.1.1 XYZ 表色系の表現方法

本章では，三刺激値 X, Y, Z のそれぞれの成分がすべて R, G, B の成分に分解できるとして以下のように変換マトリクス $\alpha = \alpha_{ij} (i, j = 1, 2, 3)$ を用いて RGB 表色系から XYZ 表色系への変換式を定義する [33]．

$$\begin{aligned}
\begin{bmatrix} X \\ Y \\ Z \end{bmatrix} &= \begin{bmatrix} \alpha_{11} & \alpha_{12} & \alpha_{13} \\ \alpha_{21} & \alpha_{22} & \alpha_{23} \\ \alpha_{31} & \alpha_{32} & \alpha_{33} \end{bmatrix} \begin{bmatrix} R \\ G \\ B \end{bmatrix} \\
&= \begin{bmatrix} X_R + X_G + X_B \\ Y_R + Y_G + Y_B \\ Z_R + Z_G + Z_B \end{bmatrix} \tag{8.1}
\end{aligned}$$

ここで、 $X_m, Y_m, Z_m (m = R, G, B)$ を分解成分と定義する。また、これらは X, Y, Z の刺激において R, G, B の貢献度を意味する。

その一方で、光源色におけるそれぞれの X, Y, Z 刺激値は次式により計算することができる [29, 33]。

$$X = k \sum_{\lambda} S(\lambda) \bar{x}(\lambda) \tag{8.2}$$

$$Y = k \sum_{\lambda} S(\lambda) \bar{y}(\lambda) \tag{8.3}$$

$$Z = k \sum_{\lambda} S(\lambda) \bar{z}(\lambda) \tag{8.4}$$

ここで、 k は正規化定数、 $S(\lambda)$ は CIE 標準の光 (D_{65}) の波長 λ における分光エネルギー、 $\bar{x}(\lambda), \bar{y}(\lambda), \bar{z}(\lambda)$ は XYZ 表色系における等色関数の値 (本研究では Judd 修正等色関数を使用) である。本研究では LCD のバックライトを R, G, B のカラーフィルターを通して観測するため、透過色として扱う。従って、それぞれの三刺激値 X, Y, Z はフィルタの分光透過率 $\tau(\lambda)$ を用いて以下の式により算出される。

$$X = k \sum_{\lambda} S(\lambda) \bar{x}(\lambda) \tau(\lambda) \tag{8.5}$$

$$Y = k \sum_{\lambda} S(\lambda) \bar{y}(\lambda) \tau(\lambda) \tag{8.6}$$

$$Z = k \sum_{\lambda} S(\lambda) \bar{z}(\lambda) \tau(\lambda) \tag{8.7}$$

図 8.1 に本研究で使用した Judd 修正等色関数と標準の光 D_{65} のスペクトルを示す。

8.1.2 縮瞳フィルタ

瞳孔径の加齢変化による、 $[\text{cd}/\text{m}^2]$ の低下率を算出する。式 7.4 に示した、 A 歳において一定照度での瞳孔の直径 $l(A)$ を用いる。老人性縮瞳による、高齢者 (年齢 A_2) の若年者 (年齢 A_1) に対する網膜照度低下率 S は次式により算出される。

$$S = \frac{l(A_2)}{l(A_1)} \tag{8.8}$$

また、 S の算出結果を図 8.2 に示す。

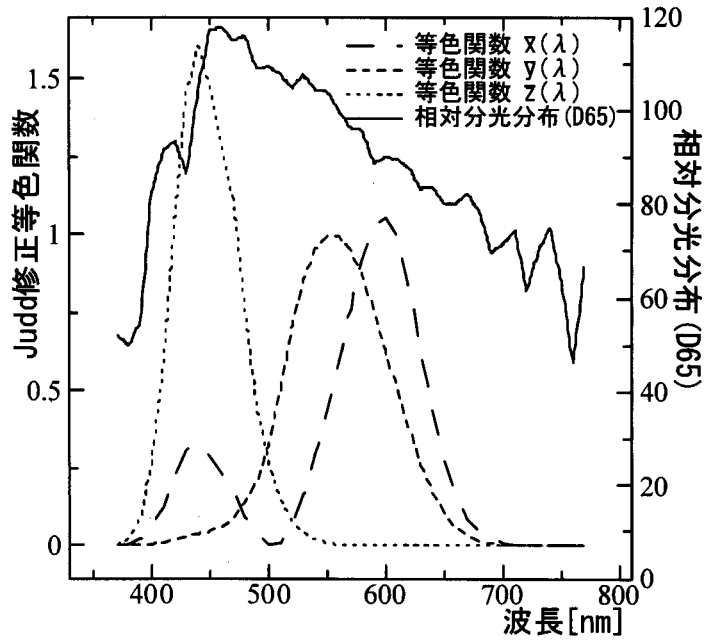


図 8.1: Judd 修正等色関数と標準の光 D₆₅

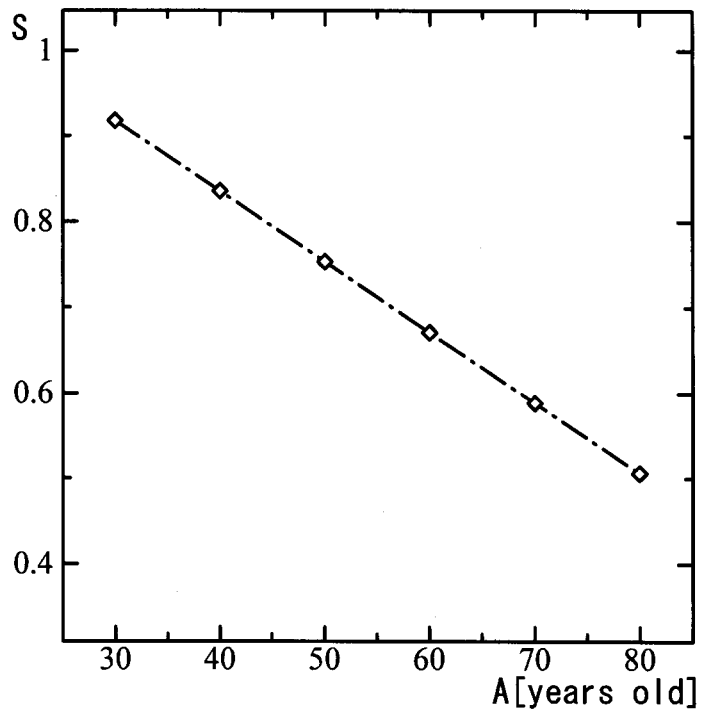


図 8.2: 縮瞳フィルタ

8.1.3 黄変フィルタ

若年者 (年齢 A_1) に対する水晶体が黄変した高齢者 (A_2) の水晶体透過率を求める. 式 (7.3) に示した分光透過率 $\tau(\lambda)$ を用いて, 若年者 (年齢 A_1) に対する高齢者 (年齢 A_2) の水晶体透

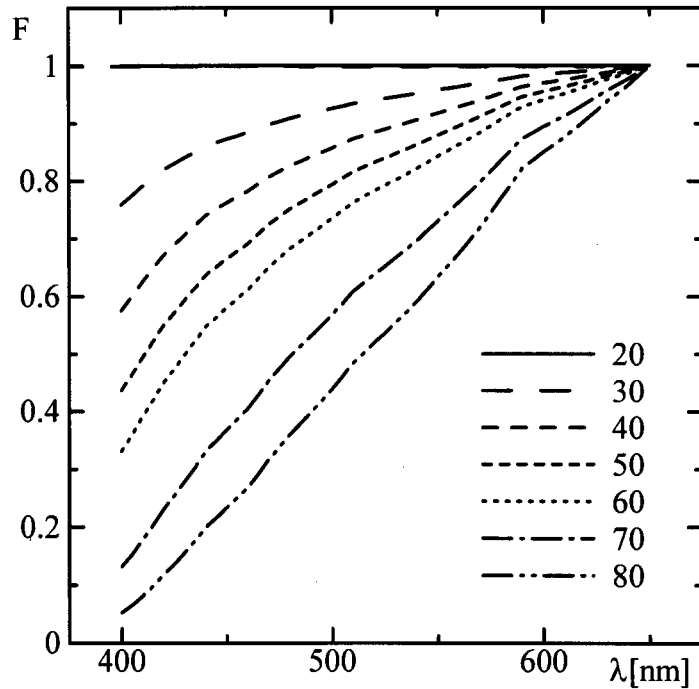


図 8.3: 黄変フィルタ

過率比 $F(\lambda, A_2, A_1)$ は以下の式で算出される.

$$F(\lambda, A_2, A_1) = \frac{\tau(\lambda, A_2)}{\tau(\lambda, A_1)} = \frac{10^{-L(\lambda, A_2)}}{10^{-L(\lambda, A_1)}} \quad (8.9)$$

また, 水晶体透過率比 $F(\lambda, A_2, A_1)$ の算出結果を図 8.3 に示す.

8.1.4 実効成分比の導出

式(8.9)によって得られた $F(\lambda, A_2, A_1)$ は波長 λ によって求められる入射光の透過率であるので, 入力画像の R, G, B 信号に直接結びつけることができない. 従って, まず $F(\lambda, A_2, A_1)$ を用いた式(8.5)~(8.7)によって求められる刺激 X, Y, Z から実効成分 $K_R^{(m)}, K_G^{(m)}, K_B^{(m)}$ ($0 \leq K_R^{(m)}, K_G^{(m)}, K_B^{(m)} \leq 1$) ($m = X, Y, Z$) を算出する. 次に, 実効成分を入力画像の R, G, B 信号から算出された分解成分 X_m, Y_m, Z_m ($m = R, G, B$) に乗算する. ただし, 実効成分 $K_R^{(m)}, K_G^{(m)}, K_B^{(m)}$ はどの年齢においても R, G, B 値に関わらず一定と仮定する.

次に, 実効成分の導出方法について説明する. ここでは代表例として, X, Y, Z の輝度成分である Y の R, G, B 成分のうちの $K_R^{(Y)}$ を導出する. 標準の光 (D_{65}) を赤色フィルタに通す過程では, 式(8.6)に示す分光透過率 $\tau(\lambda)$ は図 8.4(第 8.2.1 小節にて説明)に示す f_r に相当すると考える.

このことから, スペクトルを $\delta\lambda$ ごとに加算し, 以下の式により若年者 A_1 歳の刺激値 Y_r を赤色フィルター f_r を通すことにより算出する.

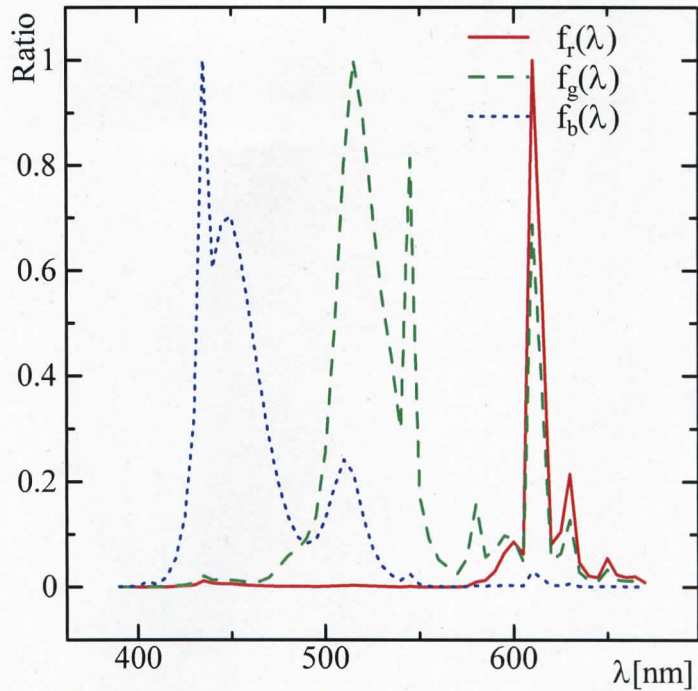


図 8.4: 実験で使用する LCD の発光スペクトル (sRGB)

$$Y_r = k \sum_{\lambda} S(\lambda) \bar{y}(\lambda) f_r(\lambda) \quad (8.10)$$

その一方で、標準の光 (D₆₅) は赤色フィルターだけではなく、水晶体の黄変フィルターも通すため、赤色フィルター f_r を通した高齢者 A_2 歳の刺激値 Y'_r を算出するには、 $F(\lambda, A_2, A_1)$ を赤色フィルター f_r に乗算する。このようにして高齢者の刺激値 Y'_r は以下の式により算出される。

$$Y'_r = k \sum_{\lambda} S(\lambda) \bar{y}(\lambda) f_r(\lambda) F(\lambda, A_2, A_1) \quad (8.11)$$

その結果、実効成分比は若年者 A_1 歳の刺激値 Y_r と高齢者 A_2 歳の刺激値 Y'_r の比を用いて次式により求められる。

$$K_R^{(Y)} = Y'_r / Y_r \quad (8.12)$$

同様の手順により、図 8.4 に示す緑色フィルター f_g と青色フィルター f_b を使用して、他の実効成分 $K_G^{(Y)} = Y'_g / Y_g$ と $K_B^{(Y)} = Y'_b / Y_b$ を決定することができる。最終的に、式 (8.1) に示される分解成分と実効成分を用いて、刺激値 Y における若年者に基づいた高齢者の水晶体透過率を求めることができる。

表 8.1: 使用機器

Item	Hardware Name
Dedicated LCD	ColorEdge CG241W (NANA0)
Color Management Tool	i1Display 2 (X-Rite)
Spectral Luminance Radiometer	CS-2000 (KONICA MINOLTA)
Data Management Software	CS-S10w (KONICA MINOLTA)

表 8.2: sRGB 色空間の三原色色度点と標準の光 D₆₅ の白色点

Color	x	y
Red	0.6400	0.3300
Green	0.3000	0.6000
Blue	0.1500	0.0600
White Point D ₆₅	0.3127	0.3290

$$K^{(Y)} = \frac{K_R^{(Y)}Y_R + K_G^{(Y)}Y_G + K_B^{(Y)}Y_B}{Y_R + Y_G + Y_B} \quad (8.13)$$

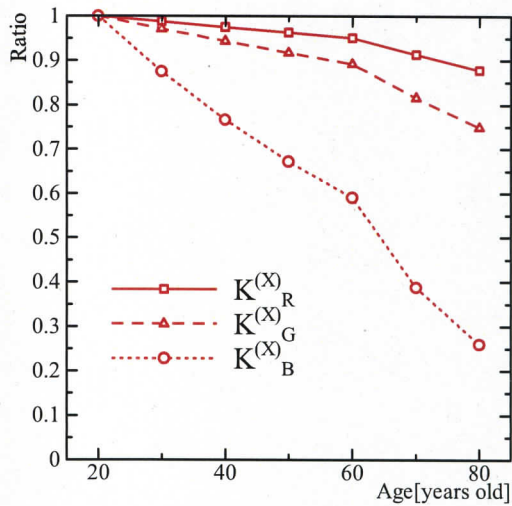
他の刺激値 X と Y も同様に、式 (8.5) と式 (8.7) を使用して上記の手順を踏むことにより、 $K_R^{(X)}, K_G^{(X)}, K_B^{(X)}$ と $K^{(X)}$ 、そして $K_R^{(Z)}, K_G^{(Z)}, K_B^{(Z)}$ と $K^{(Z)}$ をそれぞれ求めることができる。

8.1.5 高齢者の色知覚値の導出

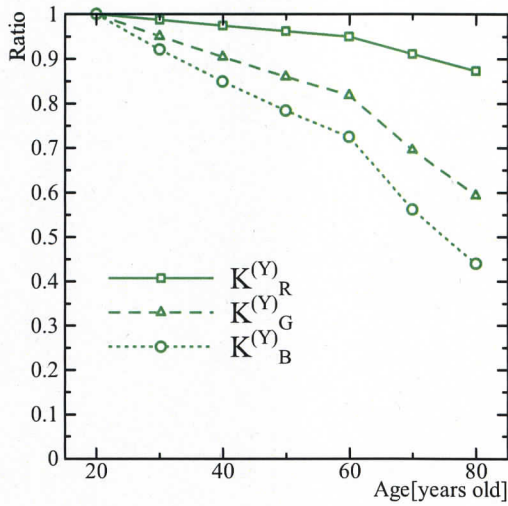
最終的に、若年者によって知覚される任意の色 (R, G, B) を高齢者の知覚する変色した色 (R', G', B) に変換することができる。本手法では、色恒常性 [63] の条件を緩和した。つまり、改良されたシミュレータの色知覚においては、水晶体の黄変は輝度のみでなく、色度の変化も追加されたことになる。従って、高齢者の知覚する三刺激値は縮瞳フィルタ S と水晶体黄変フィルタ $K^{(m)}$ 通して以下のように求められる。

$$\begin{aligned} X' &= K^{(X)}SX \\ Y' &= K^{(Y)}SY \\ Z' &= K^{(Z)}SZ \end{aligned} \quad (8.14)$$

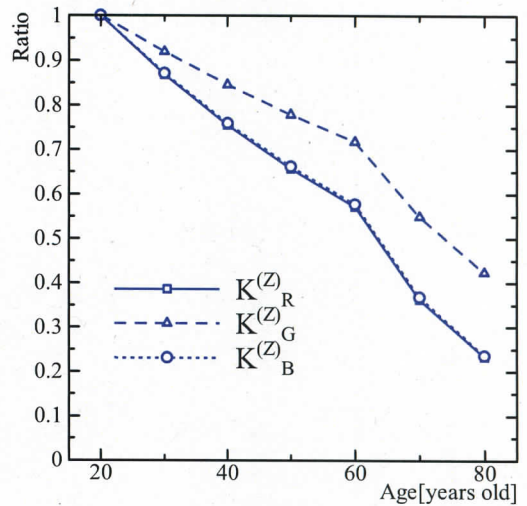
さらに、式 (8.1) の逆変換を適用することによって出力画素値 (R', G', B') を求めることができる。



(a) 実効成分比 $K_R^{(X)}, K_G^{(X)}, K_B^{(X)}$



(b) 実効成分比 $K_R^{(Y)}, K_G^{(Y)}, K_B^{(Y)}$



(c) 実効成分比 $K_R^{(Z)}, K_G^{(Z)}, K_B^{(Z)}$

図 8.5: 発光スペクトルより算出した実効成分比

8.2 実験

8.2.1 準備

実験で使用する機材を表 8.1 に示す. CG241W はソフトウェアとハードウェアの両面から高精度な色補正が可能な液晶ディスプレイであり, 本研究では sRGB 色空間と標準の光 D_{65} (標準色覚検査表 SPP は標準光源 D_{65} を基に作成されている) に基づき色補正を行った. なお, ガンマ補正は $\gamma = 2.2$ として行った. sRGB 色空間の三原色点と標準の光 D_{65} の白色点を表 8.2 に示す. なお, ここでは色補正により LCD 上で色が極めて高い精度で再現されており, 色覚検査に影響を与えないことを前提とする.

表 8.3: 検査環境

distance between LCD and subject	60[cm]
display time for each test image	2[s]
interval time	2[s]
location of test image on LCD	center
size of test image	512 × 512[pixel] (0.27 [mm/pixel])
background surrounding test image	gray (Y = 50)
light	darkroom

8.2.2 発光スペクトルと実効成分

次に、実験で使用する LCD の発光スペクトルを測定した。測定には高精度の分光放射輝度計 (CS-2000) を用いて予め第 8.2.1 小節で示した条件で LCD を色補正した状態で、暗室に近い部屋にて行った。測定した発光スペクトルは既に図 8.4 で示した。この測定により、[62] で使用された発光スペクトルに比べ、より最適なスペクトルを得ることができた。発光スペクトルより算出した実効成分比 $K_R^{(m)}$, $K_G^{(m)}$, $K_B^{(m)}$ ($m = X, Y, Z$) を図 8.5 に示す。ここで、式 (8.5)~式 (8.7) の計算過程では波長間隔 $\Delta\lambda = 5[\text{nm}]$ とし等色関数に図 8.1 で示した Judd 修正値 [33] を使用した。この結果から、年齢に比例してすべての実効成分比が低下しており、とりわけ短波長、つまり青に関する実効成分比の減衰率が大きいことがわかる。

8.2.3 疑似色覚検査

本実験では、改良された高齢者色覚再現シミュレータ (提案法) と従来法によるシミュレータにより SPP の検査画像 (第 6 章で示した) をシミュレーションした画像を用いて擬似的な色覚検査を行った。表 8.3 に本実験での検査環境を示す。

疑似検査では 1 回の検査につき 10 枚の SPP の検査画像を提示し、被験者一人に対して数字の記憶を防止するために次のような 2 回の検査を実施した。

- (1) SPP の検査と同用の順番かつ同様の数字の組合せ。
- (2) SPP の各検査表での色の組合せは変更せず、検査表の順番、表記されている数字を変更する。

この検査では、シミュレーションにより色の変化した SPP の検査画像の背景の色と数字の色を判別できるかどうかの確認を行った。

実際の臨床データ (実際に医師が 80 歳の被験者に対し SPP の検査を行いデータを取得) と従来法、提案法による疑似検査の数字の誤読率を示したグラフを図 8.6 に示す。このグラフから、提案法による疑似検査結果が従来法の疑似検査結果に大幅に近づいていることがわかり、高齢者色覚シミュレーションの精度が上がったと言える。

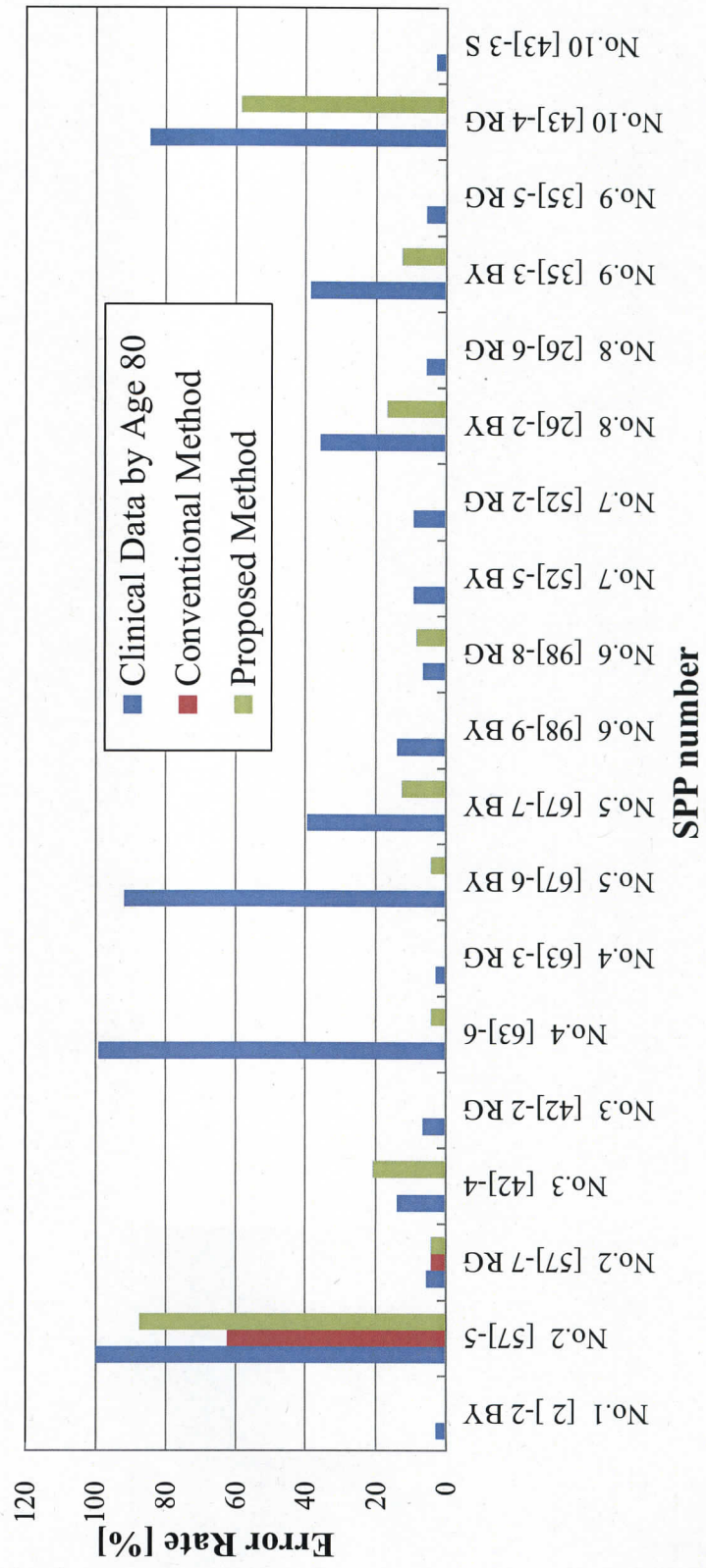


図 8.6: SPP の数字誤読率

表 8.4: SPP の検査画像における背景と数字の色の色差 (CIE1976 L*a*b*)

SPP	Colors Compared	Age 20		Age 80		SPP	Colors Compared		Age 20		Age 80	
		Age 20 Conv.	Age 20 Prop.	Age 80 Conv.	Age 80 Prop.		Age 20 Conv.	Age 20 Prop.	Age 80 Conv.	Age 80 Prop.		
No.1 "2"	dark "BK" - dark "2"	58.48	39.29	33.31		No.6 "98"	dark "BK" - dark "9"	30.12	21.60	13.51		
	light "BK" - light "2"	67.40	46.15	37.70			light "BK" - light "9"	33.57	22.21	14.46		
No.2 ² "57"	"BK"(1) - "5"(1)	10.01	6.76	5.73		No.7 "52"	dark "BK" - dark "5"	29.88	21.30	13.31		
	"BK"(2) - "5"(2)	13.16	9.69	5.83			light "BK" - light "5"	33.57	22.21	14.46		
	"BK"(1) - "7"(1)	18.46	12.16	11.59			dark "BK" - dark "2"	10.18	7.33	8.13		
	"BK"(2) - "7"(2)	5.60	7.09	6.43			light "BK" - light "2"	13.42	8.95	9.43		
No.3 "42"	dark "BK" - dark "4"	11.85	8.30	8.22		No.8 "26"	dark "BK" - dark "2"	13.09	9.72	6.83		
	light "BK" - light "4"	13.73	9.07	9.29			light "BK" - light "2"	14.88	10.12	7.93		
	dark "BK" - dark "2"	26.05	17.41	20.53			dark "BK" - dark "6"	10.29	6.44	6.95		
	light "BK" - light "2"	30.74	20.96	24.07			light "BK" - light "6"	10.76	7.29	8.23		
No.4 "63"	dark "BK" - dark "6"	19.35	13.31	8.79		No.9 "35"	dark "BK" - dark "3"	13.09	9.72	6.83		
	light "BK" - light "6"	21.83	13.94	9.62			light "BK" - light "3"	14.88	10.12	7.93		
	dark "BK" - dark "3"	26.05	17.41	20.53			dark "BK" - dark "5"	10.18	7.33	8.13		
	light "BK" - light "3"	30.74	20.96	24.07			light "BK" - light "5"	13.42	8.95	9.43		
No.5 "67"	dark "BK" - dark "6"	29.30	19.11	13.15		No.10 "43"	dark "BK" - dark "4"	12.15	8.41	6.11		
	light "BK" - light "6"	34.19	24.20	15.63			light "BK" - light "4"	9.63	6.28	5.29		
	dark "BK" - dark "7"	16.72	11.62	7.56			dark "BK" - dark "3"	27.54	19.43	14.52		
	light "BK" - light "7"	18.22	11.72	7.81			light "BK" - light "3"	31.24	21.16	16.34		

8.2.4 考察

検査画像上での色ごとの色差

表 8.4 は全ての SPP の検査画像 (20 代, 従来法による 80 歳を再現, 提案法による 80 歳を再現) における背景と数字の色差 (CIE1976 $L^*a^*b^*$) を算出した結果である。ただしそれぞれの色において, “BK” は “背景”, 二つの輝度値については “dark” が “ $Y = 20$ ”, “light” が “ $Y = 30$ ” を意味する (ただし No.2 を除く²)。20 歳と 80 歳における色差を比較すると, 加齢によって色差が極めて小さくなっていることがわかる。また, 多くの検査画像では従来法より提案法の方が色差が小さくなっていることがわかる [62]。とりわけ, No.5 の “7”, No.8 の “2”, No.9 の “3”, No.10 の “4” に関しては図 8.6 の誤読率と合わせて考えると, 従来法の色差が提案法の色差と比較して小さくなったことが誤読率を上げ, 高齢者の実際の臨床データに極めて近くなったと考えられる。図 8.7 ~ 図 8.10 は従来法と提案法により年代別にシミュレーションを施した SPP3 における No.8 と No.10 の検査画像である。提案法の黄変化による色度の変化により, 明らかに背景と数字の弁別をするのが困難になっていることがわかる。さらに, 図 8.11 に SPP3 の No.8 の “2” と No.10 の “4” に使用されている色の, 提案法による色度の変移の様子を示す。これより, 色度図における赤と緑の間, つまり黄色方向へ大きく変化していることがわかる。

色度図の変化

加齢による色の変化を色全体で把握しやすくするため, 色度図画像を用いて高齢者色覚シミュレーションの検証を行う。図 8.12 は $Y = 20$ における色度図画像を従来法と提案法により高齢者色覚変換 (80 歳) を施した画像である。従来法では単純に画像全体が暗くなるだけであり, 提案法では画像全体が暗くなるのに加え, 緑と青の領域がなくなりかけているのがわかる。これは加齢により図 8.5 に示した B (短波長) 成分の実効成分比の減少が他の R (長波長) や G (中波長) の実効成分比の減少と比較して極めて大きいためだと予想される。

次に, 提案法の高齢者色覚シミュレーションにより色度図上の無彩色の点がどのように変移するかについて検証する。図 8.13 は, 提案法によって年代別に高齢者色覚シミュレーションを施した色度図に対して, HSV 表色系 [64] を用いて, 彩度が “7” 以下の部分を白線によって囲った画像である。加齢により, 白線部分が徐々に青側 (短波長方向) にシフトしていつているのがわかる。これは高齢者が大部分の “青色” を “無彩色” と認識しているということである。

最後に自然画像のシミュレーション例として “ガスバーナー” の炎の画像を提案法と従来法によってシミュレーションした結果をそれぞれ図 8.14 および図 8.15 に示す。従来法, 提案法の両方とも加齢により, 炎の部分が小さくなっているのがわかる。現実問題として, 高齢者の場合は短波長側の色が無彩色と見えてしまうことから, ガスコンロの青い炎などは実際より小さく見えてしまい, 火傷を負ってしまうこともしばしばある。高齢者色覚再現はこのような現象も画像上でシミュレーションすることが可能であり, 危険を勧告するためにも有用である。そのため, さらなるシミュレーションの精度の向上も必要である。

² No.2 に使用されている色に関しては $Y = 20$ の “dark” の色のみ使用されていることに注意されたい。ここでは他の検査画像と同じく, 斜め方向の色同士で色差を計算した。

結言

本章では高齢者色覚再現方法として水晶体の黄変化と瞳孔径の収縮に基づき、大脳の補正による色恒常性を考慮した従来法と、補正を考慮しない場合の提案法の比較検討を行った。両手法を用いて、PC上で再現したSPP3の画像シミュレーションを行い、実際に心理物理実験を行ったところ、提案法の実験結果は従来法と比較して、眼科にて収集された高齢者の臨床データに大きく近づき、提案法による高齢者色覚再現性が向上したと言える。また、提案法によって色度図画像に対して高齢者色覚再現を適用して得られた結果から、高齢者が知覚する大部分の“青色”が“無彩色”に相当することが示された。日常生活に潜む高齢者の現実的な問題例として、ガスコンロの青色の炎が無彩色になり、実際の炎より小さく見えてしまう現象を高齢者色覚再現によりシミュレーションすることが可能であることも示された。

このように、画像上での高齢者色覚再現は高齢者に対するサポートシステムを構築する上で、極めて重要であると考えられる。

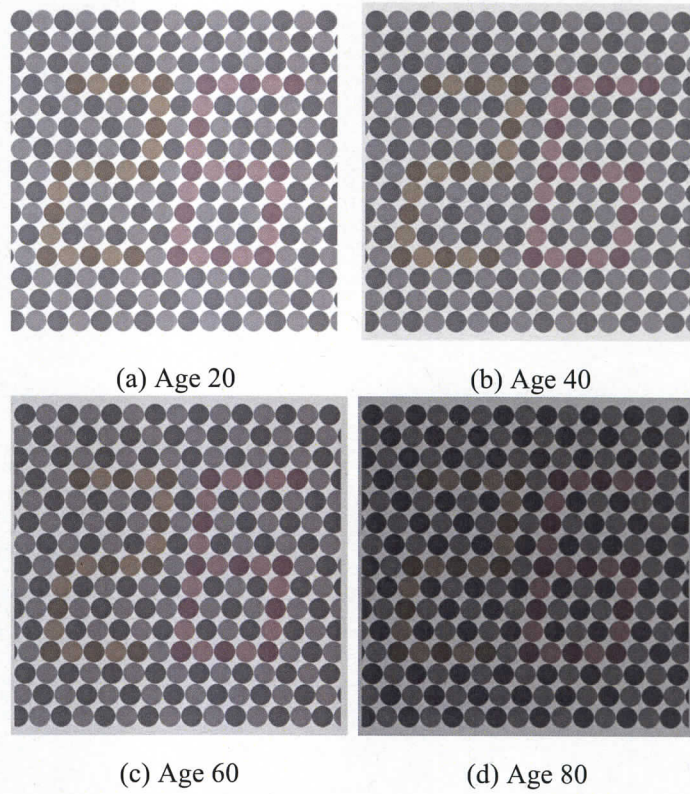


図 8.7: 従来法 [62] による SPP3 における No.8 “26” の年代別シミュレーション画像

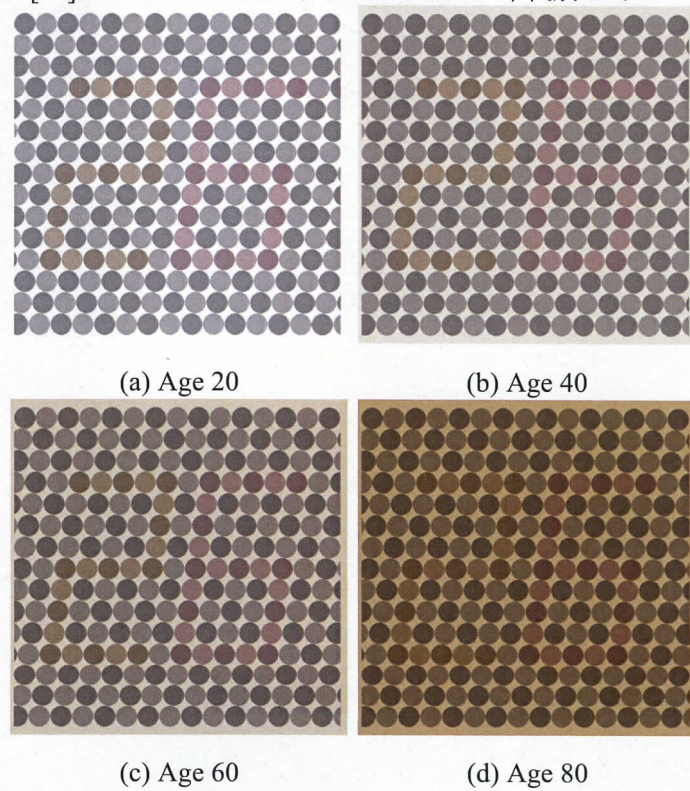


図 8.8: 従来法による SPP3 における No.8 “26” の年代別シミュレーション画像

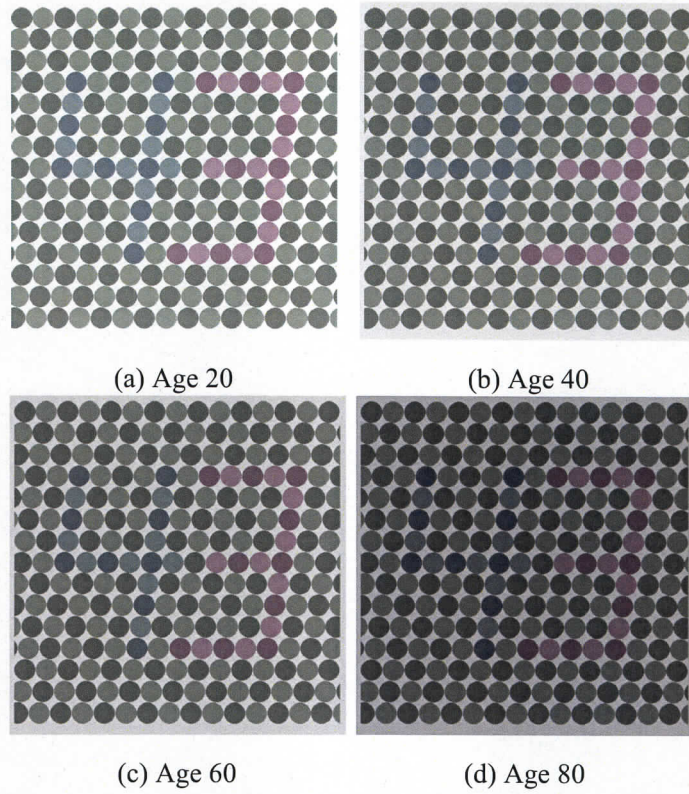


図 8.9: 従来法 [62] による SPP3 における No.10 “43” の年代別シミュレーション画像

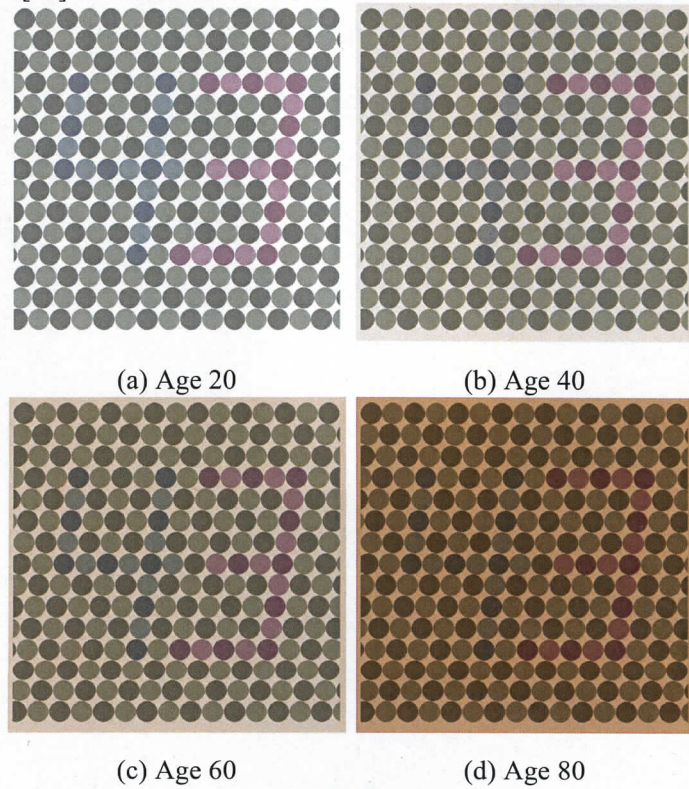
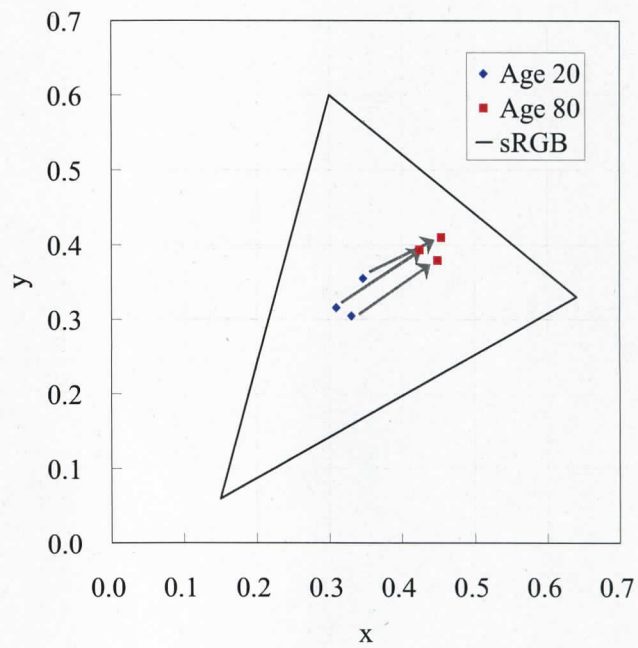
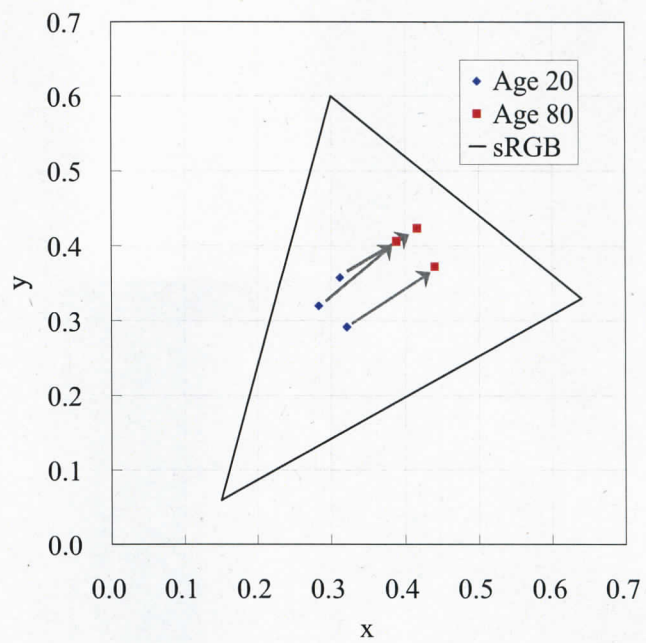


図 8.10: 提案法による SPP3 における No.10 “43” の年代別シミュレーション画像

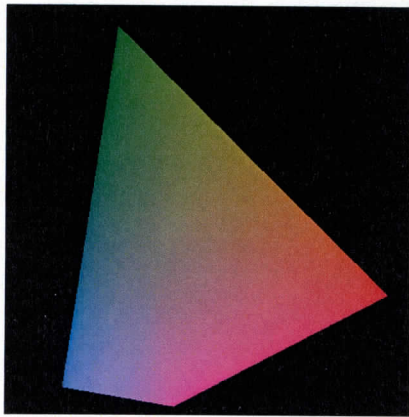


(a) SPP3 の検査画像 No.8 “26” に使用されている色

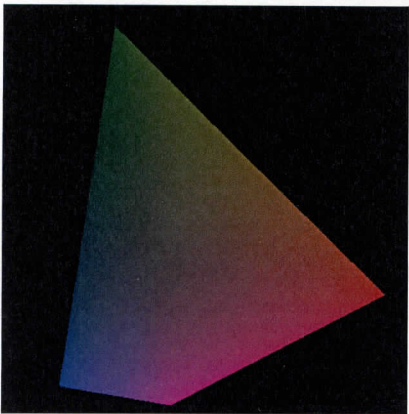


(b) SPP3 の検査画像 No.10 “43” に使用されている色

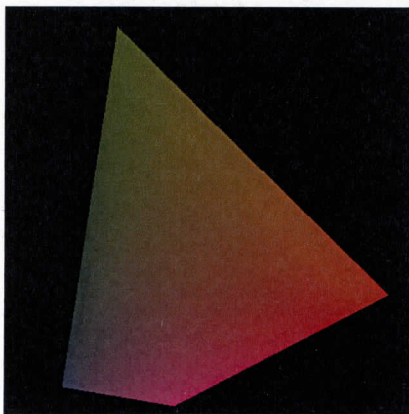
図 8.11: 提案法による色度の変移



(a) 色度図原画像 (20 歳)

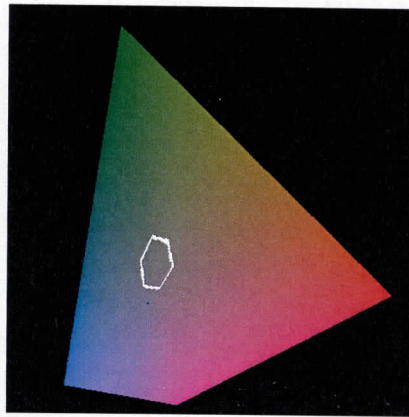


(b) 従来法 (80 歳)

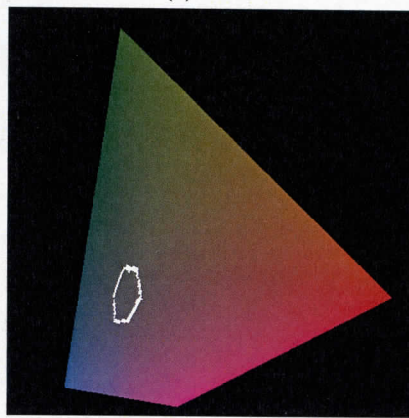


(c) 提案法 (80 歳)

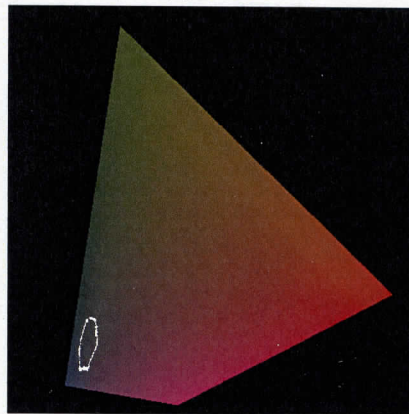
図 8.12: $Y = 20$ における色度図画像の従来法と提案法による高齢者色覚変換画像



(a) 20 歳



(a) 60 歳



(a) 80 歳

図 8.13: シミュレーション (提案法) による色度図 ($Y = 20$) の無彩色領域の加齢変化 (白線によって囲まれた部分)

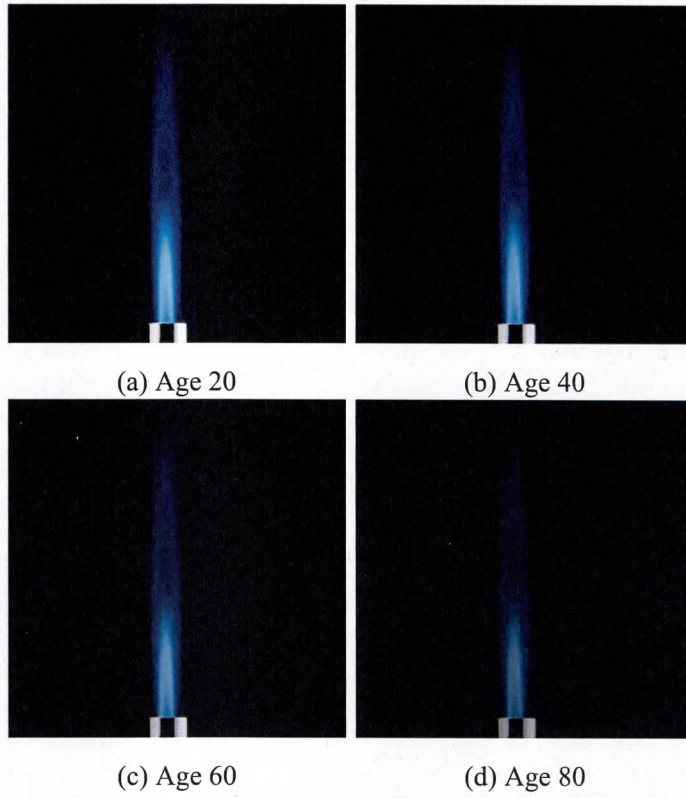


図 8.14: 従来法 [62] によって高齢者色覚変換された“ガスバーナー”の画像

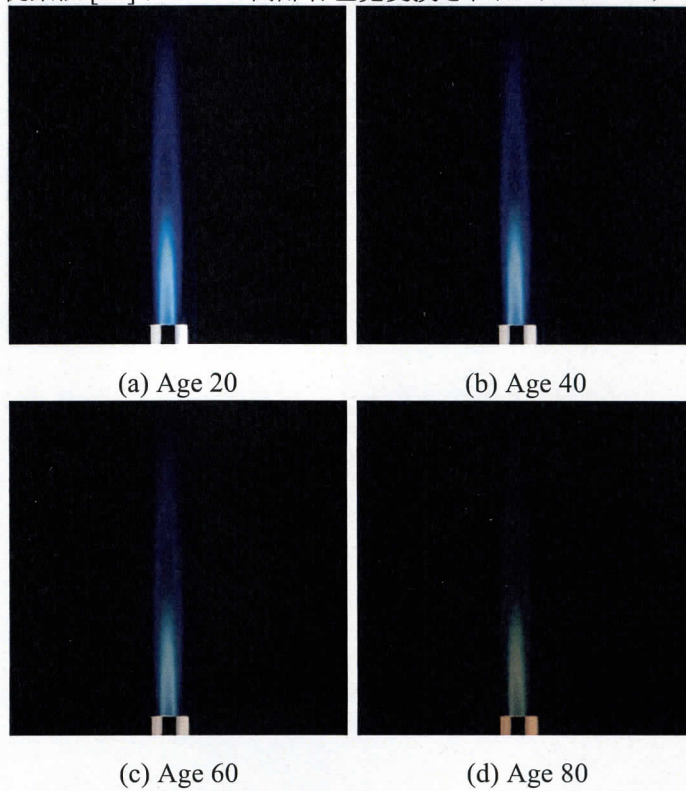


図 8.15: 提案法によって高齢者色覚変換された“ガスバーナー”の画像

第9章 結論

9.1 本論文における成果

本論文では色覚バリアフリーを目的とし、臨床にて利用可能な日常生活に即した視機能を検査する装置を開発することと、表示装置上での高齢者色覚の再現性を向上させることを目的として、以下の2点について検討した。

- 色視力検査装置の開発と人の色視力の特性の検討
- 色恒常性を緩和させた高齢者色覚再現の検討

それぞれの検討に対して得られた研究成果を以下に示す。

(i) 色視力検査装置の開発と人の色視力の特性の検討 (第2章～第5章)

第2章では“色に対する視機能”を検査する方法として、視覚刺激として“色付けしたランドルト環”を使用することを念頭に、検査装置の全体像、検査に使用する色及び評価方法に関する詳細を述べた。検査装置はノートPCと、外部接続により高精度な色補正が可能であるナナオ社のCG245Wで構成した。色の作成、視覚刺激の作成および刺激の提示が一通り可能なソフトウェアを作成した。基本的に検査に使用する色はNEW COLOR TESTの彩度6で使用される色(ランドルト環)と、白色点D65の色(背景)を採用した。なお、輝度 $30[\text{cd}/\text{m}^2]$ とした。これらの有彩色の色はランドルト環に適用し、無彩色の色は背景に適用し、各色のランドルト環で測定される視力を色視力(CVA: Color Visual Acuity)と定義した。従来LCDの色再現性はCRTの色再現性と比較して劣っていたため、LCDが色覚検査で使用されることは少なかった。しかしながら近年のLCDではハードウェアとソフトウェアの両面から色のキャリブレーションを行うことが可能であり、極めて色再現性の高いLCDが開発されてきた。このような背景から、第4章では、検査装置に使用するCG245Wを色再現性を検証した。PC上における色変換方法として、IECにより定められているsRGBの規格(IEC61966-2-1)に準拠し、色変換を行った。測色する色は検査装置にも使用されるNEW COLOR TESTの15と白色点D65、およびsRGB色空間内の一定間隔でサンプリングした120色の測定を行った。その結果、黄色の領域で他の色と比較して目標値と測色値の色差(誤差)が高いことが確認されたが、概ね良好な色再現性が確認された。また背景である白色点D65と有彩色の15色の輝度差のRMSEを算出したところすべての色で差は小さく、色に対する視機能を測定する目的として極力輝度の影響を除いた色のみでの検査が可能であることが確認された。さらに、これらの色再現性が実際に測定するCVAにどのような影響を与えるかを、キャリブレーションごとにCVAを測定したところ、CVAの測定値のばらつきは小さく、測定値の再現性も高いことが確認できた。第5章では第2章および第4章にて検証さ

れた色視力検査装置を用いて実際に正常眼と、症例に対する検査例として眼内レンズ挿入眼に対してCVAの測定を行った。正常眼の若年者における色視力の基礎的な特性の測定では、背景とランドルト環の輝度を等輝度とすることによって輝度差の影響を除いた色のみに関する視機能を測定可能であることを示せた。またそのような色に対する視機能を測定可能である背景とランドルト環の輝度差の範囲がおよそ $\pm 2[\text{cd}/\text{m}^2]$ の範囲に存在する可能性も示された。さらに色視力の時間的な測定に関しては、視細胞のS錐体に関与する色の時間的応答が悪い可能性も示された。

以上のような色視力の基本的な特性に基づき、正常眼の加齢変化を測定したところ、従来言われていた加齢による青-黄軸の色の弁別能が低下するのではなく、赤-緑軸のCVAの上昇(LogMAR値)が認められ、色認識における新しい知見が得られた可能性が示された。

さらに、症例に対する検査例として、眼内レンズ眼(単焦点および多焦点眼内レンズ)に対してCVAを測定し同年代における正常眼との比較を行った。完全矯正視力を1.5以上のグループに限定することによって多焦点眼内レンズ眼における色相全体におけるCVAが上昇することが認められた。これらの結果より、色視力検査装置が眼科での臨床応用にて様々な症例における色に対する視機能を評価可能であることが明らかになり、色覚バリアフリーを実現するための評価手段になり得る可能性が示された。

(ii) 色恒常性を緩和した高齢者色覚再現の検討(第6章～第8章)

第6章では本論における高齢者色覚シミュレーションの評価に用いる標準色覚検査表第三部検診用(SPP3)に関する説明を行った。第7章では一般的な加齢による色覚の変化の要因となる、水晶体の黄変化と瞳孔の収縮について、それぞれPokornyとWinnらのモデルを用いてそれぞれを数値的に表す方法について紹介した。また実際に臨床で得られた加齢によるSPP3の検査成績を紹介した。これらのことを踏まえ、高齢者色覚再現における従来法では、脳の補正機能(色の恒常性)により、実際の高齢者の色の見え方は若年者とほとんど変わらないという考えに基づき、色度を変化させず、輝度のみを変化させる方法をとっていた。しかし、この方法を用いてPC上で再現されたSPP3に高齢者色覚再現を施し、心理物理実験を行った結果は実際の高齢者のSPP3の臨床データとは符号せず、大きく異なっていた。第8章では、従来法における色の恒常性を緩和し、色度の変化を追加した高齢者色覚シミュレーションを実現し、SPP3を用いて両手法の再現性の評価を行った。提案法の実験結果は従来法と比較して、実際の高齢者の臨床データに大きく近づき、高齢者色覚の再現性が向上したと言える。また、高齢者色覚再現による色全体の変化を把握する目的から、色度図画像に対して高齢者色覚再現を適用したところ、高齢者が知覚する大部分の“青色”が“無彩色”に相当することが確認された。日常生活に潜む高齢者の現実的な問題例として、ガスコンロの炎が無彩色になり、実際の炎より小さく見えてしまう現象を高齢者色覚再現法によりシミュレーションすることが可能であることも示された。これらの結果より、高齢者色覚再現法の改善と重要性が確認された。

9.2 今後の展望

色視力検査装置の開発ではその装置的な特性としていくつか検証するべき点がある。色視力は背景とランドルト環の色の輝度を測色的に等輝度としているが、本来色覚の研究におい

では色ごとに感じる“明るさ”には個人差があるため、交照法や直接比較法などによって色ごとの明るさを比較色と合わせる必要がある。背景輝度段階変化特性の測定により、LCDのキャリブレーション機能による背景色とランドルト環の色が測色的に等輝度としても色ごとに特徴的なCVAを測定することが可能であったが、実際に交照法および直接比較法などにより設定される等しい明るさとした場合のCVAも測定する必要がある。また、LCDではリフレッシュレートによる提示時間の制限もあるため、あまり短い提示時間の場合だとソフトウェアの刺激描画のタイミングと画面の描画のタイミングがずれるため、ランドルト環を正しく提示できない可能性もあるため、より詳細な検討が必要である。

色恒常性を緩和させた高齢者色覚再現の検討に関しては、SPP3を用いた心理物理実験にて提案法が実際の臨床データに大きく近づいたが、未だ合致しない部分もあり、改善の余地がある。色視力検査装置の結果より得られた色視力の加齢変化では、従来言われていた青-黄軸の弁別能の低下ではなく、赤-緑軸の色の弁別能の低下が観測され、SPPの疑似色覚検査においても赤-緑軸の弁別能に関する検査結果が実際の臨床データに合致していないことから、赤-緑軸の弁別能を低下させるような変換も加える必要がある。また、色覚バリアフリーを目指した高齢者色覚再現法の発展として、表示装置上にて劣化した高齢者の色覚特性を補償するような色表示システム構築することができれば、高齢者にとって過ごしやすい環境を提供することが可能である。今後は以上のような課題に対して検討してゆきたい。

参考文献

- [1] I. Newton: "OPTICKS (Based on the 4th (1730) edition): OR, A TREATISE OF THE Reflections, Refractions, Inflections and Colours OF LIGHT", London: Printed for William Innys at the West-End of St. Paul's (Opticks was originally published in 1704).
- [2] T. Young: "On the Theory of Light and Colours", Philosophical Trans., pp.12-48 (1802).
- [3] H. Helmholtz: *Physiological Optics*, Southall JPC Ed., Optical Society of America (1942).
- [4] E. Hering: *Outlines of a Theory of the Light Sense*, Translated by Hurvich LM and Jameson D, Harvard University Press (1964).
- [5] 永田泰弘, 三ッ塚由貴子: よくわかる 色彩の科学, ナツメ社 (2007).
- [6] 深見嘉一郎: 色覚異常-色盲に対する誤解をなくすために, 金原出版 (1988).
- [7] 太田安雄, 清水金朗: 色覚と色覚異常 これだけは知っておきたい理論と実際, 金原出版 (1999).
- [8] 石原忍: 石原総合色覚検査表 (国際版), 半田屋商店 (2001).
- [9] 村上静男: 東京医科大学色覚検査表 (初版), 村上色彩研究所 (1957).
- [10] 市川宏, 深見嘉一郎, 田辺詔子, 川上元朗: 標準色覚検査表 Standard Pseudoisochromatic Playtes, 医学書院 (1978).
- [11] 市川宏, 深見嘉一郎, 田辺詔子: Standard Pseudoisochromatic Playtes 標準色覚検査表 第2部 後天異常用, 医学書院 (1983).
- [12] 深見嘉一郎, 田辺詔子, 市川一夫: 標準色覚検査表 第3部 検診用, 医学書院 (1993).
- [13] D. Farnsworth: *Farnsworth Dichotomous Test for Color Blindness - Panel D-15(Manual)*, The Psychological Corporation (1947).
- [14] D. Farnsworth: "The Farnsworth - Munsell 100 Hue and Dichotomous Tests for Color Vision", J. Opt. Soc., Vol.33, No.10, pp.658-574 (1943).
- [15] D. Farnsworth: "The Farnsworth - Munsell 100 Hue and Dichotomous Tests Examination of Color Discrimination(manual)", Munsell Color Company, Inc. 1949, 1957.
- [16] P. Lanthony: "THE NEW COLOR TEST", Documenta Ophthalmologica, Vol. 46, No. 1, pp.191-199 (1978).

- [17] 長田義仁: バイオミメティックスハンドブック, エヌ・ティー・エス (2000).
- [18] 宮本武: “眼内レンズ” 日本人工臓器学会学会誌, Vol. 39, No. 3 (2010).
- [19] 市川一夫: “視機能を考えた眼内レンズ選択法: 眼内レンズ着色化のすすめ”, IOL & RS, Vol. 20, No. 3, pp. 213–220.
- [20] 市川一夫: “着色眼内レンズ”, 臨床眼科, Vol. 64, No. 11, pp.183–185 (2010).
- [21] S. Kondo: “A Computer Simulation of Anomalous Color Vision”, *Color Vision Deficiencies*, Kugler & Ghedini Pub., pp.145–159 (1990).
- [22] H. Brettel, F. Vienot, J. D. Mollon: “Computerized Simulation of Color Appearance for Dichromats”, *Journal of Optical Society of America*, Vol. 14, No.10, pp.2647–2655 (1997).
- [23] 神戸秀, 岡嶋克典: “画像色彩処理によるリアルタイム視覚シミュレーション”, 日本色彩学会画像色彩研究会研究発表論文集, pp.83–88 (2006).
- [24] 岡嶋克典: “高齢者色覚シミュレーションの理論と実際 (<特集> カラーユニバーサルデザイン最先端)”, 日本色彩学会誌, Vol. 32, No. 1, pp.44–48 (2008).
- [25] 中田恵美子, 田中清, 中村英樹, 市川一夫, 田邊詔子: “発光スペクトルを用いた高齢者色覚再現法の検討”, 2008年度画像符号化シンポジウム (PCSJ2008), pp.45–46.
- [26] 田村徹: “液晶ディスプレイの色再現性-階調による色度変化-”, 映像情報メディア学会誌, Vol. 52, No. 10, pp.1527–1529 (1998)
- [27] M. Salzmann: *Anatomie und Histologie des menschlichen Augapfels*, Franz Deuticke (1912).
- [28] 内川恵二: 色覚のメカニズム 色を見る仕組み, 朝倉書店 (1998).
- [29] 太田登: 色彩光学, 東京電機大学出版局 (2007).
- [30] 日本色彩学会: 新編 色彩科学ハンドブック, 東京大学出版会 (1980).
- [31] IEC 61966-2-1: “Multimedia System and Equipment - Colour Measurement and Management - Part 2-1: Colour Management - Default RGB Colour Space - sRGB” (1999).
- [32] 画像電子学会: カラー画像処理とデバイスデジタル・データ循環の実現, 東京電機大学出版局 (2004).
- [33] 池田光男: 色彩工学の基礎, 東京電機大学出版 (2007).
- [34] Institute of Ophthalmology: Colour & Vision Research Laboratory, <http://www.cvrl.org/>.
- [35] 篠森敬三: 講座<感覚・知覚の科学> 1 視覚 I 視覚系の構造と初期機能, 朝倉出版 (2007).
- [36] 岡嶋克典: 講座<感覚・知覚の科学> 5 感覚・知覚実験法, 朝倉書店 (2008).

- [37] D.L. MacAdam: "Visual Sensitivities to Color Difference in Daylight", *The Journal of the Optical Society of America*, Vol. 32, No. 5, pp.247–274 (1942)
- [38] W.R.J. Brown: "The Influence of Luminance Level on Visual Sensitivity to Color Difference", *The Journal of the Optical Society of America*, Vol. 41, No. 10, pp.684–688 (1951).
- [39] A. Yebra, J. A. Garcia, J. L. Nieves, J. Romero: "Chromatic Discrimination in Relation to Luminance Level", *Color Research & Application*, Vol. 26, No. 2, pp.123–131 (2001).
- [40] D.L. MacAdam: "Small-Field Chromaticity Discrimination" *The Journal of the Optical Society of America*, Vol. 49, No. 12, pp.1143–1146 (1959).
- [41] D. R. Williams, D. I. A. MacLeod, M. M. Hayhoe: "Punctate Sensitivity of the Blue Sensitivity Mechanism", *Vision Research*, Vol. 21, pp. 1357–1376.
- [42] D. R. Williams, N. Sekiguchi, W. Haake, D. Brainard, O. Packer: "The Cost of Trichromacy for Spatial Vision", *From Pigments to Perception*, pp. 11–22.
- [43] C. A. Curcio, K. A. Allen, K. R. Sloan, C. L. Lerea, J. B. Hurley, I. B. Klock, A. H. Milam: "Distribution and Morphology of Human Cone Photoreceptors Stained With Anti-Blue Opsin", *The Journal of Comparative Neurology*, Vol. 312, No. 4, pp. 610–624 (1991).
- [44] 吉沢達也, 内川恵二: "色応答の時間的足し合わせ特性の色相環比較", *Vision*, Vol. 5, No. 1, pp.1–9 (1993).
- [45] J. Pokorny, V. C. Smith, M. Lutez: "Aging of the human lens", *APPLIED Optics*, Vol. 26, NO. 8, pp.1437–1440 (1987).
- [46] B. Winn, D. Whitaker, D. B. Elliott, N. J. Phillips: "Factors Affecting Light-Adaption Pupil Size in Normal Human Subjects", *Investigative Ophthalmology & Visual Science*, Vol. 35, No. 3, pp. 1132–1137 (1994).
- [47] 小暮慎二: "飽和度識別能に関する研究, 第1報, 正常者の色覚について", *日本眼科学会雑誌*, Vol. 84, No. 7, pp. 537–544.
- [48] G. Verriest: "Further Studies on Acquired Deficiency of Color Discrimination", Vol. 53, No. 1, pp. 185–197 (1963).
- [49] K. Knoblauch, F. Saunders, M. Kusuda, R. Hynes, M. Podgor, K. E. Higgins, F. M. de Monasterio: "Age and Illuminance Effects in The Farnsworth-Munsell 100-hue Test", *Applied Optics*, Vol. 26, No. 8, pp. 1441–1448 (1987).
- [50] R. S. Harwerth, H. G. Sperling: "Effects of Intense Visible Radiation on The Increment-Threshold Spectral Sensitivity of The Rhesus Monkey Eye", *Vision Research*, Vol. 15, pp. 1193–1204 (1975).
- [51] J. S. Werner, V. G. Steele, D. S. Pfoff: "Loss of Human Photoreceptor Sensitivity Associated With Chronic Exposure to Ultraviolet Radiation", *Ophthalmology*, Vol. 96, No. 10, pp. 1552–1558.

- [52] B. E. Schefrin, J. S. Werner: "Age-Related Changes in The Color Appearance of Broadband Surfaces", *Colro Research and Application*, Vol. 18, No. 6, pp. 380–389 (1993).
- [53] 篠森敬三: "色覚の加齢効果", *日本色彩学会誌*, Vol. 27, No. 3, pp. 216–223.
- [54] K. Sagawa, Y. Takahashi: "Spectral Luminous Efficiency as a Function of Age", *Journal of the Optical Society of America*, Vol. 18, No. 11, pp. 2659–2667 (2001).
- [55] D. B. Elliott, K. C. H. Yang, D. Whitaker: "Visual Acuity Changes Throughout Adulthood in Normal Eyes: Seeing Beyond 6/6", *Optometry and Vision Science*, Vol. 72, No. 3, pp.186–191 (1995).
- [56] J. Sjöstrand, L. Laatikainen, H. Hirvelä, Z. Popovic, R. Jonsson: "The Decline in Visual Acuity in Elderly People With Healthy Eyes or Eyes With Early Age-Related Maculopathy in Two Scandinavian Population Samples", *Acta Ophthalmologica*, Vol. 89, No. 2, pp.116–123 (2011).
- [57] S. Cillino, A. Casuccio, F. Di Pace, R. Morreale, F. Pillitteri, G. Cillino, G. Lodato: "One-Year Outcomes with New-Generation Multifocal Intraocular Lenses", *American Academy of Ophthalmology*, Vol. 115, No. 9, pp. 1508–1516 (2008).
- [58] S. Gierek-Ciaciura, L. Cwalina, L. Bednarski, E. Mrukwa-Kominek: "A Comparative Clinical Study of the Visual Results Between Three Types of Multifocal Lenses", *Graefes Arch Clin Exp Ophthalmol*, Vol. 248, No. 1, pp. 133–140 (2010).
- [59] 近藤香里, 酒井幸弘, 内藤尚久, 玉置明野, 市川一夫, 磯谷尚輝, 小島隆司, 中村友昭, 城山敬康: "回折型多焦点眼内レンズ症例の年代別の成績", *Japanese Orthoptic Journal*, Vol. 39, pp. 191–190 (2010).
- [60] 市川一夫: "白内障手術前後の視機能変動", *眼科*, Vol. 42, No. 1, pp. 37–43 (2000).
- [61] 田邊詔子, 深見嘉一郎, 市川一夫, 石黒進, 福田ゆみ, "眼科的検診のための仮性同色表", *臨床眼科*, Vol. 47, No. 5, pp.971–974 (1993).
- [62] 中田恵美子, 田中清, 中村秀樹, 市川一夫, 田邊詔子: "発光スペクトルを用いた高齢者色覚再現法", 2008年画像符号化シンポジウム, pp. 45–46(2008).
- [63] K. Okajima: "Color Perception of the Elderly: Basic Researches and Applications", *Proc. AIC Color'03*, pp. 413–416 (2003).
- [64] A. R. Smith: "Color Gamut Transform Pairs", *Computer Graphics*, Vol. 12, pp. 12–18 (1978)

発表論文

学会誌論文

1. 田中 芳樹, 田中 清, 横山 翔, 中村 英樹, 市川 一夫, 田邊 詔子: “新しい色視力検査システムの開発と色視力の検査例”, 画像電子学会誌, Vol. 41, No. 5, pp.487–495 (2012).
2. Yoshiki Tanaka, Kiyoshi Tanaka, Sho Yokoyama, Hideki Nakamura, Kazuo Ichikawa and Shoko Tanabe, “An Improved Simulation Method of Color Perception by Elderly People Based on Measured Luminescence Spectrum and Color Constancy Relaxation”, Journal of the Institute of Image Electronics Engineers of Japan, Vol.40, No.1, pp.86–95 (2011-1).
3. 田中 芳樹, 田中 清, 横山 翔, 中村 英樹, 市川 一夫, 田邊 詔子, “色を用いた新しい視機能検査装置による正常眼と多焦点眼内レンズ挿入眼の比較”, 日本眼科学会雑誌, Vol.114, No.12, pp.1143–1044 (2010.12).

国際会議論文

1. Yoshiki Tanaka, Kiyoshi Tanaka, Sho Yokoyama, Hideki Nakamura, Kazuo Ichikawa, Shoko Tanabe: “Characteristics of Color Visual Acuity for Normal Eyes of Young Subjects”, Proc. of Image Electronics and Visual Computing Workshop 2012 (IEVC2012) 1B-5, in USB Memory (6 pages), Hilton Kuching Hotel Kuching (2012-11).
2. Ryoji Suzuki, Yoshiki Tanaka, Kiyoshi Tanaka, Sho Yokoyama, Hideki Nakamura, Kazuo Ichikawa, Shoko Tanabe: “Color Compensation Method to Display Images Looking Similar to Their Original Ones for Elderly People”, Proc. of Image Electronics and Visual Computing Workshop 2012 (IEVC2012) 2P-9, in USB Memory (6 pages), Hilton Kuching Hotel Kuching (2012-11).
3. Yoshiki Tanaka, Kiyoshi Tanaka, Sho Yokoyama, Hideki Nakamura, Kazuo Ichikawa and Shoko Tanabe, “Improved Computer Simulation of Color Perception by Elderly People”, Proc. of Image Electronics and Visual Computing Workshop 2010 (IEVC2010), 2P-1, in CD-ROM (6 pages), Le Meridien Hotel Nice (2010-3).
4. Yoshiki Tanaka, Kiyoshi Tanaka, Sho Yokoyama, Hideki Nakamura, Kazuo Ichikawa and Shoko Tanabe, “Prototype Development of Color Acuity Test with Accurate Color Reproduction on LCD”, Proc. of Image Electronics and Visual Computing Workshop 2010 (IEVC2010), 2P-2, in CD-ROM (5 pages), Le Meridien Hotel Nice (2010-3).

学会発表

1. 田中 芳樹, 田中 清, 横山 翔, 中村 英樹, 市川 一夫, 田邊 詔子: “若年者正常眼における段階的背景輝度変化に対する色視力の測定”, 第 54 回日本産業・労働・交通眼科学会, 08, 神奈川大学セレストホール (2012-10).
2. 田中 芳樹, 田中 清, 横山 翔, 中村 英樹, 市川 一夫, 田邊 詔子: “若年者正常眼における刺激と背景の輝度差による色視力の特性”, 電子情報通信学会信越支部大会 IEEE 信越支部セッション, 7C-3, 新潟大学 (2012-10).
3. 鈴木 亮司, 田中 芳樹, 田中 清, 横山 翔, 中村 英樹, 市川 一夫, 田邊 詔子: “高齢者の色知覚を若年者と同等にする色補正法の一検討”, 電子情報通信学会信越支部大会 IEEE 信越支部セッション, 5B-1, 新潟大学 (2012-10).
4. 巽 智孝, 田中 芳樹, 田中 清, 横山 翔, 中村 英樹, 市川 一夫, 田邊 詔子: “ $L^*a^*b^*$ 均等色空間での色差を用いた Brettel による 2 つの先天性色覚異常モデルの比較検討”, 電子情報通信学会信越支部大会 IEEE 信越支部セッション, P-12, 新潟大学 (2012-10).
5. 田中 芳樹, 田中 清, 横山 翔, 中村 英樹, 市川 一夫, 田邊 詔子: “若年者正常眼における色視力の背景輝度の違いによる検討”, 第 48 回日本眼光学学会総会, 7C-3, 秋葉原コンベンションホール (2012-9).
6. Yoshiki Tanaka, Kiyoshi Tanaka, Sho Yokoyama, Hideki Nakamura, Kazuo Ichikawa, Shoko Tanabe, Rie Horai, Yukihito Kato: “Development of New Testing System Measuring Human Color Visual Function”, The Association for Research in Vision and Ophthalmology (ARVO), 6405-A, Fort Lauderdale, Florida 米国 (2012-5).
7. Sho Yokoyama, Hideki Nakamura, Kazuo Ichikawa, Shoko Tanabe, Yoshiki Tanaka, Kiyoshi Tanaka, Rie Horai, Yukihito Kato: “Temporal Characteristics of Color Visual Acuity in A Normally Eyes of Young Subjects”, The Association for Research in Vision and Ophthalmology (ARVO), 4820-D735, Fort Lauderdale, Florida 米国 (2012-5).
8. Kazuo Ichikawa, Sho Yokoyama, Hideki Nakamura, Shoko Tanabe, Yoshiki Tanaka, Kiyoshi Tanaka, Rie Horai, Yukihito Kato: “A New Color Visual Function Test to Evaluate the Aging Changes in Normal Eyes”, The Association for Research in Vision and Ophthalmology (ARVO), 6404-A94, Fort Lauderdale, Florida 米国 (2012-5).
9. 巽 智孝, 田中 芳樹, 田中 清 (信州大), 横山 翔, 中村 英樹, 市川 一夫, “Panel D-15 を用いた Brettel による 2 つの先天性色覚異常モデルの比較検討”, IEICE 総合大会, ISS-P-157, p.3, 岡山大学 (2012-3).
10. Sho Yokoyama, Hideki Nakamura, Kazuo Ichikawa, Shoko Tanabe, Yoshiki Tanaka, Kiyoshi Tanaka, Rie Horai, Yukihito Kato: “Visual Performance Evaluation of Normal Eye and Multifocal Intraocular Lens with New Visual Function Testing Device Using Colors”, World Ophthalmology Congress (WOC), PO-REF-12, Abu Dhabi (2012-2).

11. 田中 芳樹, 田中 清, 横山 翔, 中村 英樹, 市川 一夫, 田邊 詔子: “色視力検査装置を用いた彩度・明度・時間の要素変化による視機能特性の検証”, 第 53 回日本産業・労働・交通眼科学会, 10, p.36, 東京慈恵医科大 (2011-10).
12. 田中 芳樹, 田中 清, 横山 翔, 中村 英樹, 市川 一夫, 田邊 詔子, “色視力検査装置を用いた正常眼の加齢に伴う視機能変化の検討”, 電子情報通信学会信越支部大会 IEEE 信越支部セッション, 新潟工科大学 (2011-10).
13. 田中 芳樹, 田中 清, 横山 翔, 中村 英樹, 市川 一夫, 田邊 詔子, “色視力検査装置を用いた同年代の正常眼と眼内レンズ挿入眼の視機能比較”, 電子情報通信学会信越支部大会 IEEE 信越支部セッション, 新潟工科大学 (2011-10).
14. 巽 智孝, 田中 芳樹, 田中 清, 横山 翔, 中村 英樹, 市川 一夫, 田邊 詔子, “先天性色覚異常モデルの比較検討”, 電子情報通信学会信越支部大会 IEEE 信越支部セッション, 新潟工科大学 (2011-10).
15. 巽 智孝, 田中 芳樹, 田中 清, 横山 翔, 中村 英樹, 市川 一夫, 田邊 詔子, “Brettel の先天性色覚異常モデルにおける異常三色覚に関する初歩的検討”, 電子情報通信学会信越支部大会 IEEE 信越支部セッション, 新潟工科大学 (2011-10).
16. 田中 芳樹, 田中 清, 横山 翔, 中村 英樹, 市川 一夫, 田邊 詔子, “色を用いた新しい視機能検査装置にて評価した正常眼の比較”, 第 47 回日本眼光学学会, 東京ステーションコンファレンス (2011-9).
17. Yoshiki Tanaka, Kiyoshi Tanaka, Sho Yokoyama, Hideki Nakamura, Rie Horai, Kazuo Ichikawa and Shoko Tanabe, “A New Visual Function Testing Device Using Colors for Visual Performance Evaluation of Normal Eyes, Monofocal IOLs and Multifocal IOLs”, European Society of Cataract and Refractive Surgeons (ESCRS), VIENNA AUSTRIA (2011-9).
18. 横山 翔, 中村 英樹, 市川 一夫, 田邊 詔子, 田中 芳樹, 田中 清, “色を用いた新しい視機能検査装置による正常眼と多焦点眼内レンズ挿入眼の比較”, 第 50 回日本白内障学会/第 26 回日本白内障屈折矯正手術学会総会, p.35, 福岡国際会議場 (2011-6).
19. 田中 芳樹, 田中 清, 横山 翔, 中村 英樹, 市川 一夫, 田邊 詔子, “色を用いた視機能検査装置による正常眼の彩度・明度変化に伴う視機能の変化”, 第 52 回日本産業・労働・交通眼科学会, pp.14-15, 小倉リーセントホテル (2010-11).
20. 横山 翔, 中村 英樹, 市川 一夫, 田邊 詔子, 田中 芳樹, 田中 清, “色視力検査装置の紹介と正常眼の加齢による変化”, 第 64 回日本臨床眼科学会, 61-2, p.106, 神戸ポートピアホテル (2010-11).
21. 田中 芳樹, 田中 清, 横山 翔, 中村 英樹, 市川 一夫, 田邊 詔子, “色を用いた新しい視機能検査装置による正常眼と多焦点眼内レンズ挿入眼の比較”, 第 46 回日本眼光学学会総会, O-26, p.49, パシフィコ横浜 (2010-9).
22. 中村 英樹, 横山 翔, 市川 一夫, 田邊 詔子, 田中 芳樹, 田中 清, “Color Acuity Test を用いた Waxy vision に対する評価”, 第 25 回日本眼内レンズ屈折手術学会総会, O 01-6, p.27, 大阪国際会議場 (2010-6).

23. 横山 翔, 中村 英樹, 市川 一夫, 田邊 詔子, 田中 芳樹, 田中 清, “色を用いた新しい視機能検査装置”, 第 114 回日本眼科学会総会, O1-154, p.240, 名古屋国際会議場 (2010-4).
24. 田中 芳樹, 田中 清, 横山 翔, 中村 英樹, 市川 一夫, 田邊 詔子, “SPP 色覚検査色標を用いた LCD の色再現性調査”, IEICE 総合大会, D-11-34, p.34, 東北大学 (2010-3).
25. 田中 芳樹, 田中 清, 横山 翔, 中村 英樹, 市川 一夫, 田邊 詔子, “臨床データに基づく高齢者色覚再現法の検討”, 第 51 回 日本・産業・労働交通眼科学会, pp.18-19, 宇都宮大学工学部 (2009-11).
26. 田中 芳樹, 田中 清, 横山 翔, 中村 英樹, 市川 一夫, 田邊 詔子, “SPP 検査色標を用いた LCD の色表示精度の検証”, 第 51 回 日本・産業・労働交通眼科学会, pp.20-21, 宇都宮大学工学部 (2009-11).
27. 田中 芳樹, 田中 清, 横山 翔, 中村 英樹, 市川 一夫, 田邊 詔子, “LCD 発光スペクトルを用いた高齢者色覚再現の検討”, 映像メディア処理シンポジウム (IMPS2009), I-5.17, ラフォーレ修善寺 (2009-10).
28. 田中 芳樹, 田中 清, 横山 翔, 中村 英樹, 市川 一夫, 田邊 詔子, “SPP 色覚検査色標を用いた液晶ディスプレイの色再現性調査”, 電子情報通信学会信越支部大会 IEEE 信越支部セッション, 6C-1, p.107, 信州大学 (2009-10).
29. 田中 芳樹, 田中 清, 横山 翔, 中村 英樹, 市川 一夫, 田邊 詔子, “色視力検査装置試作の基礎検討”, 電子情報通信学会信越支部大会 IEEE 信越支部セッション, 5D-5, p.96, 信州大学 (2009-10).

特許

1. 特願 2010-142490, “水晶体評価装置、制御プログラム、及び水晶体評価装置の制御方法”, 2010.6.23.
2. 特願 2010-092872, “色覚検査装置、制御プログラム、及び前記色覚検査装置の制御方法”, 2010.4.14.

受賞

1. IIEEJ(The Institute of Image Electronics Engineers of Japan) - IEVC (Image Electronics and Visual Computing Workshop), BEST PAPER AWARD: “Characteristics of Color Visual Acuity for Normal Eyes of Young Subjects”, 2012.
2. 画像電子学会 (IIEEJ) 画像電子学会誌, 優秀論文賞: “An Improved Simulation Method of Color Perception by Elderly People Based on Measured Luminescence Spectrum and Color Constancy Relaxation”, 2012.
3. 電子情報通信学会 (IEICE) 信越支部大会, 学生奨励賞, 2011.

謝辞

本研究を行うに当たり、終始変わらぬ懇切丁寧なご指導とご鞭撻を賜りました信州大学工学部 田中清 教授に心より感謝の意を表します。学士、修士、博士とすべての課程を通して学術的な側面のみならず、研究者として課題に取り組む上での、姿勢・心構え・筋道の立て方など、ご指導頂きました一つひとつが、今後の研究・開発において、この上ない財産になることは間違いありません。改めまして厚く御礼申し上げます。

本論文をまとめるに当たり、ご指導ならびにご助言を賜りました信州大学工学部 杉村立夫 教授、半田志朗 教授、エルナン・アギレ 准教授、北里大学医療衛生学部 魚里博 教授に深く感謝申し上げます。

本研究を進める過程で、適切なアドバイス、有意義なディスカッション、実験データの提供、さらには進路についてまで様々な面で多大なるご支援を頂いた社会保険中京病院 市川一夫 眼科主任部長、中村英樹 眼科医長、横山翔 先生、名古屋第一赤十字病院眼科 田邊詔子 先生に深く感謝を申し上げます。

信州大学工学部田中研究室の皆様、特に同じ色覚の研究グループで、積み重なる課題に共同で取り組んで頂いた、鈴木亮二君、橋本和樹君、西川雄大君、並びに被験者として何度も実験に参加して頂いた方々に深く感謝申し上げます。

そして同じ博士課程の同期として互いに励まし切磋琢磨し合った仲間である、藤澤一範氏、東城友都氏に多大なる感謝を申し上げますと共に、これからのご発展を祈願しております。

最後に博士課程進学にご理解を頂いた家族に感謝する。