

「2021年度遠隔医療向けマルチスペクトルカメラ
開発および画像システムのフィジビリティ検討
補助事業」報告書

埼玉医科大学 保健医療学部

小林 直樹



この報告書は、競輪の補助により作成しました

目次

1. 研究の概要	4
2 研究の背景と目的	5
2.1 背景	
2.2 技術的課題	
2.3 目的	
2.4 研究の進め方	
2.5 研究の意義	
3 研究内容	8
3.1 診断項目の明確化	8
3.1.1 遠隔診療における課題と対象	
3.1.2 具体的診断項目の特定方法	
3.2 臨床検体のスペクトル撮影	9
3.2.1 撮影画像の決定	
3.2.2 ハイパースペクトル撮影条件の検討	
(1) 使用機材	
(2) 撮影環境	
(3) 撮影条件の検討	
3.2.3 マクロ検体の撮影	
3.3 診断に関わる色域およびスペクトル帯域の決定	14
3.3.1 病理診断による病変部位および診断名の特定	
3.3.2 色域の分割法の評価	
3.3.3 クラスタリングを用いた PCA による次元削減方式の検討	

3.4 マルチスペクトルカメラ用フィルタ設計条件の決定	18
3.4.1 機械学習による疾病領域抽出法の検討およびスペクトル解析	
3.4.2 陽性・悪性判定アルゴリズムの検討およびスペクトル帯域の特定	
3.5 遠隔診断用マルチスペクトルカメラの試作・検証実験準備	28
3.5.1 マルチスペクトルカメラ（試験機）の実装検証	
3.5.2 実験検証環境の整備	
3.6 マルチスペクトル画像システムのフィジビリティ検証	33
4. まとめ	

1. 研究の概要

【背景】 コロナ渦での新しい生活様式で遠隔診断の促進が急務である。医師は診断時に、肌の色、目の粘膜の状態、皮膚の疾患状態・疾患範囲などを目視診断するが、遠隔診断においては疾患状態を映像で見るため、必要十分な映像品質が求められる。特に、疾患の色特徴や範囲を特定は、その後の治療方針を左右する重要な診断項目である。このため

- ①肌の色、目の粘膜の状態、皮膚の疾患状態など微妙な色あいを含んだ高精度な色再現
- ②疾患特性に対応した、疾患の特定・疾患範囲特定

を実現可能とするマルチスペクトルカメラの開発、画像システムの構築が求められている。

【技術的課題】 色再現技術として、マルチスペクトル撮影を用いた技術の提案がある。本方式は、多バンドで画像計測して対象物の分光吸光度を正確に読取り、忠実な色再現を行う。また、医療診断への応用では、疾病特有の帯域でスペクトル画像を得ることで、診断の向上が可能となる。このため、遠隔医療に必要なマルチスペクトルカメラの設計に向け、高精度色再現が必要な色域、疾病診断に必要な帯域を特定し、マルチスペクトルカメラおよび画像システムの開発が必要となる。

【目的】 本研究では、遠隔診断の普及に向け、①疾患診断に結ぶつく高精度な色再現に必要なスペクトル帯域 ②疾病特徴・疾病範囲特定を実現するスペクトル帯域 の2点を明確にし、高精度の色再現を可能とする遠隔診断用偏光分光型マルチスペクトルカメラを開発し、本カメラを用いた画像システムが遠隔診断に有効性をフィジビリティ検証する。

【研究の進め方】 上記の検証に向けて、以下のステップで検証を進める。

- (1) 診断項目の明確化
- (2) 臨床検体のスペクトル撮影：ハイパースペクトルカメラによる分光画像撮影。
- (3) 診断に関わる色域およびスペクトル帯域を明確化
- (4) マルチスペクトル用フィルタ設計条件の決定
- (5) 遠隔診断用マルチスペクトルカメラの試作
- (6) 本開発カメラと画像システムのフィジビリティ検証。

【新規性・発展性】 本検討では、ハイパースペクトルカメラの分光画像から診断に有効なフィルタを設計し、実用化可能な、偏向分光型マルチスペクトルカメラ開発する点が世界初の取組となる。本カメラによる画像システムを遠隔診療の臨床現場でフィジビリティ検証を臨床医とともに定量評価する点で従来にない取り組みである。今後、疾病範囲を広げ、病理診断、内視鏡など発展が期待される。

2 研究の背景と目的

2.1 背景

コロナ渦での新しい生活様式で遠隔診断の促進が急務である。医師は診断時に、肌の色、目の粘膜の状態、皮膚の疾患状態・疾患範囲などを目視診断するが、遠隔医療においては、疾患状態を映像で見るため必要十分な映像品質が求められる。特に、疾患の色特徴や範囲を特定は、その後の治療方針を左右する重要な診断項目である。このため

①肌の色、目の粘膜の状態、皮膚の疾患状態など微妙な色あいを含んだ高精度な色再現

②疾患特性に対応した、疾患の特定・疾患範囲特定

の実現が求められている。しかし、今の実用システムでは、疾患状態を診断するために必要十分な映像品質が得られていない。特に、遠隔医療で重要な微妙な色の差を既存のRGBカメラでは十分再現できず、映像情報を利用した高度な目視診断は困難となっている。加えて、患者側の撮影条件により、医師側に再現色が一定ではない事などが原因で、診断項目が限定され、遠隔診療の大幅普及の阻害要因の一つとなっている。この課題を解決する手段として、を実現可能とするマルチスペクトルカメラの開発、画像システムの構築が求められている。

2.2 技術的課題

オンライン診療・遠隔診断向けの最適な複数フィルタを搭載したマルチスペクトルカメラを開発し、①肌の色、目の粘膜の状態、皮膚の疾患状態など微妙な色あいを含んだ高精度な色再現 ②疾患の特性に対応した、疾患の特定・疾患範囲の忠実再現 を実現可能とする画像システムを構築することで、オンライン診療および皮膚疾患の遠隔診断における診断精度の向上し、その普及促進につなげる。また、本方式は遠隔診断のみならず、新たな高精度な皮膚疾患診断支援につながるものである。

忠実な色再現性を実現する技術として、マルチスペクトル撮影・表示を用いた技術提案・検討されている*。この方式は、RGB3バンドでの撮影、表示では再現できない色を、多バンドで計測することで、対象物の分光吸光度をより正確に読取り、そのスペクトルを用いて忠実な色再現を可能とする技術である。一方、この方式を用いて、あらゆる色域でまんべんなく色再現精度を上げようとする、医療診断への応用において、特に精度を必要とする色域の色再現精度や患部の診断に関わる帯域のスペクトル精度が低下する可能性がある。このため、遠隔医療の実現に必要なマルチスペクトルカメラを設計するためには、高精度な色再現が必要な色域を明確にし、加えて、患部の診断に関わるスペクトル帯域を明確にすることが必要となる。

*山口雅浩, “ナチュラルビジョン“, 映像情報メディア学会誌 vol. 62(9), pp. 1396-1402, 2008

2.3 目的

本研究では、遠隔診断の普及に向け、①肌の色、目の粘膜の状態、皮膚の疾患状態など疾患診断に結ぶつく高精度な色再現をするために必要なスペクトル帯域 ②疾病の特徴および疾病範囲特定を高精度で実現するスペクトル帯域 の 2 点を疾病の臨床データから明確にし、高精度の色再現を可能とする遠隔診断用偏光分光型マルチスペクトルカメラを開発する。加えて、本カメラを用いたマルチスペクトル画像システムを遠隔診断の臨床現場で利用し、有効性に関するフィジビリティ検証を行う。

このため、①診断に利用可能となる色域の高精度な色再現技術および ②診断が必要な患部に関わるスペクトル帯域を用いた病変範囲の特定および強調技術 の 2 点の技術について臨床から得られるデータをもとに確立するとともに、実際の遠隔診断におけるフィジビリティ検証を通して、マルチスペクトルカメラによる撮影に必要となる撮影条件を明確化および得られたマルチスペクトル撮影から再構成された画像が遠隔診療に有効性を検証すること目的とする。

2.4 研究の進め方

本事業では、オンライン診療・遠隔診断向けに、診断項目に適した高精度な色再現と疾病の特徴・疾病範囲を特定可能とするフィルタを分光画像から決定し、マルチスペクトルカメラを試作する。臨床現場での診断に合わせて試作したカメラによる撮影を行い、得られた画像システムによるフィジビリティの検証を行う。

上記の検証に向けて、以下のステップで検証を進める。

【初年度】遠隔診断用マルチスペクトルカメラのフィルタ条件決定

1. 診断項目の明確化：遠隔診断において重要な診断項目を共同研究者の医師と共に明確にする。
2. 臨床検体のスペクトル撮影：上記診断項目に関わる臨床検体をハイパースペクトルカメラ（400 バンド）により分光画像を撮影する。
3. 診断に関わる色域およびスペクトル帯域を明確化：ハイパースペクトル画像の疾病部スペクトルを用いた色素量推定結果と臨床医の診断結果から機械学習により疾病推定を行い、診断に有効な帯域を求める。
4. マルチスペクトル撮影画像の再構成：上記ハイパースペクトル画像をもとに、複数帯域のスペクトル撮影を模した診断評価用画像を再構成し、医師による評価を行い、マルチスペクトルカメラのフィルタ設計条件を決定する。

【2年度】遠隔診断用マルチスペクトルカメラ開発とシステム検証

5. 遠隔診断用マルチスペクトルカメラの試作：（4）のフィルタ設計条件に基づき、偏光分光型マルチスペクトルカメラを試作開発する。

6. 上記マルチスペクトルカメラを用いて、臨床現場により疾患の撮影を行い、臨床医による疾患の診断、疾患範囲の特定を行ってもらい、フィジビリティ評価を行う。

2.5 研究の意義

本検討では、ハイパースペクトルカメラで得た分光画像から診断に有効なスペクトル帯域を特定し、実用化可能な、偏向分光型マルチスペクトルカメラのフィルター設計を行い、臨床用マルチスペクトルカメラを試作開発する点が世界初の取組となる。加えて、フィルター設計では、臨床診断にもとづく臨床画像を用いて色再現処理を評価する点、試作カメラを用いた画像システムを遠隔診療の臨床現場でフィジビリティ検証するなど、医療用の実用開発に必要なデータを蓄積し、効果を臨床医によって定量評価する点で、従来行われていない取組みである。

本研究の結果、オンライン診療・遠隔診断が本格的に行われるようになれば、従来困難であった、オンライン診療での診断項目を広がり、専門医の不在の医療設備においても適切な遠隔診断にもとづく治療・施術などを、医師不足の地域でも患者が受けることができるようになる。

本検討では、①疾患診断に結ぶつく高精度な色再現 ②疾病の特徴および疾病範囲特定が可能となるマルチスペクトルカメラが開発され、通常診断においても支援が可能となり医師側の負担も軽減されることとなる。

また、本検証は、遠隔診断における偏向分光型マルチメディアカメラの有効性を検証するものであり、本検討では限られた疾患への適用の培われる技術は、オンライン診療やにおける遠隔診断への適用は直近で利用の要望は高い。さらには、遠隔病理診断、遠隔のマクロ病理診断あるいは、内視鏡カメラでの診断などにも結び付いて、医療分野での発展が期待できる。また、本検討で用いられる手法は、医療分野に限らず、マルチスペクトルカメラを測定器としてとらえた場合の設計方法として応用可能となる。

3 研究内容

3-1 診断項目の明確化

3.1.1 遠隔診療における課題と対象

本検討にあたっては、遠隔診療を10年にわたり実施してきている埼玉医療センターの本間聡起医師の協力のもと、フィジビリティ検証の進め方を含めて検討を行った。本間医師は、遠隔診断を行う上で、医師が直接観察していた情報を映像として見るのが重要な診断項目は複数あるが、中でも、皮膚の状態、顔色などの視診が画像再現の重要性が特に高いと指摘している。加えて画像診断時のバイタルデータ取得も有効であるとの指摘がある。

特に、医師側表示色は患者側の本来の色と一致させる色再現性が、上記診断では必須とされており、光源や場所、天候によって色再現が一定であるとされる。加えて、映像のカメラ、ディスプレイの高解像度化で改善されているが、例えば皮膚など疾患に対しては、その病片を目視レベルで、忠実に医師に伝えることが重要な点も指摘されている。これは、マクロ病理ともいわれる診断で、例えば、皮膚の手術を行う前に、その施術部分を目視診断で事前に特定するという重要な診断になる。特に、皮膚疾患の場合、その形状、色彩は非常に微妙であり、その病片の病床の特定（たとえば、メラノーマか良性の母斑かの診断）には、経験豊かな専門医の診断が必要とされている。このため、このような専門医がいない医療施設においては、遠隔でこれらの所見を、診断支援をしてもらうことは非常に有効となる。今回、検討を行うマルチスペクトルの撮影は、色再現性という点で、この診断支援においても有効であると考えられることから、今回の診断項目として、主に皮膚疾患のマクロ病理診断における支援も視野に入れた色再現技術の検討を行うこととした。

3.1.2 具体的診断項目の特定方法

皮膚科臨床医および病理医との打ち合わせの結果、検体の症例については当面对象を絞らず、下記手順で検討を進めることとした。

- 1) 当面、週一回の手術日に摘出された皮膚の検体を検討対象とし画像取得を進める。（大きさ制限は特に設けない）
- 2) 症例については、手術約2週間前に行われる手術カンファの時に候補を挙げ、手術日、時間の連絡をメールにて送り確認する。
- 3) 対象検体は手術摘出後、皮膚科でバーコードを発行し、生検体を病理側に手渡す。
- 4) 検体は速やかに画像取得を行い、ホルマリン固定を行う。ホルマリン固定後は、通常の検体と同様の処理にて病理診断を行う
- 5) 保健医療学部への提供画像データは、個人情報と識別情報に変えて提唱する

3.2 臨床検体のスペクトル撮影

3.2.1 撮影画像の決定

上記手順で得られた検体に対して、以下の画像を取得する。

- 1) 固定前の検体全体のハイパースペクトル画像
- 2) 固定後の検体全体のハイパースペクトル画像
- 3) 病理船団用切断面を示す検体全体のRGB画像
- 4) 病理診断用切断面のRGB画像

3.2.2 ハイパースペクトル撮影条件の検討

(1) 使用機材

本検討で用いた撮影機材を示す。

① ハイパースペクトルカメラ

ハイパースペクトルカメラにはトプコンテクノ社のSR-5000を用いた。トプコンテクノ社のSR-5000ハイパースペクトルカメラの主な仕様を表3.2.1に示す。



図 3.2.1 SR-5000

表 3.2.1 SR-5000 の主な仕様

測定モード	分光モード
受光器	140万画素 CCD イメージセンサ
対物レンズ	標準：f = 32mm 標準+広角アタッチメントレンズ：f = 24mm 望遠：f = 140mm マクロ ※レンズ選択式
有効画素数	1376 × 1024
データビット	14 bit
測定範囲	0.5～5,000,000 cd/m ²
測定波長範囲	380～780 nm
波長精度	±0.5 nm Hg 輝線において高精度モード時
スペクトル波長幅	7 nm(半値幅)
波長分解能	1 nm
直線性	輝度：±2%以内 色度：±0.002 以内 望遠、マクロは±0.0035 以内(1cd/m ² 以下) ±0.002 以内(1cd/m ² 超過)±0.005 以内
面内ムラ均一性	輝度：±2%以内 色度：0.003 以内

繰返し精度	輝度：0/5%以下 色度：0.002：0.5～1 cd/m ² 0.001：1 cd/m ² 以上
インターフェース	USB 3.0/外部トリガ
電源	専用 AC アダプタ AC100～240V(50/60Hz)
消費電力	約 20W
使用条件	0～40℃、85%R.H.以下
外形寸法(突起含まず)	標準：W162×H247×D372.5 mm 広角：W162×H247×D402.4 mm 望遠：W162×H247×D412.5 mm マクロ：W162×H247×D330.5 mm
重量	標準：約 5.5kg 広角：約 5.7kg 望遠：約 7.6kg マクロ：約 4.9kg

② LED 照明

光源はセリック株式会社の Solax-iO LE-9ND55 を用いた。太陽光を再現した色彩評価用白色 LED である。Solax-iO LE-9ND55 の主な仕様と光学性能を下記の表に記載する。



図 3.2.2 白色 LED

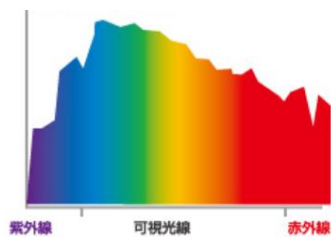
表 3.2.2 Solax-iO LE-9ND55 の主な仕様

ランプ容量	約 8.7 W
中心光度	約 650 cd
配光角	約 40°
平均演色評価数	約 97
色温度	約 5500 K
体温湿度範囲	-10～35℃
外形寸法	φ 120×47 (mm)
重量	約 450 g

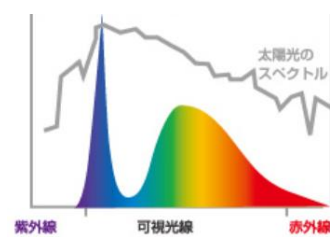
表 3.3.3 Solax シリーズの光学性能

中心照度	650 Lx
1/2 照度範囲	φ 0.7 m

※照射距離 1 m の場合



(a) 太陽光スペクトル



(b) LED スペクトル

図 3.2.3 太陽光スペクトルと LED スペクトル

色を正確に見るための光は、可視光線全域にわたって、全ての色の波長を持ち、尚且つ、その分光分布がバランス良く連続スペクトルである必要がある。自然太陽光は、連続スペクトルを有するので、色彩を正確に見る光源として理想とされている。今回用いた Solax-iO は太陽光を忠実に再現した照明である[8]。

③ 偏光フィルタ

偏光フィルタにはエドモンド・オプティクス・ジャパンの TS High Contrast Plastic Polarizing Plate を用いた。エドモンド・オプティクス・ジャパンの偏光フィルタ TS High Contrast Plastic Polarizing Plate の仕様を下記の表に記載する。



図 3.2.4 偏光フィルタ

表 3.2.4 偏光フィルタの仕様

タイプ	Linear Polarizer
消光比	10,000 : 1
波長域	400~700 nm
直径	20.00 mm
寸法公差	+0.0/-0.2 mm
厚さ	2.00 mm
厚み公差	±0.2 mm
平行度	<4 分
コーティング	AR : Ravg <0.5% @ 400~700 nm
基板	Polymer Film between B270
透過率	25%
透過率公差	±2 %
平面度	< 1 λ
構造	Dichroic Polarizing Film between Glass
動作温度	-25~ +65 °C
偏光軸マーキング	±2 °

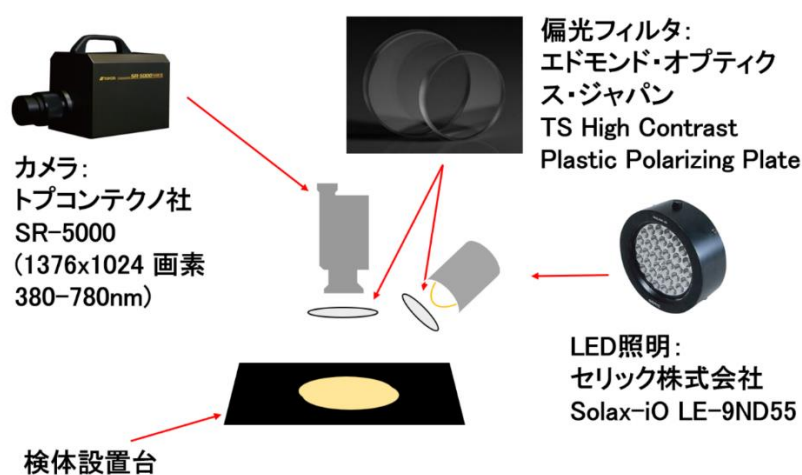
図2(b)より、スペクトルカメラとLED照明のそれぞれに1つずつ設置している。クロスニコルと呼ばれる状態で設置し、皮膚検体の水滴・水分などでLED照明が全反射されることを防止する。

(2) 撮影環境

下記の図 3.2.5 に実際の撮影環境の周辺画像と撮影環境の模式図を示す。



(a) 撮影環境の周辺画像



(b) 撮影環境の模式図

図 3.2.5 撮影環境の周辺画像と撮影環境の模式図

(3) 撮影条件の検討

撮影条件について、カラーチャート、皮膚画像を用いて、光源条件、偏光設定、カメラ／光源の撮影角度、撮影時の積分時間等の撮影条件と撮影精度について実験検討を行い、安定したハイパースペクトル撮影を構築した。

- 1) 配置位置： カメラ垂直配置、光源25度チルト配置 撮影範囲
- 2) 直交偏光配置 (全反射防止)
- 3) 積分時間： 200 msec

3.2.3 マクロ検体の撮影

令和3年4月～令和4年10月の間に埼玉医科大学病院皮膚科学の手術によって病理診断に提供された検体数は20症例である。得られた20症例についてハイパースペクトル画像からRGB再構成した画像を図3.2.6に示す。

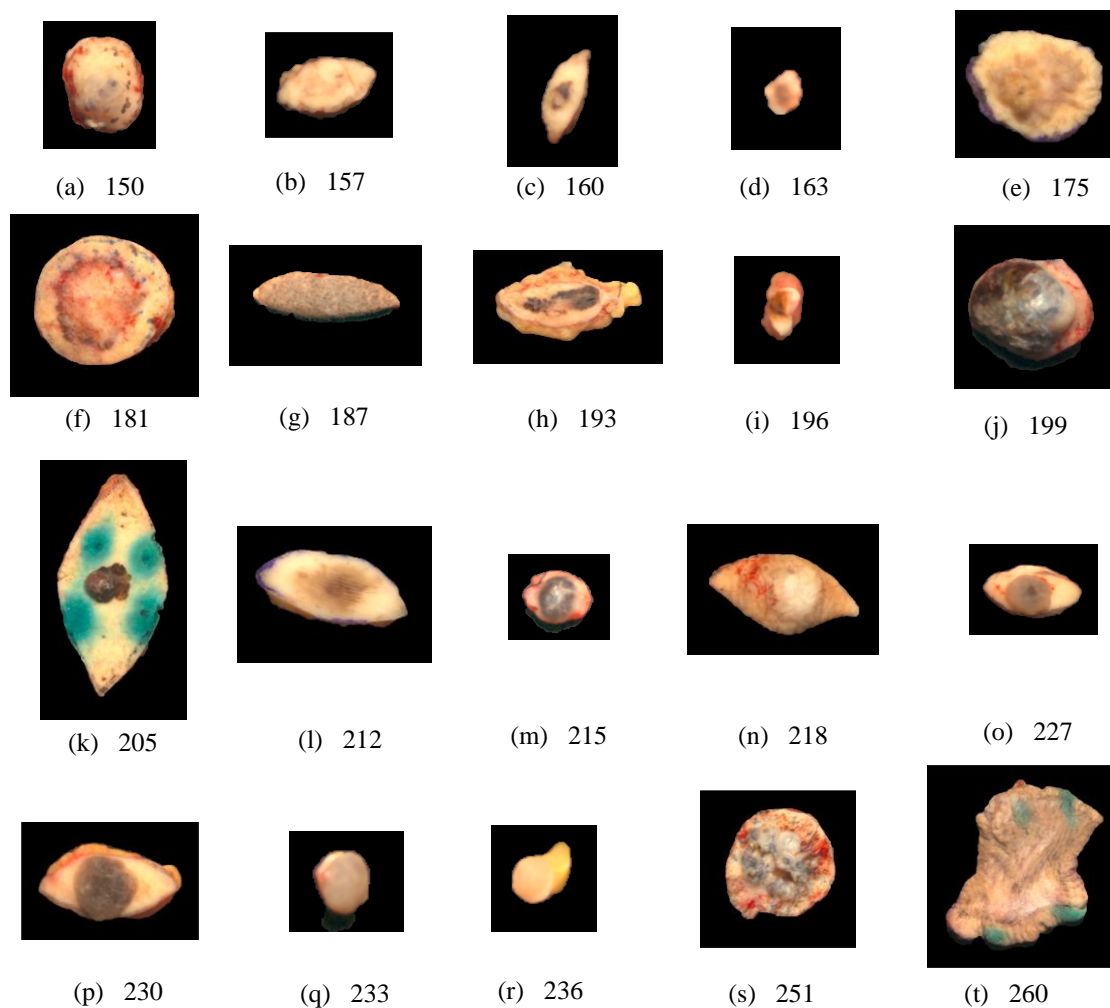


図 3.2.6 提供された検体 (RGB 再現画像)

3.3 診断に関わる色域およびスペクトル帯域の明確化

3.3.1 皮膚病理診断名およびアノテーション画像データ

病理診断においては、検体は病理標本作成用切片に切分け、病変の範囲を確定する。図3.3.1を例として、8症例の再構成画像と病理標本作成用切片の画像を示す。その病理診断による病変部位および診断名の特定病理医により、病変部のアノテーション作成および病理診断名特定し。令和4年10月末までに、20 検体の試料の撮影およびアノテーション画像を作成した。表3.2.1 に病理医が診断した病名を示す。

表 3.3.1 提供検体および診断名

画像番号	良悪性の判別	病名
150	悪性	粘液性癌
157	良性	メラニン色素沈着
160	悪性	基底細胞癌
163	悪性	基底細胞癌
175	前がん	有棘細胞癌
181	悪性	基底細胞癌
187	良性	メラノサイト性母斑
193	悪性	基底細胞癌
196	良性	メラノサイト性母斑
199	悪性	基底細胞癌
205	悪性	メラノーマ
212	良性	メラノサイト性母斑
215	悪性	基底細胞癌
218	良性	皮膚線維腫
227	良性	メラノサイト性母斑
230	良性	メラノサイト性母斑
233	良性	メラノサイト性母斑
236	良性	メラノサイト性母斑
251	悪性	基底細胞癌
260	悪性	パジェット病

また 図3.3.1 および。図3.3.2 に、実験で用いた検体の切片作成時の切断面の画像(例) および、切断面画像にアノテーション(赤線)を入力した画像を示す。



図 3.3.1 a (一部)



図3.3.1 b (一部)

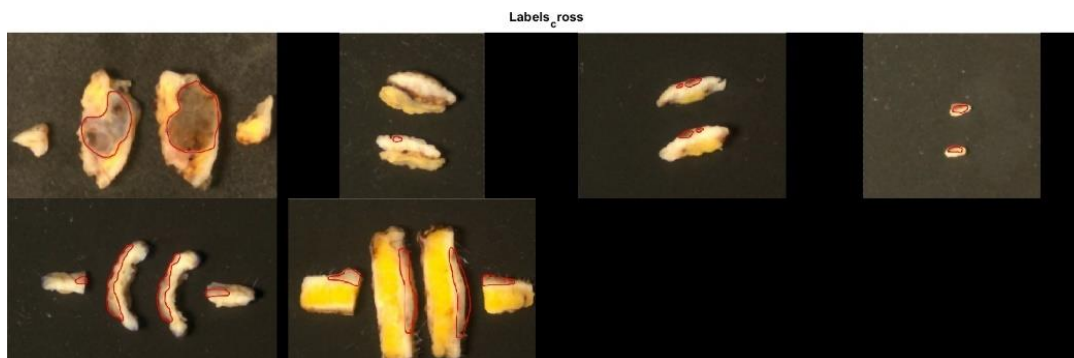


図3.3.2 病理診断時のアノテーション画像

図3.3.3 は、図3.3.2 で病理医がマークした切断面のアノテーションをもとに、病理医が元のマクロ画像に、疾病領域のアノテーションを記入した画像(書く症例右図)である。本検討では、このアノテーション領域を用いて以降の検証を行っている、

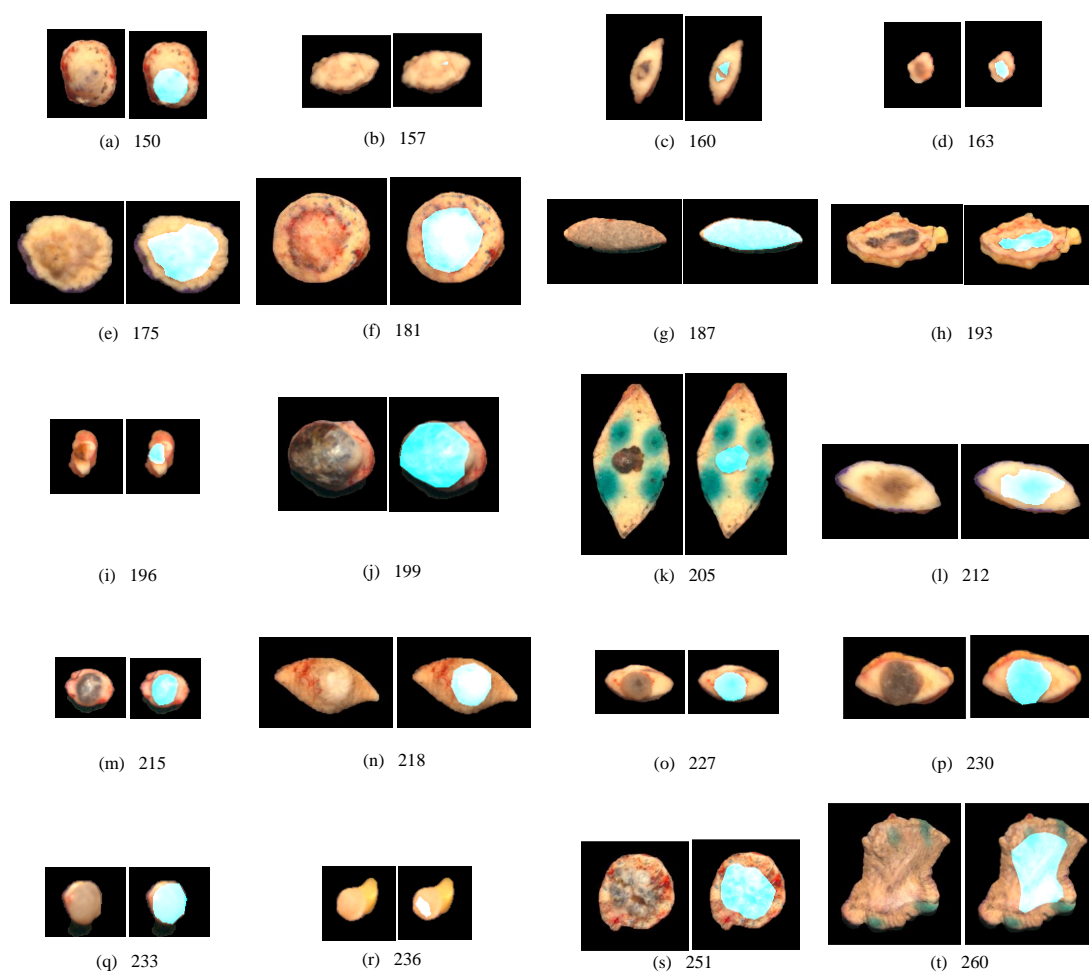


図3.3.3 RGB再構成画像およびアノテーションデータ

3.3.2 色域の分割法の評価

上記得られた画像からのスペクトル解析として、下記の複数の方法による色域分割方法を比較・検討し評価を行った。

- (1) 主成分分析 (PCA)
- (2) 再構成独立成分分析 (RICA)
- (3) スペクトル類似度を用いたエンドメンバーによるクラスタリング
 - スペクトル類似度として、Spectrum Angle Mapper (SAM), Normalized Spectrum Similarity Score (NS3) の2種類を検討した。

3.3.3 クラスタリングを用いたPCAによる次元削減方式の検討

図3.3.4にPCA, RICAのスペクトルおよび主な主成分領域を示す。また、図3.3.5にエンドメンバーによるクラスタリングの例を示す。本検討では、これらのクラスタリングによるクラスタリングの精度評価を行っている。

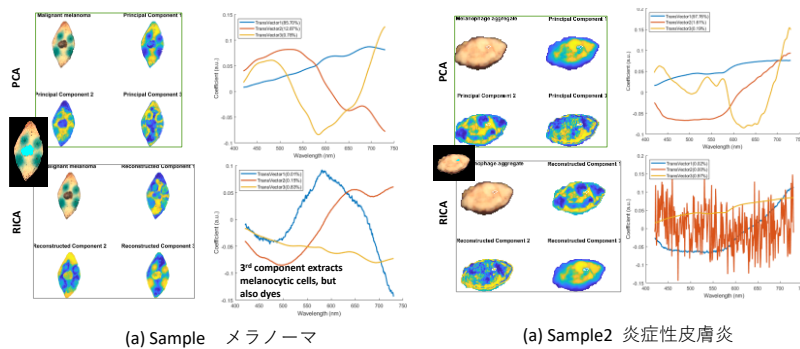


図3.3.4 PCA, RICAによる成分値

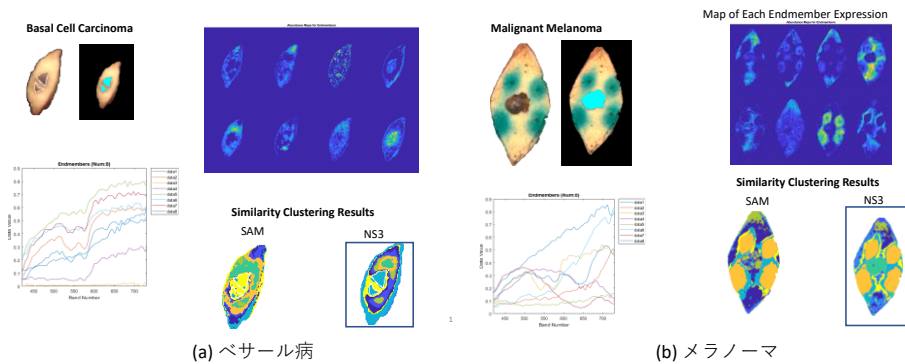


図3.3.5 エンドメンバーによるクラスタリング。

3.4 マルチスペクトルカメラ用フィルタ設計条件の決定

3.4.1 機械学習による疾病領域抽出法の検討およびスペクトル解析

図 3.4.1 は、病変の疾病別のスペクトルパターンを示したものである。このスペクトルの違いによる情報を用いて、機械学習あるいは深層学習によって疾病領域の抽出法について検討した。

ハイパースペクトル画像から疾病領域の抽出するアルゴリズムについて、複数の機械学習・深層学習を用いて検討した。今回検討した方式は、

- ① K-means + SAM (spectral angle mapper)
- ② 分光反射率 + SVM
- ③ 端成分量 (endmembr : 7 パターン) + SVM (端成分は基底細胞がんのスペクトルから算出)
- ④ 事前学習された ResNET (Residual Network)
- ⑤ カスタマイズした ResNET
- ⑥ 3DCNN ⑦ 3D Xception

以上の 7 種類のアプローチを検討し、比較した。①～③は 2 次元画像の画素単位のスペクトルデータから特徴量を抽出して学習し、④～⑦はスペクトルデータを含めた $32 \times 32 \times 311$ の 3D キューブをパッチとして深層学習を行った。

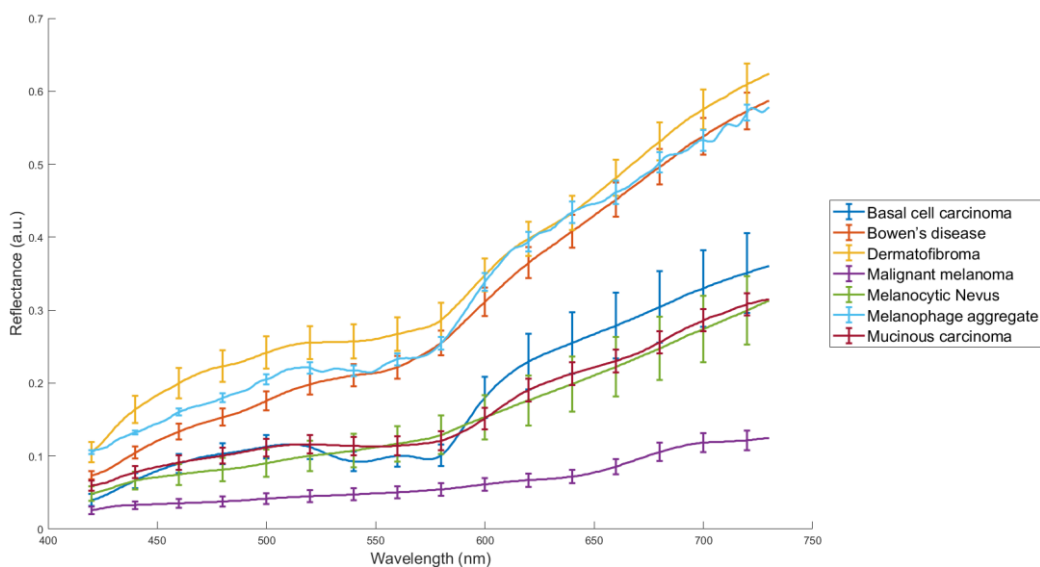


図 3.4.1 疾病別のスペクトルパターン

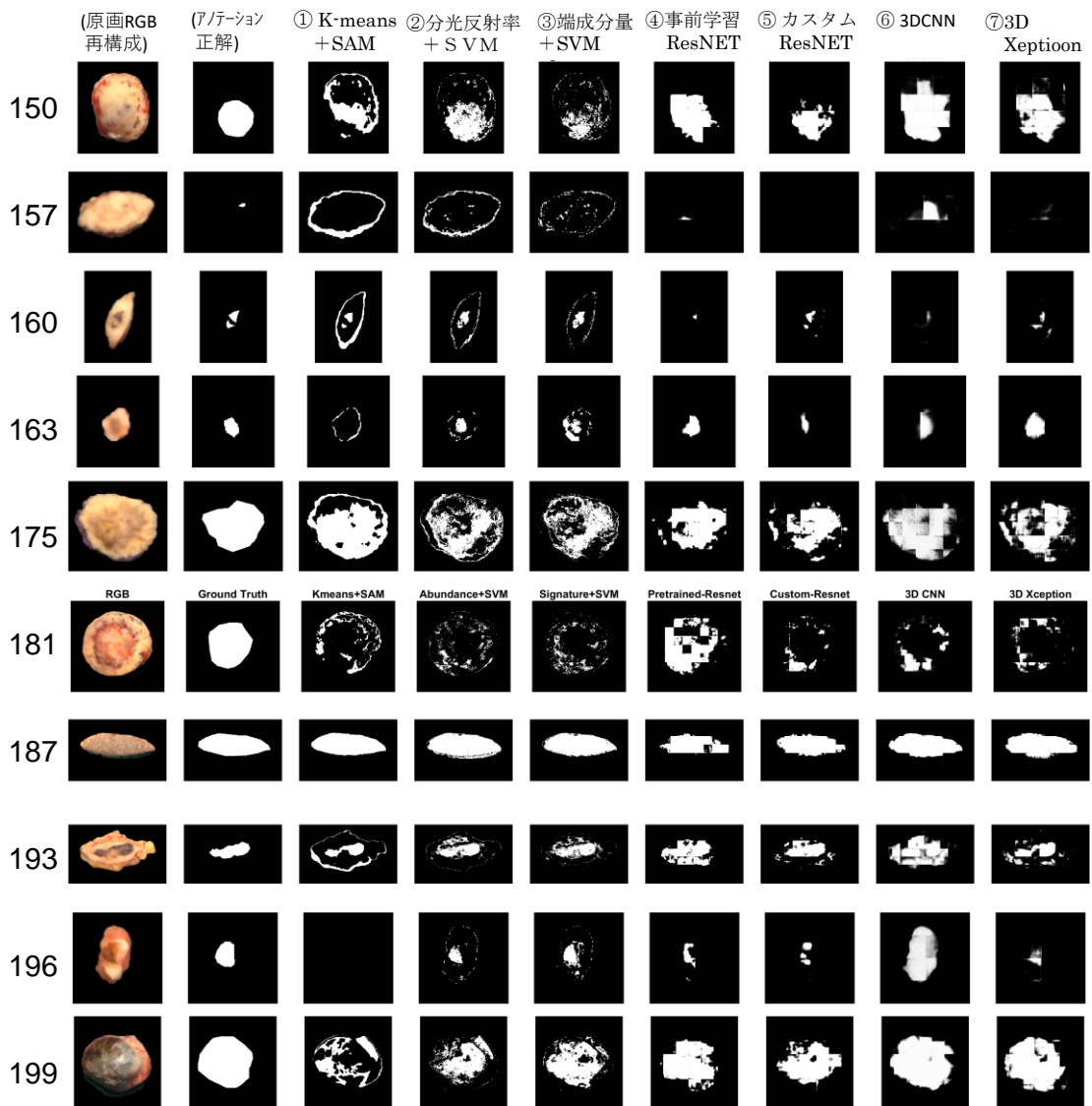


図3.4.1 (1) ハイパースペクトル画像から算出した病変領域

図 3.4.1 (1) および図 3.4.1(2) は、前記の 7 方式によって算出された病変領域 (10 例) をハイパースペクトル画像からの RGB 再構成画像およびアノテーション領域 (正解領域) とともに示したものである。この結果からは以下の点が明らかとなった。

①Kmeans+SAM ②分光反射率+SVM ③端成分量+SVM などの画素レベルでのアルゴリズムでは組織境界での誤検知の影響などもあり、特に、①Kmeans+SAM では腫瘍を検出できないサンプルが 4 サンプルあった。③端成分量による SVM は②分光反射率による SVM と比較して、より正しく腫瘍領域の検出が可能となっている。一方、基底細胞がん (No199) やメラノーマ (No) などにおいては偽陽性が増加する誤りが多くなった。

一方、深層学習アルゴリズムでは、画素単位のアルゴリズムと比較して、コンパクトで

細かい範囲抽出がされ、生物学的構造に近くなった。しかし、これらのアルゴリズムも偽陽性が多く、腫瘍面積が大きくなる誤りが多かった。Resnet では、事前学習の結果の方がカスタム Resnet よりも正解との一致が多かった。事前学習 Resnet が検出された唯一のモデルでした。例えば No6 では事前学習 Resnet のみが病変の中心部を抽出できた。しかし、いずれの場合も高い偽陽性の傾向があり、またパッチレベルでの抽出によって、正方形の領域検出される特徴がある。一方、3D Xception は精細度は良くないが、曲線的に抽出することで、誤検出は少なくなっている。ただし、No205 のメラノーマでは誤検出がされており、メラニンの強くて色情報が少ない場合、適応がうまくできない可能が示された。

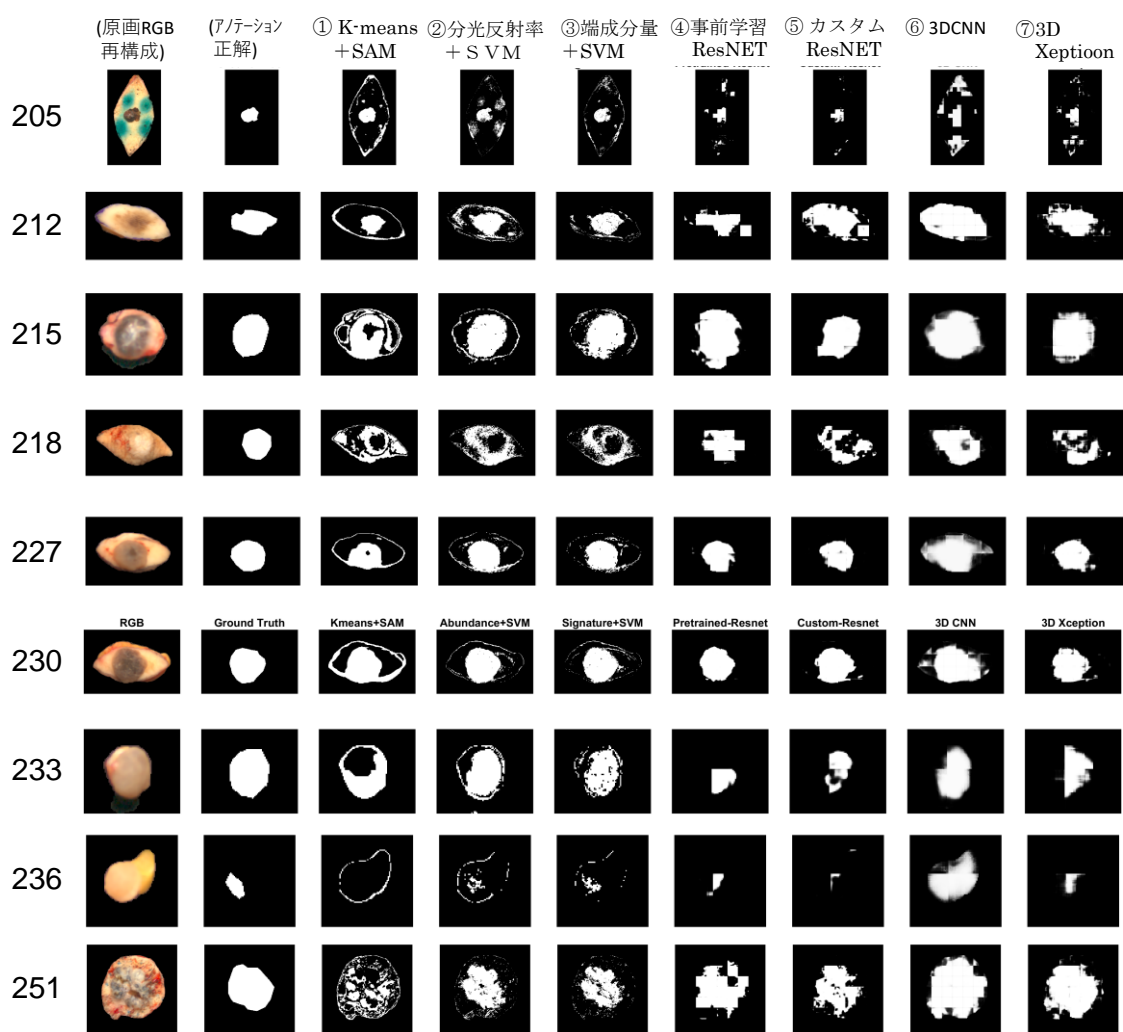


図3.4.1 (2) ハイパースペクトル画像から算出した病変領域

表3.4.1 は、検体別の交差検証を行った結果を示す。正解率 (Accuracy) で評価すると、3DXception が88%と比較的良好な結果が得られている。しかし、いずれの場合も偽陽性となる部分が多いことがわかる。このため、正解領域との一致度 (JC) 値を評価すると、

いずれも50%以下と低い値であることが示されている。

個別の検体での一致度の結果を図3.4.2に示す。この結果より、メラニン凝集体ができて
いる基底細胞がんや母斑（良性）（No.6,9,18）において、一致度が低いことがわかる。

表3.4.1 推定精度の評価結果

Method	Accuracy	Sensitivity	Specificity	JC	AUC
①K-means+SAM	89.67	51.46	93.70	33.64	0.726
②分光反射+SVM	78.05	66.03	79.33	47.89	0.960
③端成分量+SVM	80.30	64.69	86.26	50.17	0.996
④事前学習ResNET	88.81	71.62	66.32	45.87	0.881
⑤カスタマイズ ResNET	87.13	67.59	59.04	43.12	0.850
⑥3DCNN	80.26	48.17	86.58	33.92	0.887
⑦3D Xception	88.28	63.43	68.15	43.03	0.914

*Values are reported as an average across all folds.

All values apart from AUC are expressed as percentages.

LOOCV: Leave-One-Out Cross Validation, applied on the validation dataset (19 samples)

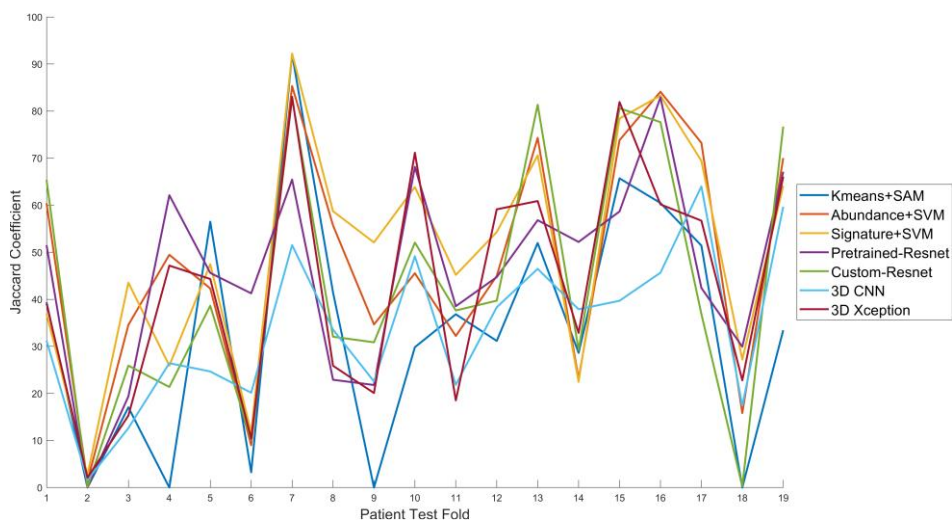


図3.4.2 検体別の一致度の結果

3.4.2 陽性・悪性判定アルゴリズムの検討およびスペクトル帯域の特定

(1) 色素量推定

皮膚を構成する吸光成分の組織は、酸化ヘモグロビン(酸化 Hb)、還元ヘモグロビン(還元 Hb)、ユーメラニン、ビリルビン、 β カロチンが皮膚組織内で特に支配的であると報告されている。そこで本研究では、上記 5 の吸光特性を[11], Natural Phenomena Simulation Group[12]の HP から取得し分光吸収係数として用いることとした。波長の不足分についてはプログラムで非線形的に補填している。作成した分光吸収係数を下記の図に示す。

本研究では、皮膚組織内の散乱や多重反射などは考慮しておらず、吸光成分のみに着目しランバートベールの法則から酸化ヘモグロビン、還元ヘモグロビン、ユーメラニン、ビリルビン、 β カロチンの色素量を推定することとした。色素量推定は、(2)式のランバートベールの法則に基づいて推定する。

$$\mathbf{a} = \mathbf{XC} + \mathbf{e} \cdot \cdot \cdot (1)$$

ここで \mathbf{a} は(1)式で得られた分光反射率、 \mathbf{X} は酸化ヘモグロビン(酸化 Hb)、還元ヘモグロビン(還元 Hb)、ユーメラニン、ビリルビン、 β カロチンで構成される分光吸収係数である (図 3.4.3)。 \mathbf{e} は分光吸収係数で表せない残差成分である。このため、各吸収成分の分光反射率が分かれば、(2)式中の残差成分 \mathbf{e} を小さくするような最小二乗推定により、(3)式に示す形で色素量を \mathbf{C} 推定することができる。

$$\mathbf{C} = (\mathbf{X}^T \mathbf{X})^{-1} \mathbf{X}^T \mathbf{a} \cdot \cdot \cdot (3)$$

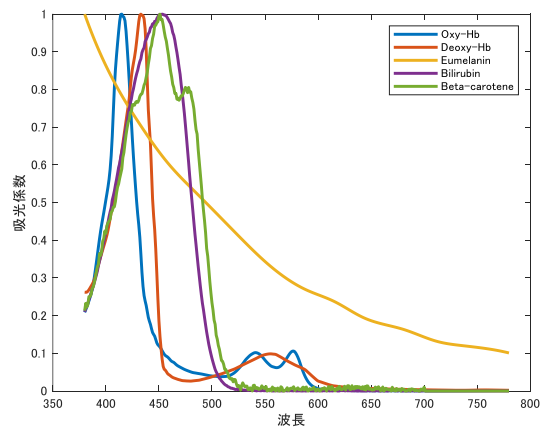


図 3.4.3 皮膚の主な色素の吸収係数

推定した色素量 C' から皮膚組織内の色素を推定したグレースケール画像の一例を図3.4.4に記載する。グレースケール画像は皮膚組織内の色素の吸収を画像化したもの。皮膚組織内に色素が多く存在するほど、その部位は白くなる。

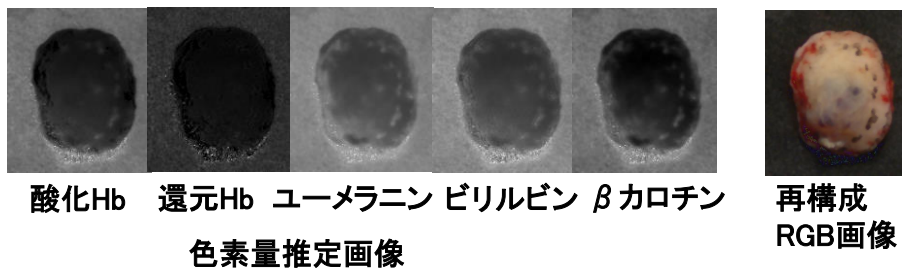


図 3.4.4 推定皮膚色素の色素量

(1)式を用いて作成した分光反射率画像から皮膚の正常組織・異常組織の一部分を抜き出したスペクトルを図3.4.5に記載する。

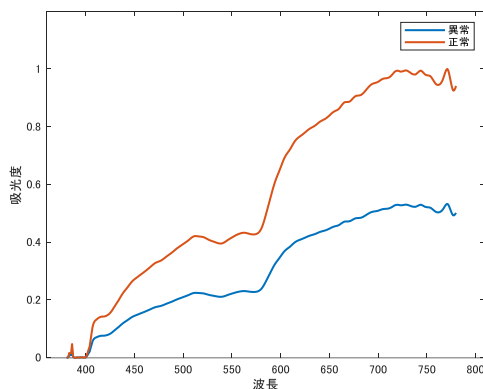


図 3.4.5 分光反射率画像の正常組織・異常組織のスペクトル



(a) 分光反射率画像 (b) 診断画像 (c) 再構成画像

図 3.4.6 分光反射率画像、アノテーション画像 および 再構成画像

正常組織と異常組織を比べると異常組織の方が黒くなっているため吸収が大きいいため、図のスペクトルでは異常組織の反射が小さい。

分光反射率画像から RGB 画像を作成するためには、分光反射率の波長と分光反射率の中に含まれる R・G・B の波長データが必要である。スペクトルは単一波長の集合と考えることができ、単一波長ごとの RGB に対する関係がわかればすべて積分することでスペクトルと RGB の関係を計算することができる。

$$\begin{aligned} R &= \int a(\lambda) \times R(\lambda) d\lambda \\ G &= \int a(\lambda) \times G(\lambda) d\lambda \\ B &= \int a(\lambda) \times B(\lambda) d\lambda \dots (4) \end{aligned}$$

ここで、 $a(\lambda)$ は(1)式で求めた分光反射率の波長、 $R(\lambda) \cdot G(\lambda) \cdot B(\lambda)$ は(1)式で求めた分光反射率の波長内に含まれる R・G・B の単一波長である。これら求めた R・G・B から RGB 画像を再構成した。下記に再構成した RGB 画像を示す (図 3.4.6)。

本研究では、得られた色素量推定画像と再構成した RGB 画像を組み合わせることで皮膚腫瘍の良悪性判別が可能か検討を行った。

(2) 実験検証

本研究で用いた画像は全部で 20 症例。識別には SVM(Support Vector Machine)を採用、RBF カーネルを用い、その他パラメータは標準パラメータをそのまま使用した。色素量推定した画像と再構成した RGB 画像を用いて良性・悪性の判別が可能かを実験した。これとは別に分光反射率画像(401 band、380~780 nm、band 幅 1nm)のスペクトル波長のみを用いて特徴量選択で良性・悪性の判別が可能かを実験した。

① 色素量推定画像と再構成RGB画像による良性・悪性の判別

色素量推定画像と再構成 RGB 画像を用いた良性・悪性の判別には、検体別 cross-validation を行った。検体別 cross-validation について。各症例から 1 症例を抜いた状態で SVM 識別器を構築し、良性・悪性判別画像作成時には対象となる症例データが識別器に含まれないように学習器を構築している。従って、全ての判別結果は未知画像に対する判別結果である。判別結果画像を下記に記載する。

図 3.4.6 の(a)は腫瘍領域画像。(b)白い部分が腫瘍領域である。その他のグレーの部分は正常組織である。(a)の画像で腫瘍領域部分が(b)での判別結果画像の結果によって良性・悪性を判別する。特徴量の組み合わせについて。特徴量は酸化 Hb、還元 Hb、ユーメラニン、ビリルビン、 β カロチン、RGB Red、RGB Green、RGB Blue の 8 個と数が少ないため、255 通り全ての組み合わせを試した。

分光反射率画像のスペクトル波形のみの良性・悪性の判別には、Forward-step-wise 法

を用いた。Forward-step-wise 法は、全ての特徴量の中から最も高い特徴量を探しだし選択する。選択した特徴量の他に別の特徴量を加えた時、最も精度が高くなる特徴量を選択し、追加していく。これを最も精度が高くなるまで繰り返す学習方法である。

特徴量として分光反射率画像より 380~780 nm のスペクトル波長を 1 nm 幅ずつに区切った 401 個のスペクトル波長を 401 band とした。特徴量が 401 個と多いため、Forward-step-wise 法を用いて特徴量選択を行った。

② 色素量推定画像と再構成RGB画像による良性・悪性の判別の評価方法

(悪性判別) 検体別 cross-validation により悪性と判別された画像が下記に記載する。図 3.4.5(b) は悪性の腫瘍領域画像である。図(c)の判別結果画像より図(b)の腫瘍部分の 50% 以上がグレーに染まっていた時、悪性と判別するようにした。今回、例に出した図の症例の診断は表 5 の本研究で用いた画像データより悪性であると分かっているため、判別は成功している。



(a) 再構成 RGB 画像 (b) 腫瘍領域画像 (c) 判別結果画像

図 3.4.5 悪性と判別された判別結果画像 (150 悪性 粘液性癌)

(良性判別の場合) 図 3.4.6(b) は悪性の腫瘍領域画像である。図(c)の判別結果画像より図(b)の腫瘍部分の 50%以上が白に染まっていた時、良性と判別するようにした。今回、例に出した図の症例の診断は表 5 の本研究で用いた画像データより良性であると分かっているため、判別は成功している。



(a) 再構成 RGB 画像 (b) 腫瘍領域画像 (c) 判別結果画像

図 3.4.6 検体別 cross-validation により良性と判別された判別結果画像

- (精度評価) 精度評価はConfusion Matrixにおける正解率を評価する。
全 20 症例のうち何症例が正しく判別されているかを割合で示す。
- (面積比評価) 腫瘍領域画像の腫瘍部分が占める画素数の割合を示す。

$$\text{良性面積比} = \frac{\text{良性判別画素}}{\text{腫瘍領域画素数}}$$

$$\text{悪性面積比} = \frac{\text{悪性判別画素}}{\text{腫瘍領域画素数}}$$

・・・(6)

③ 結果

検体別 cross-validation での良性・悪性の判別の特徴量の組み合わせは全部 255 通りあり、全ての組み合わせを試したが数が多いため、主要なパラメータのみを表にした。

表 3.4.2 特徴量の主要なパラメータ

特徴量	精度評価[%]	面積比評価[%]
酸化 Hb、βカロチン、RGB Green、RGB Blue	85.0	69.25
RGB	75.0	63.78
Red	60.0	62.24
Green	60.0	58.26
Blue	40.0	39.93
色素量 5 個	55.0	58.18
酸化 Hb	55.0	62.06
還元 Hb	50.0	50.51
ユーメラニン	65.0	59.47
ビリルビン	10.0	10.0
βカロチン	55.0	59.42
RGB、色素量 5 個	65.0	64.10

表 3.4.2 の結果より、RGB 画像のみでの判別精度は 75%、色素量のみでは 55%、RGB と色素量 5 個では 65%だった。255 通り全ての組み合わせを試した中でも 1 番判別精度が良かったのは、酸化 Hb・βカロチン・RGB Green・RGB Blue の 4 つの組み合わせであった。

分光反射率画像を用いたスペクトル波長のみの Forward-step-wise 法を用いた良性・悪性の判別について。選択された特徴量は順番に 14・13・11・16・17・15 band だった。スペクトル波長に直すと 393・392・390・395・396・394 nm になる。良性・悪性の判別精度は 70%、面積比評価は 67.93%だった。

以上の結果より、スペクトル波長をそのまま使用して良性・悪性判別を行うよりも色素量推定した画像と再構成した RGB 画像を用いて、良性・悪性判別を行う方が精度が良いことが分かった。

検体別 cross-validation での良性・悪性判別の結果より、1 番判別精度が良かった組み合わせ(酸化 Hb・βカロチン・RGB Green・RGB Blue)の詳細な結果データを表 7 に記載する。

表 3.4.3 1 番判別精度が良かった組み合わせ

番号	病名	正解(病理診断)	判別結果	面積比[%]
150	粘液性癌	悪性	悪性	72.03
157	メラニン色素沈着	良性	良性	93.75
160	基底細胞癌	悪性	悪性	63.52
163	基底細胞癌	悪性	悪性	60.78
175	有棘細胞癌	前がん(良性)	前がん(良性)	99.35
181	基底細胞癌	悪性	悪性	55.41
187	メラノサイト性母斑	良性	悪性	1.12
193	基底細胞癌	悪性	悪性	65.62
196	メラノサイト性母斑	良性	良性	96.51
199	基底細胞癌	悪性	悪性	92.25
205	メラノーマ	悪性	悪性	56.33
212	メラノサイト性母斑	良性	良性	99.98
215	基底細胞癌	悪性	悪性	97.24
218	皮膚線維腫	良性	良性	80.17
227	メラノサイト性母斑	良性	良性	52.82
230	メラノサイト性母斑	良性	悪性	21.34
233	メラノサイト性母斑	良性	悪性	06.67
236	メラノサイト性母斑	良性	良性	100
251	基底細胞癌	悪性	悪性	97.80
260	パジェット病	悪性	悪性	72.30

判別精度は 85%、面積比は 69.25%

表 3.4.3 より、判別に失敗したのは番号 187・230・233 で病名はいずれもメラノサイト性母斑と呼ばれる良性腫瘍だった。メラノサイト性母斑について、見た目は大きなほくろのようなものです。メラノサイトというメラニン色素をつくる細胞が変化した母斑細胞と呼ばれる細胞のかたまりです。[15]メラノサイト性母斑は皮膚細胞内に含まれるメラニンの量に応じて黒い色がより濃くなります。色の薄いものから色の濃いものまであり、この特徴が判別結果に影響しているのではと考えている。

3.5 遠隔診断用マルチスペクトルカメラの試作・検証実験準備

3.5.1 マルチスペクトルカメラ（試験機）の実装検証

マルチスペクトルカメラに4波長のフィルターを実装し、その出力結果から、必要な照度、撮影距離、露光時間、フレームレートなどの撮影条件について検証を行った、その結果、照度に応じて閾値を超えないように設定するなど撮影条件の設定が必要であることが明確になり、撮影条件の明確化を行った。

(1) 偏光分光型マルチスペクトルカメラ

本研究で使用するマルチスペクトルカメラシステムの特徴を以下に示す。光は様々な波長で構成されており、マルチスペクトルカメラは対象物から反射された特定の波長の光をとらえることで、人の眼では認識できない情報を可視化するものである。FUJIFILMが開発したマルチスペクトルカメラは、世界で初めて偏光方式を採用し、最大9つの波長に分光した映像(分光映像)を高精細かつ同時に撮影を行い、リアルタイムに表示することが可能である。レンズには、独自開発フィルターが搭載されている。マルチスペクトルカメラシステムの構造を図18に示す。独自開発フィルターには、特定の振動方向の光を透過させる「偏光フィルター」と特定の波長の光を透過させる「光学バンドパスフィルター」の機能が搭載されている。

既存の方式とマルチスペクトルカメラシステムとのイメージセンサーの比較を図19に示す。既存の方式であるRGBカメラのイメージ

センサーは、各ピクセルが特定の波長のみを透過させるため1つのピクセルで1つの波長

しかとらえられない。そのため、各波長の情報量が少なく解像度が低い映像となる。しかし、マルチスペクトルカメラシステムは偏光イメージセンサーで、フィルターを透過した各波長の偏光情報を全てのピクセルで取得することが出来る。それにより各波長の情報量が多くなり、最先端の画像処理を行うことで高解像・高フレームレートを実現する[9]。

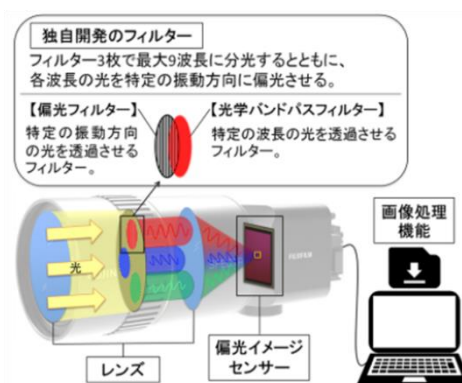


図 3.5.1 偏光分光型マルチスペクトルカメラフィルタ

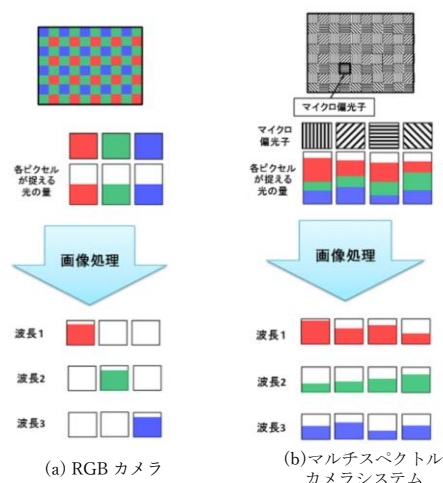


図 3.5.2 偏光分光型マルチスペクトルカメラの原理

(2) 撮影条件確立のための実験パラメータの設定

偏光分光型マルチスペクトルカメラで撮影するにあたり必要なパラメータを設定する必要がある。設定項目として偏光分光型マルチスペクトルカメラと被写体間の距離、露光時間、光源量、フレーム数と撮影時間が主である。この 5 種類の設定項目を基本とし最適な撮影条件を決定する。

[サチュレーション調整と露光時間の決定]

撮影条件における「サチュレーション」と「露光時間」に注目し条件設定の実験を行った。

その背景には偏光分光型マルチスペクトルカメラで生体を撮影するとき生体に対してハロゲン光源を照射し測定部位を明るくして撮影するがハロゲン光源の照射量が多すぎると画像がサチュレーションを起こし適切な画像を生成することになる。

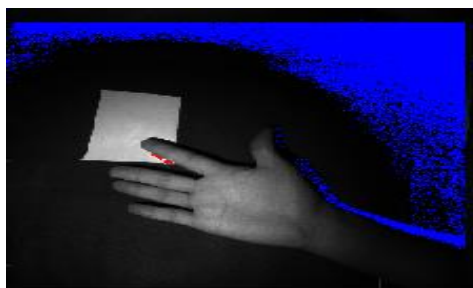


図 3.5.3 サチュレーション調整画像

本研究ではマルチスペクトルカメラは 16bit の画像を生成している。本カメラの提供ベンダーの撮影ソフトでモニターすると、4x4 の偏光画像ごとのモニターが可能となり、サチュレーションを起こすと撮影画面上で起こしている箇所が赤く表示されるため、露光時間をサチュレーションが起きない値に調整し、撮影可能な露光時間を設定する。(図 3.5.3)

今回フレームレートは 30fps で設定しているため最大露光時間は 33ms となる。その範囲の中でサチュレーションを起こさない範囲で最も明るくなる最適な露光時間を見つけることとなる

「測定領域の選定及び大きさの設定」

今回は生体撮影例として、脈動の検出の可能性を試みるため、頸動脈周囲や橈骨動脈周囲の画像を偏光分光型マルチスペクトルカメラで撮影し、脈波を検出するために、首、頸部、頬の撮影を行う。

選択領域の大きさとしては可能な限り大きく設定し、積分効果により多くの脈波情報を得ることで検出信号がより脈波として正確性の高いものとする。

[帯域制限による信号補正]

カメラ撮影で得た時系列信号にはノイズや体動等の影響が含まれる。FFT 用いて帯域制限を行い、余分な周波数帯の波長情報を除去し、0.7Hz~3Hz の信号を取り出すことにより脈波成分に近い周波数帯の信号のみを取り出す。

[主成分分析による信号分離]

帯域制限を行い得られた信号は、ノイズや体動などの影響を削除しているが、体動成分、ノイズ成分には脈波成分と同じ周波数を持つものもあり、十分な精度が得られない可能性

がある. そのため, 混合信号を分離させる手法として主成分分析 (PCA) を用いて, 脈波成分に近い波形を取り出す.

[脈波信号におけるノイズの影響と原因推定と対策の検討]

照明がついている部屋で撮影すると蛍光灯におけるフリッカーノイズが信号にのるため, 撮影時は照明を消灯して偏光分光型丸チスペクトルカメラと単一光源のみで撮影することが勧められる.

[撮影箇所におけるノイズの影響とその原因]

人間の生体において凹凸により生体は影になることがあり, 撮影個所にしわがあつたりするとノイズとして信号に乗る. このため, なるべく平坦な組織で明るい箇所を選択して撮影領域として選定も必要となる.

3.5.2 実験検証環境の整備

(1) 撮影機材

本研究で使用する機材をに示す. (図 3.5.4)

- ・ 偏光分光型マルチスペクトルカメラ (FUJIFILM 社製) (図 15(a))
- ・ ハロゲン光源 (日本 PI 社製 PCU-UHX (射波長: 400~1700nm)) (図 15(b))
- ・ 白色シート (背景光源補正用)



(a) 偏光分光型マルチスペクトルカメラ



(b) ハロゲン光源

(2) 撮影環境

実験環境を図 5.5.5 に示す. 撮影時は被験者が椅子に座った状態で撮影を行う. 蛍光灯や自然光などの影響を受けるため暗室環境下で, 撮影対象である首・手首に近赤外波長を含むハロゲン光源を照射する. 偏光分光型マルチスペクトルカメラをハロゲン光源と並列に 60cm などの距離に設置し, MATLAB で作成したプログラムを用いて撮影を行う. また, 血液の吸光度を計測するために分光透過率を用いて光源の入射波長を取り除く. 透過光の分光放射束 (I) / 入射する分光放射束 (I_0) で



図 3.5.4 撮影環境

算出される入射波長を取り除くため手首の測定範囲と重ならないようにポリプロピレンシートをパーテーションに貼り撮影を行った。撮影は 30fps, 10 秒間行った。

[測定距離]

(実験 1) 距離 60cm、露光時間 30ms、フレーム数 300、光源量最大

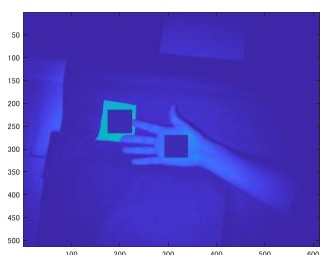
(実験 2) 距離 90cm、露光時間 33ms、フレーム数 300、光源量最大

として実験的に撮影条件を決定検証を行った。

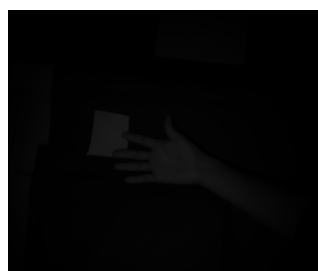
表 1 撮影条件確立のための実験

	距離	露光時間	フレーム数 撮影時間	光源量
実験 1	60cm	30ms (29001x)	300 30fps10 s	11 (最大)
実験 2	90cm	33ms (13501x)	300 30fps10 s	11 (最大)

実験 1 は選択領域の大きさすなわちテンプレートサイズを 80 に設定した。



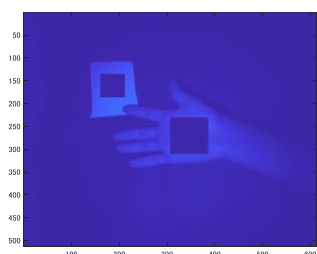
実験 1 測定領域



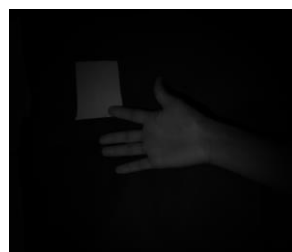
実験 1 グレースケール画像

血液中のヘモグロビンの吸光特性は緑色である 540nm の波長で特に大きい。そのため図 21 (b) 540nm での信号が最も綺麗な信号となった。

実験 2 は選択領域の大きさすなわちテンプレートサイズは 50 に設定した。次の図 24 が実験 2 の選択領域である。



実験 2 選択領域



実験 2 グレースケール画像

実験 1 に様にヘモグロビンの吸光の最も高い図 25 (b) 540nm の信号が最も綺麗に

[測定領域大きさによる脈波信号の比較]

実験 1 で撮影した生体画像にて測定領域すなわちテンプレートサイズを 20、80 で選択して脈波信号を出した。測定領域の大きさすなわちテンプレートサイズの違いによって脈波信号にどんな影響があるのが比較する。実験 1 は距離 60 c m、露光時間 30ms で撮影をした。測定領域の大きさすなわちテンプレートサイズはできるだけ大きく選択するとよいとしまして来たが脈波信号から見ても一目瞭然でテンプレートサイズが小さいと脈波信号にノイズが乗りやすい傾向があることを示す。

[帯域制限、主成分分析による脈波信号]

実験 1 の撮影画像から 4 波長 (440nm, 540nm, 640nm, 850nm) 分の脈波信号に帯域制限をかけた脈波信号を比較した結果。血液中のヘモグロビンの吸光特性が最も高い 640nm の脈波信号で生体脈波信号に近い信号が得られた。縦軸は信号値 (輝度)、横軸はフレーム数である。

3.6 マルチスペクトル画像システムのフィジビリティ検証

3.6.1 検証実験内容

当初、実際の老人ホームの被験者を対象に被験者のバイタルデータを利用した遠隔診療において、マルチスペクトル画像を用いた診療情報を加えることで遠隔診断の精度向上の可能性をめざすフィジビリティ検証の予定で話を進めていたが、高齢者施設ということで、コロナ禍の中、今年度、装置を持ち込んで、研究者が施設内で操作する実験は困難となった。

このため、検証においては上記施設の理事である本間聡起医師に、臨床医としてのフィジビリティ評価検証を行ってもらう点は変更せず、実際の撮影装置を持ち込んでのフィジビリティ検証は、自由が丘本間内科クリニック（東京都目黒区自由が丘1-22-8）にて実施した。実施場所の変更に伴い、倫理委員会での変更申請を行って承認を得ている。

なお、実施期間は令和5年3月1日から3月31日の期間に、被験者7名 各4回 計28名に対して、脈波計測の形で実施し、本マルチスペクトルカメラを臨床現場で実施する際のフィジビリティに関する検証を行った。

実施期間は1か月の短期ではあるが、その間、毎日のバイタルデータ測定（体温、心拍、活動量、体重など）を実施および必要となる疾患の診断に際してマルチスペクトルカメラによる脈波撮影を実施する形で、本マルチスペクトルカメラのフィジビリティで使用する場合のシステム検証を行った。

クリニックにおいては、本検証の目的、実施方法、個人情報の管理方法などに関する説明を行い、参加協力していただける7名の方に対して実施した。なお、本フィジビリティ検証は、自由が丘本間内科クリニックの倫理委員会および埼玉医科大学倫理委員会（977）の承認を得て実施している。

3.6.2 フィジビリティ検証システム

本実験のフィジビリティ検証システムでは、患者自身が自室で測定するバイタルデータのテレモニタリングが行われている。加えて、必要に応じてマルチスペクトル画像の撮影を実施している。

テレモニタリングは、オムロン社の“OMRON connect”システムを使用し、協力者は、Bluetooth通信機能を備えた電子体温計、自動血圧計、体重・体組成、パルスオキシメーターの5種の測定器を用いて、毎日定期的に測定してもらう。（図3.6.1）各測定器に記録されたバイタルデータは、スマートフォンを利用して、サーバーへ転送し、診察医が月に1

回各患者のグラフ結果を診断に利用する。また、マルチスペクトル画像の撮影は、週一回程度の頻度で、バイタルデータに関わる画像データの収集に協力して頂いた。

3.6.3 マルチスペクトル画像による疾病検知のフィジビリティ検証

本検討では 7 名の協力者を得て実施されたが、本実験期間中、急性の疾患に罹患した方はいなかったため、急性疾患に対する画像データを取得することはなかった。一方、簡易にバイタルデータ取得が本マルチスペクトルカメラの撮影で取得可能か否かについて、フィジビリティ検証を行うこととした。その結果、本カメラを臨床で利用する上での注意事項が数多く浮かび上がった。

- (1) 現場でのソフト操作の簡易性： 現在は検証用の実験ソフトのみであり、このままでは、臨床で撮影していただくことは困難である点が指摘された。ユーザインタフェースを含めソフト構築が必要である。
- (2) 照明条件として、検証環境では暗室にして検証したが、臨床現場で暗室状態を設定することは困難なため、蛍光灯などより複座うな照明環境でも精度高く撮影できる仕組みが必要、
- (3) 撮影時間は、検証システムでは1分ほど実施したが、臨床現場では、10秒でも長いとの指摘を受け、10秒以内で測定を完了できるプロトコルの確立が必要、

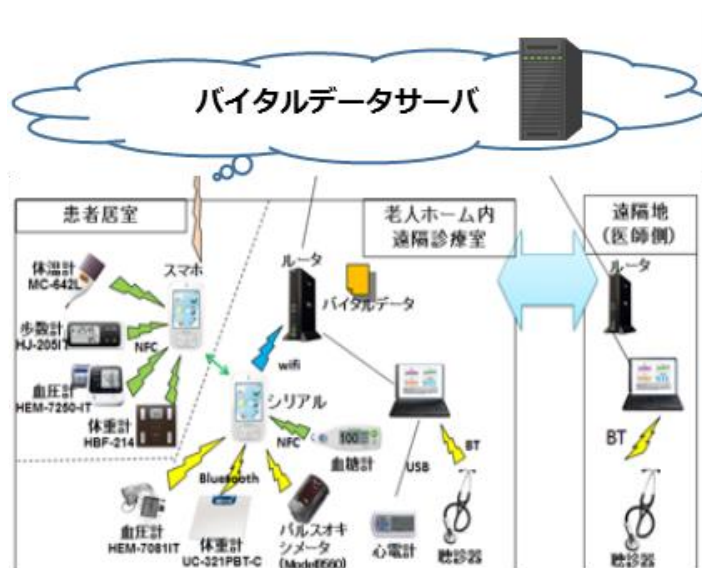


図3.6.1 フィジビリティ検証システム

4. まとめ

本研究では、遠隔診療において、現在の RGB カメラでは診断が困難となる、微妙な色再現が必要となる症例および診断項目を明らかとし、これらの診断支援を実現するために、マルチスペクトルカメラによって得られるスペクトル画像をもととした診断支援の有効性を遠隔診療のフィジビリティ実験を通して検証した。

その結果、マルチメディア画像を用いた診断支援を行うための社会実装を行うための基盤技術として、

- ①マルチスペクトルカメラの府臨床現場での撮影条件の明確化
- ②皮膚疾患のマクロ病理データをもとに診断に利用可能となるマルチスペクトル撮影画像から病変領域を抽出するための機械学習エンジンの評価と必要となるスペクトル測定帯域の検証
- ③診断が必要な患部に関わるスペクトル情報を用いた皮膚などの病変領域を特定し、その良性・悪性を診断支援する技術

以上の 3 点について、検証、技術蓄積が行うことができ、今後の臨床での支援につながる技術の確立がなされた。

実際の遠隔診断におけるフィジビリティ検証において、マルチスペクトルカメラによる撮影を利用したバイタルデータ撮影を行うことでの検証しを行い、特に、本検討で使用している偏光分光型マルチスペクトルカメラを利用する場合には、得られたマルチスペクトル撮影から画像が有効であることを示すことができるとともに、その臨床での使用においては、多くの課題が残されている点も明らかとなった。