

目次

概要	1
第 1 章 緒言	2
1-1 はじめに	2
1-2 人の皮膚における光伝播	3
1-3 皮膚の光物性計測に関する従来の研究	4
1-3-1 DOSI による光物性計測	4
1-3-2 RSPM による光物性計測	5
1-4 本研究の目的および内容	6
第 2 章 光物性と光輸送方程式	8
2-1 減衰係数, アルベド	8
2-2 散乱位相関数	10
2-3 光輸送方程式	11
第 3 章 光物性推定法	13
3-1 原理	13
3-2 モンテカルロ法による解析	14
3-3 散乱位相関数	19
3-3-1 散乱位相関数に関する研究	19
3-3-2 散乱位相関数を既知としたモンテカルロ法への適用	21
3-4 逆解析	32
第 4 章 装置原理および光学設計	36
4-1 装置原理	36
4-2 光学設計	37
4-2-1 光学性能の評価	37
4-2-2 計測装置に生じうる誤差のシミュレーション	41
第 5 章 計測装置および実機での計測過程	44
5-1 計測装置	44
5-2 計測の過程	45
5-2-1 反射率の校正	45
5-2-2 波長の校正	46
5-2-3 計測データの例	48

第 6 章	水分量変化に伴う光物性の変化	51
第 7 章	日本人の標準皮膚の計測	55
第 8 章	計測深さ	63
8-1	二層構造での皮膚解析モデル	64
8-2	層構造での逆解析	68
8-3	二層構造を仮定した場合の皮膚の光物性計測	70
第 9 章	結言	72
	謝辞	76
	付録	77
A-1	皮膚と空気の界面における反射特性の影響	77
A-2	散乱位相関数が異なる場合の光物性の推定に与える影響	78
A-3	計測装置図面	80
	参考文献	120

概要

本研究では、簡易的かつ迅速に人の皮膚の光物性が計測可能な装置開発を行った。その中で、計測装置の光学性能が光物性の計測に与える影響を数値解析により明らかにした。結果として、計測装置の光学性能が減衰係数の推定に与える影響は -0.4% と非常に小さく抑えられ、高精度な計測装置の開発に成功した。

開発した光物性計測装置を用いて、装置の実用性および妥当性を確認するために、人の皮膚の光物性の計測を行った。前腕内側部 9 点を計測した際のばらつきが約 2.2% であったことから、装置の光学性能が与える誤差 (-0.4%) (第 4 章) は、ばらつきと比較しても高い精度を持っていたことが示された (第 6 章)。さらに、皮膚の水分量を変化させた際の光物性の変化を計測した。この結果から、水分量の変化に伴うわずかな皮膚の見た目の変化を光物性の変化として計測することに成功した。本計測装置は、皮膚の見た目を評価する上でも、標準化に向けた非侵襲での光物性計測装置として十分な性能を持っていることが示された (第 6 章)。この装置を用いることで、皮膚の見た目と光物性との関係性をより詳細に調査可能となった。

さらに、実際の応用の一つとして、開発した装置を用いて、多人数でのデータ計測を通して、日本人の標準的な光物性計測を行った。その結果、部位、男女、年齢による光物性の違いを明らかにした (第 7 章)。その結果、吸収係数がより低く、散乱係数がより高いほど、肌が美しく見えているということが示唆される結果が得られた。

また、本計測装置を用いた際の計測深さを二層構造の皮膚解析モデルから明らかにし、本装置を応用した層構造を持つ皮膚の計測手法の検討および実験的検証を行った。その結果、実際に層構造を分けて、表皮層と真皮層の異なる光物性を計測することに成功した (第 8 章)。

第1章 緒言

1-1 はじめに

皮膚の光伝播に関する研究は、目的が異なるが、化粧[1]–[2]，映像(CG)[3]–[5]，医療[6]–[12]など様々な分野で行われている．化粧分野では皮膚の外見評価やより美しく見せる化粧品開発，映像分野では再現性の高いCG制作，医療分野では様々な皮膚疾患の診断や光線治療に向けて研究が進められている．これらの共通の目的の一つに，皮膚の見え方の評価・応用がある．特に，化粧分野において，これは非常に重要な課題である．

現在，化粧品，特にスキンケア商品の宣伝は，主に言葉によってその効果が表現されている．例えば，日本では，「明るい皮膚」「透明感のある皮膚」「みずみずしい皮膚」などを用いて，スキンケアの効果が表現されることがある．「透明感」は，透き通るような，濁りのない皮膚，「みずみずしい」は，水分を含み潤っているように見え，美しいツヤのある皮膚などを意味すると考えられる．しかしながら，これらの言葉に，特に決められた定義は存在しない．そのため，消費者はその具体的な効果が分からないまま，宣伝の言葉，ブランドのイメージを信用して，商品を購入することしかできない．これは，化粧品業界の中で，皮膚の見え方を評価するための物理量による標準的な指標がないことが原因の一つである．また，このような指標がないため，新しい技術の効果を具体的に把握することができず，技術的な蓄積が行えていない現状にある．皮膚の見え方に関する研究は，化粧以外の様々な分野でも行われており，多くの結果は得られているが，未だその評価を物理量から決定づけるには至っていない[13]．その評価が可能になれば，スキンケアなどの効果を物理量として具体的に示すことが可能になり，消費者が言葉だけでなく，数字として効果を比較できるようになる．さらに，生産者側としても商品の信憑性を増せる，製品開発に活せるなどの利点がある．

1-2 人の皮膚における光伝播

皮膚の光伝播は、皮膚を散乱・吸収性を持つ連続媒体と考え、次の光輸送方程式により取り扱われることが多い[16]–[17].

$$\frac{1}{\beta} \frac{dI(s, \Omega)}{ds} = -I(s, \Omega) + \frac{\omega}{4\pi} \oint_{4\pi} p(\Omega' \rightarrow \Omega) I(s, \Omega') d\Omega$$

ここで、 I はふく射強度、 Ω はふく射の進行方向を表す単位ベクトル、 s はその方向の距離である。この方程式を解けば、媒質に入射した光が媒質内をどのように伝播し、再び媒質外に出て反射光となるかなど、光伝播の詳細を知ることができる。この光伝播を特徴付けるのが、この式中に現れる3つの光物性、減衰係数 β 、アルベド ω 、散乱位相関数 p である。

図 1-1 に人の皮膚の概略図を示す。光が皮膚に入射した時、一部は皮膚表面で反射されるが、残りは皮膚内部に浸透する。内部に浸透した光には、細胞内組織や細胞界面によって散乱され、再び皮膚の外に出ていくもの、あるいは、吸収されて熱に変わるものがある。図 1-1 に示したように、可視光域において、入射した光エネルギーのうち、皮膚表面で反射される光エネルギーは約 4-7% であり[14][15]、皮膚内部に浸透していく光エネルギーは約 93-96% である。また、波長や皮膚の色などにもよっても異なるが、皮膚内部に浸透し、外に出てくる光エネルギーは約 35-55% である。

人が皮膚を認識するとき、皮膚表面から反射してくる光と、皮膚内部から反射してくる光を同時に区別なく見ることになる。皮膚の見え方に影響を与える因子は、皮膚表面（キメ構造など）と皮膚内部（光伝播）の大きく二つに分けて考えることができる。もちろん、皮膚表面の構造が、皮膚の見え方に与える影響[18]–[19]についても重要である。しかし、皮膚表面からの反射に対して、多くのエネルギーを持つ皮膚内部での光伝播に関して知ることは、より重要であると考えられる。

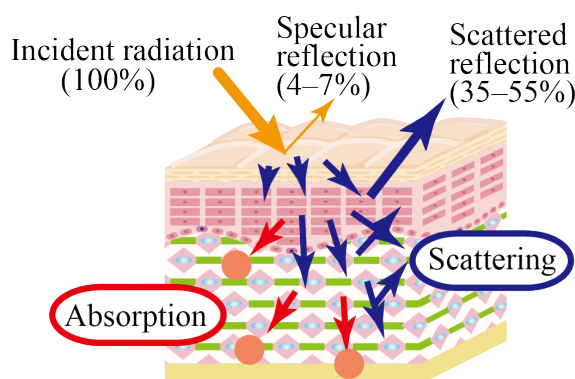


図 1-1. 皮膚の概略図

1-3 皮膚の光物性計測に関する従来研究

これまでに、皮膚の光物性は、主に医療分野での応用を目的として、その計測手法の開発およびデータ計測に関する多くの研究が進められてきた[20]–[64]。医療分野での実際の応用として、乳癌などの腫瘍の診断技術[38]や port wine stain（ぶどう酒様血管腫）の治療及び評価・診断に向けた[6][9][10]光物性の研究が行われている。また、近年では、皮膚に対する光線治療（シミやほくろの除去、美容整形、様々な皮膚疾患の治療など）が急速に進歩しており、家庭用の治療機器も販売されるようになってきているが、現状として、皮膚に対するそれらの治療メカニズムは未だ十分に明らかになっておらず、治療成果が得られないだけでなく、医療トラブルを生じることも少なくないため、光線治療へ向けた光物性の研究も行われている[6][7][44][58]。

光物性を計測する方法には、主に、積分球を利用した方法や、DOSI(Diffuse Optical Spectroscopic Imaging), RSPM(Reflection Spatial Profile Measurement)などがある。積分球を用いた計測方法は、古くから広く使われてきた[20]。この方法では、切り取られた皮膚のサンプル（侵襲）を用いて、そのサンプルからの透過光と反射光から光物性を推定する。このような侵襲の方法を用いて、様々な部位、幅広い波長域にわたって計測が行われてきた[20]–[24]。しかしながら、水分量や血液など、切り取られた皮膚は生きた皮膚と多くの点で異なった状態にある。従って、見た目の評価だけでなく、医療診断や治療への実際の応用を考える上で、生きた人の皮膚で直接、光物性を計測する（非侵襲）方法の開発が求められてきた。そのため、近年、非侵襲での光物性の計測方法及び計測結果に関する研究が盛んに行われるようになってきた[25]–[33]。これまでに開発されてきた非侵襲での光物性計測方法で、現在よく用いられているものは、主に、DOSI[34]–[43]と RSPM[44]–[48]の二つ方法を用いたものである。

1-3-1 DOSI による光物性計測

DOSI は、光の散乱により生じる反射光の位相の遅れや吸収による光の強度の変化から光物性を推定する方法である[34]–[43]。

Tromberg ら[35]は、二つのレーザー光源を用いて、周波数を変調させた光を散乱性の媒質に照射しその反射光を計測した際、その媒質の光物性が反射光の強度および位相に影響を与えることを示した。そして、これを利用し、散乱性媒質の光物性が逆解析により推定可能であることを示した。

Bevilacqua ら[36]は、レーザーを用いた frequency-domain での計測と、白色光を用いた steady-state での計測を組み合わせることで、レーザー光の波長だけでなく、より幅広い近赤外波長域の光物性の散乱係数および吸収係数の推定を可能にした。この方法では、粒子の大きさが $0.1\text{--}10\text{ }\mu\text{m}$ の場合に $\lambda = 650\text{--}1000\text{ nm}$ において散乱係数の波長分布が次の式に従う（レーザー光の波長における複数点の散乱係数からパラメータ

A および B を決めることで波長分布が求められる) こと[49]–[51]や、近赤外波長域の吸収係数がヘモグロビン[52], 水[53], 脂肪[54]によって決められると仮定すること[55]で、レーザー光以外の波長における散乱係数および吸収係数を推定した。

$$\sigma_s(\lambda) = A\lambda^{-B}$$

Cerussi ら[38]は、この方法を用いて、胸部の腫瘍および正常な皮膚を 58 人計測した。そして、腫瘍と正常な皮膚の光物性に特徴的に違う部分があることを明らかにし、非侵襲での光物性計測が腫瘍の診断技術として応用できる可能性を示した。

Tseng ら[39]は、上述したレーザー光の波長における計測や近似を用いた幅広い波長域の補間ではなく、オプティカルスイッチや分光計を利用することで、波長 $\lambda = 500\text{--}1000\text{ nm}$ において連続的に光物性を計測することを可能にした。また、Tseng ら[40]は、この方法の実用性を確認するために、Fitzpatrick skin phototypes[56]が I–II, III–IV, V–VI のグループに分け、各 6 人ずつの計測を行った。また、Chao-kai ら[42]は、今後の治療への基礎データとして、71 人のケロイド瘢痕と一般的な傷跡、傷跡のない正常な皮膚の光物性を計測した。そして、ケロイド瘢痕の重症度の診断として、この光物性計測を用いることが可能であること、治療による改善度合いを長期的に追跡することに有効であることを示した。

1-3-2 RSPM による光物性計測

RSPM は空間的に一様でない光を照射し、その反射光の空間分布から光物性を推定する方法である[44]–[48]。

Dognitz ら[44]は、円状に照射部と非照射部を繰り返すように光を計測対象物に照射することで、その反射光の分布とモンテカルロ法を用いたシミュレーションの結果から逆解析によって散乱性媒質の光物性が推定可能であることを示した。さらに、この方法を用いて、 $\lambda = 400, 500, 633, 700\text{ nm}$ の 4 つの波長における人の皮膚の光物性の計測を行った。

Saager ら[45]は、計測部に分光計を用いた新たな光学系のシステムにすることで、 $\lambda = 430\text{--}1050\text{ nm}$ の幅広い波長域の光物性の計測を可能にした。この方法を用いて、Saager ら[46]は、Fitzpatrick skin phototypes が I–VI の範囲に当たる 12 人の前腕内側・背側部分の皮膚の光物性を $\lambda = 450\text{--}1000\text{ nm}$ の範囲で計測した。

1-4 本研究の目的および内容

1-3 で述べたように、近年、皮膚における光物性の計測方法に関して、特に非侵襲での計測を中心として研究が進められている。しかしながら、1-1 で述べたように、未だ皮膚の見え方と光物性との関係を明らかにすることができていない。これは、非侵襲での皮膚の光物性に関する研究が医療分野の目的のみとなっており、化粧分野など他の様々な分野で応用する目的を持って多数の人の光物性計測した例がないことや、実験室レベルでなく幅広い分野で使用されやすい装置の開発が行われていないことが一つの原因となっていると考えられる。生きた人の皮膚の見え方は、人種、部位、状態によって異なるだけでなく、風呂上がりや日焼けによってもいつもとは異なり、その光物性も異なる。したがって、皮膚の見え方と光物性の関係を明らかにする上で、多様な皮膚の評価・計測が不可欠であり、その場計測が可能な装置を用いて膨大なデータの蓄積をする必要がある。従って、迅速で簡便な計測が可能な、標準化された実用機の開発が必要といえる。具体的には、装置性能を明確化し、装置の信頼性を示した上で、可搬性や操作性に優れた光物性計測装置の実用機を開発することが必要である。そこで、本研究では、これらの要素を可能にした、標準化に向けた光物性計測装置の開発することを第一の目的とした。

RSPM は、DOSI と比較し、白色光源を用いた **steady-state** の計測のみから光物性の計測が可能であり、光学系が単純化でき、短時間での計測も可能なため、本研究の目的に適していると考えられる。また、D. J. Cuccia ら[48]は、この方法を用いて、高精度に光物性の計測が可能であることを示しているが、その一方で、RSPM を利用した計測方法は光学系の性能に依存して、光物性の推定に誤差を生じさせてしまう可能性があることも述べられている。そこで、本研究では、光学設計ソフト Zemax(Zemax, LLC)を使用して開発する装置の光学性能を評価し、RSPM を利用した装置に生じる光学系の性能に依存した誤差のシミュレーションを行った。これにより、計測に生じる得る誤差を明確化した上で、計測精度の高い標準化に向けた光物性計測装置の実用機を開発した（第 4 章-第 5 章）。そして、開発した装置の有用性を確認するために、水分量の変化に伴う光物性の変化を計測した（第 6 章）。

1-3 で述べたように、人種（皮膚の色の異なる：Fitzpatrick skin phototypes）については多数での計測例があるものの、皮膚の見え方と光物性との関係を明らかにする上で重要だと考えられる、性別や年齢、体の部位の違い（女性の方が美しく、若い皮膚の方が美しく見えることなど）については明らかにされていない。そのため、開発した装置を用いて、それらの違いが光物性の違いとして、どのように現れるかを明らかにすることを目的として、計 198 人の日本人の皮膚の光物性計測を行った（第 7 章）。

また、皮膚は深さ方向に複雑な層構造を持つ。そこで、本計測手法がどの程度の深さでの計測になっていたかを明らかにするとともに、深さ方向の光物性の分布を計測

する新たな計測方法の検討を行った（第 8 章）。これは，皮膚の見え方との関係を明らかにしていくことだけでなく，レーザー治療など医療分野での応用を視野に入れた目的でもある。

第2章 光物性と光輸送方程式

本研究で計測する，光物性値(減衰係数 β ，アルベド ω ，散乱位相関数 p)についてと光輸送方程式に関して詳述する[16]–[17].

2-1 減衰係数，アルベド

散乱・吸収性媒体の中を，光強度 I の光が進み，微小距離 ds を通過するときを考える．図 2-1 にそのモデルを示す．

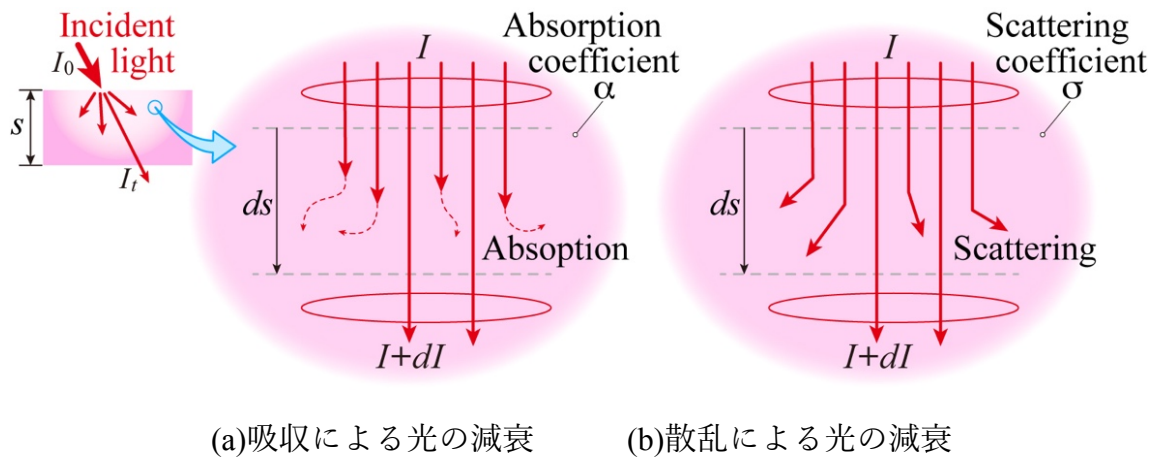


図 2-1. 散乱吸収性媒体内での光の減衰

光が微小距離 ds 進む間に，その一部は吸収され熱エネルギーに変わり，一部は散乱され伝播の方向が変化する．これらを原因とし，変化した光強度の量が di である．実験的観察に基づき，変化量は，光強度と通過距離に比例することが判明している．

まず，吸収による光強度の変化を考える．変化量を di_{abs} とし，吸収係数を α とすると，

$$di_{\text{abs}} = -\alpha i ds$$

と表せる．吸収により光強度は減少するので，ここでの符号は-である．

同様に，散乱による変化量を di_{scat} ，散乱係数 σ をとすると，

$$di_{\text{scat}} = -\sigma i ds$$

と表せる．よって，光が微小距離 ds を通過する際の，光強度の変化量 di は，

$$di = di_{abs} + di_{scat} = -(\alpha + \sigma)ids$$

$$\therefore di = -\beta ids \quad (\because \beta = \alpha + \sigma)$$

である。減衰係数 β とは、式中に現れる散乱係数と吸収係数の和である。

また、アルベド ω とは、

$$\omega = \frac{\sigma}{\alpha + \sigma} = \frac{\sigma}{\beta}$$

であり、減衰係数の内、散乱係数が示す割合である。本研究で計測する物性値が、この、減衰係数 β とアルベド ω である。

2-2 散乱位相関数

2-1 節では、光が散乱・吸収性媒体の中を微小距離通過した時の、光強度の変化を考えた。ここで注意しなければならないのは、「変化」として扱った、吸収と散乱は、違う現象であるということである。吸収された場合、光は熱エネルギーに変わり消えるが、散乱された場合は、光の進行方向が変わるだけで、消えるわけではない。つまり、光の輸送について考える場合、2-1 節で考えた減衰係数・アルベドに加え、散乱した光の方向を定義するものが必要になる。これが、散乱位相関数 p である。

散乱・吸収性媒体の中を、光強度 I の光が進み、微小距離 ds を通過するときを考える。図 2-2 にモデルを示す。

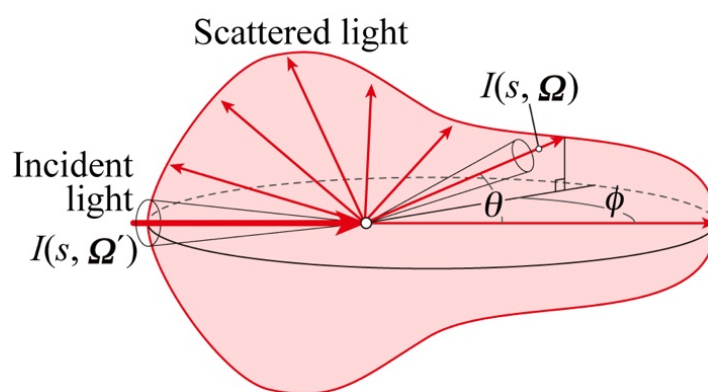


図 2-2. 散乱位相関数の模式図

ここでは 2-1 節に加え、微小距離 ds を通過する間に、 (θ, ϕ) 方向に散乱された光も考えている。ここでの θ, ϕ は、それぞれ方位角と天頂角である。

(θ, ϕ) 方向に進む散乱された光 $di(\theta, \phi)$ は以下のように書き換えられる。

$$di(\theta, \phi) = di \frac{p(\theta, \phi)}{4\pi} = \sigma_i ds \frac{p(\theta, \phi)}{4\pi}$$

上式中に現れる $p(\theta, \phi)$ が散乱位相関数と呼ばれる物性値で、散乱された光の内、 (θ, ϕ) 方向にどれだけ散乱するかを表す。

2-3 光輸送方程式

2-1, 2-2 節で示した変数を用いて, 散乱・吸収性媒体内の微小区間における, エネルギー保存則を表しているのが, 光輸送方程式である. ここでは光輸送方程式について詳述する. まず, 図 2-3 にモデルを示す.

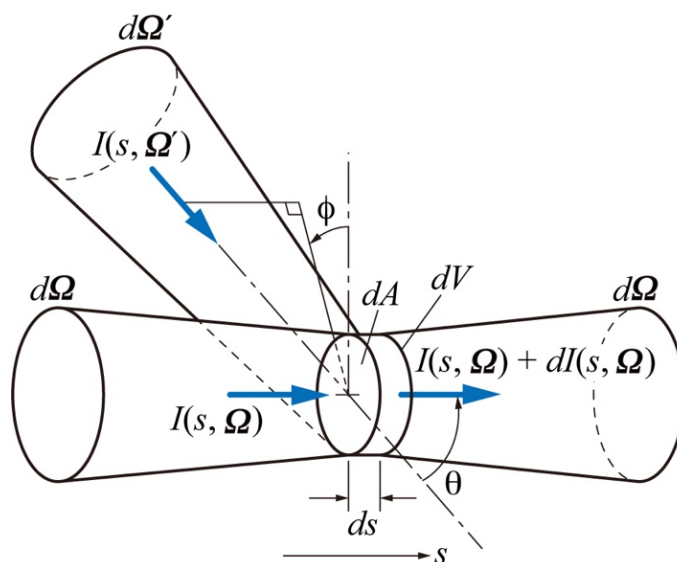


図 2-3. 散乱吸収性媒体内でのふく射挙動

この散乱・吸収性媒体内の微小区間におけるエネルギーバランスを考えると, 以下のことが言える.

光の変化量 = 吸収される光 + 散乱して進行方向が変化する光
 + 別方向に進行していたものが散乱して, 同方向に加わる光
 + 微小区間中から放射される光

これを以下のように表すこととする.

$$di = di_{\text{abs}} + di_{\text{out-scat}} + di_{\text{in-scat}} + di_{\text{emit}}$$

ここで, 本研究では皮膚を対象としているため, 計測波長域の 450–700 nm で放射される光は無視できる. よってエネルギーバランスは以下のように表すことができる

$$di = di_{\text{abs}} + di_{\text{out-scat}} + di_{\text{in-scat}}$$

上式から 2-1 節より,

$$di_{abs} = -\alpha i(s, \boldsymbol{\Omega}) ds$$

$$di_{scat} = -\sigma i(s, \boldsymbol{\Omega}) ds$$

また, 2-2 節より,

$$di_{in-scat} = \frac{\sigma}{4\pi} \oint_{4\pi} p(\boldsymbol{\Omega}' \rightarrow \boldsymbol{\Omega}) i(s, \boldsymbol{\Omega}') d\boldsymbol{\Omega}' ds$$

ここでは, 一方向からの入射を考えた 2-2 節と異なり, 全方向からの入射を考えるため, 全球積分を行っている.

以上より,

$$\begin{aligned} di(s, \boldsymbol{\Omega}) &= -\alpha i(s, \boldsymbol{\Omega}) ds - \sigma i(s, \boldsymbol{\Omega}) ds + \frac{\sigma}{4\pi} \oint_{4\pi} p(\boldsymbol{\Omega}' \rightarrow \boldsymbol{\Omega}) i(s, \boldsymbol{\Omega}') d\boldsymbol{\Omega}' ds \\ &= -(\alpha + \sigma) i(s, \boldsymbol{\Omega}) ds + \frac{\sigma}{4\pi} \oint_{4\pi} p(\boldsymbol{\Omega}' \rightarrow \boldsymbol{\Omega}) i(s, \boldsymbol{\Omega}') d\boldsymbol{\Omega}' ds \end{aligned}$$

両辺を $(\alpha + \sigma) ds$ で割り,

$$\begin{aligned} \frac{1}{(\alpha + \sigma)} \frac{di(s, \boldsymbol{\Omega})}{ds} &= -i(s, \boldsymbol{\Omega}) + \frac{1}{4\pi} \frac{\sigma}{(\alpha + \sigma)} \oint_{4\pi} p(\boldsymbol{\Omega}' \rightarrow \boldsymbol{\Omega}) i(s, \boldsymbol{\Omega}') d\boldsymbol{\Omega}' \\ \frac{1}{\beta} \frac{di(s, \boldsymbol{\Omega})}{ds} &= -i(s, \boldsymbol{\Omega}) + \frac{\omega}{4\pi} \oint_{4\pi} p(\boldsymbol{\Omega}' \rightarrow \boldsymbol{\Omega}) i(s, \boldsymbol{\Omega}') d\boldsymbol{\Omega}' \end{aligned}$$

上式が光輸送方程式であり, 皮膚内部での光伝播は, この式を用いて取り扱うことが多い.

第3章 光物性推定法

3-1 原理

図 3-1 に、本計測で用いる光物性の推定方法の概要を示す。この推定法では、皮膚上で照射部と非照射部が縞状に繰り返されるように、スリット列を通過した光を皮膚に照射し、その反射光の空間分布を計測する。もし、金属のように不透明な物であれば、反射光は、照射部のみから計測される。一方、皮膚のような散乱・吸収媒体では、皮膚内部に浸透した光が、散乱を繰り返しながら、皮膚内部を伝播し、その一部が、入射光の照射部だけでなく、非照射部からも反射光が計測される。この時、皮膚の減衰係数が小さければ、光は広がりやすく、非照射部から強い反射光が計測される。また、アルベドが大きければ、皮膚内部で吸収されるふく射エネルギーが小さくなり、照射部、非照射部ともに強い光が計測されることになる。このことは、反射光の空間分布に、皮膚内部の光物性の情報が反映されていることを意味している。この反射光強度の空間分布のデータをもとに、逆解析を通じて、皮膚の光物性を推定する。

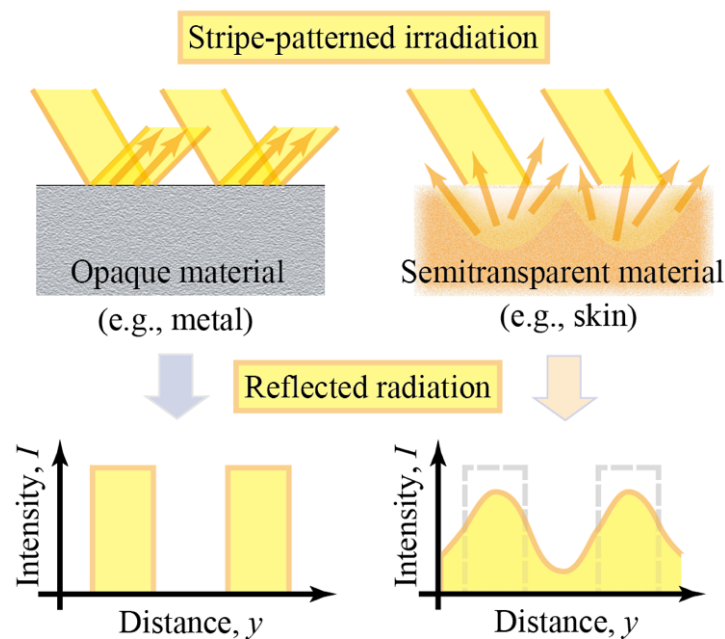


図 3-1. 光物性推定法の概要

3-2 モンテカルロ法による解析

光物性の非一様な散乱，吸収性媒体では，光物性値が空間の関数となる三次元の光伝播を解く必要がある．ここでは多次元問題に有利なモンテカルロ法を用いた数値解析によって，この光伝播を求めた，モンテカルロ法では，光束の挙動を確率論的方法で決定する．モンテカルロ法の基礎理論，および一様な散乱吸収性媒体における光伝播に関する適用方法については Siegel と Howell によって詳細に述べられている[16]. ここではモンテカルロ法を上で述べた光物性の非一様な散乱，吸収性媒体へ適用する際に特徴となる部分について述べる．

① 光束が減衰(散乱，吸収)を受けずに進む幾何学的距離

まず，光束が散乱と吸収をせずに進む，幾何学的距離を求める．図 3-2 にそのイメージを示す．

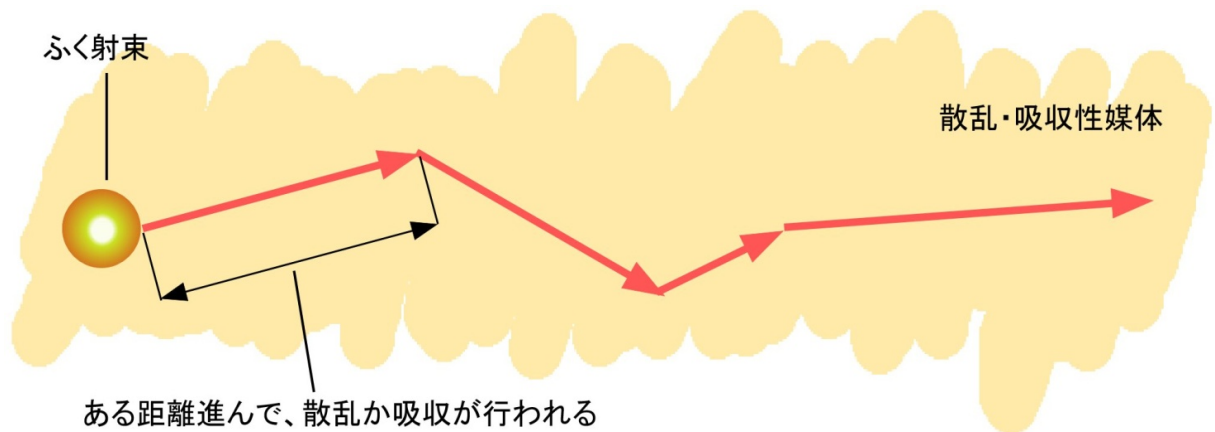


図 3-2. 幾何学的距離イメージ

ここで 2-1 節より，微小距離 ds を通過した時の散乱・吸収による光の変化量は，

$$di = -\beta ds$$

$$\frac{1}{i} di = -\beta ds$$

である．有限の距離 S を通過した時の変化量は，上式を積分して

$$\int_{i(0)}^{i(S)} \frac{di}{i} = -\int_0^S \beta ds$$

$$\ln \frac{i_{(S)}}{i_{(0)}} = -\beta S$$

$$i_{(S)} = i_{(0)} e^{-\beta S}$$

である。(この式は Beer の法則と呼ばれる。)

上式より、光束が進む光学厚さ τ は、

$$\tau = -\ln \frac{i_{(S)}}{i_{(0)}}$$

である。(光学厚さとは、 $i = i_0 e^{-\tau}$ を満たす τ のことである。)

ここで、乱数 R を用いて光学厚さを決定するために、 $\frac{i_{(S)}}{i_{(0)}}$ を置き換えると、

$$\tau = -\ln R$$

となる。以上より、光束が減衰を受けずに進む幾何学的距離 S は、

$$S = \frac{\tau}{\beta}$$

と定まる。

② 光束の散乱，吸収

ここで対象としている媒体は散乱吸収性媒体であったため、光束が媒体から射出されず

媒体内のある点に達した場合には、この光束が次に散乱されるのか、あるいは吸収されるのかを決定しなければならない。一般に光が減衰を受けるとき、散乱によって減衰される割合、及び吸収によって減衰される割合はアルベドの値によって決まる。このセルのアルベドの値を ω とすると、減衰される光エネルギーのうち、散乱により減衰される光エネルギーの割合は ω である。このことからセルに到達した光束が散乱される確率は ω であると考えられる。したがって区間 $(0, 1)$ に分布する一様乱数 R を一つ選び、これが

$$R < \omega$$

を満たす場合には光束は散乱され、満たさない場合には吸収されると判断することにする。

③ 光束の散乱方向

光束が散乱される場合には、次に光束が進むべき方向 θ' , ϕ' を決定する必要がある。ここでは前述した位相関数で記述される非等方性散乱を扱うが、この場合、光束が散乱される方向は散乱前の方向に依存する。以下では散乱前の光束の進行方向を基準に天頂角を ζ , 方位角を η と定義した。図 3-3 に示す座標系を用いて、散乱後の光束の進行方向を決定する。

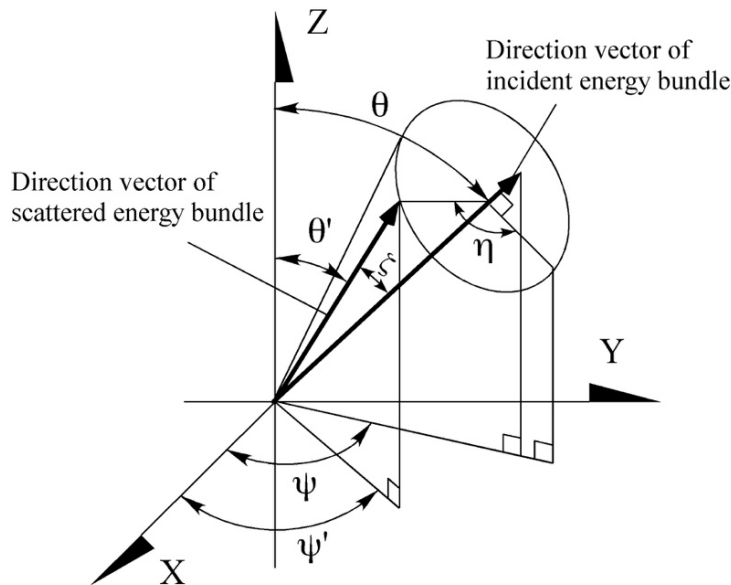


図 3-3. 光束の進行方向を基準とした座標系

一般にモンテカルロ法では、事象 x が起こりうる確率密度 $p(x)$ が分かっているならば、区間 $(0, 1)$ の乱数 R を選ぶことによって以下の関係式から、起こる事象を決定できる。

さて、ここでは散乱方向が2つの角度(ζ , η)によって表されるため、一般には2変数関数の確率密度関数から ζ , η を決定する必要がある。しかしながら、位相関数は天頂角 ζ のみの関数である。このような場合には ζ , η は全く独立な確率密度関数 $p_p(\zeta)$, $p_a(\eta)$ から求めることができる。

まず、天頂角 ζ に関する確率密度関数 $p_p(\zeta)$ を導く。光束が ζ の微小角 $\Delta\zeta$ に散乱される確率 $p_p(\zeta, \Delta\zeta)$ は散乱される全光エネルギーに対する、 $\Delta\zeta$ の範囲に散乱される光エネルギーの比になる。今考えている点に入射する光の光強さを I とすれば、その確率 $p_p(\zeta, \Delta\zeta)$ は

$$p_p(\zeta, \Delta\zeta) = \frac{2\pi \cdot \omega/(4\pi) \cdot I \cdot \Phi(\zeta) \sin\zeta \Delta\zeta}{2\pi \cdot \int_0^\pi \omega/(4\pi) \cdot I \cdot \Phi(\zeta^*) \sin\zeta^* d\zeta^*}$$

となる。確率密度関数 を求めると、

$$p_p(\zeta) = \lim_{\Delta\zeta \rightarrow 0} \frac{p_p(\zeta, \Delta\zeta)}{\Delta\zeta} = \frac{A(1-a^2)\sin\zeta}{2(1+a^2-2a\cos\zeta)^{3/2}}$$

となる。

確率密度関数 $p_a(\eta)$ は、光束が方位角 η に関して等方に散乱されるため、以下の式で表すことができる。

$$p_a(\eta) = \frac{1}{2\pi}$$

光束が散乱される方向 ζ, η は、それぞれの確率密度関数を用いて次のようにして導かれる。まず天頂角 ζ については、

$$R = \int_{\zeta_1}^{\zeta} \frac{A(1-a^2)\sin\zeta^*}{2(1+a^2-2a\cos\zeta^*)^{3/2}} d\zeta^* + \frac{B}{2}$$

が得られる。ここで ζ_1 ：区間の始まりの ζ 、 B ：前の区間までの確率密度関数の面積である。これを ζ についてとけば、

$$\cos\zeta = \cos\zeta_1 + \frac{B-2R}{A} \quad (a=0)$$

また、 $Y = (1+a^2-2a\cos\zeta_1)^{-1/2} + \frac{B-2R}{A(1-a^2)}$ とすると

$$\cos \zeta = \frac{Y^2 + Y^2 a^2 - 1}{2aY^2} \quad (a \neq 0)$$

である．区間(0,1)の乱数を一つ選ぶことによってこの式から天頂角 ζ が決定される．
また η については，

$$R = \int_0^\eta \frac{1}{2\pi} d\eta$$

が得られる．整理すると，

$$\eta = 2\pi R$$

である．この式から別に区間(0,1)の乱数 R を一つ選ぶことによって η が決定できる．

この ζ, η を用いて，散乱後の光束の進行方向を示す単位ベクトルは，媒体を基準にした座標系で次のように表される．

$$\begin{pmatrix} \sin \theta' \cos \phi' \\ \sin \theta' \sin \phi' \\ \cos \theta' \end{pmatrix} = \begin{pmatrix} \cos \theta \cos \phi \sin \zeta \cos \eta - \sin \phi \sin \zeta \sin \eta + \sin \theta \cos \phi \cos \zeta \\ \cos \theta \sin \phi \sin \zeta \cos \eta + \cos \phi \sin \zeta \sin \eta + \sin \theta \sin \phi \cos \zeta \\ - \sin \theta \cos \zeta \cos \eta + \cos \theta \cos \zeta \end{pmatrix}$$

θ, ϕ 方向に散乱された光束の挙動は，本節で述べてきた方法を引き続き繰り返すことによって求められる．

3-3 散乱位相関数

3-3-1 散乱位相関数に関する研究

人の皮膚で生じる散乱は、ミトコンドリア、細胞核など様々な要素（ $0.1\text{--}10\text{ }\mu\text{m}$ 程度の大きさかつ球状でないものも存在する）によって決められる[13][25][37]. 従って、単純な粒子として仮定して、解析的に散乱位相関数を求めることはできない. Tsengら[40]は、実際に、非侵襲での光物性（吸収係数・散乱係数）計測を通して、皮膚の散乱を粒子として考えた時に適応可能[49]–[51]だとされた散乱係数の波長依存性（ $\sigma_s(\lambda)=A\lambda^{-B}$ ）をそのまま適応することができないこと（式中のパラメータ A , B を一つの値に決定した場合に計測結果とずれが生じる）を示している[40].

散乱位相関数は、切り取られた皮膚あるいは培養皮膚を用いて計測が行なわれている[57]–[61]. その計測方法は、図 3-4に示すMarchesimiら[59]の方法のように、レーザー光を計測サンプルに照射し、その散乱光の方向分布をフォトダイオードなどを用いて計測するのが一般的である.

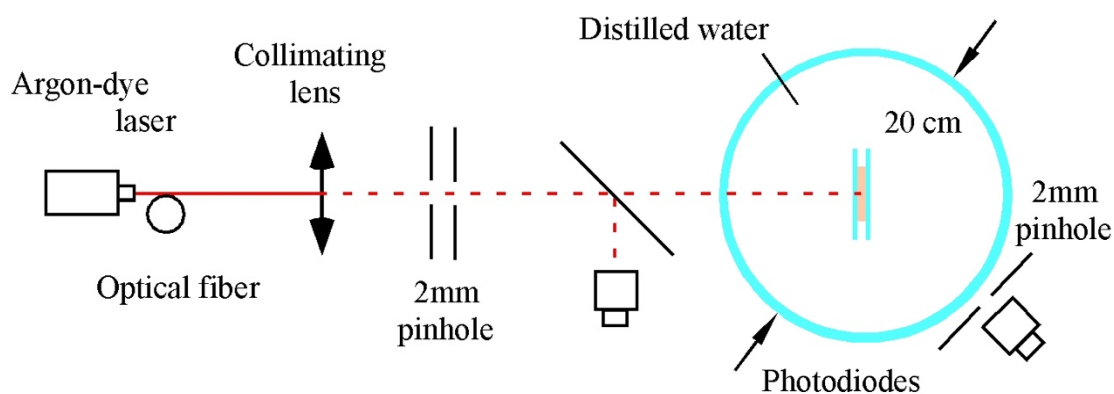


図 3-4. Marchesimi らの散乱位相関数の計測装置

しかし、これらの方法では、角度ごとに散乱光の計測が必要となるため、計測に長い時間がかかってしまい、生体組織の状態が変化してしまう恐れがある. また、皮膚内部での散乱光を計測するために、界面での屈折防ぐために、皮膚の屈折率に合わせた液体で満たされた中で計測することが求められるが、その条件を十分に満たしていない状態での計測も行われていた. そこで、Naitoら[61]は、生体組織の状態変化を防ぐために、より短時間での計測を可能とし、屈折率を調整した液中での計測を可能にする計測方法を提案した（図 3-5）. そして、この方法を用いて、表皮モデルの人工培養された皮膚を対象とし、4つの波長における散乱位相関数を計測した（図 3-6）.

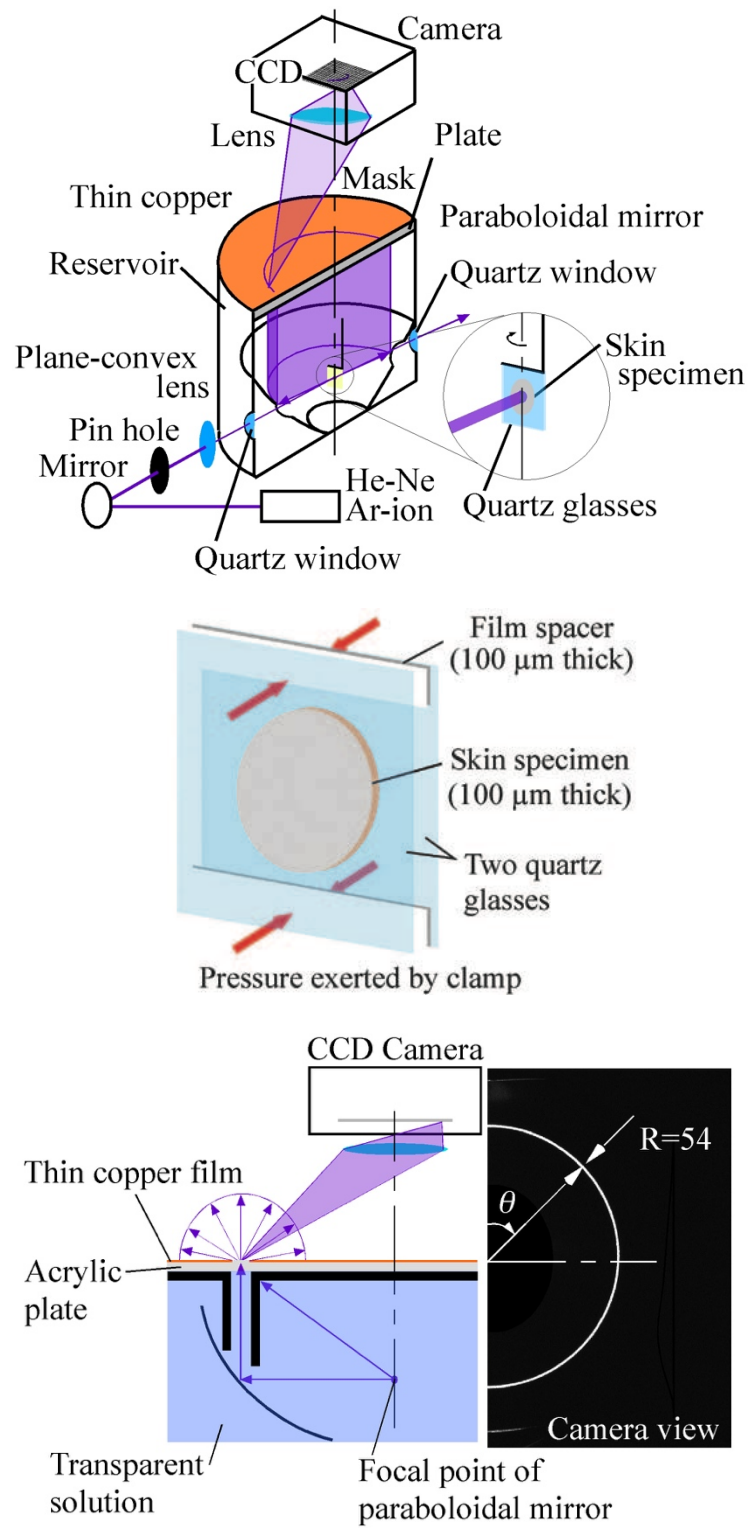
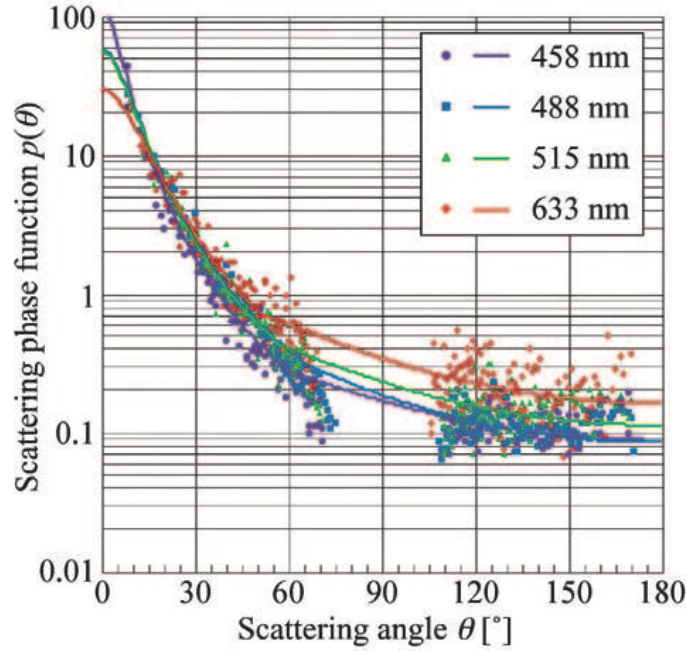


図 3-5. Naito らが提案した散乱位相関数計測装置の概要図



$$\begin{aligned}
 & \left. \begin{aligned} p(0^\circ \leq \theta < 61^\circ) &= 0.95 \cdot p_{HG}(g = 0.87) \\ p(61^\circ \leq \theta \leq 180^\circ) &= 0.21 \cdot p_{HG}(g = 0.30) \end{aligned} \right\} \text{at 458 nm} \\
 & \left. \begin{aligned} p(0^\circ \leq \theta < 66^\circ) &= 0.97 \cdot p_{HG}(g = 0.82) \\ p(66^\circ \leq \theta \leq 180^\circ) &= 0.28 \cdot p_{HG}(g = 0.40) \end{aligned} \right\} \text{at 488 nm} \\
 & \left. \begin{aligned} p(0^\circ \leq \theta < 57^\circ) &= 0.94 \cdot p_{HG}(g = 0.82) \\ p(57^\circ \leq \theta \leq 180^\circ) &= 0.31 \cdot p_{HG}(g = 0.35) \end{aligned} \right\} \text{at 515 nm} \\
 & \left. \begin{aligned} p(0^\circ \leq \theta < 51^\circ) &= 0.89 \cdot p_{HG}(g = 0.77) \\ p(51^\circ \leq \theta \leq 180^\circ) &= 0.47 \cdot p_{HG}(g = 0.36) \end{aligned} \right\} \text{at 633 nm}
 \end{aligned}$$

図 3-6. Naito らの計測結果および近似式一覧

3-3-2 散乱位相関数を既知としたモンテカルロ法への適用

本研究では、散乱位相関数を除いた2つの光物性（アルベド ω 、減衰係数 β ）を推定する。散乱位相関数も他の光物性と同時に推定することが可能であるが、すべての光物性を同時に逆解析することによって、複雑さを生み、推定誤差が増す。このため、本解析では、培養皮膚（表皮モデル）についてNaitoら[61]が計測した散乱位相関数を既知のものとして与え、残り2つの光物性を推定することとした。図 3-7に、本研究で使用した散乱位相関数を示す（ $\lambda = 633 \text{ nm}$ ）。

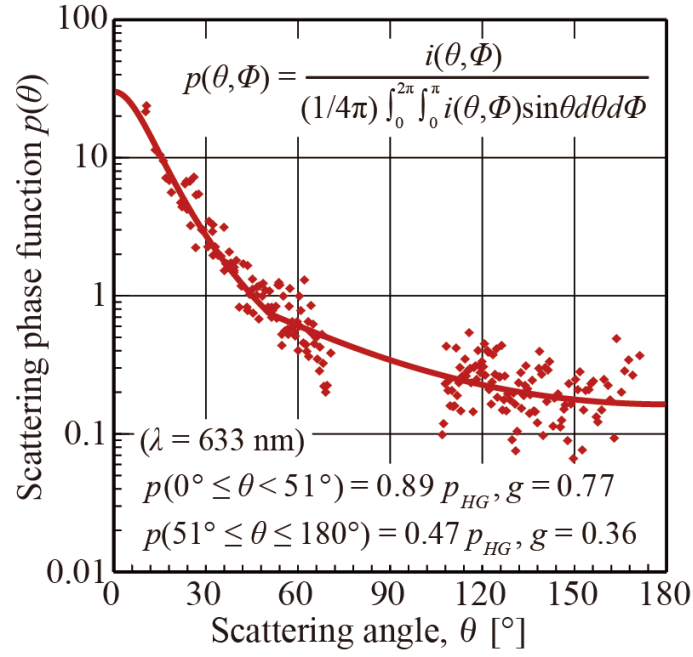


図 3-7. 解析に使用した散乱位相関数

横軸は散乱角 θ （散乱前後の光の進行方向のなす角）

$$\theta = \cos^{-1}(\boldsymbol{\Omega}' \cdot \boldsymbol{\Omega})$$

である．■が実験結果であり，これを散乱角に関して二つの領域に分け，それぞれ，非対称性因子 g の異なる二つの Henyey-Greenstein 位相関数，

$$p(0^\circ \leq \theta \leq 51^\circ) = 0.89 \cdot p_{HG}(a = 0.77)$$

$$p(51^\circ \leq \theta \leq 180^\circ) = 0.47 \cdot p_{HG}(a = 0.36)$$

で近似した．ここで，

$$p_{HG}(a) = (1 - a^2) / (1 + a^2 - 2a \cos \theta)^{3/2}$$

である．この近似の方法や区間の分け方等の詳細は後述する．近似曲線，および，その際与えた非対称性因子の値を図 3-7 中に示した．

本研究では光束の散乱の方向を決めるのにモンテカルロ法を使用している．一般にモンテカルロ法では，事象 ζ が起こりうる確率密度 $p(\zeta)$ が分かっているならば，区間(0,1)の乱数 R を選ぶことによって以下の関係式から，起こる事象を決定できる．

$$R = \int_{-\infty}^x p(\zeta^*) d\zeta^*$$

では，天頂角 ζ に関する確率密度関数 $p_p(\zeta)$ を導く．光束が ζ の微小角 $\Delta\zeta$ に散乱される確率 $p_p(\zeta, \Delta\zeta)$ は散乱される全光エネルギーに対する， $\Delta\zeta$ の範囲に散乱される光エネルギーの比になる．今考えている点に入射する光の光強さを I とすれば，その確率 $p_p(\zeta, \Delta\zeta)$ は

$$p_p(\zeta, \Delta\zeta) = \frac{2\pi \cdot \omega / (4\pi) \cdot I \cdot \Phi(\zeta) \sin \zeta \Delta\zeta}{2\pi \cdot \int_0^\pi \omega / (4\pi) \cdot I \cdot \Phi(\zeta^*) \sin \zeta^* d\zeta^*}$$

となる．散乱位相関数の一般的な形である

$$\Phi(\zeta) = A \cdot \frac{1-a^2}{(1+a^2-2a\cos\zeta)^{3/2}} + B \cdot \frac{1-b^2}{(1+b^2-2b\cos\zeta)^{3/2}} \quad (A, B, a, b: \text{定数})$$

から，確率密度関数 $p_p(\zeta)$ を求めると，

$$p_p(\zeta) = \lim_{\Delta\zeta \rightarrow 0} \frac{p_p(\zeta, \Delta\zeta)}{\Delta\zeta} = \frac{A(1-a^2)\sin\zeta}{2(1+a^2-2a\cos\zeta)^{3/2}} + \frac{B(1-b^2)\sin\zeta}{2(1+b^2-2b\cos\zeta)^{3/2}}$$

となる．したがって，乱数 R との関係式

$$R = \int_0^\zeta \left(A \cdot \frac{1-a^2}{2(1+a^2-2a\cos\zeta)^{3/2}} \cdot \sin\zeta + B \cdot \frac{1-b^2}{2(1+b^2-2b\cos\zeta)^{3/2}} \cdot \sin\zeta \right) d\zeta$$

が得られ， ζ について解くと光束が散乱される天頂角方向 ζ は得られることになる．実際に計算を行うことを考えると

$$R = \int_0^\zeta \left(A \cdot \frac{1-a^2}{2(1+a^2-2a\cos\zeta)^{3/2}} \cdot \sin\zeta + B \cdot \frac{1-b^2}{2(1+b^2-2b\cos\zeta)^{3/2}} \cdot \sin\zeta \right) d\zeta$$

$$\frac{\alpha}{\sqrt{1+a^2-2a\cos\zeta}} + \frac{\beta}{\sqrt{1+b^2-2b\cos\zeta}}$$

$$= R - \alpha(1+a^2-2a)^{-1/2} - \beta(1+b^2-2b)^{-1/2}$$

以下は省略するが、 $\cos\zeta$ の 4 次方程式を解くことになる。この 4 次方程式を解くのは多くの時間が必要になる。

このようにモンテカルロ法では、複雑な散乱位相関数を扱うのは非常に困難となる。そこで、次に、容易に複雑な位相関数を扱う方法として散乱位相関数を区間ごとに分ける方法を提案する。この長所としては

- ・単純な位相関数を用いることができるので、計算が容易に行える。
- ・実験結果などに表れる近似できないようなプロット点を区間ごとに分けることにより、位相関数として表すことができる。

などがあげられる。

まず、区間数（散乱位相関数を分割する数）を決定し、近似する関数の形状を決定する。本研究では図 3-7 のプロットの様子から、散乱位相関数を二つの区間に分けた。そして、使用する関数は式を二区間で使用し、近似することとした。区間ごとに異なる関数を使用してもよいが、計算の労力、プログラムを使用することを考慮した結果、以下の式の形を二区間で使用した。

$$\Phi(\zeta) = A \cdot \frac{1-a^2}{(1+a^2-2 \cdot a \cdot \cos\zeta)^{3/2}} (= Ag_{H-G}(a)) \quad (A, a : \text{定数})$$

ではこの関数において、 A, a の値の変化が $\Phi(\zeta)$ に対してどのような変化を与えるのかを見ることにする。図 3-8 は A の値を変化させた(a の値は一定)グラフである。 A の値が減少するにつれて、 $\Phi(\zeta)$ の値が減少することが分かる。

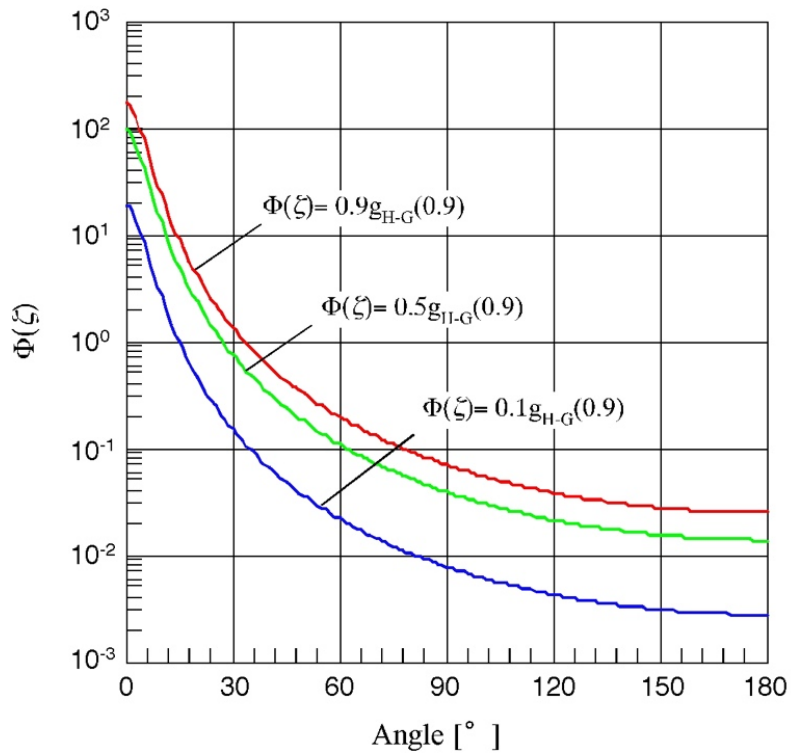


図 3-8. A の値と $\Phi(\zeta)$ の値の関係

図 3-9 は a の値を変化させた (A の値は一定) グラフである. g の値が減少するにつれて, 左上がりのグラフが徐々に水平になっていき, $a=0$ のとき $\Phi(\zeta)=0.9$ で一定値になり, その後 a の値が減少するにつれて右上がりになっていくことが分かる. また, a の値の絶対値が互いに等しい場合, 2 つの曲線は 90° に対して対称の形になっているのが分かる.

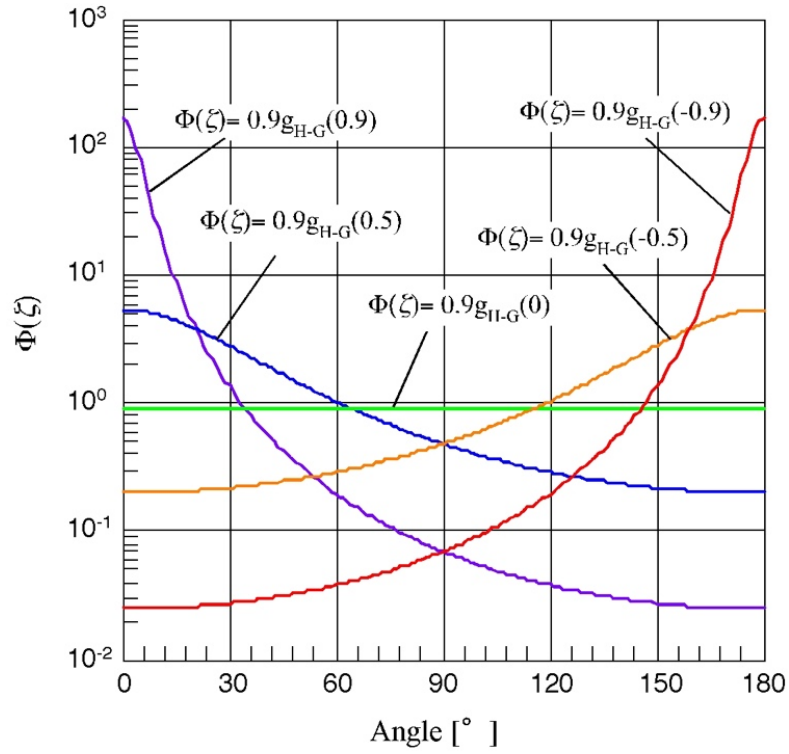


図 3-9. a の値と $\Phi(\zeta)$ の値の関係

次に、実際に近似関数を決定する．ただし、

$$\int_0^{2\pi} \int_0^\pi \Phi(\zeta) \cdot \sin \zeta d\zeta d\eta = 4\pi$$

$$\Leftrightarrow \int_0^\pi \Phi(\zeta) \cdot \sin \zeta d\zeta = 2$$

となるように選ぶ必要があるので、データに近似していて、またこの式も満たすように二つの近似関数を決める必要がある．

そこで二つの近似関数を

$\zeta_0 (=0) \leq \zeta < \zeta_1$ のとき

$$\Phi(\zeta) = A \cdot \frac{1-a^2}{(1+a^2-2 \cdot a \cdot \cos \zeta)^{3/2}}$$

$\zeta_1 \leq \zeta < \zeta_2 (= \pi)$ のとき

$$\Phi(\zeta) = B \cdot \frac{1-b^2}{(1+b^2-2 \cdot b \cdot \cos \zeta)^{3/2}}$$

とする.

これらの式から,

$$\begin{aligned} S_1 &= \int_{\zeta_0}^{\zeta_1} A \cdot \frac{1-a^2}{(1+a^2-2 \cdot a \cdot \cos \zeta)^{3/2}} \cdot \sin \zeta d\zeta \\ &= A(1-a^2) \int_{\zeta_0}^{\zeta_1} (1+a^2-2a \cos \zeta)^{-3/2} \sin \zeta d\zeta \end{aligned}$$

ここで $\cos \zeta = t$ とおく.

よって $\frac{dt}{d\zeta} = -\sin \zeta,$

ζ	$\zeta_0 \rightarrow \zeta_1$
t	$\cos \zeta_0 \rightarrow \cos \zeta_1$

以上より

$$\begin{aligned} &= A(1-a^2) \int_{\cos \zeta_0}^{\cos \zeta_1} (1+a^2-2at)^{-3/2} \sin \zeta \cdot \frac{-dt}{\sin \zeta} \\ &= -A(1-a^2) \int_{\cos \zeta_0}^{\cos \zeta_1} (1+a^2-2at)^{-3/2} dt \end{aligned}$$

積分して,

$$\begin{aligned} &= -A(1-a^2) \frac{1}{1-\frac{3}{2}} [(1+a^2-2at)^{-1/2}]_{\cos \zeta_0}^{\cos \zeta_1} \cdot \frac{-1}{2a} \\ &= \frac{-A(1-a^2)}{a} [(1+a^2-2at)^{-1/2}]_{\cos \zeta_0}^{\cos \zeta_1} \\ \therefore S_1 &= \frac{-A(1-a^2)}{a} \{(1+a^2-2a \cos \zeta_1)^{-1/2} - (1+a^2-2a \cos \zeta_0)^{-1/2}\} \end{aligned}$$

となる. 残りの 2 区間の場合も同様にそれぞれ

$$S_2 = \frac{-B(1-b^2)}{b} \{(1+b^2-2b \cos \zeta_2)^{-1/2} - (1+b^2-2b \cos \zeta_1)^{-1/2}\}$$

となる．つまり，近似関数の決め方は，グラフの様子を見ながら，式の関数を近似していて，また $S_1 + S_2 = 2$ となるように A, B, a, b, ζ_1 を決定することである．以下が決定した関数である．

(i) $0^\circ \leq \zeta \leq 51^\circ$ のとき

$$\begin{aligned}\Phi(\zeta) &= 0.89 \cdot \frac{1 - 0.77^2}{(1 + 0.77^2 - 2 \cdot 0.77 \cdot \cos \zeta)^{3/2}} \\ &= 0.89 g_{H-G(0.77)}\end{aligned}$$

(ii) $51^\circ \leq \zeta \leq 180^\circ$ のとき

$$\begin{aligned}\Phi(\zeta) &= 0.47 \cdot \frac{1 - 0.36^2}{(1 + 0.36^2 - 2 \cdot 0.36 \cdot \cos \zeta)^{3/2}} \\ &= 0.47 g_{H-G(0.36)}\end{aligned}$$

では近似関数を決定したので，確率密度関数を求め，その関数から ζ の値を求めることにする．

先に述べたように区間(0,1)の乱数 R を選ぶことによって以下の関係式から，起こる事象を決定できる．

$$R = \int_0^\zeta p(\zeta^*) d\zeta^*$$

ここで $p(\zeta^*)$ に確率密度関数を代入するのだが，先に示したように位相関数を三区間に分けたので，確率密度関数も三区間に分ける必要がある．上式の意味することは， $\zeta^* = 0$ から，求めたい $\zeta^* = \zeta$ までの確率密度関数の面積が与えられた乱数に等しいということである．よって一つ目の区間($0 \leq \zeta < 65.8^\circ$)のときは $p(\zeta^*)$ をそのまま式に代入すればよいが，二つ目の区間($65.8^\circ \leq \zeta < 88.8^\circ$)では一つ目の区間の確率密度関数の面積を加える必要がある．また三つ目の区間($88.8^\circ \leq \zeta \leq 180^\circ$)も，一つ目と二つ目の区間の確率密度関数の面積を加える必要がある．

まず，一つ目の区間は

$$R = \int_0^{\zeta} 0.89 \cdot \frac{(1-0.77^2)\sin\zeta^*}{2(1+0.77^2-2\cdot 0.77\cdot \cos\zeta)^{3/2}} d\zeta^*$$

で表すことができる．二つ目の区間($51^\circ \leq \zeta \leq 180^\circ$)では，さらに一つ目の区間の面積を加えて．

$$\begin{aligned} R &= \int_{0.890}^{\zeta} 0.47 \cdot \frac{(1-0.36^2)\sin\zeta^*}{2(1+0.36^2-2\cdot 0.36\cdot \cos\zeta)^{3/2}} d\zeta^* + \int_0^{0.890} 0.89 \cdot \frac{(1-0.77^2)\sin\zeta^*}{2(1+0.77^2-2\cdot 0.77\cdot \cos\zeta)^{3/2}} d\zeta^* \\ \therefore R &= \int_{0.890}^{\zeta} 0.47 \cdot \frac{(1-0.36^2)\sin\zeta^*}{2(1+0.36^2-2\cdot 0.36\cdot \cos\zeta)^{3/2}} d\zeta^* + 0.725024966 \end{aligned}$$

となる．では次に乱数 R が与えられた場合，どの区間を使用するのかを考える．確率密度関数の面積が，乱数そのものである．よって一つ目の区間は一つ目の区間の面積は 0.725024966 であるので， $0 < R \leq 0.725024966$ のとき一つ目の区間を使用する．二つ目の区間の面積は残りの全てなので $0.725024966 \leq R \leq 1$ のとき使用する．以上をまとめると次のようになる．

(i) $0 < R \leq 0.725024966$ のとき

$$R = \int_0^{\zeta} 0.89 \cdot \frac{(1-0.77^2)\sin\zeta^*}{2(1+0.77^2-2\cdot 0.77\cdot \cos\zeta)^{3/2}} d\zeta^*$$

(ii) $0.725024966 < R \leq 0.895611447$ のとき

$$R = \int_{0.890}^{\zeta} 0.47 \cdot \frac{(1-0.36^2)\sin\zeta^*}{2(1+0.36^2-2\cdot 0.36\cdot \cos\zeta)^{3/2}} d\zeta^* + 0.725024966$$

となる．では次に， $\cos\zeta$ を求める式変形を行う．そこで，

$$R = \int_b^{\zeta} A \cdot \frac{(1-a^2)\sin\zeta^*}{2(1+a^2-2\cdot a\cdot \cos\zeta^*)^{3/2}} d\zeta^* + C$$

を解くことにする．

$$= \frac{A(1-a^2)}{2} \int_b^\zeta (1+a^2-2a\cos\zeta)^{-3/2} \sin\zeta^* d\zeta^* + C$$

ここで $\cos\zeta = t$ とおく.

よって $\frac{dt}{d\zeta} = -\sin\zeta,$

ζ	$\zeta_0 \rightarrow \zeta_1$
t	$\cos b \rightarrow \cos\zeta$

以上より

$$\begin{aligned} &= \frac{A(1-a^2)}{2} \int_{\cos b}^{\cos\zeta} (1+a^2-2at)^{-3/2} \sin\zeta^* \cdot \frac{-dt}{\sin\zeta^*} + C \\ &= \frac{-A(1-a^2)}{2} \int_{\cos b}^{\cos\zeta} (1+a^2-2at)^{-3/2} dt + C \end{aligned}$$

積分して,

$$\begin{aligned} &= \frac{-A(1-a^2)}{2} \cdot \frac{1}{1-\frac{3}{2}} [(1+a^2-2at)^{-1/2} \cdot \frac{-1}{2a}]_{\cos b}^{\cos\zeta} + C \\ &= \frac{-A(1-a^2)}{2a} [(1+a^2-2at)^{-1/2}]_{\cos b}^{\cos\zeta} + C \\ &= \frac{-A(1-a^2)}{2a} \{(1+a^2-2a\cos\zeta)^{-1/2} - (1+a^2-2a\cos b)^{-1/2}\} + C \\ R &= \frac{-A(1-a^2)}{2a} \{(1+a^2-2a\cos\zeta)^{-1/2} - (1+a^2-2a\cos b)^{-1/2}\} + C \end{aligned}$$

$$\Leftrightarrow (1+a^2-2a\cos\zeta)^{-1/2} = (1+a^2-2a\cos b)^{-1/2} + \frac{2a(C-R)}{A(1-a^2)}$$

ここで, 右辺は定数なので, $Y = (1+a^2-2a\cos b)^{-1/2} + \frac{2a(C-R)}{A(1-a^2)}$ とおくと

$$\Leftrightarrow (1+a^2-2a\cos\zeta)^{-1/2} = Y$$

$$\Leftrightarrow (1+a^2-2a\cos\zeta)^{-1} = Y^2$$

$$\Leftrightarrow 2a\cos\zeta Y^2 = Y^2 + Y^2 a^2 - 1$$

$$\therefore \cos\zeta = \frac{Y^2 + Y^2 a^2 - 1}{2aY^2}$$

ただし, $Y = (1+a^2-2a\cos b)^{-1/2} + \frac{2a(C-R)}{A(1-a^2)}$ である. この結果をそれぞれの区間で適用

して, まとめると以下のようになる.

(i) $0 < R \leq 0.725024966$ のとき

$$\cos \zeta = \frac{Y^2 + Y^2(0.77)^2 - 1}{2 \cdot (0.77) \cdot Y^2}$$

$$\text{ただし, } Y = (1 + (0.77)^2 - 2 \cdot (0.77))^{-1/2} + \frac{2 \cdot (0.77) \cdot (-R)}{0.89 \cdot (1 - (0.77)^2)}$$

(ii) $0.725024966 < R \leq 1$ のとき

$$\cos \zeta = \frac{Y^2 + Y^2(0.36)^2 - 1}{2 \cdot (0.36) \cdot Y^2}$$

$$\text{ただし, } Y = (1 + (0.36)^2 - 2 \cdot (0.36))^{-1/2} + \frac{2 \cdot (0.36) \cdot (0.725024966 - R)}{0.47 \cdot (1 - (0.36)^2)}$$

3-4 逆解析

数値解析モデルは，Yamada らが過去に報告した物[47]に準ずる．ここで，図 3-10 に逆解析に利用したモデルを示す．皮膚は無限平行平板であると仮定し，縞状の光を皮膚に照射することを再現した．また，皮膚の厚さは十分に厚いもの（光学厚さ $\tau=20$ ）とし，その厚さより下の境界条件を完全吸収媒体と仮定した．皮膚表面は，平滑な物とし，表面での反射はフレネルの法則に従い決定した（皮膚の屈折率 $n=1.5$ と仮定）．皮膚は 2 mm 間隔の縞状の照射をされている．入射角度は 30° で受光角は皮膚に垂直な方向（ 0° ）である．それゆえ，皮膚が平滑であると仮定するならば，計測時のデータに表面反射は含まれない．変数はアルベドと減衰係数である．

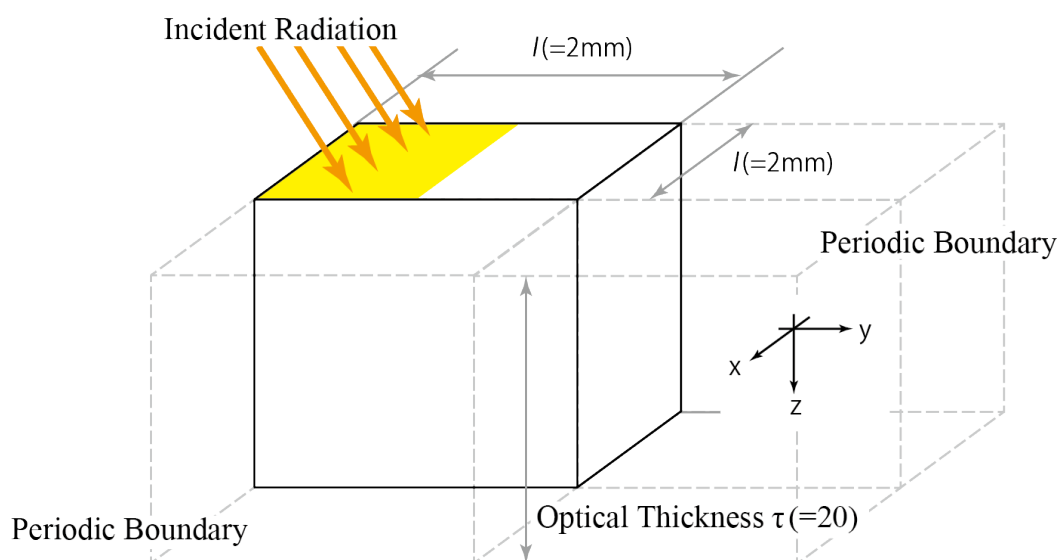


図 3-10. 解析モデル

図 3-11 に，垂直方向の反射光強度比（intensity）， $i(\theta=0, y)$ の空間分布（縞に垂直な方向）を示す．ただし，縦軸は照射部の光エネルギー流束 q を用いて無次元化した反射光強度

$i^*(\theta=0, y)$ である．その定義は，

$$i^*(\theta=0, y) = \frac{i(\theta=0, y)}{q / \pi}$$

である．この定義は，Brewster のテキストに示される二方向反射率の定義に準じている．パラメータは，減衰係数とアルベドである．

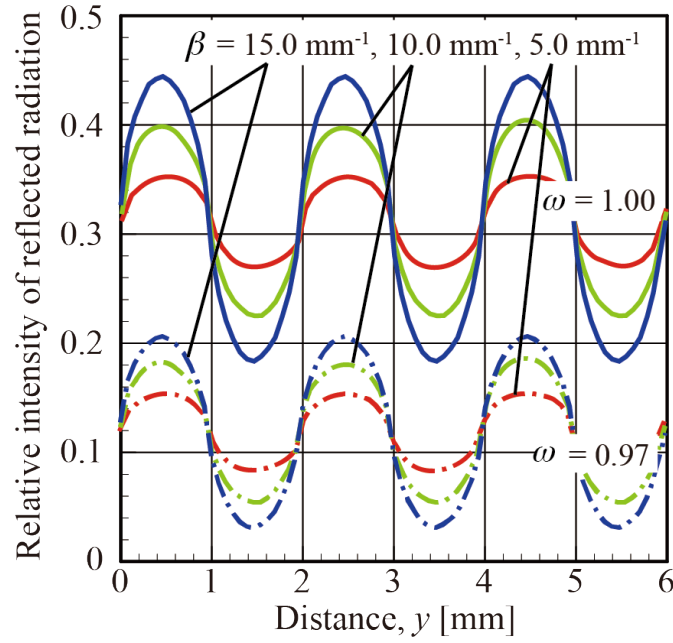


図 3-11. 解析結果例

図 3-11 より，反射光の空間分布には，非一様な入射光を反映した強弱が見られる．反射光の振幅の大きさは，減衰係数とアルベドの両者に依存し，平均的な強度は，主にアルベドに依存している．ここから，それぞれの物性値が，反射光の平均強度 \bar{i}^* ，および，振幅の大きさ σ_{i^*} （平均強度からの偏差の平均値）に与える影響を調べた．定義は，それぞれ次の通りである．

$$\bar{i}^* = \int_y^{y+l} (i^* = 0, y) dy / l$$

$$\sigma_{i^*} = \int_y^{y+l} |(i^* = 0, y) - \bar{i}^*| dy / l$$

図 3-12 から縞 1 周期分を抜き出し，そのイメージを図 3-12 に示す．また，偏差のイメージを図 3-13 に示す

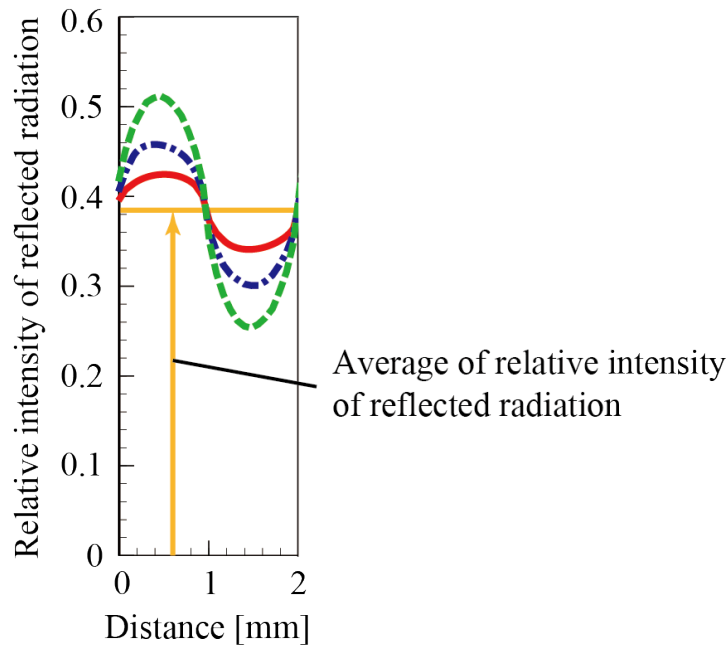


図 3-12. 反射光強度の平均値

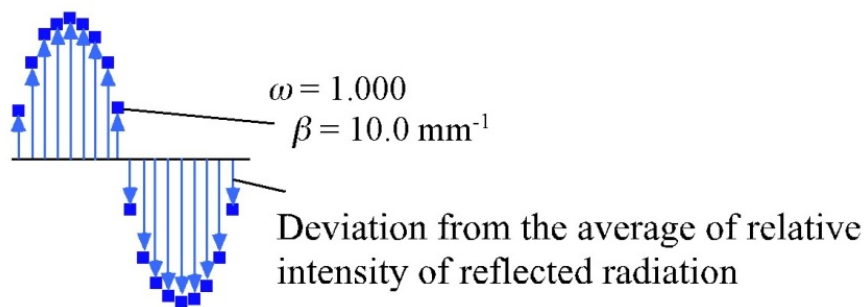


図 3-13. 偏差

次に、図 3-14 に、偏差に与える減衰係数の影響を示す。パラメータはアルベドである。偏差は、減衰係数の増加とともに大きくなる。これは、減衰係数が大きくなるに従って、照射部から入射した光が非照射部まで伝播しにくくなり、非照射部から射出される反射光が少なくなるからである。図 3-15 は、アルベドが反射光の平均強度に与える影響を調べた物である。アルベドが大きくなると、皮膚内での光の吸収が小さくなるため、反射光の平均強度が高くなっている。また、減衰係数を変化させても、このアルベドと平均強度の関係にほとんど影響しない。このことは、まず、平均強度からアルベドを決定し、そのアルベドの値を既知として、偏差から減衰係数が容易に推定できることを示している。

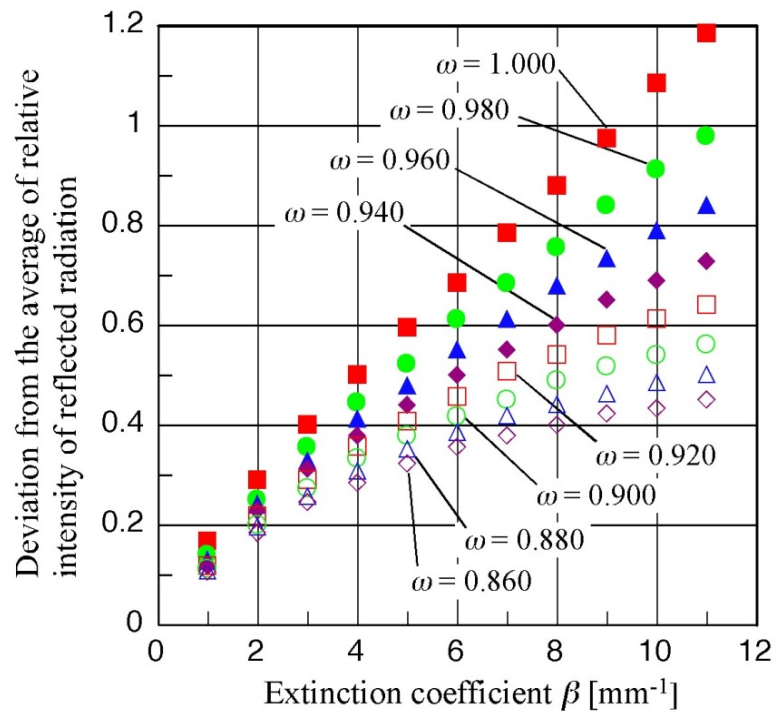


図 3-14. 偏差と減衰係数の関係

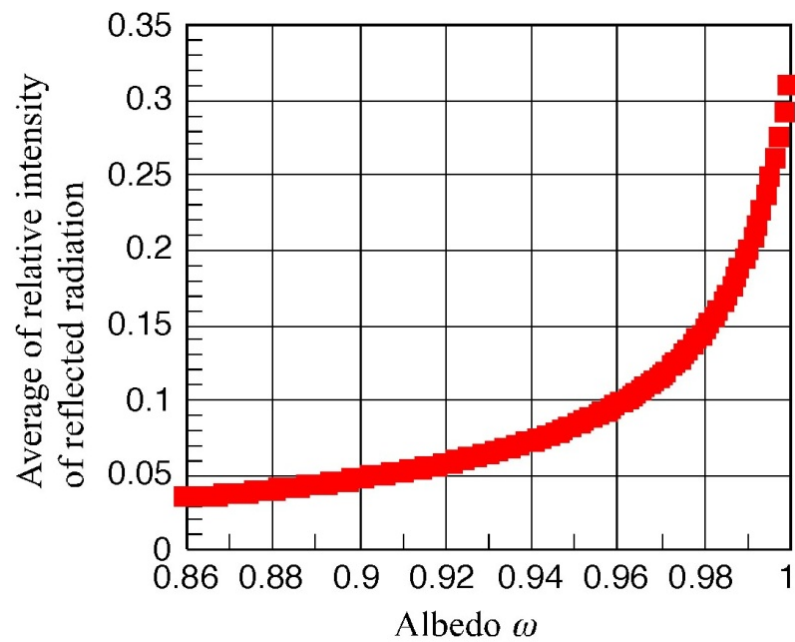


図 3-15. 反射光強度の平均値とアルベドの関係

以上が具体的な光物性推定方法である。

第4章 装置原理および光学設計

4-1 装置原理

本計測に用いる計測装置の概略を、図 4-1 に示す．光源により照らされたマスク上のスリット列が、対象物に拡大投影され、縞状の光が対象物に照射されることになる．縞状の反射光を空間分布として得るだけでなく、可視光域内での光物性の波長依存性を調べるために、回折格子を通した後、CCD カメラを用いて反射光の分布を計測する．画像の縦方向に反射光強度の空間分布、横方向に波長情報が計測される．これにより、一枚の画像から可視光域内の波長依存性の計測が可能となる．

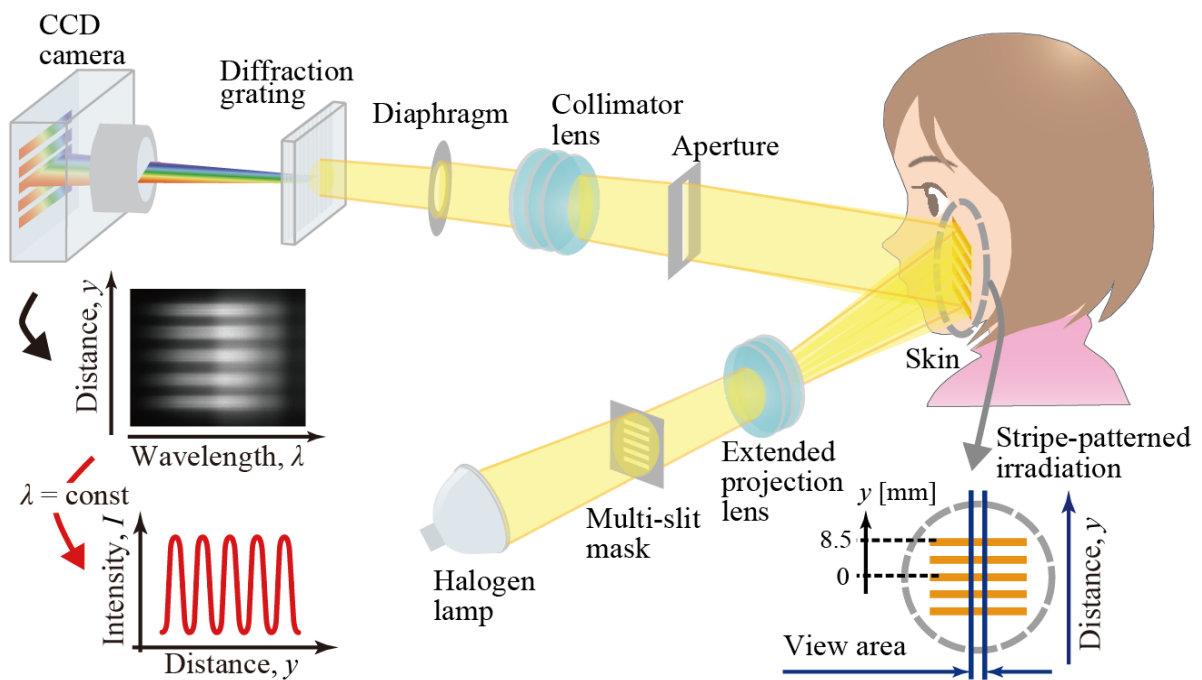


図 4-1. 装置概略図

4-2 光学設計

結像光学系を組んだ時、どんなに理想的なレンズを用いたとしても、回折限界の原理から、収差が生じることは避けられない。結像光学系に収差があるとき、本来点であるものが広がりを持ったエネルギー分布として計測されてしまう。収差の種類によって、その広がりを与える影響は異なるが、収差が大きいほどエネルギー分布はより広がったものとなる。本推定法においては、その広がりが推定される光物性値に誤差を生じさせる。

本章では、より高い光学系の性能を目指す光学設計の一例を示すとともに、光学系の性能が推定される光物性に与える影響を数値解析により明らかにした。

4-2-1 光学性能の評価

光学系の性能を評価する指標に、MTF (Modulation Transfer Function) がある。MTF とは、空間周波数[line pair/mm] (1 mm あたりの白黒一对の入力信号数) に対するコントラスト再現比を表す値で、光学系の性能を最も描写できるパラメータの1つである[66]–[70]。この MTF は、多くの研究や装置開発において、光学系の性能評価の指標によく用いられている。一般的には、光学系の収差が大きい時、コントラスト再現比が悪く、MTF の値が低くなる。

本光学系は、大きく分けて、皮膚へのスリットを投影する光学系と、反射光の空間分布を分光計測する光学系の二つがある。ここでは、後者に関する光学設計の一例を示す。

本計測手法の光学系では回折格子を使用するため、肌からの反射光を回折格子の手前で平行光とする。一般的に、光を平行にするためには、非軸放物面鏡もしくはコリメートレンズを用いるが、その部品によって MTF に違いが生じる。それぞれの部品を用いた際の光学性能を光学設計ソフト Zemax を使用して評価した結果から、皮膚の上に拡大投影された像の中心 ($y=0\text{ mm}$) と端 ($y=8.5\text{ mm}$) での MTF を図 4-2 に示す。理想的な非軸放物面鏡では、像の中心で非常に高い性能を示すが、端で性能が低くなっている。一方、コリメートレンズ (シグマ光機株式会社, DLB-50-200PM) では、像の中央から端にかけて全範囲で高い性能を示している。この原因を見るため、収差の種類ごとに分類した収差係数を図 4-3 に示す。図 4-3 に示した収差係数は、値が大きいほどその種類の収差が大きく、MTF により影響を与えることを意味する。非軸放物面鏡には、球面収差、色収差が生じていないが、その他の収差が大きく生じている。それらの収差が端にいくほど MTF が悪くなる原因となっている。一方、コリメートレンズは、色収差を含め全ての種類の収差が生じているが、その値は小さい。そのため、広い範囲にわたって高い性能を示すことができたと考えられる。

以上より，本装置では，分光計側部にコリメートレンズを用いることにした．もちろん，MTF は，コリメートレンズの仕様によっても変化する．光学設計では，利用できるレンズで，可能な限り MTF を大きくできるレンズを選定した．投影光学系に関しても同様な検討を行い，利用部品（光学要素）を決定した．ここで，決定した装置のスペックをまとめて表 4-1 に示す．

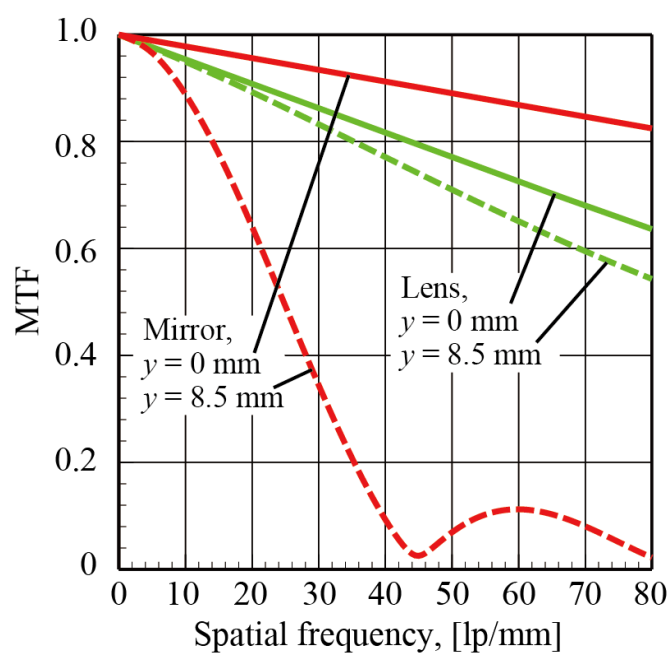


図 4-2. コリメートレンズと非軸放物面鏡を使用して光学設計を行った場合の MTF
(皮膚の上に拡大投影された像の中心 ($y = 0 \text{ mm}$) と端 ($y = 8.5 \text{ mm}$))

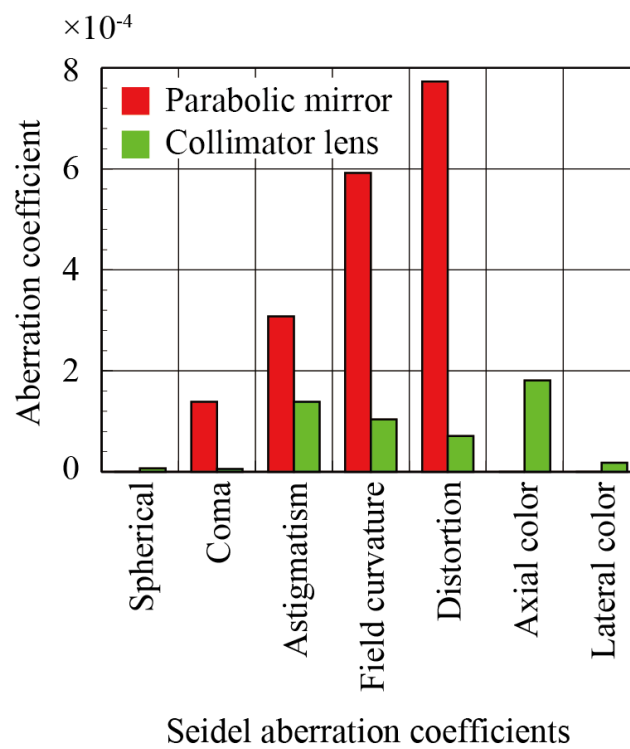


図 4-3. コリメートレンズと非軸放物面鏡を使用した場合のサイデル収差係数

表 4-1. スペック表

Extended projection part	
Light source	Type: Halogen lamp (HLX-64620, Osram GmbH) Power: 15 V 150 W Color Temperature: 3270 [K]
Multi-slit mask	Slit size (H×V): 1 mm × 0.1 mm Number: 9 Pitch: 0.2 mm
Extended projection lens	HF16SA-1, FUJINON MTF: 0.75 (Spatial frequency = 83 lp/mm, on axis) Focal length: 16mm Magnification ratio: 10
Spectroscopic part	
Aperture	Size (H × V): 1.0 mm × 40 mm Distance from skin = 25 mm
Collimator lens	DLB-50-200PM, SIGMAKOKI Co., LTD. Type: Achromat lens Focal length: 200 mm
Diffraction grating	Type: Transmission Grating Blaze wavelength: 515 nm Groove density: 300 grooves/mm
CCD camera	Type: Monochrome Pixel number (H × V): 1360 × 1024 Pixel size (H × V): 6.45 μm × 6.45 μm
CCD camera lens	HF50SA-1, FUJINON MTF: 0.70 (Spatial frequency = 83 lp/mm, on axis) Focal length: 50 mm
Total	
Optical characteristic	Wavelength resolution: 0.5 nm Effective range of wavelength: $\lambda = 450\text{-}700\text{ nm}$
Main body	Size (L × W × H): 290 mm × 450 mm × 195 mm Weight: 5.5 kg

4-2-2 計測装置に生じうる誤差のシミュレーション

光学性能の評価 4-2-1 節の光学設計に基づき、開発する計測装置に生じうる誤差を収差が存在するときの光学系をシミュレーションにより求めた。

光学系に収差が存在しないとき、拡大投影される縞状の照射光は理想的に鋭角な分布となる。そして、皮膚から射出された反射光分布は、正確に計測される。したがって、収差が存在しないときは、計測に誤差が生じることはなく、皮膚の持つ減衰係数が正確に推定される。一方、光学系に収差が存在するとき、投影される縞状の光は波形のような分布となる。そして、皮膚から射出された反射光分布は、収差がないときに比べて、偏差が減った分布となって計測される。この偏差の減り方は、4-2-1 節で説明した光学系の性能を表す MTF の値に依存して決まる。第 3 章で述べたように、減衰係数は、反射光分布の偏差から推定するため、ここで誤差が生じてしまう。

この偏差の減少をシミュレーションするために、ここでは線広がり関数 (LSF : line spread function) [66]を用いることとした。LSF は理想的な線光源が、光学系を通過した時にどの様に広がるかを表す関数である。また、LSF は MTF を逆フーリエ変換することによって得られる関数であるため、拡大投影部および分光計測部の MTF からそれぞれの LSF を算出した。ここで、それぞれの LSF (拡大投影部 $L_{ep}(y)$ と分光計測部 $L_{ss}(y)$) を図 4-4 に示す。これらの LSF を用いて、開発する装置の光学系での収差の影響をシミュレーションした。そのシミュレーションの概要を図 4-5 に示す。

まず、拡大投影される縞状の光の分布を $U_{in}(y)$ とすると、収差が光学系に存在した時に投影される像は以下の式で表される。

$$U_{in}^{pre}(y) = \int_{-\infty}^{\infty} U_{in}(y - \tau) L_{ep}(\tau) d\tau .$$

シミュレーションでは、この $U_{in}^{pre}(y)$ を皮膚への照射光の分布として与えた。

この時の皮膚内部での光伝播は第 3 章のモンテカルロ法による解析と同様に行い、皮膚から射出される反射光の分布を求める。モンテカルロ法により得られた反射光の分布を $U_{refl}(y)$ とすると、光学系の収差の影響を考慮した場合に計測される反射光の分布 $U_{refl}^{pre}(y)$ は以下の式で表される。

$$U_{refl}^{pre}(y) = \int_{-\infty}^{\infty} U_{refl}(y - \tau) L_{ss}(\tau) d\tau .$$

これらの過程に従い、収差が存在する時と存在しない時とで推定される減衰係数を比較することにより、計測に生じうる誤差 P_e をシミュレーションした。その結果を図 4-6 に示す。

$$P_e = \frac{\beta_e - \beta_a}{\beta_a} \times 100,$$

ここで、 β_e は収差が存在する時に推定される減衰係数、 β_a は収差が存在しない時に推定される数値解析モデルに与えた真の値である。この結果から、 P_e は-0.4%と非常に小さく、今回設計した光学性能が高く、計測精度が非常に高いことを示している。

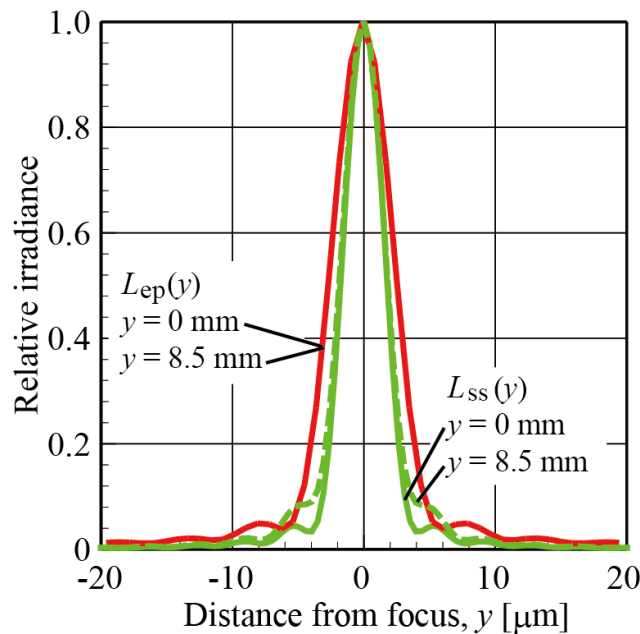


図 4-4. 拡大投影部 $L_{ep}(y)$ と分光計測部 $L_{ss}(y)$ の LSF (皮膚の上に拡大投影された像の中心 ($y = 0$ mm) と端 ($y = 8.5$ mm))

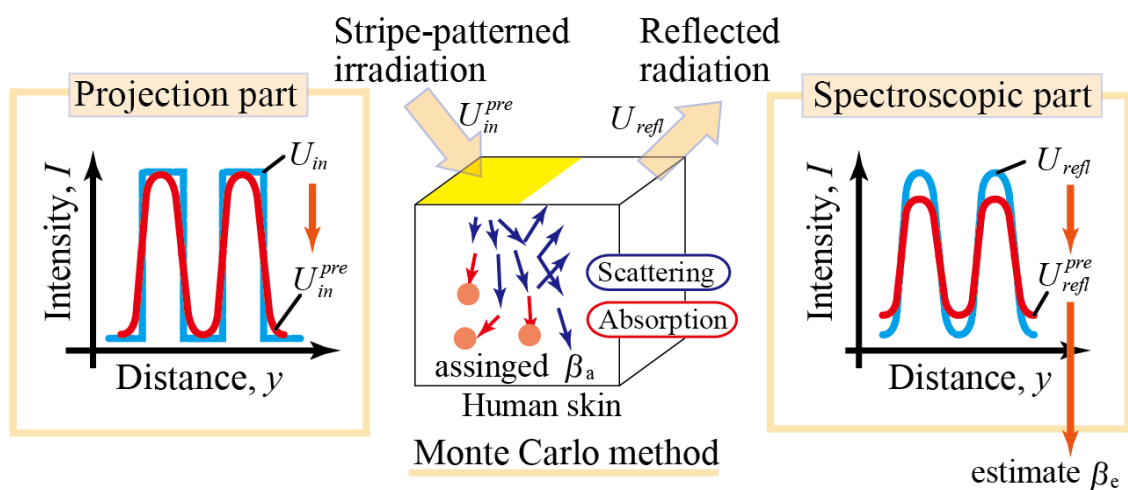


図 4-5. シミュレーションの流れ

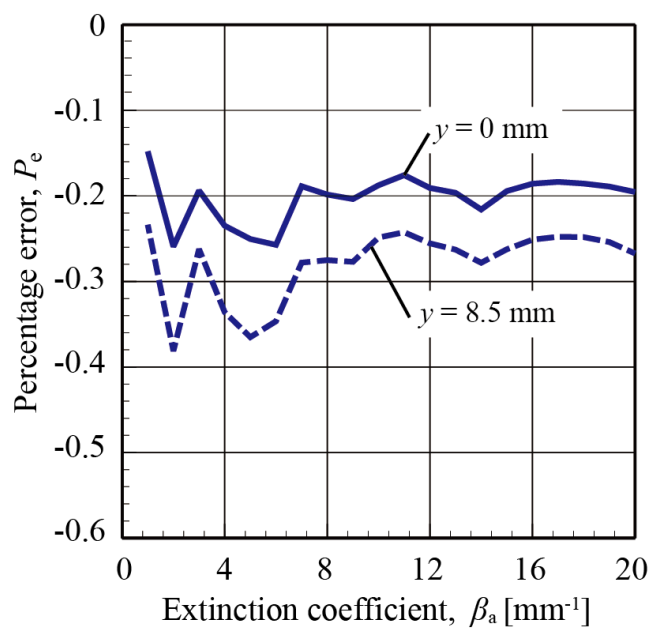


図 4-6. 光学系の収差により計測に生じる誤差（皮膚の上に拡大投影された像の中心（ $y = 0$ mm）と端（ $y = 8.5$ mm））

第5章 計測装置および実機での計測過程

5-1 計測装置

開発した装置の組み立て時の写真を図 5-1 に示す。レンズなどのすべての光学部品は、内部で固定し計測時に調整が必要ない構造とした。また、可搬性を考慮し、大きく分けて三つのパーツに装置を分解できる構造にしており、図 5-2 に示すように、一つのケースに収まるよう設計した。これにより、持ち運んだ際でも、計測までに 10 分とかからずに準備が可能になり、計測自体も約 1 秒程度で可能な計測装置を開発した。

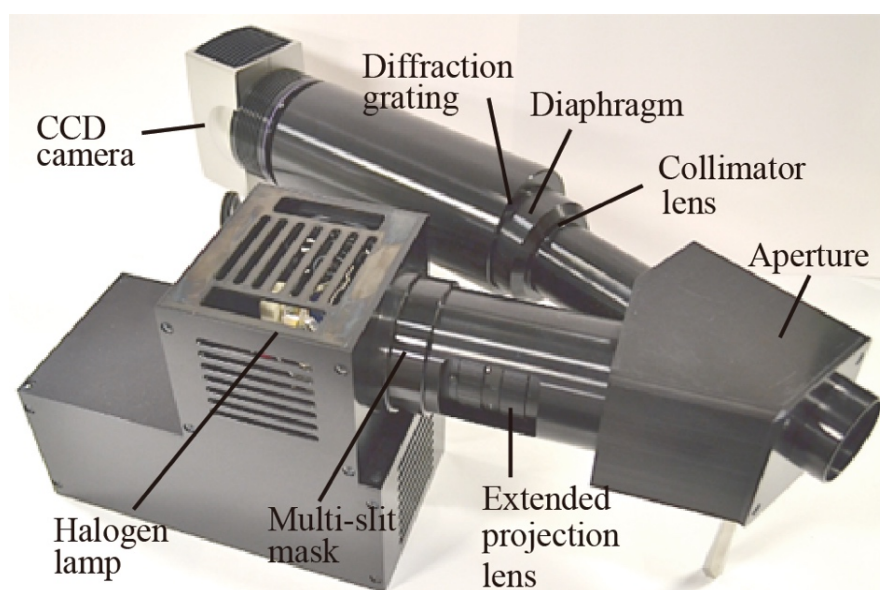


図 5-1. 開発した計測装置



図 5-2. 収納用ケース

5-2 計測の過程

ここでは、開発した計測装置を用いて実際に取得されるデータおよび逆解析を行うまでの過程を詳述する。

5-2-1 反射率の校正

CCD カメラでとれる輝度値は、ふく射強度に比例した数値である。露光時間によっても大きく変化する値であり、単体で明確な単位などが存在するものではない。

その数値から反射率を求めるには、何らかの基準が必要になる。本研究では、装置に合わせて大きさや形状を設定できるように、自作の完全拡散反射板を使用した。その性能を確認するために、反射光強さの指向分布について、自作のものと National Institute of Standards and Technology (NIST) トレーサビリティが付いた標準拡散反射板 (Spectralon Calibrated Diffuse reflectance standards, Labsphere 社) を比較した(図 5-3)。両者がよく一致していることから、自作の反射板は、標準拡散反射板と同程度の性能を有すると言える。

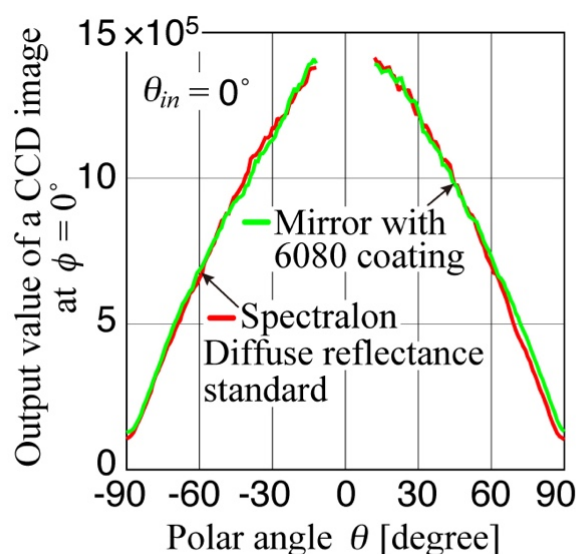


図 5-3. 白色塗料 6080 を吹き付けた完全拡散反射板の性能評価

また、カメラは一切光を受けていない時でも、熱等の影響で、常にノイズを出し続けている。そこで、入射光を遮った状態で、計測時と同じ冷却温度、露光時間の撮影を行う(このデータをダークフレームと呼ぶ)。このダークフレームを元のデータから差し引くことで、ノイズに加え、光源以外からのふく射(周囲の影響)を同時に除去することができる。

このダークフレームの補正を行い、皮膚の反射光のデータを分子に、白色拡散反射板を用いることで、反射率 i^* を、

$$i^* = \frac{i}{q/\pi}$$

という形で定義し、意味を持たせることができる。これにより、第3章で示した反射率と同じ定義が再現される。

5-2-2 波長の校正

図 5-4 に示す計測結果のイメージ図を示す。横軸方向に波長分布、縦軸方向に反射光の空間分布の情報が得られる。前述したように、この結果から白色板を用いた校正を行うことで反射率は得られるが、横軸方向のどこがどの波長のデータかを知る必要がある。そこで、本研究では、2枚のシャープカットフィルタ（富士フィルム株式会社、SC48, SC64）を用いては聴校正を行うこととした。ここで、このフィルタの透過率を分光光度計（株式会社 日立ハイテクサイエンス、レシオビーム分光光度計 U-5100）で計測した結果を図 5-5 に示す。

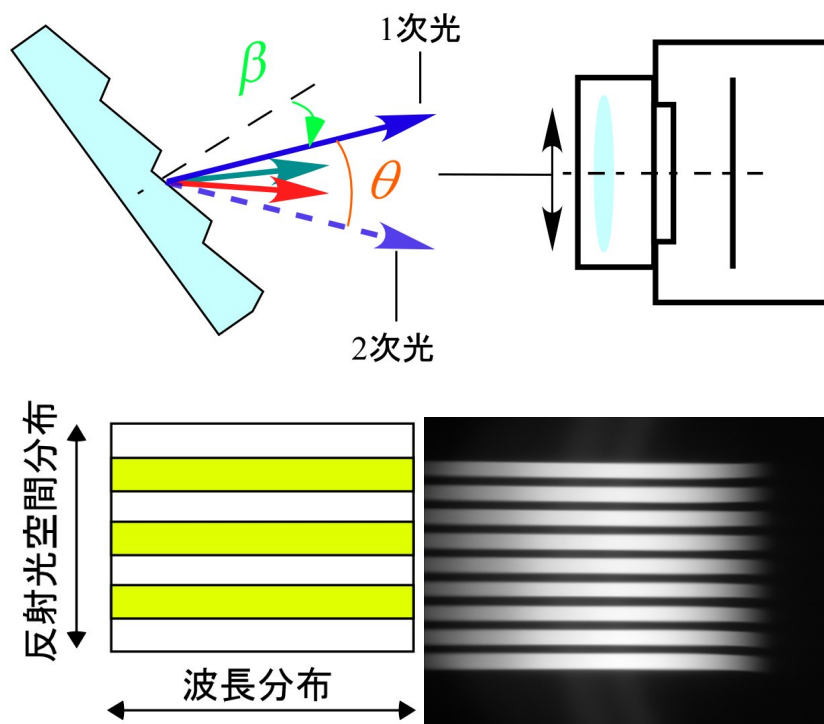


図 5-4. 計測結果のイメージと撮影画像

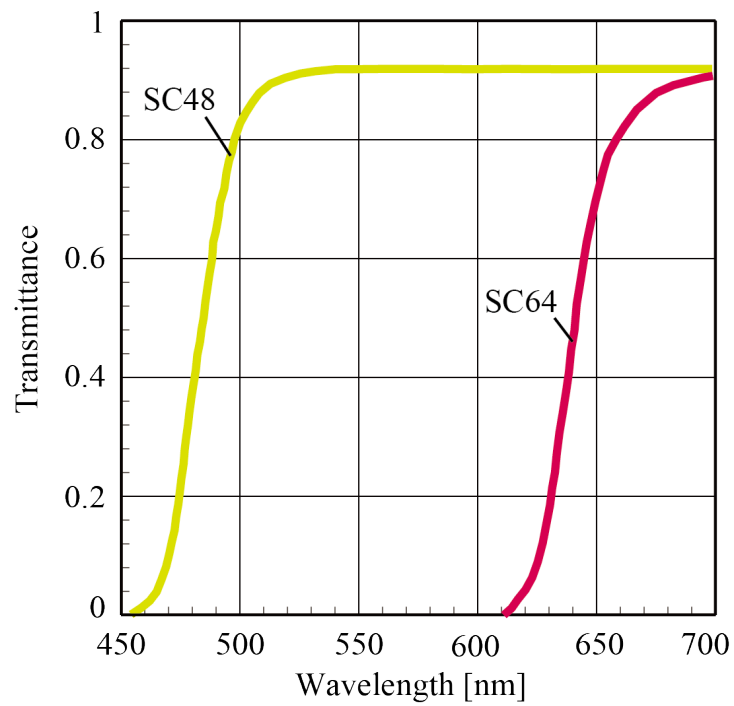


図 5-5. 富士フィルム製のシャープカットフィルタの透過率

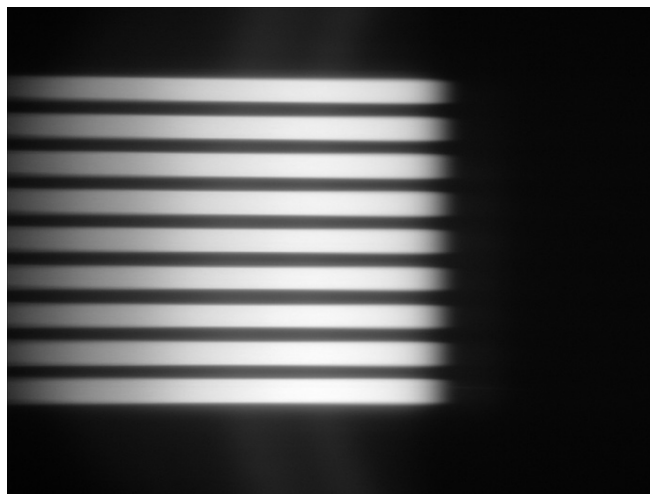


図 5-6. 白色板に SC48 を使用したときの撮影画像

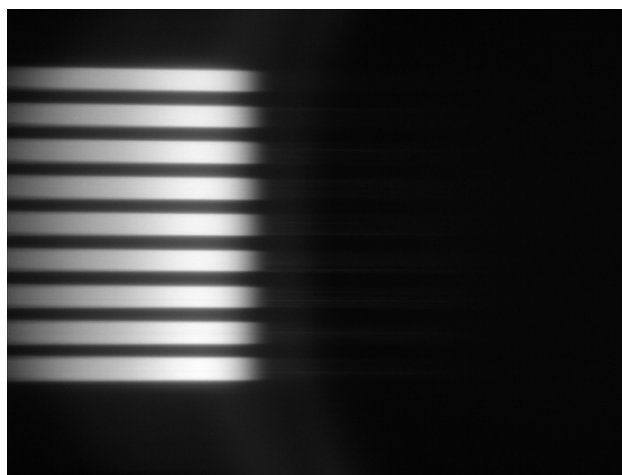


図 5-7. 白色板に SC64 を使用したときの撮影画像

5-2-3 計測データの例

まず，前腕内側部を計測している時の様子を図 5-8 に示す．次に，皮膚に縞状の光を照射したときに撮影される画像の例を図 5-9 に示す．



図 5-8. 計測時の様子



図 5-9. 皮膚の撮影画像

この得られた画像から，反射率 を算出したグラフの例を図 5-10 に示す．

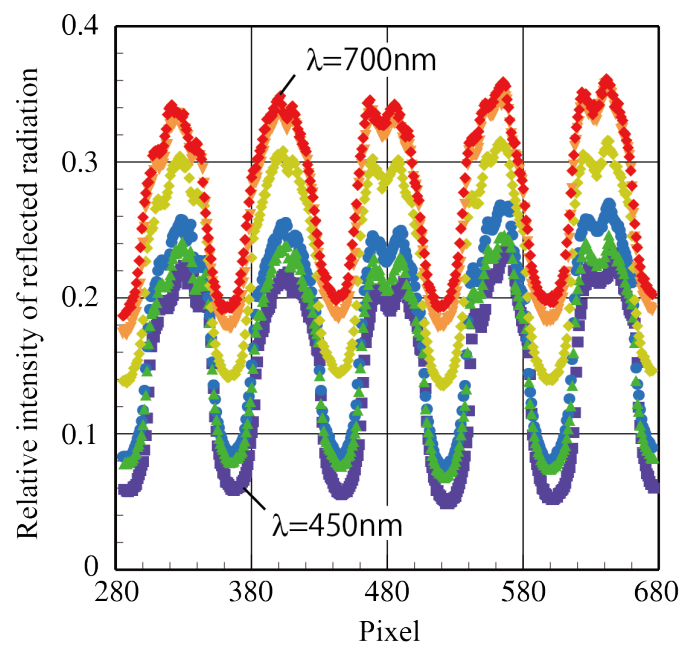


図 5-10. 算出された反射率

この反射率から，反射光の平均強度，および，振幅の大きさ（平均強度からの偏差の平均値）を算出した結果を図 5-11 に示す．

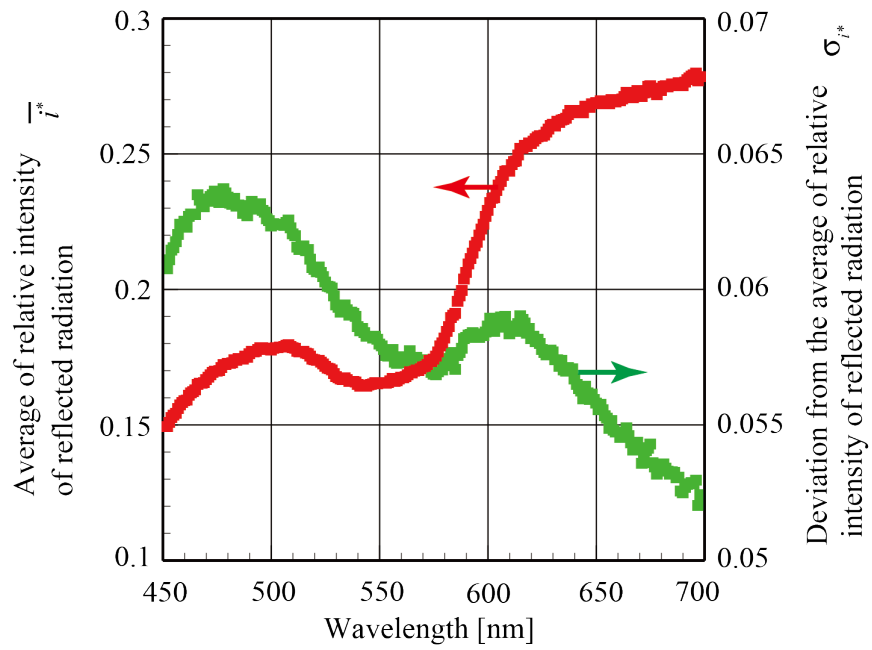


図 5-11. 平均強度と振幅の大きさ

ここで得られた実験結果と, 第3章の解析結果を合わせて, 逆解析を行うことにより, 光物性のアルベドと減衰係数の推定が行える.

第6章 水分量変化に伴う光物性の変化

本装置の有用性を示すために、デモを行った。風呂上がりなど、水分を含み潤っている皮膚はキレイに見えると言われる。皮膚の光物性に与えるこの潤いの影響を評価した。そのため、開発した装置を用いて、27歳の日本人男性の前腕内側の肌および水に30分間浸した後に計測した。

水分量の計測には、表皮水分計 (Skin Moisture Sensor MY-808S, Scalar Corporation) (図 6-1) と真皮水分計 (MoistureMeter D Compact, Delfin Technologies Ltd.) (図 6-2) を用いた。皮膚の温度が変化すると、光物性が変化する[65]。そのため、体の表面温度に近く、水に腕を浸けた時に、水温を感じない温度 (34℃～35℃) に温度を調整し、実験を行った (図 6-3)。水分量の計測結果を表 6-1 に示す。次に、計測部分を図 6-4 に、皮膚の光物性を図 6-5 に示す。ここで、図 6-5 に示した誤差線は、前腕内側の中で離れた9点を測定した際の標準偏差である。

まず、本研究で計測した前腕内側の皮膚の光物性値を、同じ部位の計測かつ Fitzpatrick skin phototype の同じ過去の文献と比較した[40][46]。これらの過去の文献の波長 650nm において、減衰係数は $7.2\text{--}11.05\text{ mm}^{-1}$ であり、アルベドは $0.992\text{--}0.997$ の範囲にある。したがって、標準偏差と収差による誤差を考慮に入れても、筆者の減衰係数およびアルベドはその範囲内にある。また、減衰係数の標準偏差の幅は約 2.2% となっており、第4章でシミュレーションした装置の光学性能が与える誤差 (−0.4%) は比較的小さく、装置の光学性能は十分に高かったと言える。

次に水分量の変化に伴う光物性の変化を見る。前腕を水に浸けた後は、表皮と真皮の水分量、アルベド、減衰係数のすべての値が増加することが示された。アルベドの増加から、肌はより明るく、白く見え、減衰係数の増加から、光はより浸透しづらくなり、透明度が低くなったと言える。このように、本計測装置を用いることで、皮膚の水分量の違いで生じるわずかな見た目の違いを光物性の違いとして捉えられるが示された。



図 6-1. 表皮水分計 (Skin Moisture Sensor MY-808S, Scalar Corporation)



図 6-2. 真皮水分計 (MoistureMeter D Compact, Delfin Technologies Ltd.)



図 6-3. 水分量変化させるために前腕内側部を水に浸している時の様子

表 6-1. 水に前腕をつける前後の表皮および真皮の水分量

State	Moisture (%)	
	Epidermis	Dermis
Before soaking in water	28.6 ± 1.1	46 ± 3
After soaking water	30.3 ± 0.1	51 ± 2

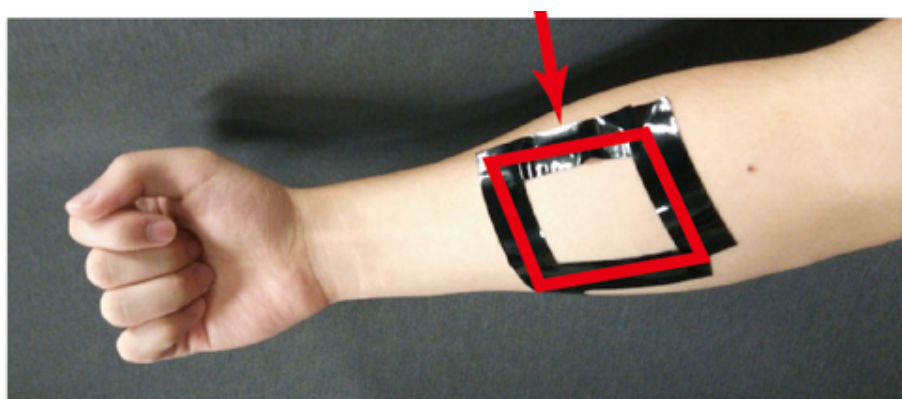
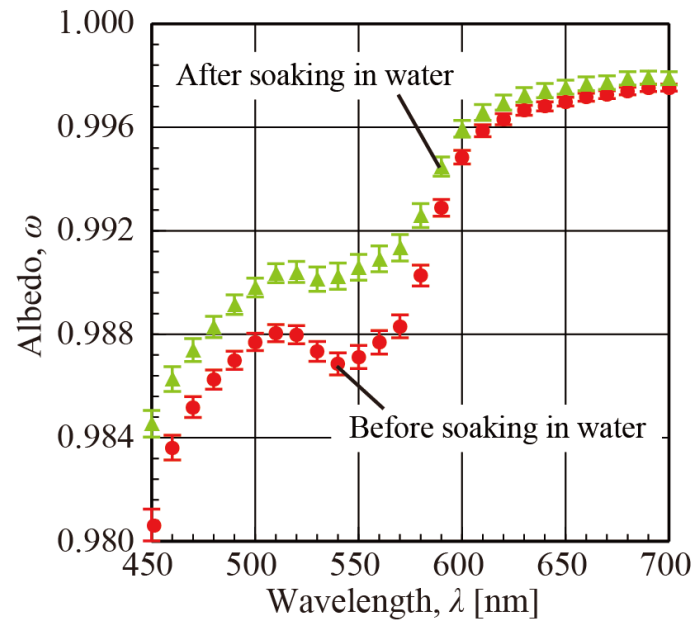
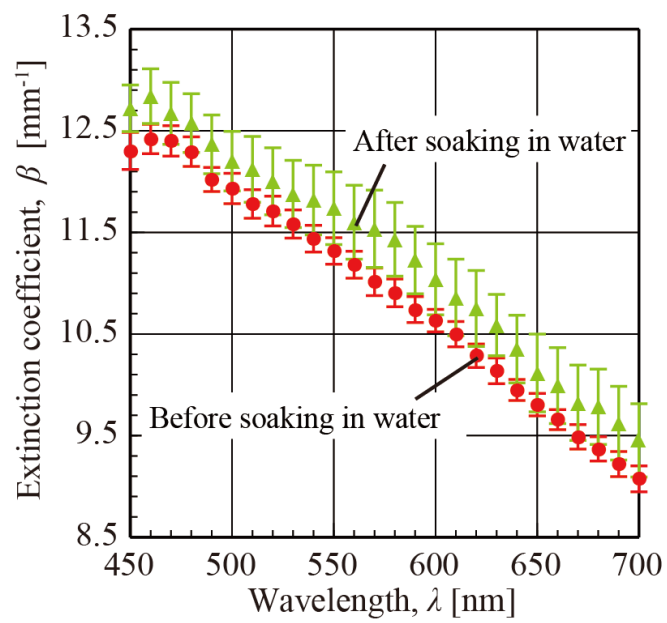


図 6-4. 計測部分（赤い四角の中の9点を計測）



(a)



(b)

図 6-5. 水に前腕をつける前後の皮膚の光物性 : (a) アルベド, (b) 減衰係数

第7章 日本人の標準皮膚の計測

第6章の実験を通して、開発した本光物性計測装置の妥当性および実用性が示された。そこで、今後の様々な応用に向けて、基準となる日本人の標準皮膚の光物性を計測するために、開発した装置を用いて多人数の光物性計測を行った。本計測実験では、芝浦工業大学の学生および職員を対象として、計198名の日本人の皮膚の光物性を計測した。に、計測対象者の年齢および男女別の人数を示す。本実験では、体の部位による光物性の違いも見るために、①手を軽く握った時の親指と人差し指の間、②手の甲、③頬、④前腕内側、の4か所の異なる部位（図7-1）で計測を行った。

表 7-1. 計測人数

Age	Male	Female
20-29	21	23
30-39	13	23
40-49	19	26
50-59	18	18
60-69	14	5
70-79	5	8
80-89	2	3

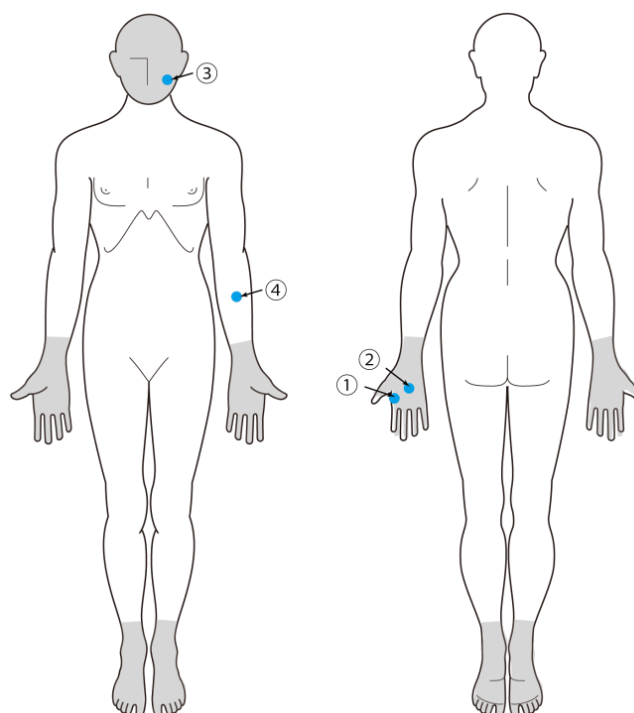
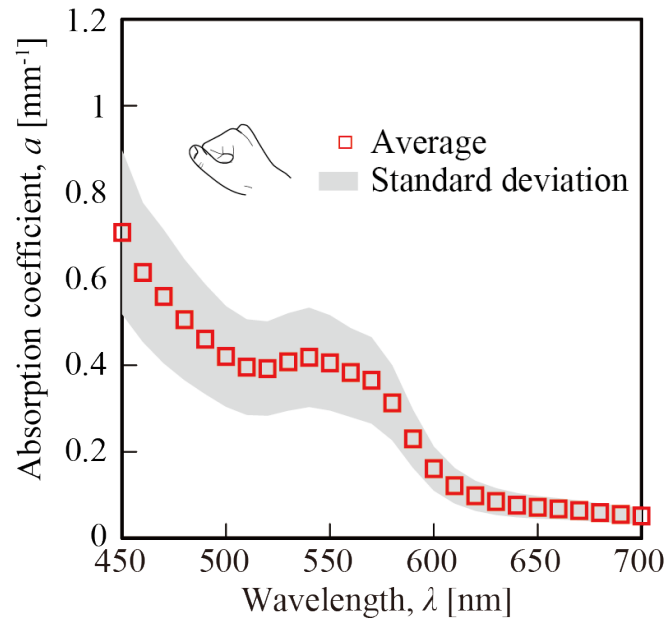


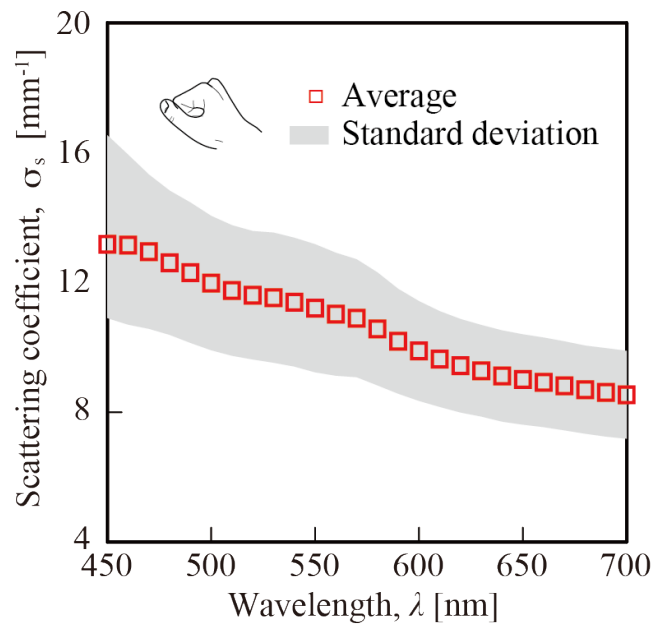
図 7-1. 計測部位

まず、各部位の計測データを図 7-2に示す。プロットが平均値、灰色の領域が標準偏差の範囲である。一つの装置を用いた多人数での計測例はこれまでになく、今後の応用へ向けた、重要なデータベースとなる。ここで、各部位のデータ比較のため、図 7-2のデータの平均値をまとめて図 7-3に示す。吸収係数の結果から、太陽への露出が高く、日焼けしやすい手が最も高く、日焼けのしにくい前腕内側部分が最も低くなっている。また、散乱係数は前腕内側と頬が高い値にあり、手は低い値になっている。皮膚の厚みのデータ[62] (表皮層[μm], 前腕内側; 男67.8: 女80.3, 頬; 男115.4女: 85.0, 手の甲; 男246.8: 女132.2) から見ると、表皮層が薄いほど、散乱係数が高くなっている。しかしながら、特に、皮膚の散乱係数は、ミトコンドリア、細胞核など様々な要素によって決められるため[13][25][37], 散乱係数の変化の要因を明確にするためには、皮膚の厚みだけでなく、後述する深さ方向への計測 (第8章) やこのデータを基にしたさらなる分析が必要である。

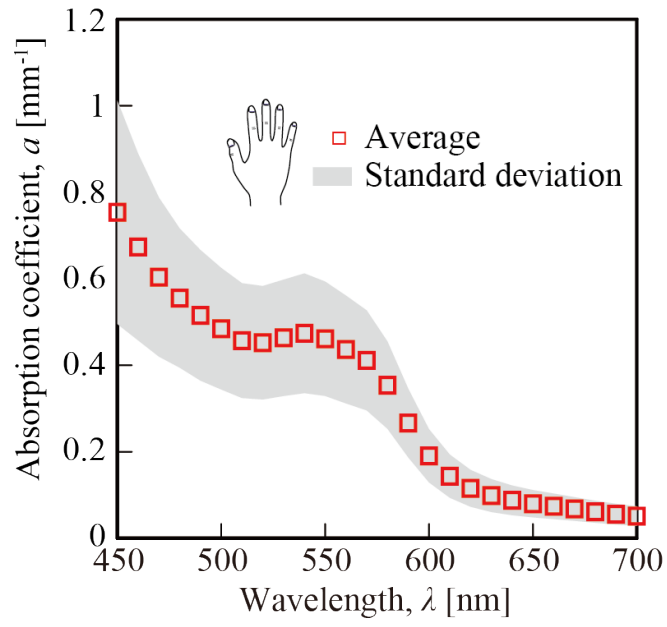
次に、男女および年齢での違いを見るために、頬のデータを例として図 7-4に示す。男女では、吸収係数は男性の方が高く、散乱係数は女性の方が高い。一方、年齢では、吸収係数は年齢が高いほど高く、散乱係数は年齢が高いほど低い。吸収係数の結果は、一般的に女性の方が肌が白いこと、年齢を増すにつれてシミなどが増え肌がくすみことを表していると考えられる。また、散乱係数の結果から、肌がきれいだと言われる女性の方が散乱係数が低く、年齢が若いほど散乱係数が低くなっている。従って、吸収係数がより低く、散乱係数がより高いほど、肌が美しく見えているということが考えられる。ただし、これらの皮膚の見え方と関連付けて結果を見ることや化粧品開発に生かしていくためには、視感評価などを入れたさらなる検討が必要である。



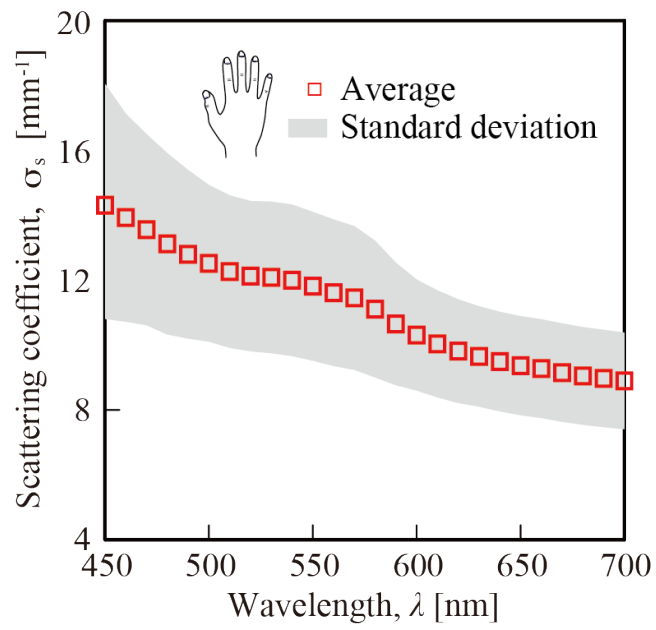
(a)



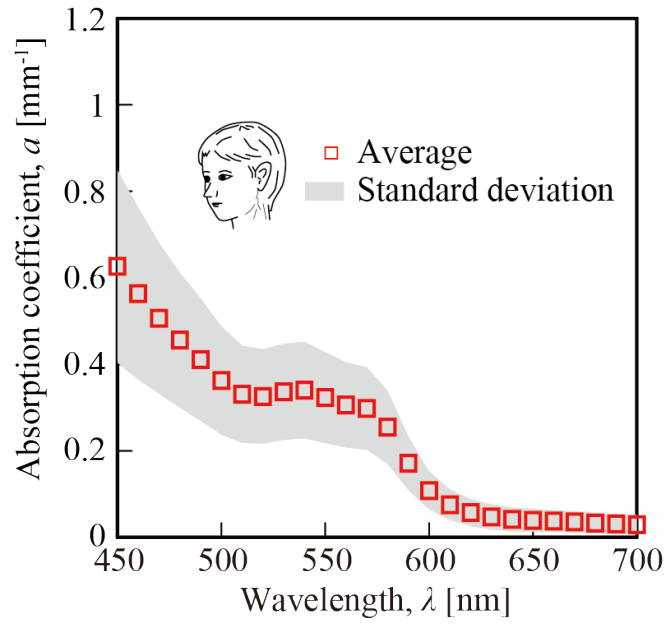
(b)



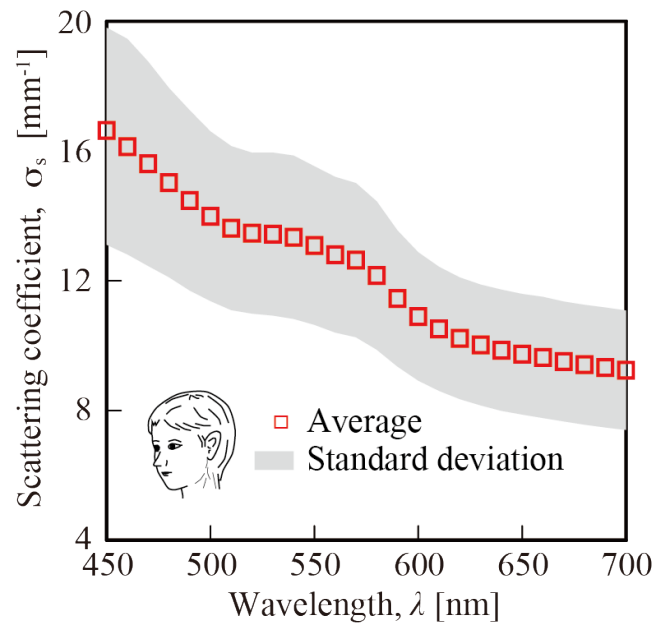
(c)



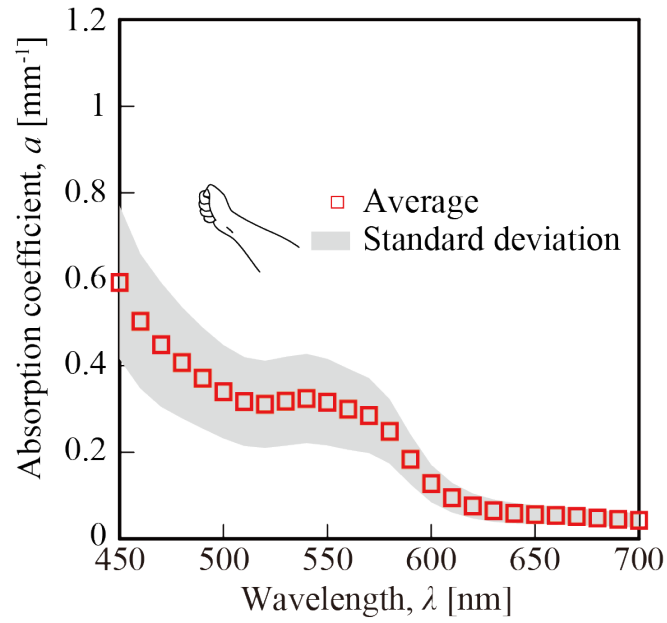
(d)



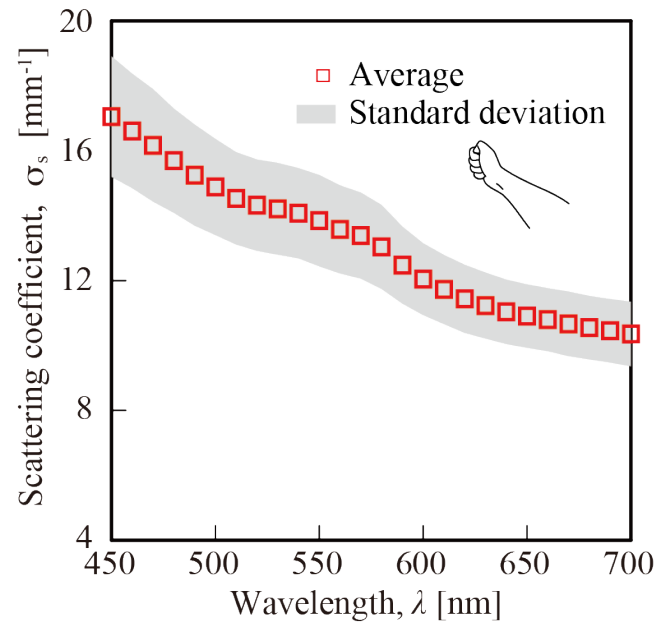
(e)



(f)

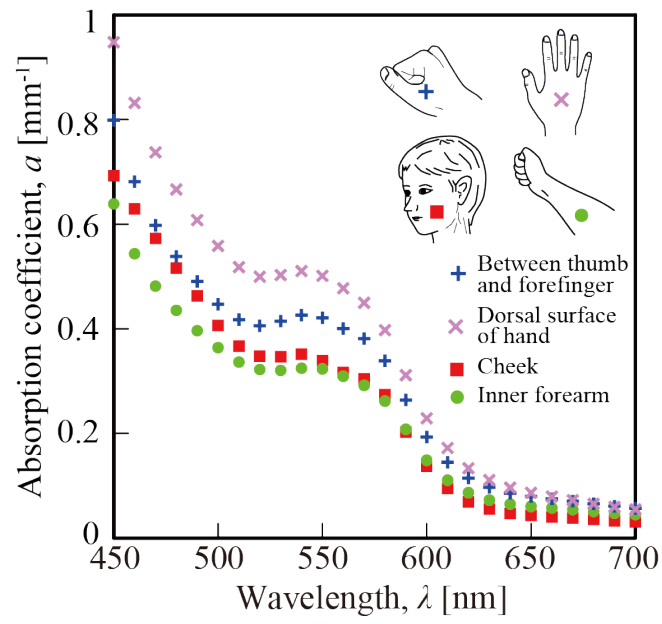


(g)

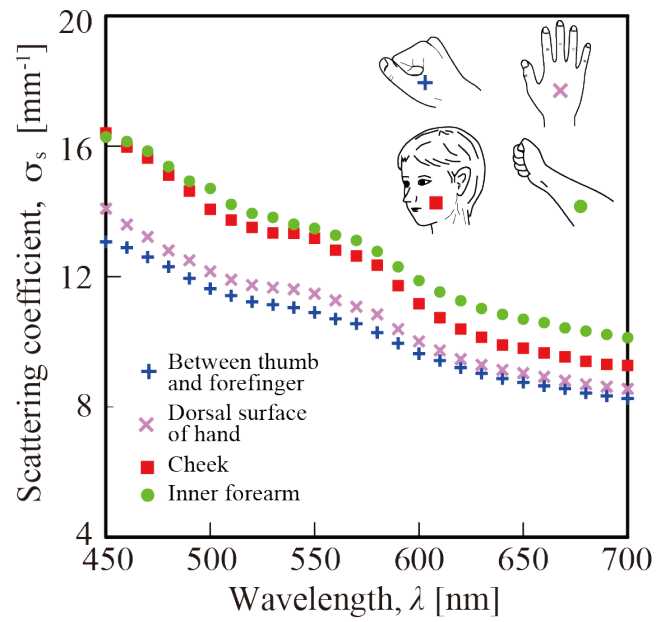


(h)

図 7-2. 各計測部位の光物性（吸収係数と散乱係数）の平均値および標準偏差：
(a, b) 手を軽く握った時の親指と人差し指の間, (c, d) 手の甲, (e, f) 頬, (g, h) 前腕内側

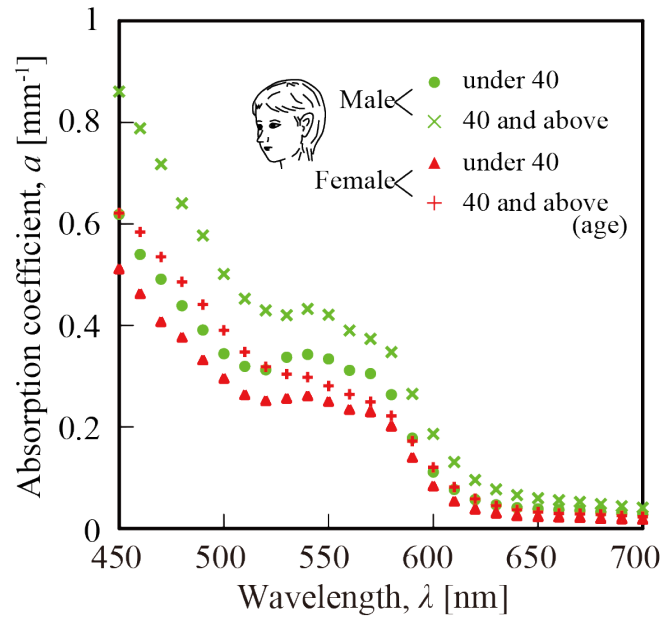


(a)

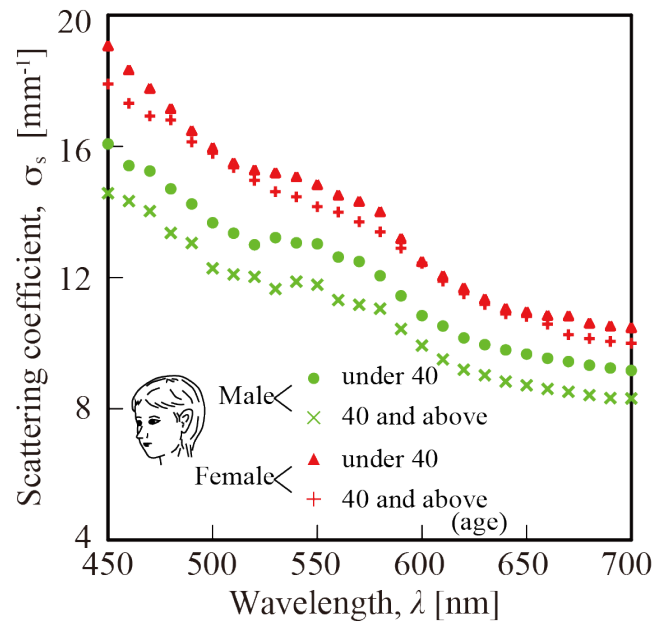


(b)

図 7-3. 部位による(a) 吸収係数, (b) 散乱係数の比較



(a)



(b)

図 7-4. 男女および年齢での(a) 吸収係数, (b) 散乱係数の比較

第8章 計測深さ

ここまで、皮膚は1つの光物性を持つ物として、解析モデルの構築および計測を行ってきた。しかし、図 8-1 に示すように、皮膚は多数の複雑な層構造[71]からなっており、切り取った皮膚を使った計測により、それぞれの光物性が異なることが報告されている[23]。また、非侵襲での光物性の計測方法と計測深さの関係性を明らかにすること[62]–[63]は行われているが、実際に非侵襲で深さ方向への光物性の分布を計測したものはない。そこで、本章では、本計測手法と計測深さとの関係を明らかにするとともに、深さ方向への光物性の分布計測法の検討および計測を行った。

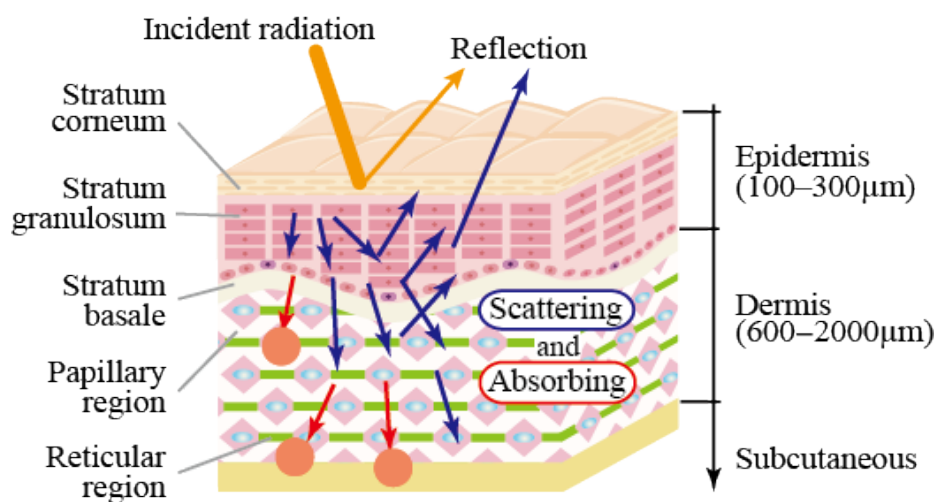


図 8-1. 皮膚の構造

8-1 二層構造での皮膚解析モデル

まず，層構造の光物性計測に与える影響を調べるために，二層構造の皮膚解析モデルを考える（図 8-2）．この解析モデルを使用し，一層目と二層目に異なる減衰係数（ $\beta_1 = 10.0 \text{ mm}^{-1}$, $\beta_2 = 10.0 \text{ mm}^{-1}$ or 5.0 mm^{-1} ）を与え，一層目の光学厚さを変化（(a) $\tau_1 = 1$ and (b) $\tau_1 = 4$ ）させた際の解析結果を図 8-3 に示す．

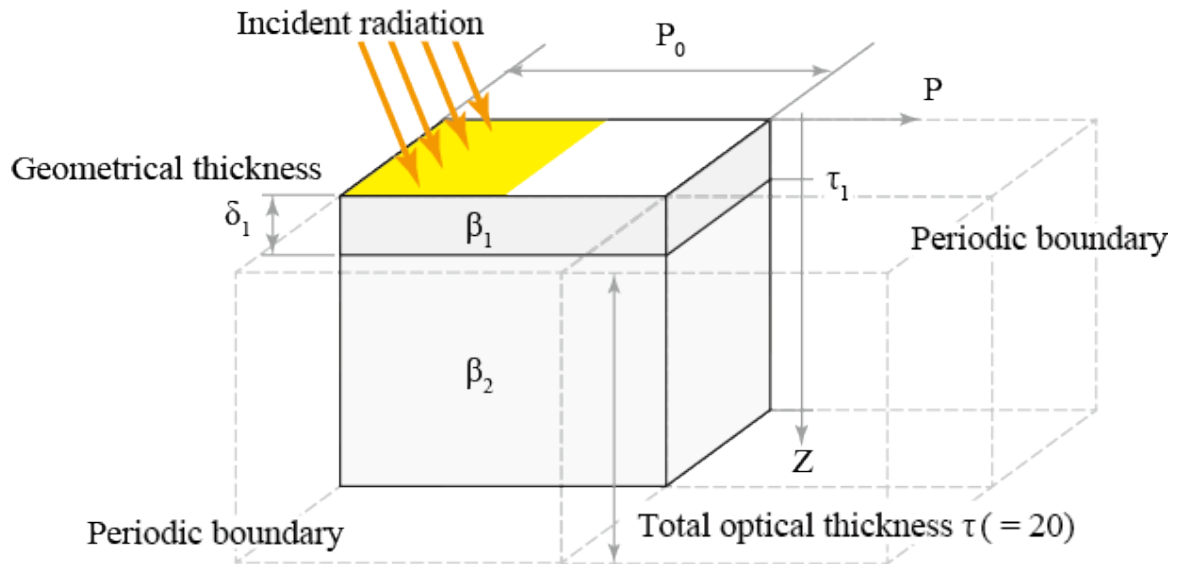
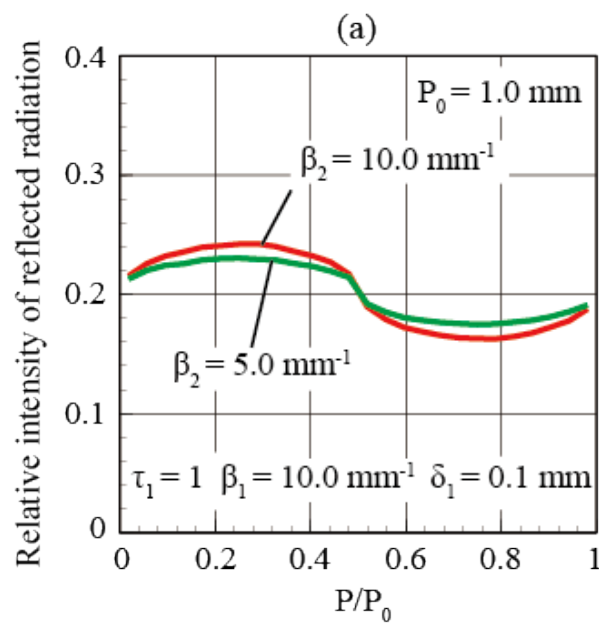


図 8-2. 二層構造での皮膚解析モデル



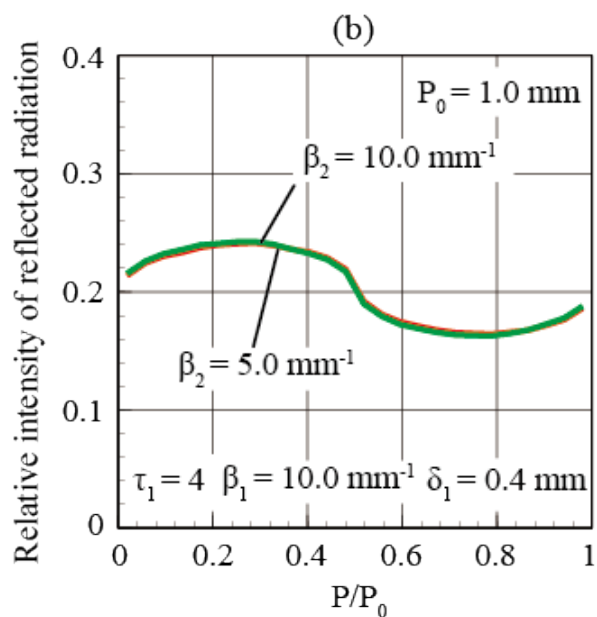


図 8-3. 一層目の光学厚さを変化させた場合の解析結果 ((a) $\tau_1 = 1$ and (b) $\tau_1 = 4$)

(a) 一層目の光学厚さが薄い時、二層目の減衰係数を変えることにより、反射光強度の分布が変化している。一方、(b) 一層目の光学厚さが厚い時、二層目の減衰係数を変えても得られる反射光強度に変化はない。この現象の詳細を確認するために、図 8-3(b)について一層目からの反射光と二層目まで達して反射した光を分けて抽出した結果を図 8-4 に示す。

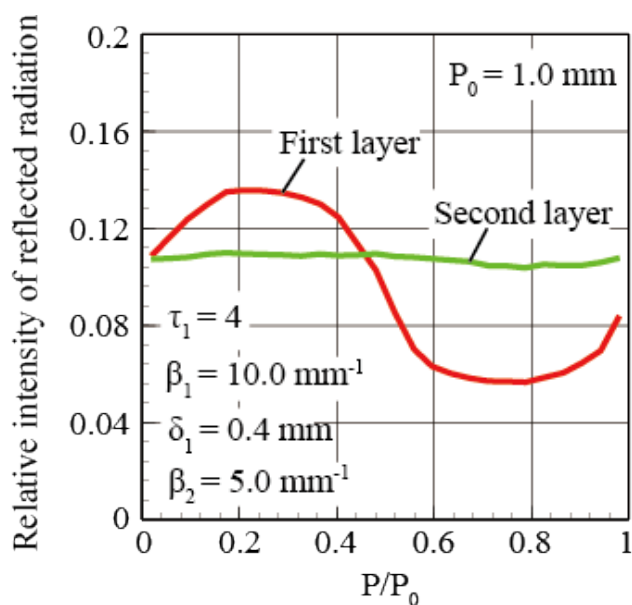


図 8-4. 一層目と二層目まで達した光を分けた場合の反射光分布 (図 8-3 (b)について)

図 8-4 より，二層目からの反射光は，反射光分布の振幅に与える影響が非常に小さいことが示された．これは，深い層に達した光が，縞状に与えた入射光からほぼ一般的な分布へ変わっていたことを意味する．従って，一層目の光学厚さが十分に厚い時，それより下の層の減衰係数は計測に影響を与えず，一層目の減衰係数のみが計測されることになる．

次に，図 8-3 (b)について，縞状の照射光のピッチを変化させた場合の解析結果を図 8-5 (a)に示す．また，図 8-4 と同様に，一層目と二層目からの反射光を分けた場合を (b)に示す．

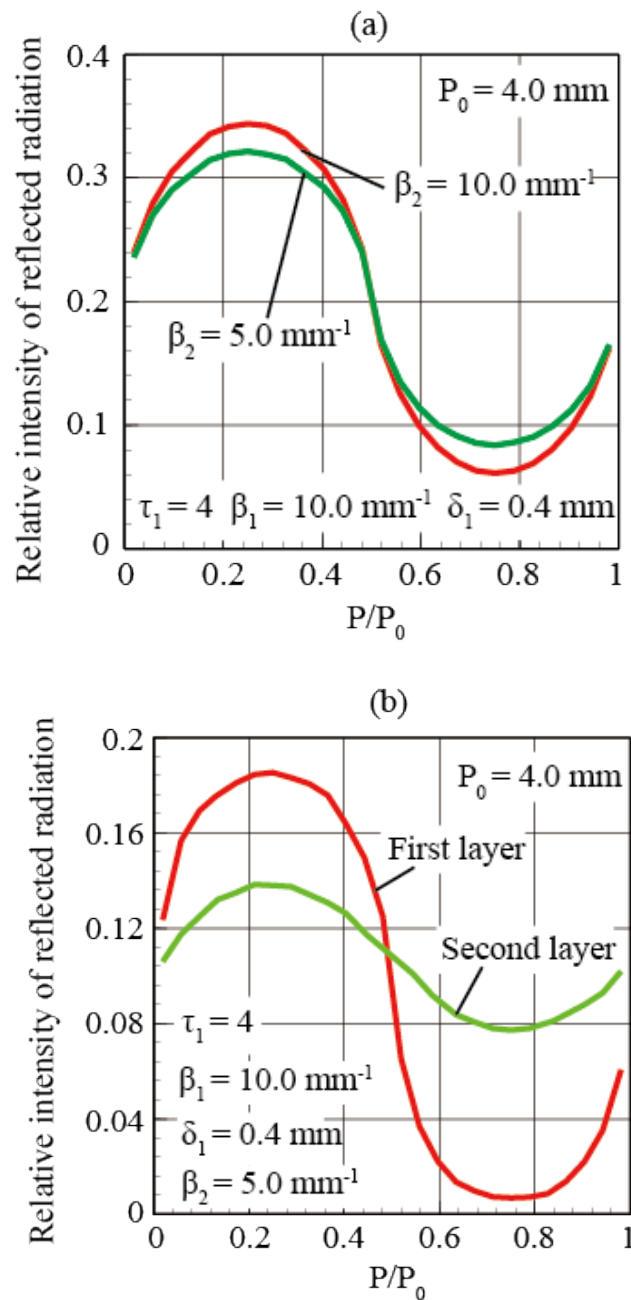


図 8-5. 照射光のピッチを変化させた場合の反射光分布 ((a) $\beta_1 = \beta_2 = 10.0 \text{ mm}^{-1}$ (b) $\beta_1 = 10.0 \text{ mm}^{-1}$, $\beta_2 = 5.0 \text{ mm}^{-1}$)

これらの結果より，一層目の光学厚さが図 8-3 (b)と同じであっても，ピッチを変えることにより，二層目の減衰係数が計測に影響を与えるように変化することが示された．従って，照射光のピッチがより広がるほど，より深い層の減衰係数が計測に影響を与えるようになる．また，これらの結果は，縞状の照射光のピッチを変えることで，計測する深さを自在に変えられることを意味する．

8-2 層構造での逆解析

ここでは、層構造の減衰係数の計測について具体的に考えていく。8-1 節の結果から、狭いピッチ幅での測定を行えば、一層目のみの減衰係数が推定できることが示された。従って、一層目の減衰係数が分かっているならば、よりピッチ幅を大きくすることで、その下の層の減衰係数が推定でき、繰り返し行うことで、順に下層まで計測が行えると考えられる。

まず、一層目のみの減衰係数を計測できる十分に狭いピッチ幅 P_0 を考える。この時、二層目以降からの反射光は空間分布の振幅に影響を与えないことが条件となる。そこで、計測に与える一層目からの影響が 95% を占める光学厚さ τ_{eff} (有効光学厚さ) を解析によってピッチ幅ごとに定義した。図 8-6 に解析によって得られた τ_{eff} を示す。この条件を満たす時、二層目以降の計測に与える影響は非常に小さく、一層目の τ_{eff} 、幾何学厚さ δ_1 ($\delta_1 = \tau_{\text{eff}} / \beta_1$) の減衰係数 β_1 のみが計測される。

次に、よりピッチ幅を大きくし、 τ_{eff} が増加した場合を考える。この時の有効光学厚さの増加分を $\Delta\tau$ とすると、 β_1 がすでに得られているため、その増加分の領域 δ_2 ($\delta_2 = \delta_1 + \Delta\tau \beta_2$) の減衰係数 β_2 が計測可能になる。

それ以降の層については、ピッチ幅を繰り返し増加させた際の有効光学厚さ $\tau_{\text{eff}} + \Delta\tau$ を考えることで順に下層までの減衰係数が計測可能になる。この時のピッチ幅の増加分を小さくすることで、深さ方向への減衰係数の分布が計測される。

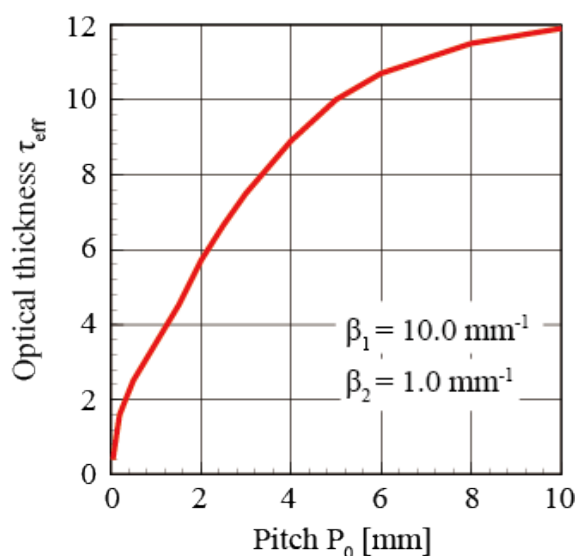


図 8-6. 有効光学厚さ τ_{eff}

また、第 6 章-第 7 章での計測結果がどの程度の深さまでを対象とした結果か、同様の解析によって計算可能である。図 8-6 から考えると、計測のピッチ幅 2.0 mm であったため、光学厚さ $\tau_{\text{eff}} = 5.7$ (幾何学厚さは $\delta_1 = \tau_{\text{eff}} / \beta_1$) の深さまでが計測対象と

なっていたと言える．図 8-7 に前腕内側部の計測深さ $\tau_{\text{eff}} = 5.7$ から幾何学厚さ δ 算出したものを示す．この結果から，計測深さは波長によって異なるが約 0.3 mm から 0.6 mm までの深さが関与していたこと分かる．ただし，厳密な計測深さを知るためには，各波長での減衰係数の違いなどを考慮した有効光学厚さ τ_{eff} の解析を行う必要がある．

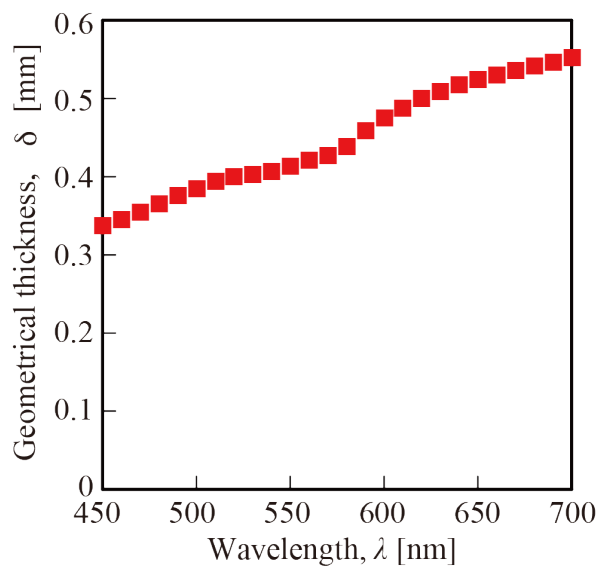


図 8-7. 計測に関与した幾何学厚さ δ

8-3 二層構造を仮定した場合の皮膚の光物性計測

実際に、8-2 節の検証のため、二種類のピッチ幅での計測を行い、皮膚が二層構造を持つと仮定して、それぞれの減衰係数を計測した（25 歳男性の前腕内側部）。その結果を図 8-8 に示す。ここでは、一層目の幾何学厚さを 0.3 mm（表皮層の厚みに相当する）と仮定し、ピッチ幅は 1.0 mm で第一層が、ピッチ幅が 4.0 mm で第二層の光物性が計測できると考えた。実際の装置でのピッチ幅の変更は、装置の multi-slit mask のピッチ幅が異なるものを用意し、入れ替えて計測を行った。

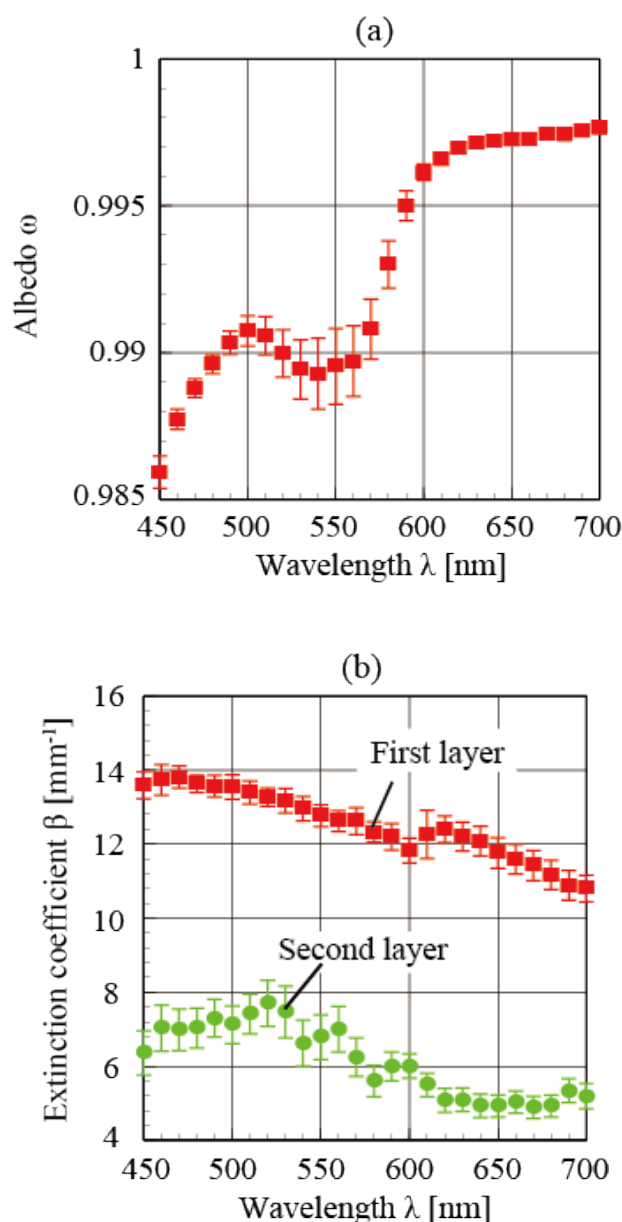


図 8-8. 二層構造での皮膚の光物性：(a) アルベド，(b) 減衰係数

この方法により減衰係数を二層に分けて計測することに成功した。これまでに Salomatine ら[23]によって切り取った皮膚で計測された結果 ($\lambda=600$ nm) は、表皮層

での減衰係数は 24.6 mm^{-1} で、真皮層は 15.6 mm^{-1} であった。私たちの計測結果と比較すると数値は若干異なるが、表皮層の減衰係数は真皮層の約 2 倍大きいという傾向は一致している。数値の違いは、侵襲と非侵襲という違いと、複雑な構造を持つ表皮を単純に $300 \text{ }\mu\text{m}$ と仮定したことが原因であると考えられる。より実践的な深さ方向への分布計測のためには、細かくピッチ幅を変化させ、減衰係数を計測することが必要とされる。ただし、この計測においても、光物性の一つであるアルベドについては、層構造ではなく、一つの物性値を持つとして仮定している。より正確に皮膚の層構造の光物性を知るためには、アルベドについての計測方法を考えることが今後の課題の一つである。

第9章 結言

人の皮膚において、光伝播に関する研究は化粧、映像、医療など様々な分野において重要な役割を持っており、化粧分野では皮膚の外見評価やより美しく見せる化粧品開発、映像分野では再現性の高いCG制作、医療分野では様々な皮膚疾患の診断や光線治療など、今後の発展へ向けて必要不可欠である。この光伝播を特徴づけるのが光物性であるが、生きた人の皮膚で、この光物性を計測することは医療分野においては、研究が進められているものの、様々な分野で広く応用できていない。これは、容易に使用でき計測精度が明確化された、標準化された光物性の計測装置がないことが一つの原因として挙げられる。本研究では、このような観点から、標準化へ向けた人の皮膚の光物性計測装置の開発として、計測装置の精度を明確化した上での装置開発および実用性の確認や実際の応用へ向けたデータ計測を目的に進められてきた。各章で得られた結論を以下にまとめる。

第2章では、

人の皮膚は散乱・吸収性媒体として考えられ、皮膚内部での光伝播は、エネルギー保存則を表す光輸送方程式によって扱うことができることを述べた。そして、この光輸送方程式を特徴づけるのが、光物性である。従って、皮膚内部での光伝播をより詳細に知るためには、この光物性を知る必要がある。本章では、この光物性の定義について詳細を述べた。

第3章では、

人の皮膚の光物性を計測する方法として、空間分解計測による皮膚の光物性推定法について、その原理及び推定法の詳細を示した。本手法は、縞状に明暗が繰り返される光を皮膚に照射し、反射光の空間分布を計測することで、逆解析によって光物性を推定する方法である。この反射光の空間分布と皮膚の光物性との関係性や、逆解析の方法を示すため、変数を光物性であるアルベドと減衰係数として、モンテカルロ法を用いた皮膚内部での光伝播の数値解析を行った。その結果、反射光の空間分布において、アルベドが反射光の平均強度に影響し、減衰係数が空間分布の偏差に影響を与えることが示された。このことは、縞状の光を皮膚に照射した際の反射光の空間分布を計測することで、反射光の平均強度からアルベドが、偏差から減衰係数が逆解析によって推定可能であることを意味する。本研究で開発した装置及び計測は、この空間分解計測を利用した光物性推定法を用いたものである。

第4章では、

第3章で示した、光物性推定法を実現するための計測装置について検討を行った。

4-1 節では、計測装置の概要図を示し、その詳細を述べた。この装置では、反射光分布を回折格子を通した後に CCD カメラを用いて計測（撮影）する光学系とすることで、一枚の画像から、空間分布と波長分布を同時に得られる構造である。この装置が実現すれば、計測は一枚の画像を撮影するのみとなり、非常に短時間の計測が可能な装置となる。また、複雑な光学系及び計測がないため、本研究の目的である、容易な光物性計測を実現した標準化に向けた装置開発に適している。その一方で、本光学系による計測では、光学系の性能が光物性の計測に誤差を生じさせる可能性があることが考えられた。そこで、4-2 節では、その影響がどの程度計測に現れるか光学設計ソフトとモンテカルロ法を用いたシミュレーションを組み合わせることで確認し、装置の計測精度の明確化及び向上を行った。

4-2-1 項では、光学設計ソフト Zemax を用いて、光学系の評価を MTF によって示した。本研究の計測手法では分光計測を行うが、その際には、非軸放物面鏡もしくはコリメートレンズを用いる必要がある。本項では、これらのどちらを用いた場合に、より光学系の性能がよくなるかの検討を、MTF の評価結果を用いて行った。その結果、コリメートレンズを用いることで、計測画像の中心から端まで、良い光学性能を保ち、装置開発に適していることが示された。そして、光学設計ソフトを用いて決定した装置のスペック表を示した。

4-2-2 項では、4-2-1 項で決定したスペック表の光学性能を持った装置を用いた場合に、その光学性能が実際の計測にどの程度影響するか、モンテカルロ法を用いたシミュレーションにより明らかにした。シミュレーションの結果、本光学系を用いた場合に生じうる誤差は、最大でも約 -0.4% と非常に小さく抑えることが可能になり、高精度な装置開発が行えることが示された。

第 5 章では、

第 4 章で示された光学設計に基づき、開発した光物性計測装置を示した。また、計測によって得られる画像から第 3 章で示した逆解析を行う方法の詳細（波長や反射光強度の校正）について述べた。

第 6 章では、

開発した光物性計測装置を用いて、装置の実用性および妥当性を確認するために、人の皮膚の光物性の計測を行った。

まず、前腕内側部 9 点の人の皮膚を計測した。その結果、計測した際の減衰係数のばらつきが約 2.2% であったことから、第 4 章で示された装置の光学性能が与える誤差 (-0.4%) は、このばらつきの大きさと比較しても高い精度を持っていたことが示された。

さらに、皮膚の見え方を評価可能か、その実用性の確認のため、皮膚の水分量を変化させた際の光物性の変化を計測した。一般的に、風呂上がりなど、水分を含み潤っている皮膚はキレイに見えると言われる。水分量の変化に伴うこの見た目の変化を、皮膚の光物性の変化として計測可能かどうか、皮膚の水分量と光物性にどのような関係があるかを確認した。計測結果から、水分量の上昇に伴い、アルベド及び減衰係数共に値が上昇することが示された。また、この結果から、水分量の変化に伴うわずかな皮膚の見た目の変化を光物性の変化として計測することに成功したことが示された。従って、本研究で開発した計測装置は、皮膚の見た目を評価する上でも、標準化に向けた非侵襲での光物性計測装置として十分な性能を持っていることが示された。この装置を用いることで、皮膚の見た目と光物性との関係性をより詳細に調査可能となった。今後、スキンケア商品の皮膚の見た目への効果を言葉だけでなく数値としても評価することや、光物性の計測データに基づく新たな化粧品開発が期待される。

第7章では、

実際の応用の一つとして、開発した装置を用いて、多人数でのデータ計測を通して、日本人の皮膚の光物性計測を行った。従来の光物性の計測に関する研究は、主に医療分野を目的としており、腫瘍や皮膚病を持った皮膚などの計測が行われていたが、健康な人の皮膚を多数計測した例が少なく、年齢や性別、体の部位で光物性がどのように異なるかを明らかにしたものはなかった。そこで、本章で示す多人数でのデータ計測により、年齢や性別、体の部位による光物性への影響を明らかにした。その結果、吸収係数は、手、頬、前腕内側の順に高い値を持つこと、女性より男性の方が高い値を持つこと、年齢が増すにつれて高い値となることが示された。また、散乱係数は、前腕内側、頬、手の順に高い値を持つこと、男性より女性の方が高い値を持つこと、年齢が増すにつれて低い値となることが示された。これらの結果から、一般的に、肌が美しく見えると言われる女性・若い年齢に着目すると、吸収係数がより低く・散乱係数がより高いほど、肌が美しく見えるということが示唆される結果が得られた。本章で得られた結果は、今後の化粧品開発のデータベースとしてだけでなく、医療分野における診断技術及び光線治療の光伝播解析などにおいても重要なデータベースである。

第8章では、

空間分解計測を利用した際の深さ方向との関係性の検討及び深さ方向への光物性の分布計測について検討を行った。人の皮膚は、複雑な多層構造を持ち、それぞれの層ごとに光物性が異なる。そこで、本計測装置を用いた際の計測に関わった深さを二層構造の皮膚解析モデルを用いたモンテカルロ法によるシミュレーションで明らか

にした．その結果，皮膚に照射する縞状の光の周期長さが変化することで，計測に関わる深さが変化することが明らかになった．また，有効光学厚さ τ_{eff} を定義することにより，計測に関わった深さを算出することを可能にし，深さ方向への減衰係数の分布計測の可能性を示した．これにより，計測深さは波長によっても異なるが，約 0.3 mm から 0.6 mm までの深さが関与していたことが明らかになった．また，縞状の光の周期長さを変化させた計測を行った結果，皮膚を二層構造（表皮層と真皮層）とした際の光物性の計測を行うことに成功した．より正確に皮膚の光物性を理解し，応用していくためには，この深さ方向への光物性の分布を計測していくことが必要である．

謝辞

本研究を行うに当たり，山田純教授にはご多忙の中，ご指導頂きましたことを心より御礼申し上げます．そして，山田先生と共に研究指導をしてくださった江目宏樹先生，共に研究に励んだ研究室の皆様，研究を行う環境を整えてくださる大学関係各位には，大変お世話になりました．

本計測装置の開発に当たり，光学設計を指導してくださった株式会社資生堂の越野様をはじめ，装置の加工をしてくださった高川工業株式会社の皆様に感謝致します．

付録

A-1 皮膚と空気の界面における反射特性の影響

本研究では，表面構造は平滑なものとし，フレネルの法則に従い表面での反射率を決定した．しかしながら，実際の人の皮膚には，図 A-1 に示すように，皮膚表面にキメ構造と細かい凹凸構造を持つ[72][73]．ここでは，この皮膚と空気の界面にある構造が，本計測方法にどのような影響を与えるかを検討する．

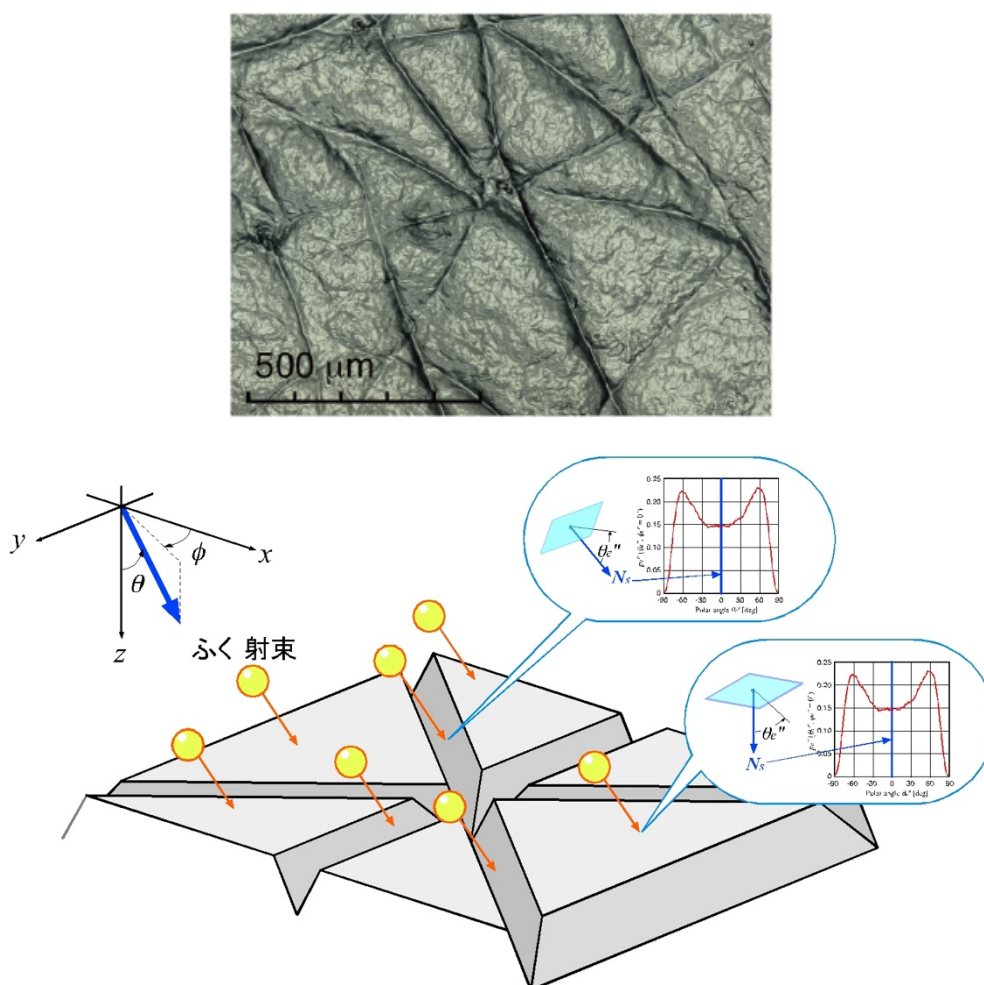


図 A-1. 皮膚表面のキメ構造および細かい凹凸構造

ここでは，Nakamura ら[73]の計測した皮膚界面の構造による二方向反射率(図 A-2)と平滑面を仮定した（フレネルの法則に従い，皮膚の屈折率 $n = 1.5$ として計算）場合の反射率から，皮膚界面の構造の影響を計算する．ただし，本計測では，入射光は入射角 30° かつ CCD カメラで計測される方向（受光角）を 0° であることを考慮する．まず，界面が平滑な場合は，計測に界面で反射した光が含まれる事はなく，反射により皮膚内部に入らず計測されない光のエネルギー量は入射光に対して 4.15%であ

る．一方，界面に構造を持つ場合，図 A-2 の実験結果[73]から，界面で反射した光で計測に含まれる方向に反射する光のエネルギー量は入射光に対して約 0.004%であり，反射により皮膚内部に入らず計測されない光のエネルギー量は 2.84%であると計算できる．これらのことから，エネルギー量として見ると，皮膚表面を平滑にした場合と表面構造が与えた場合の違いは小さく，本計測方法に与える影響は極めて低いと考えられる．そのため，本研究での解析モデルは平滑なものとした．

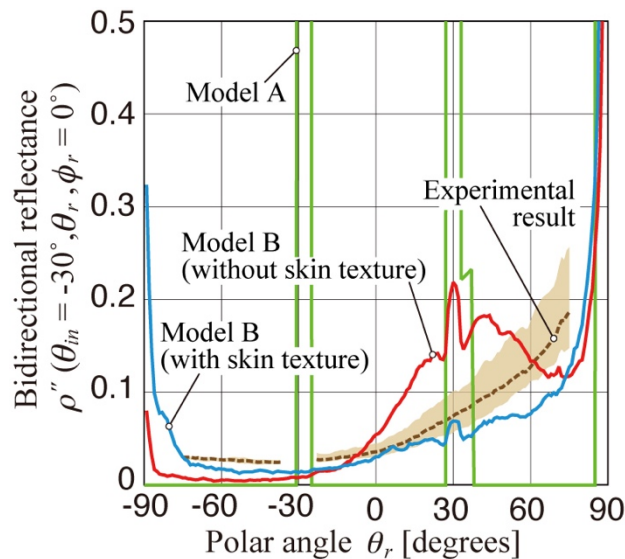
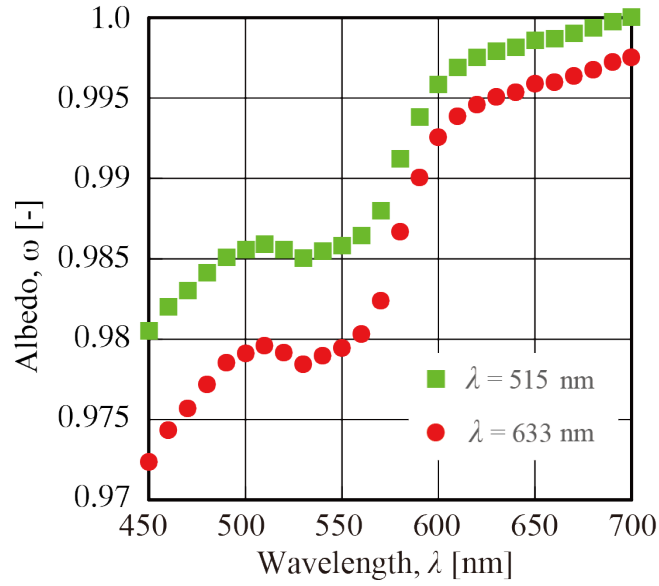


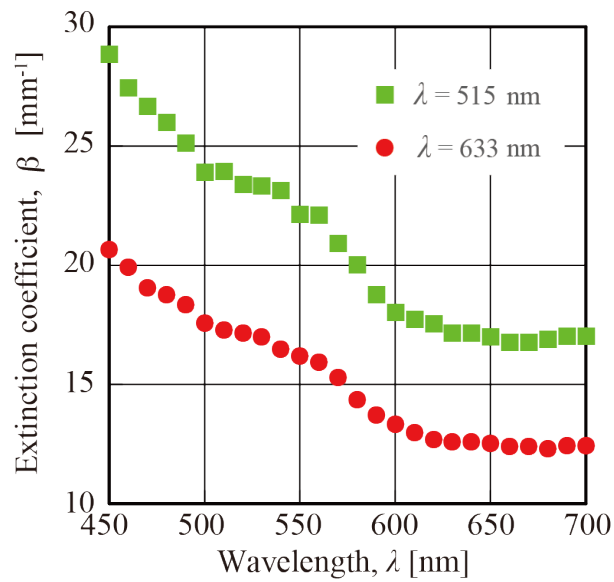
図 A-2. 入射角 30°の時の皮膚界面での二方向反射率[73]

A-2 散乱位相関数異なる場合の光物性の推定に与える影響

本研究では，3-3-2 で示した Naito らの散乱位相関数 ($\lambda = 633 \text{ nm}$) の結果を用いて光物性の推定を行った．しかしながら，3-3-1 で述べたように，散乱位相関数には波長依存性があり，部位の違いや個人差などによっても異なることが考えられる．そのため，ここでは，散乱位相関数（異方性パラメーター g ）が異なる時に，光物性の推定にどのような影響を与えるかを明らかにする．その方法として，3-3-1 で示した Naito らが計測した二つの散乱位相関数の結果 ($\lambda = 633, 515 \text{ nm}$) を用いて逆解析（3-4 節）用のデータを用意し，前腕内側部（男性 28 歳）を計測した結果から光物性を推定した（図 A-3）．ただし，散乱位相関数以外のパラメータ（周期 2 mm，光学厚さ $\tau = 20$ ）は同一のものとした．この結果より，散乱位相関数異なる場合，推定されるアルベド・減衰係数ともに，大きく影響を受けることが示された．



(a)



(b)

図 A-3. 異なる散乱位相関数を用いた際に推定される光物性：(a) アルベド，(b) 減衰係数

従って、絶対値としてより正確な光物性を推定するためには、散乱位相関数の波長依存性を考慮して、推定する光物性の波長に合わせた散乱位相関数を用いることが必要である。本研究では、 $\lambda = 633$ nm のみの散乱位相関数を基に、全ての光物性の推定を行ったが、Naito らの計測した 4 つの波長における散乱位相関数を利用することでより正確な光物性の推定が可能になる。これは本研究の今後の課題の一つである。

ただし，本研究のように，使用した散乱位相関数や数値解析モデルが明確に示されていれば，その時に推定された光物性から皮膚内部での光伝播を再現（シミュレーション）することに影響はない．また，第 6 章と第 7 章のように様々な要素による変化を調べる事に対しても影響はない．

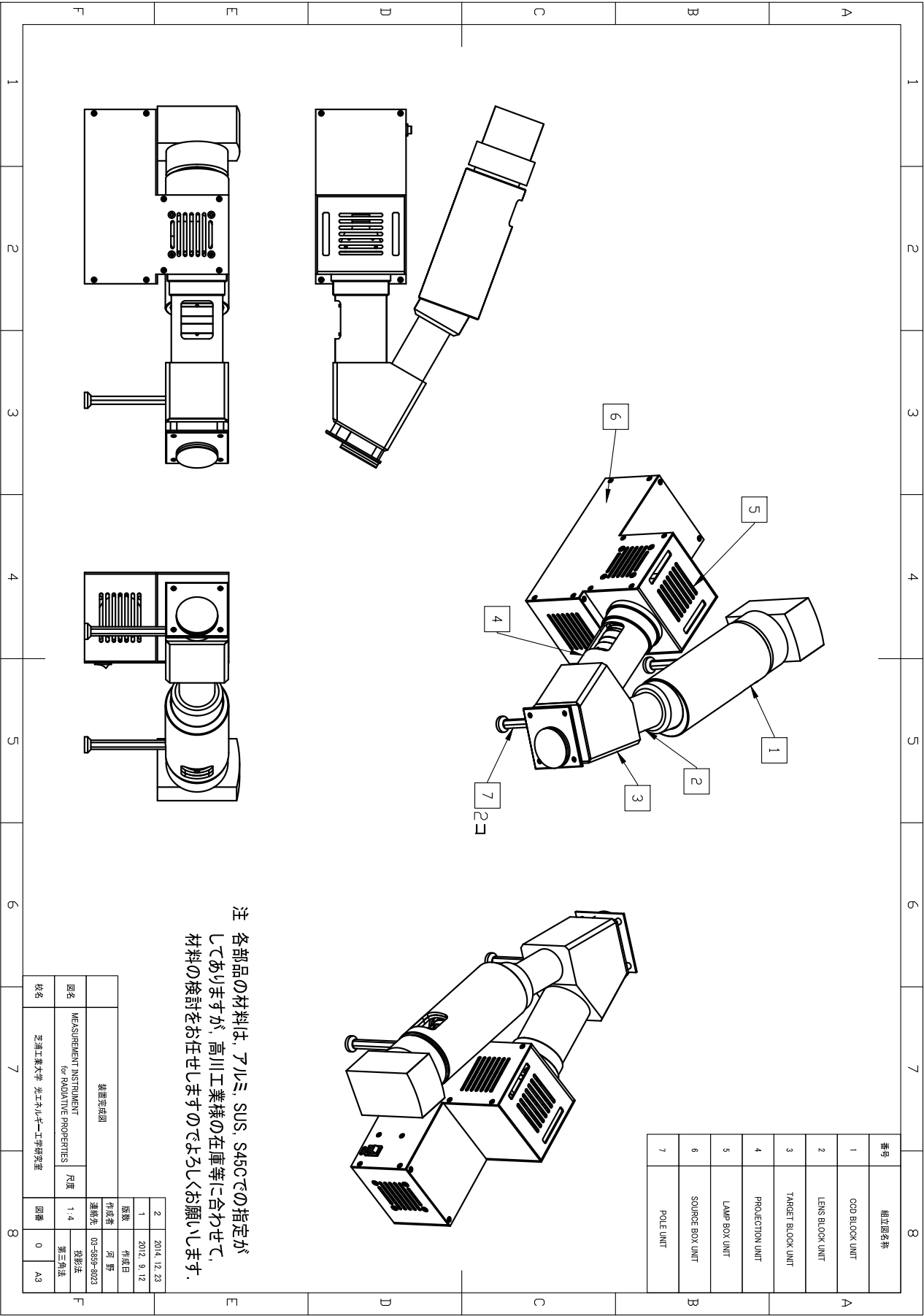
A-3 計測装置図面

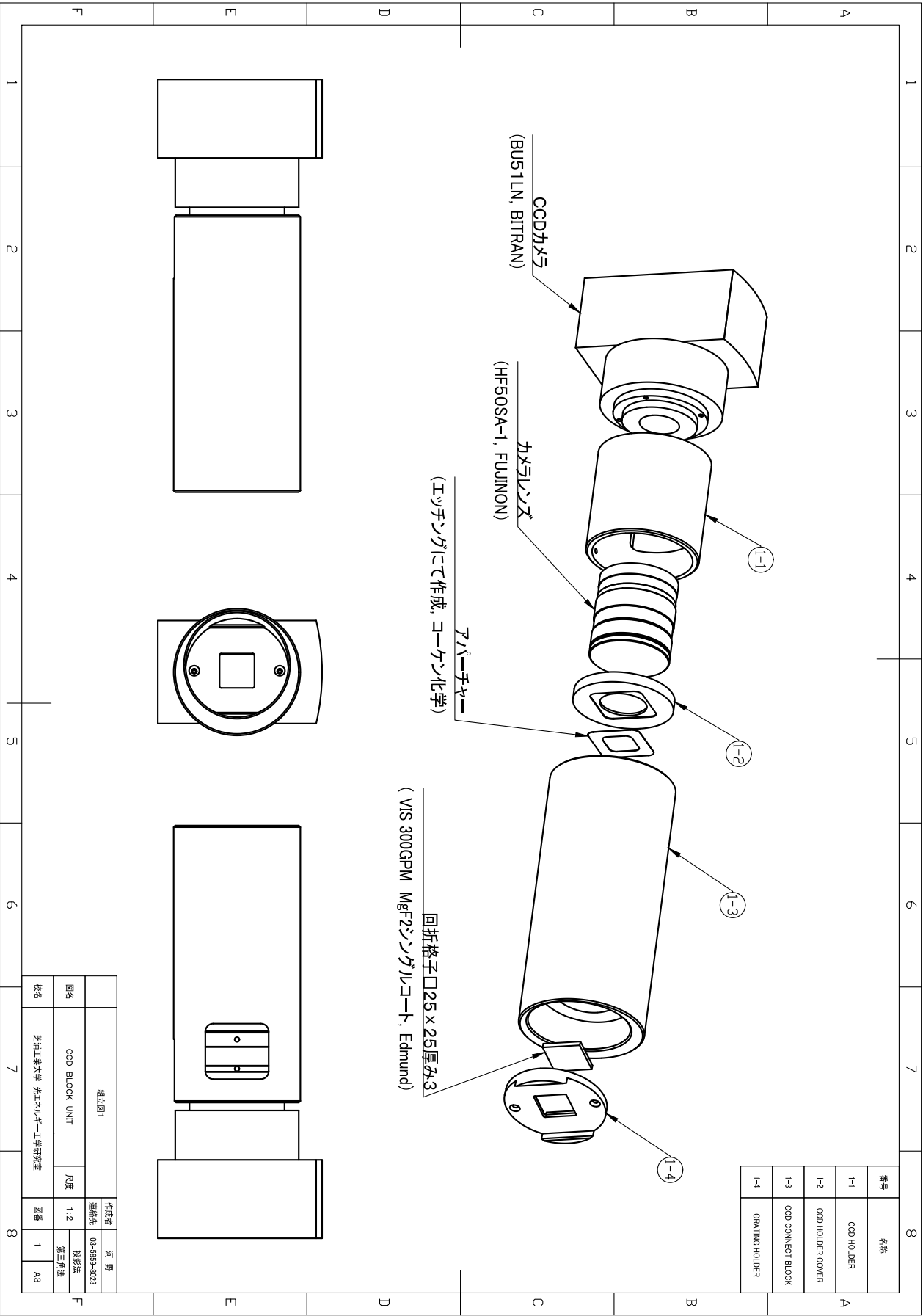
本研究では，第 4 章の光学設計に基づき，可搬性や操作性を考慮して計測装置を開発した．以下に装置の図面を示す．

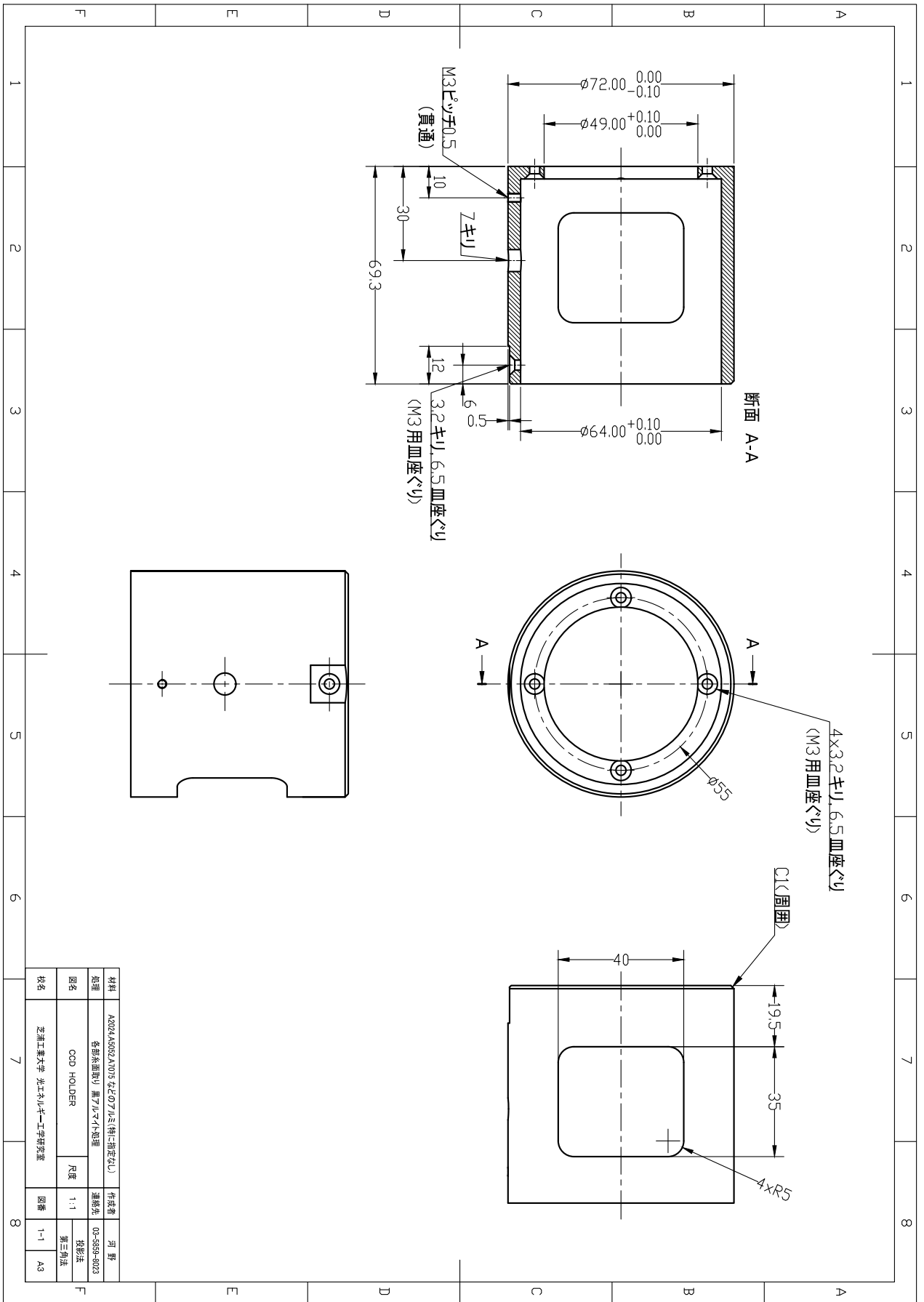
構成表

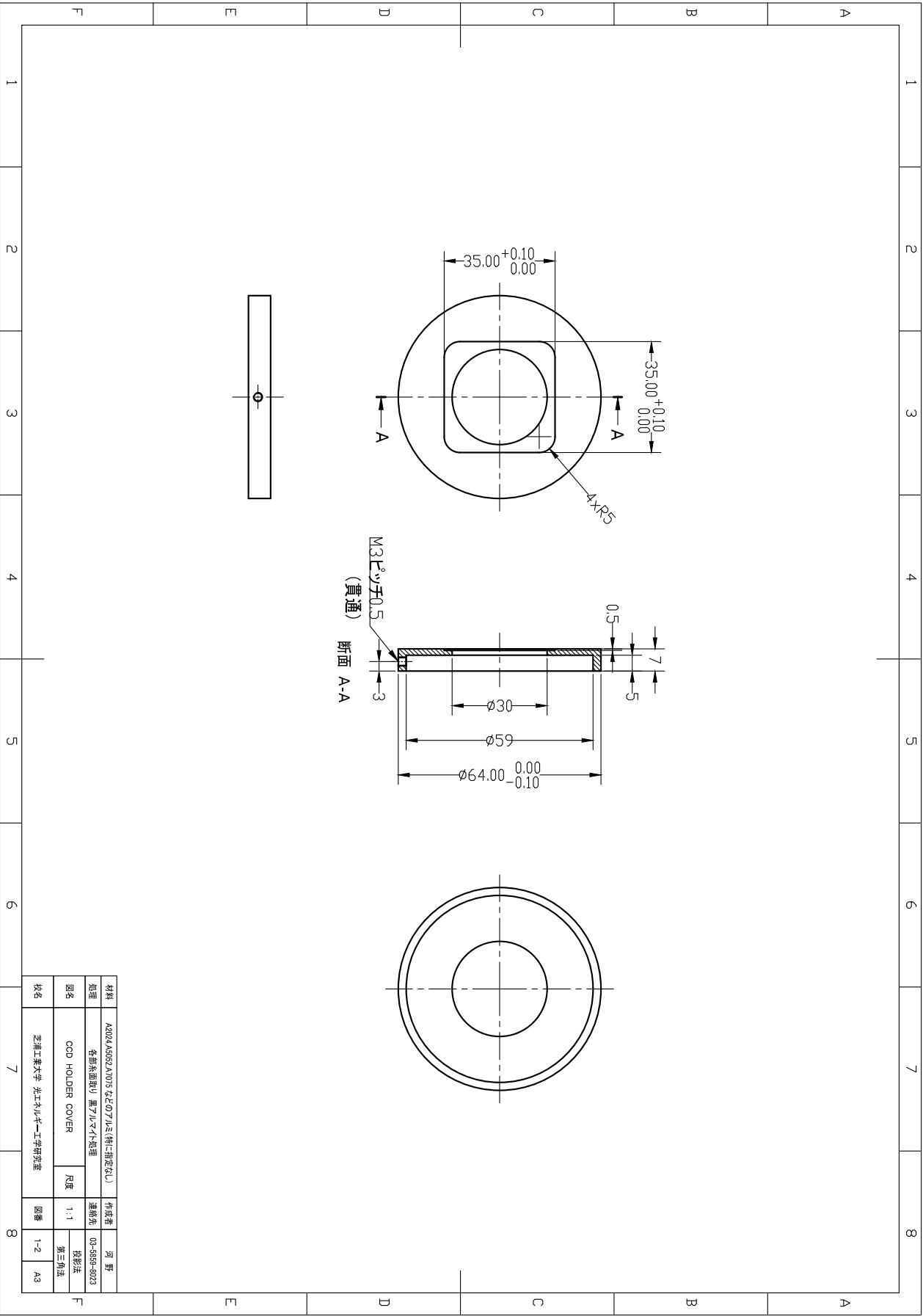
構成	名称	図番	数量	備考
×	MEASUREMENT INSTRUMENT for RADIATIVE PROPERTIES	0	(1)	装置完成図
×	CCD BLOCK UNIT	1	(1)	組立図1
×	CCC HOLDER	1-1	1	
×	CCD HOLDER COVER	1-2	1	
×	CCD CONNECT BLOCK	1-3	1	
×	GRATING HOLDER	1-4	1	
×	LENS BLOCK UNIT	2	(1)	組立図2
×	LENS APERTURE HOLDER	2-1	1	
×	LENS APERTURE SPACER	2-2	1	
×	LENS CONNECT BLOCK	2-3	1	
×	TARGET BLOCK UNIT	3	(1)	組立図3
×	WAVELENGTH APERTURE HOLDER	3-1	1	
×	WAVELENGTH APERTURE COVER	3-2	1	
×	CONNECT BLOCK	3-3	1	
×	TARGET CONNECT	3-4	1	
×	TARGET POLE	3-5	4	
×	TARGET SURFACE	3-6	1	
×	TARGET FILTER SPACER	3-7	2	
×	PROJECTION UNIT	4	(1)	組立図4
×	PROJECTION CONNECT	4-1	1	
×	MASK PROJECTION CONNECT	4-2	1	
×	MASK HOLDER	4-3	1	
×	PIN	4-4	3	
×	LAMP BOX UNIT	5	(1)	組立図5
×	LAMP BOX FRONT	5-1	1	
×	LAMP BOX BACK	5-2	1	
×	LAMP BOX TOP	5-3	1	
×	SOURCE BOX UNIT	6	(1)	組立図6
×	LAMP FOUNDATION	6-1	1	
×	SOURCE BOX TOP	6-2	1	
×	SOURCE BOX FRONT	6-3	1	
×	SOURCE BOX BACK	6-4	1	
×	SOURCE BOX RIGHT	6-5	1	
×	SOURCE BOX LEFT	6-6	1	
×	POLE UNIT	7	(2)	組立図7
×	POLE	7-1	2	
×	POLE BASE	7-2	2	

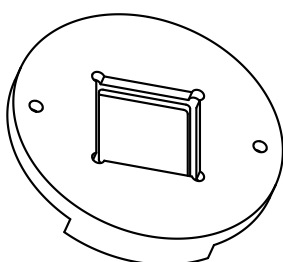
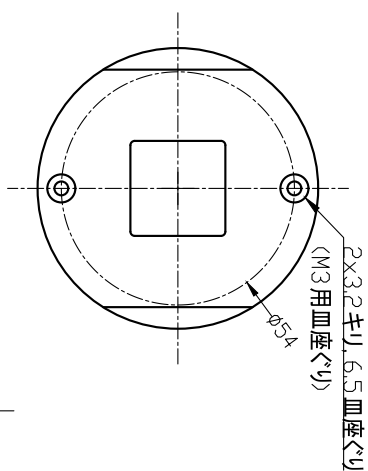
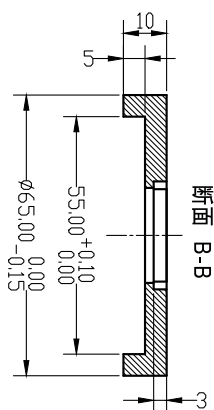
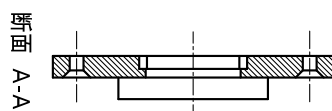
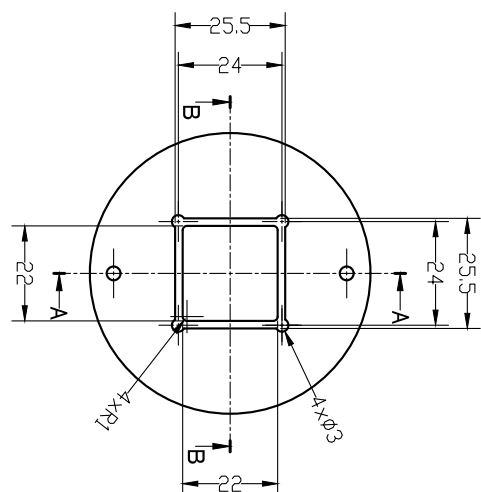
作成者	河 野 (こうの)
連絡先	03-5859-8023







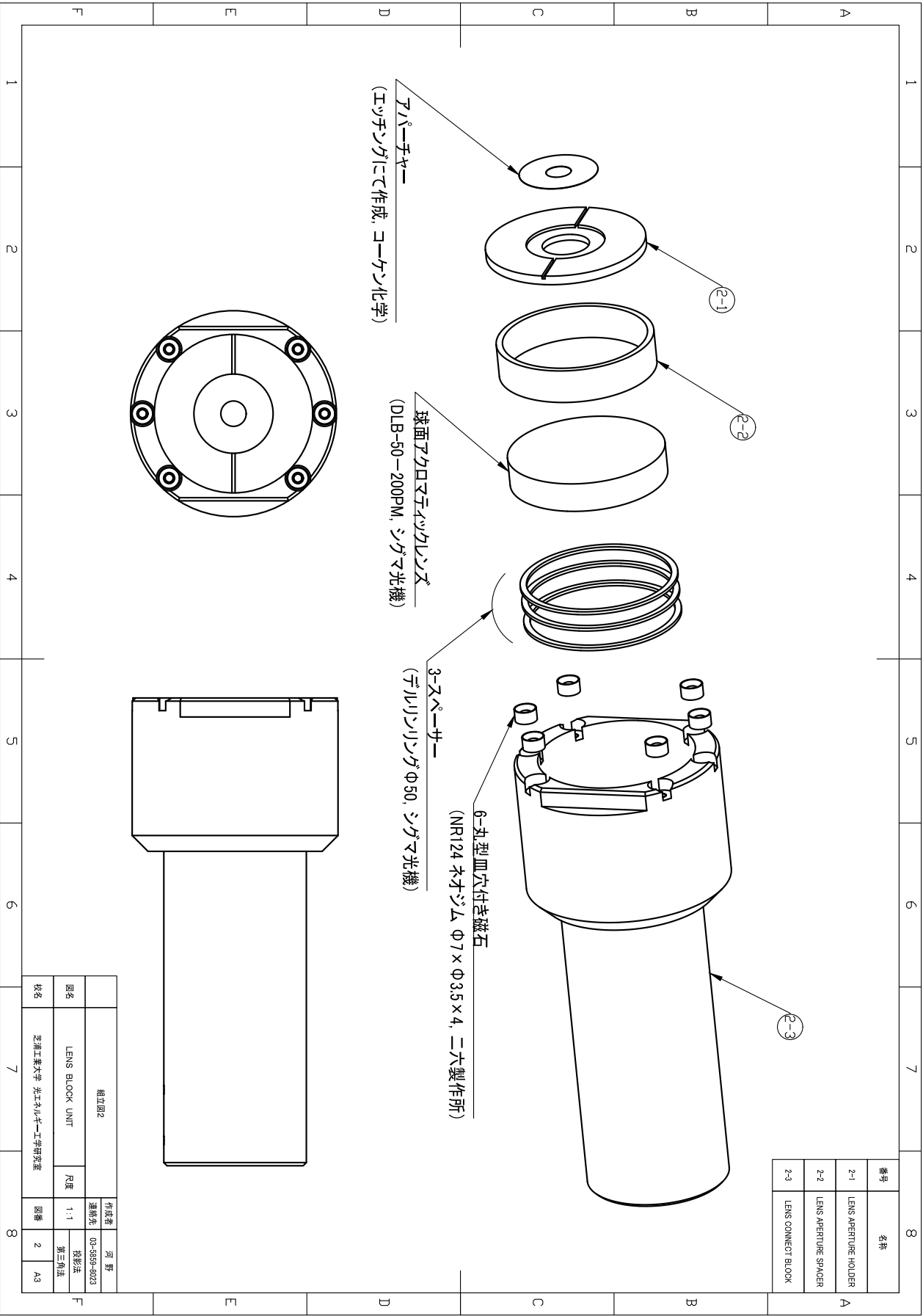


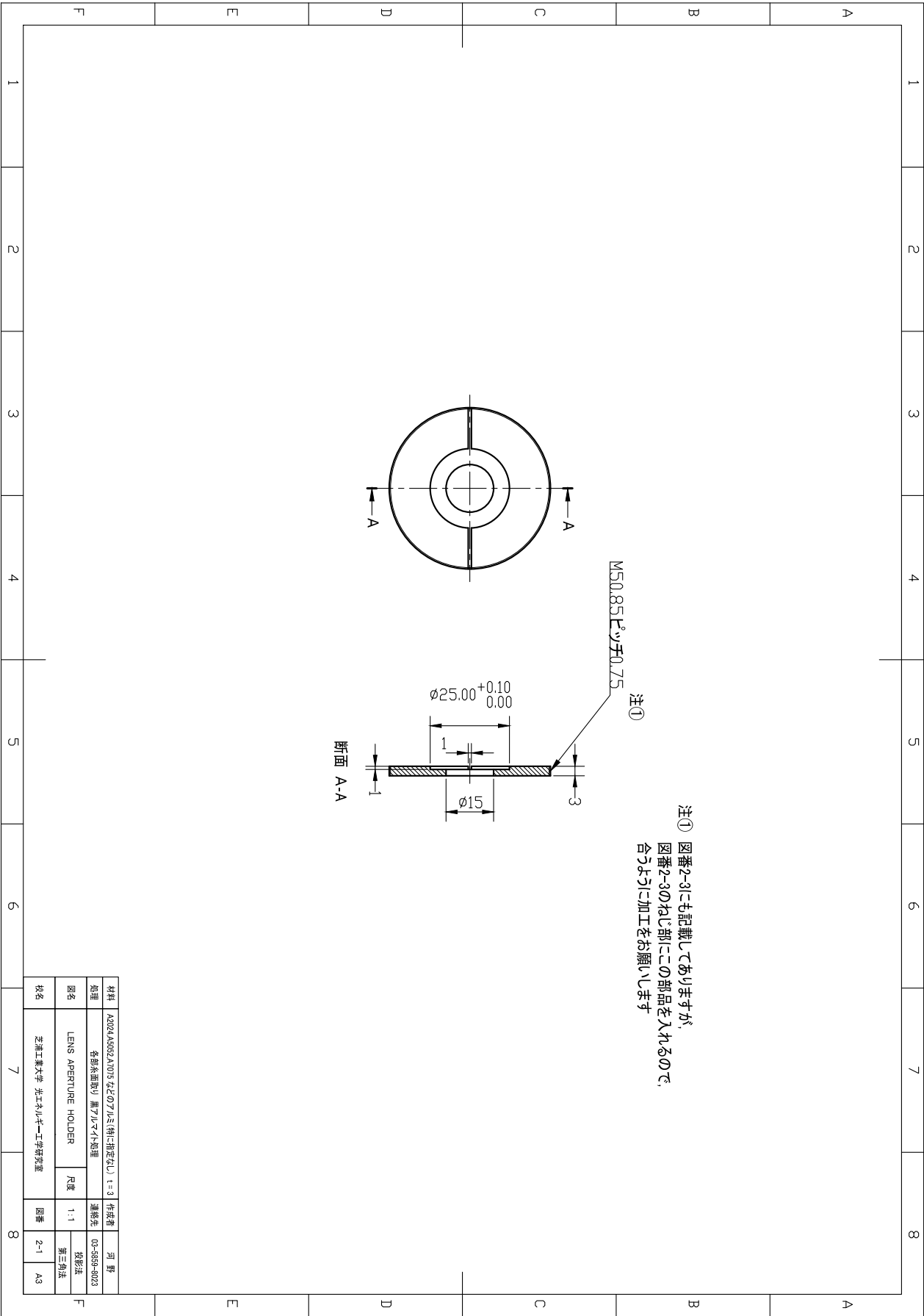


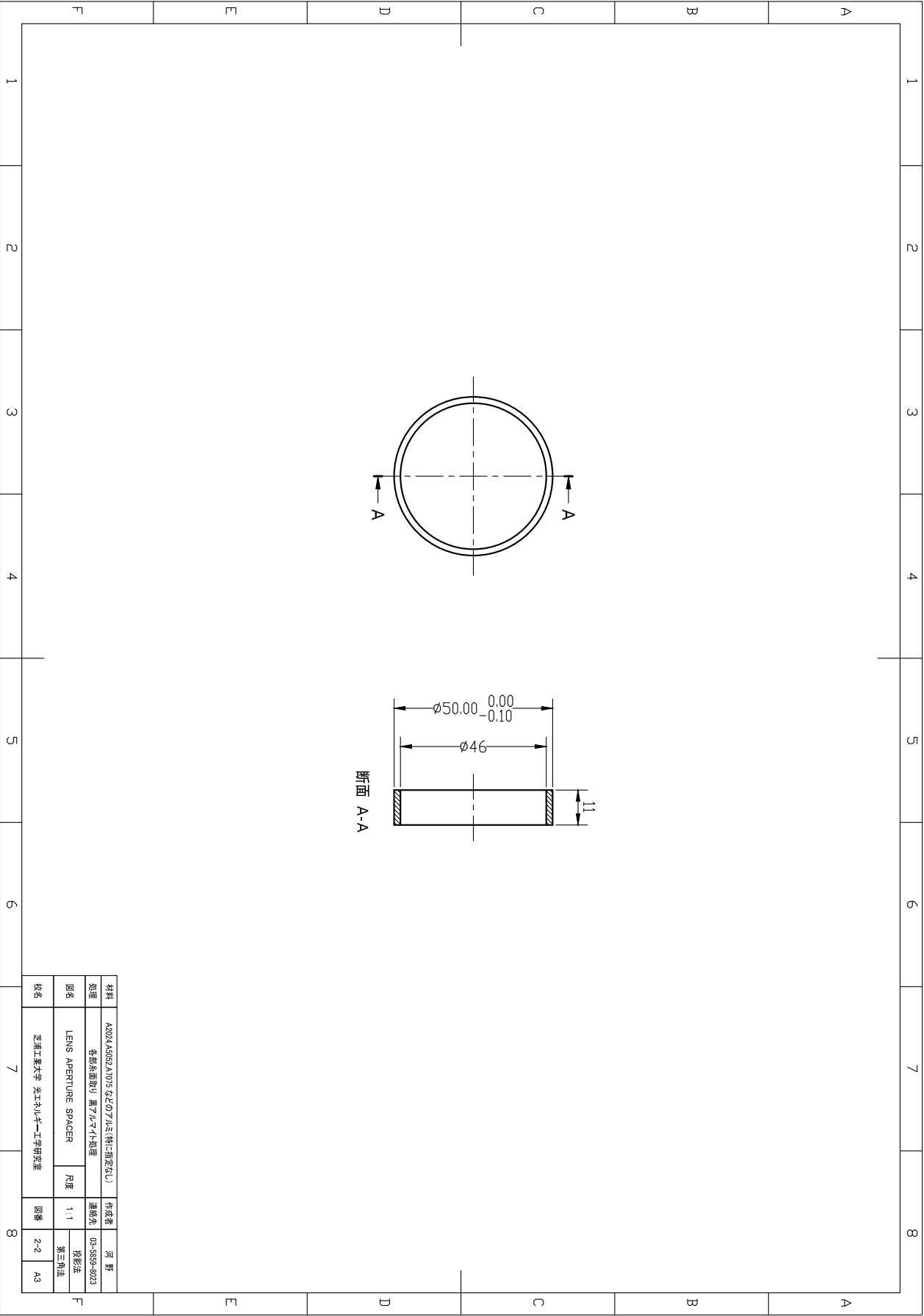
鳥瞰図

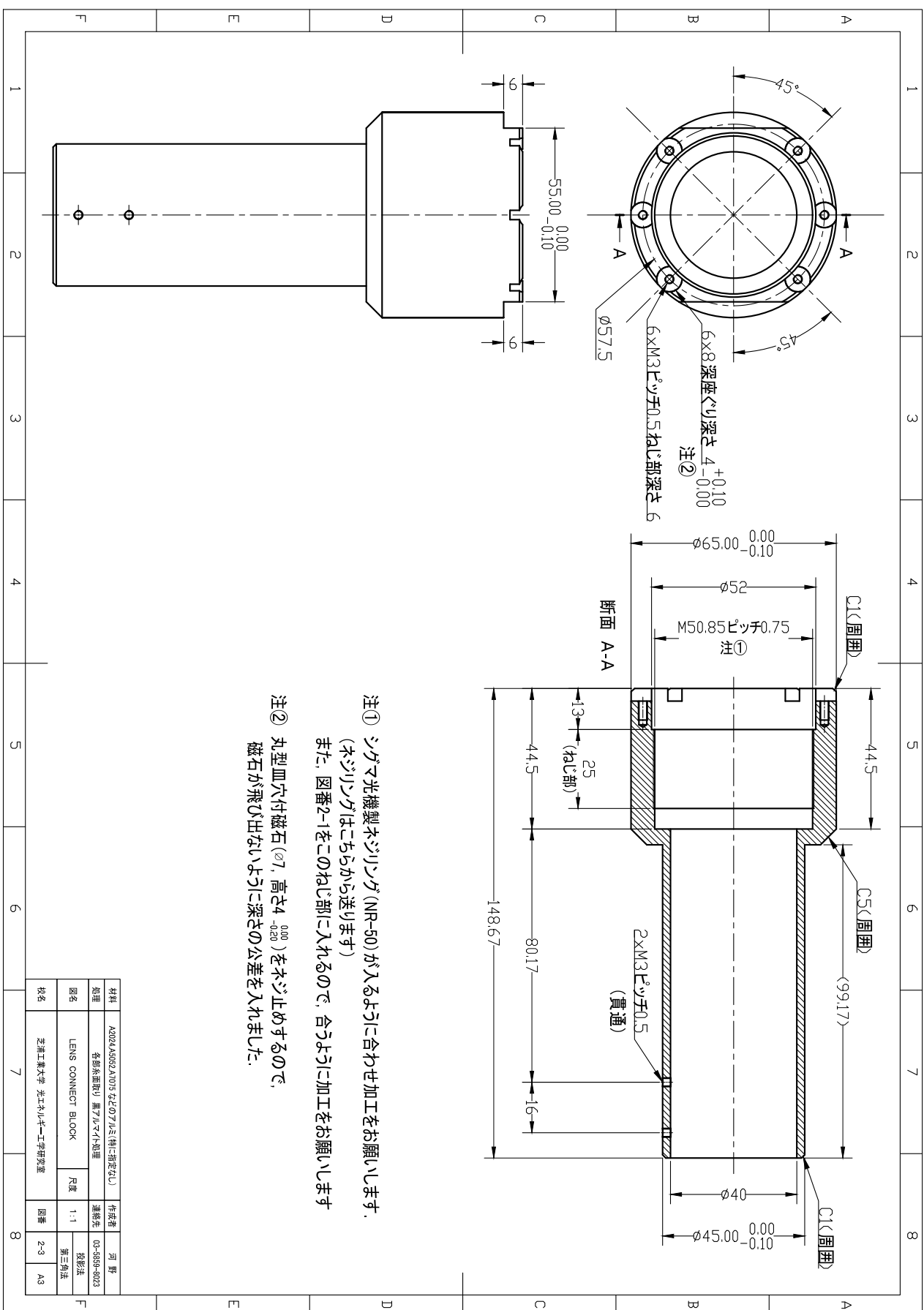
注 図番2-3との接合に磁石を用いるため、
材料は磁性のあるものでS45Cとしています。

材料	S45C		作成者	河 野
処理	各部外面取り 黒スプレー		連絡先	03-5859-8023
図名	GRATING HOLDER		尺度	1:1
図番	2-3		投影法	第三角法
校名	芝浦工業大学 光エレクトロニクス研究室		図番	1-4
				A3

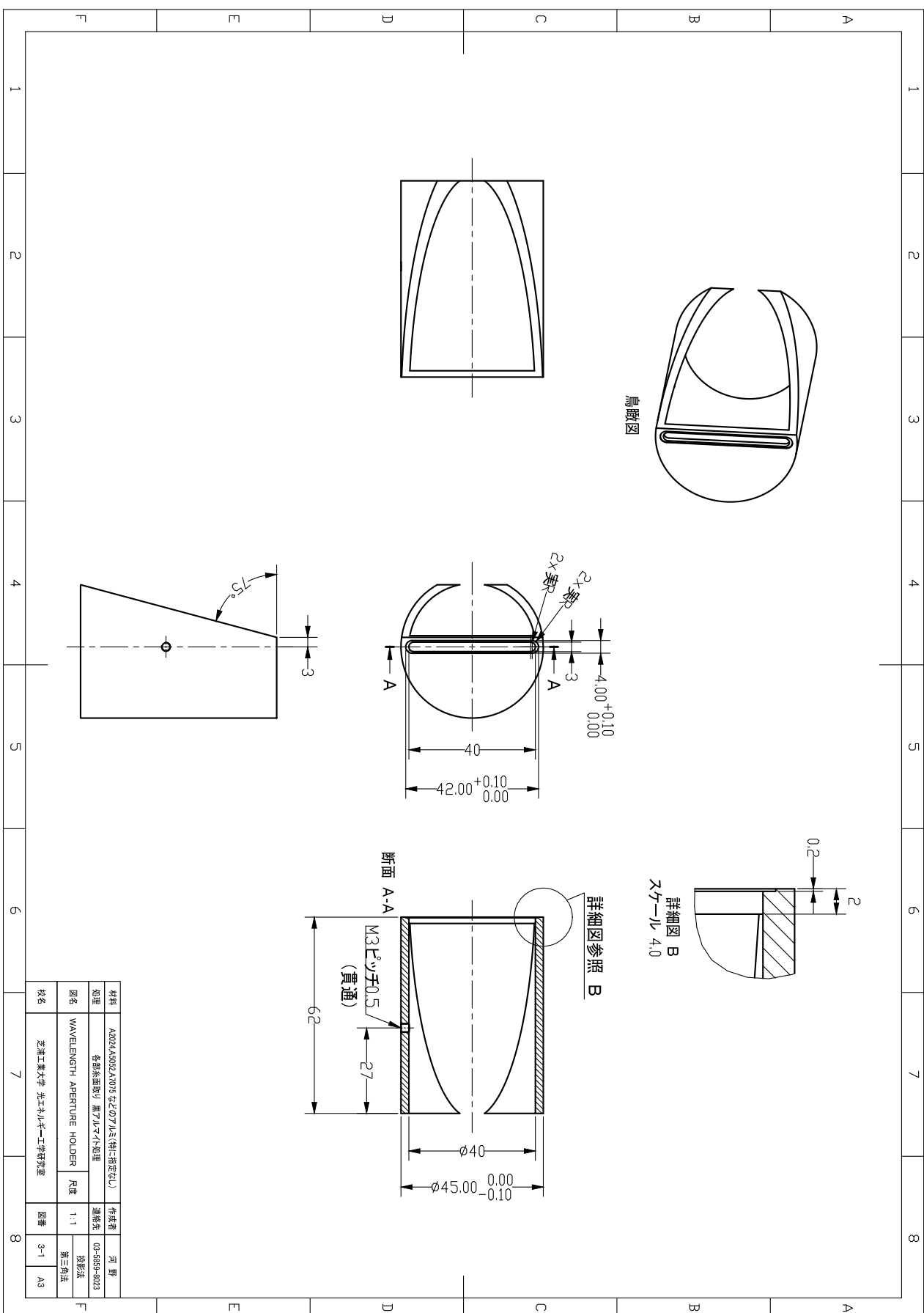


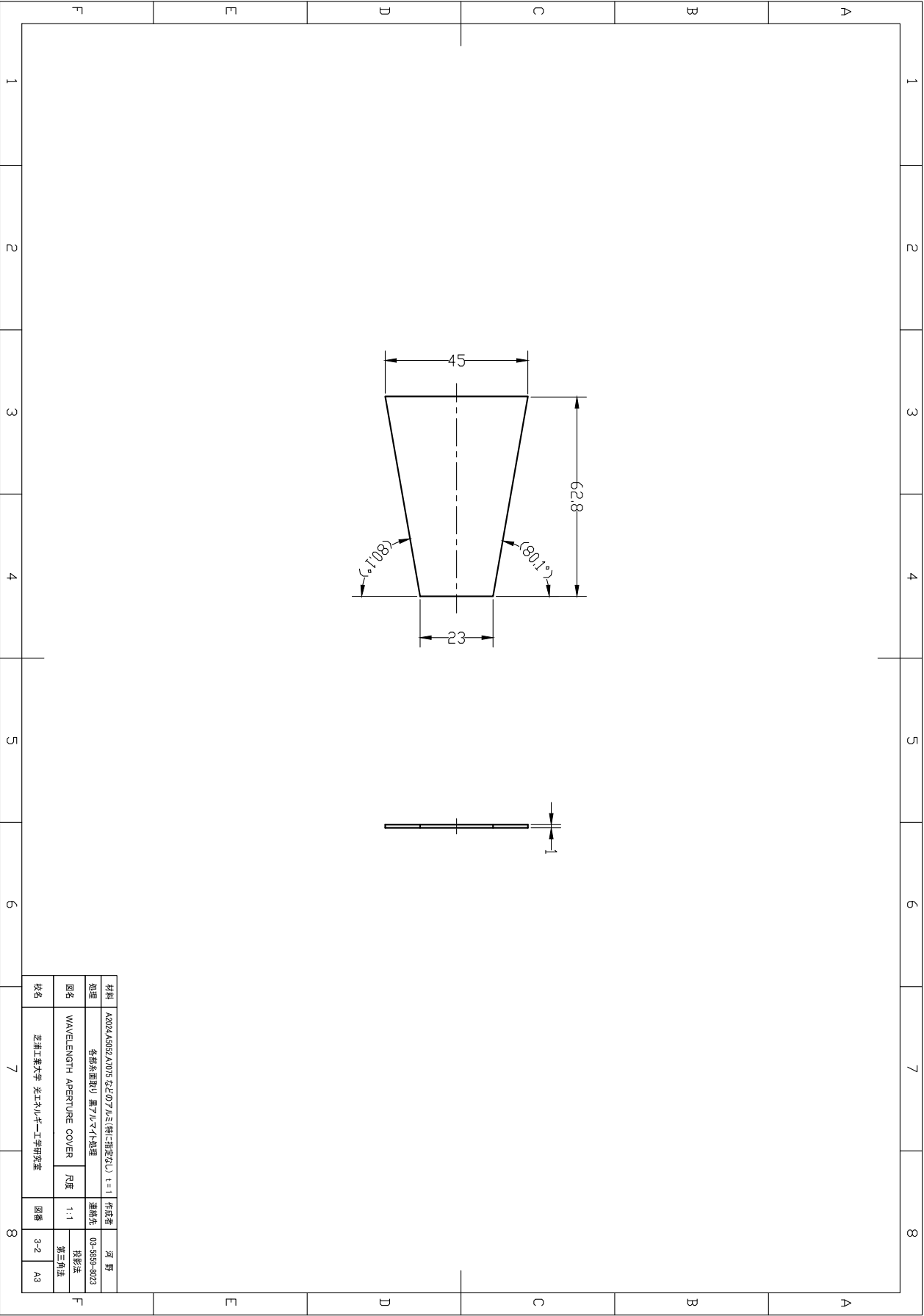


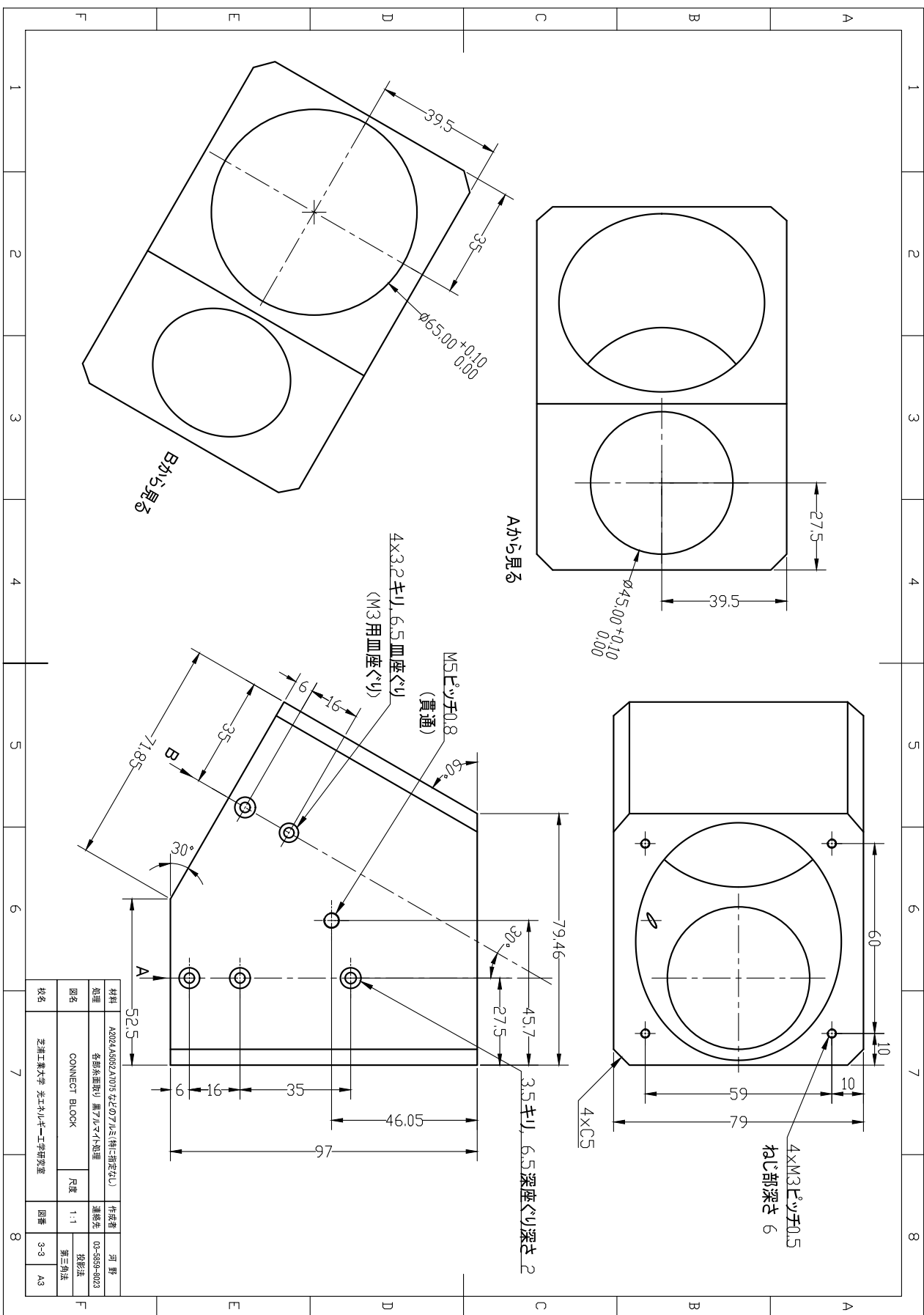


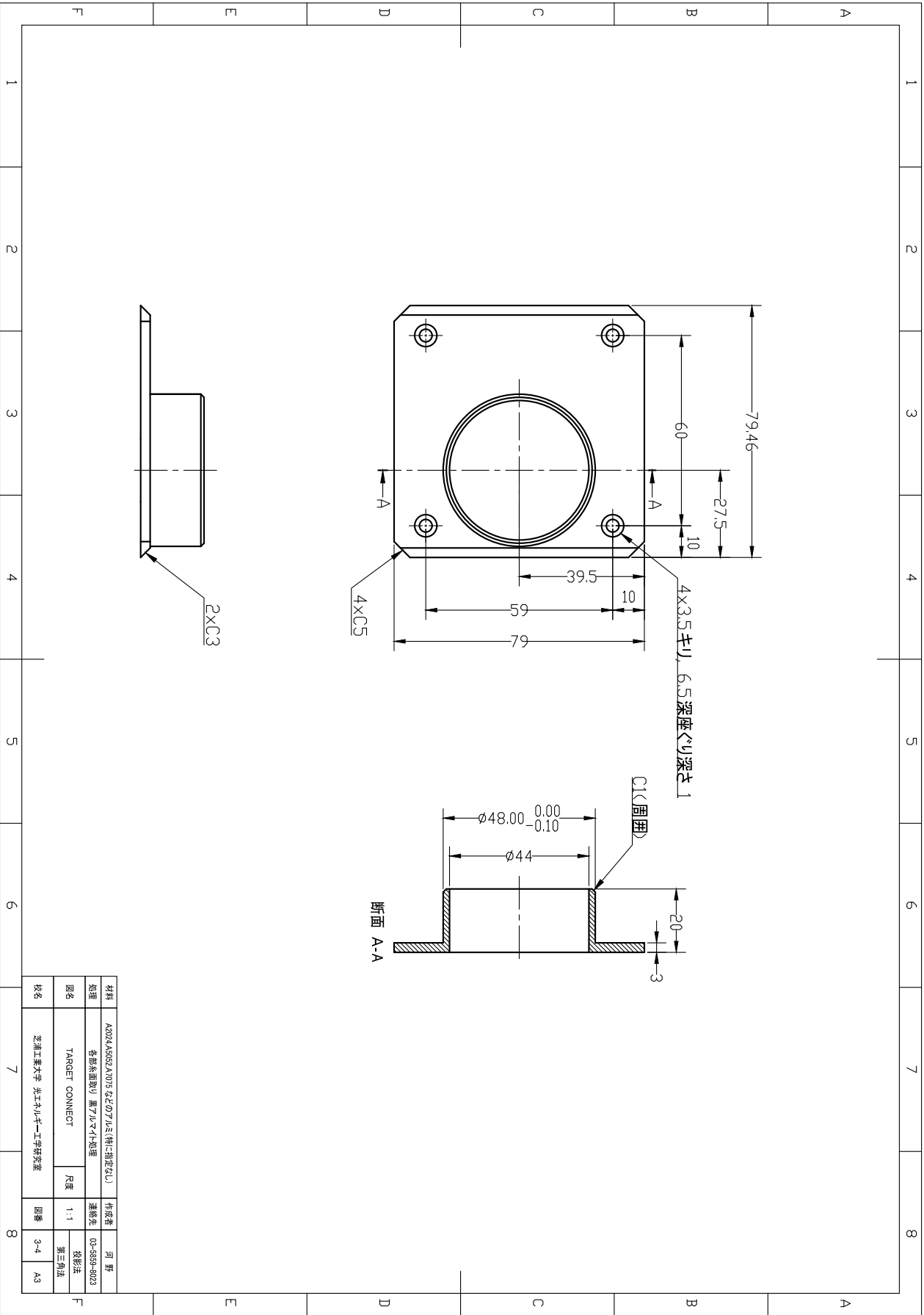


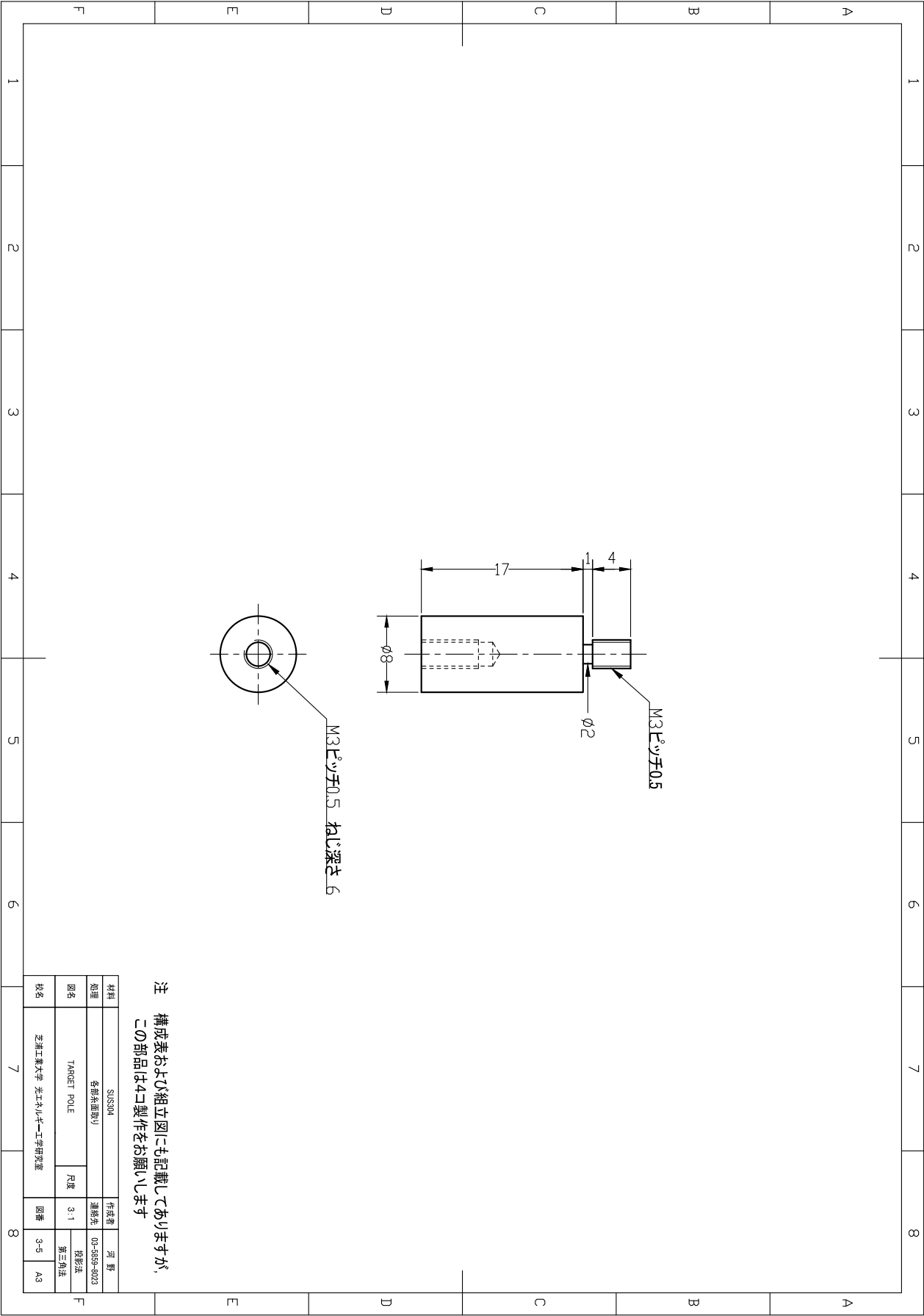
材料	A2024-T3 (アルミ合金)	作成者	河野
処理	各部表面処理 (黒化)	連絡先	05-5859-4023
図名	LENS CONNECT BLOCK	尺度	1:1
図番	2-3	投影法	第三角法
校名	芝浦工業大学 光エレクトロニクス研究室	図番	A3



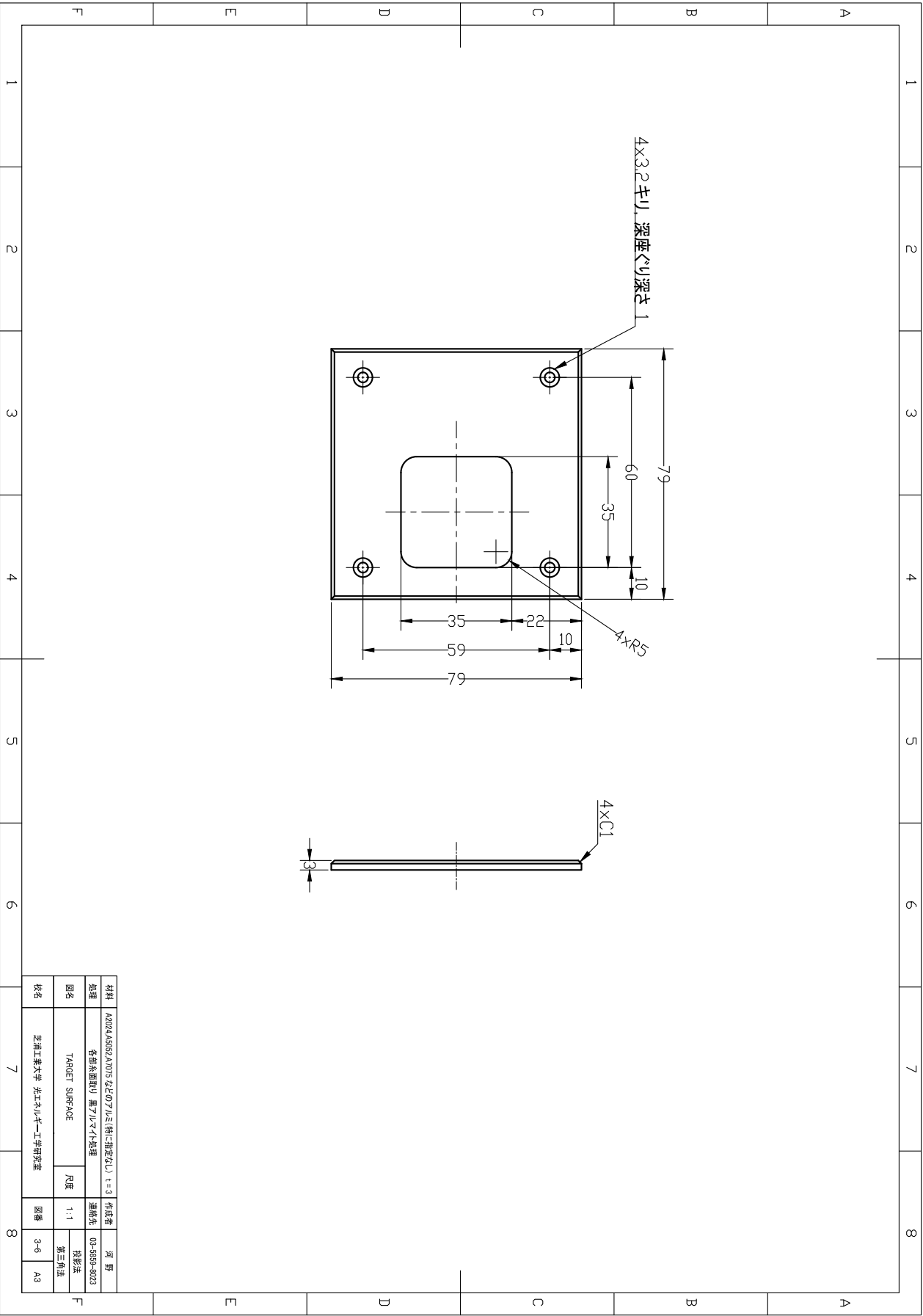


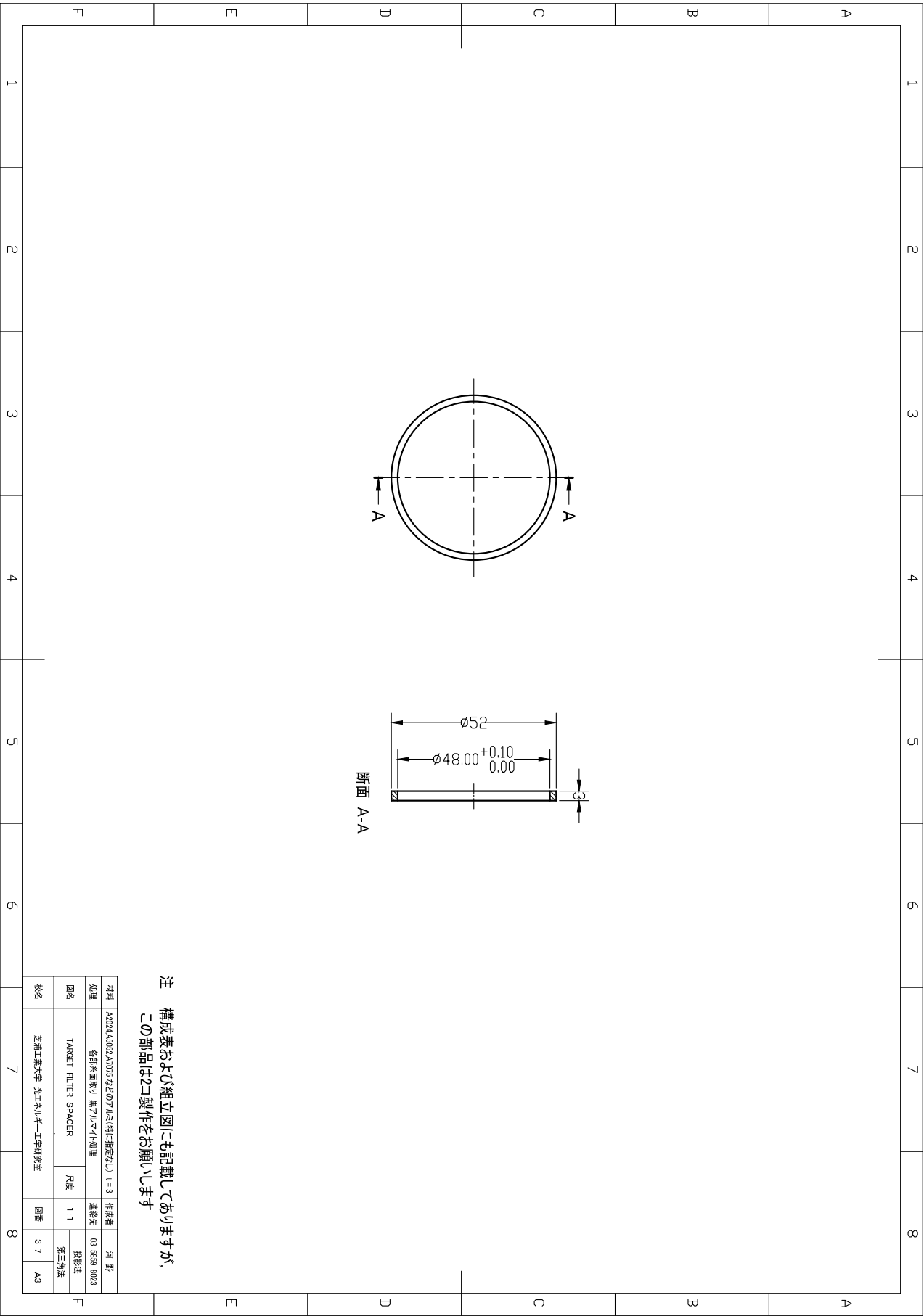




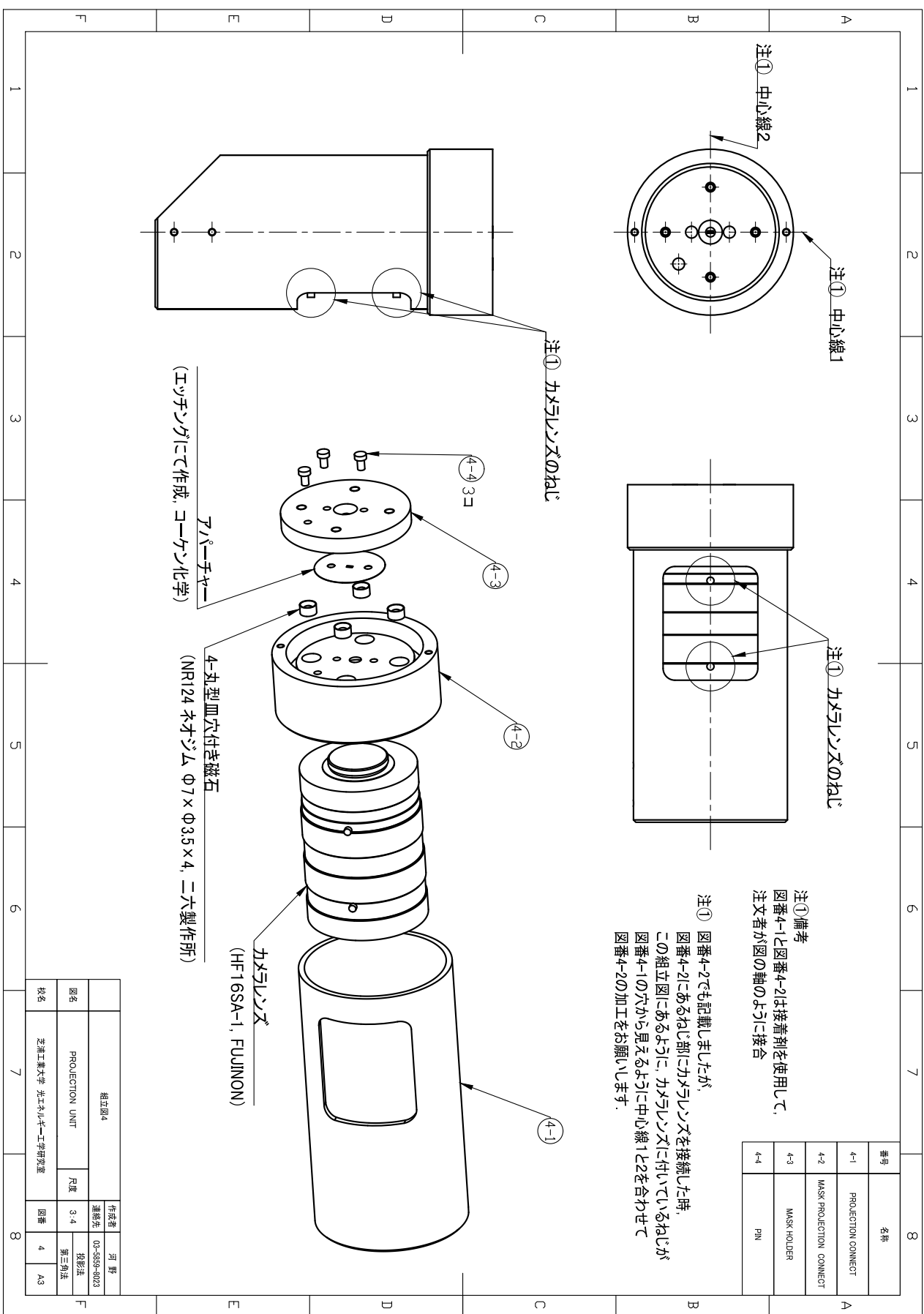


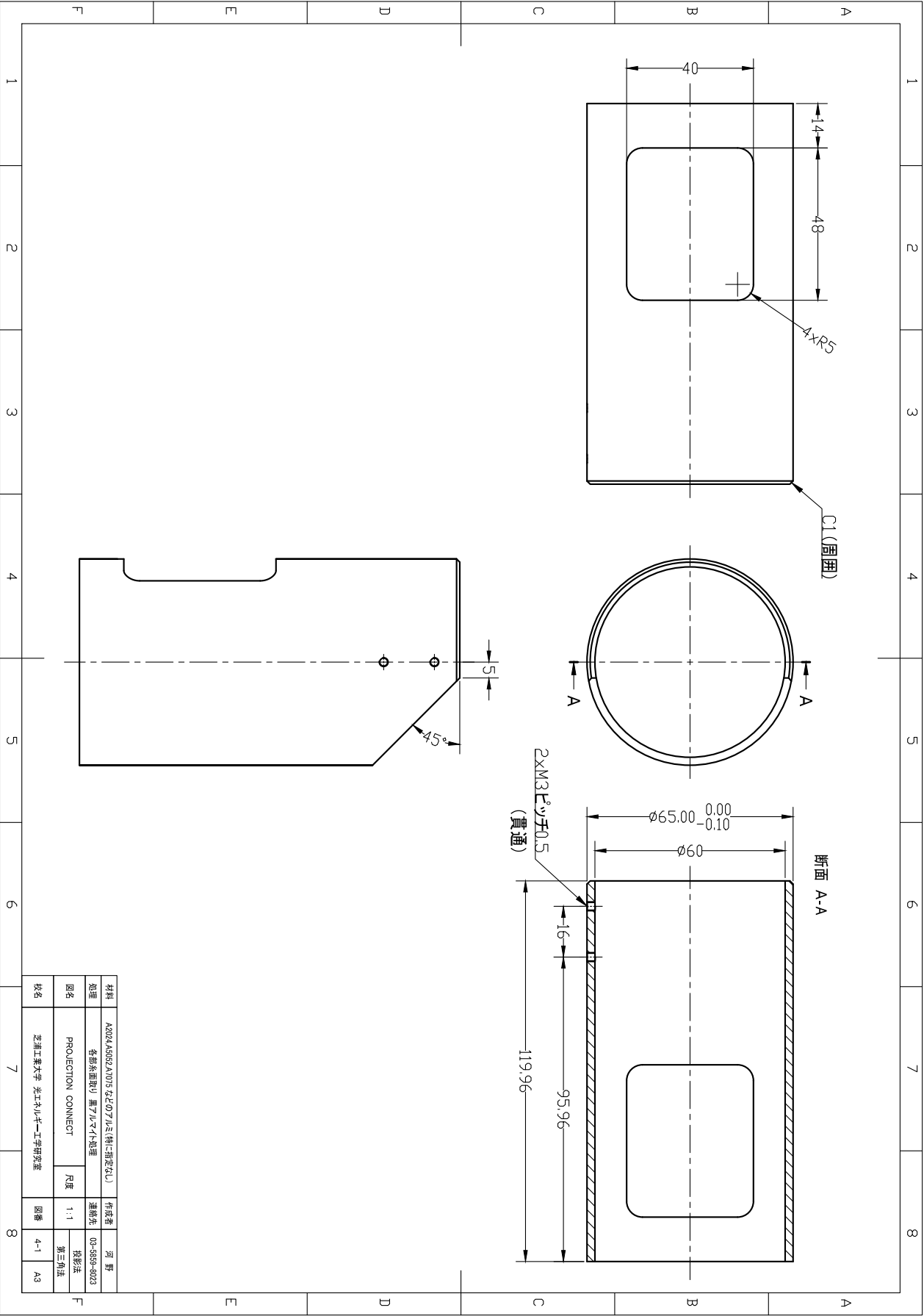
注 構成表および組立図にも記載してありますが、
この部品は4コ製作をお願いします

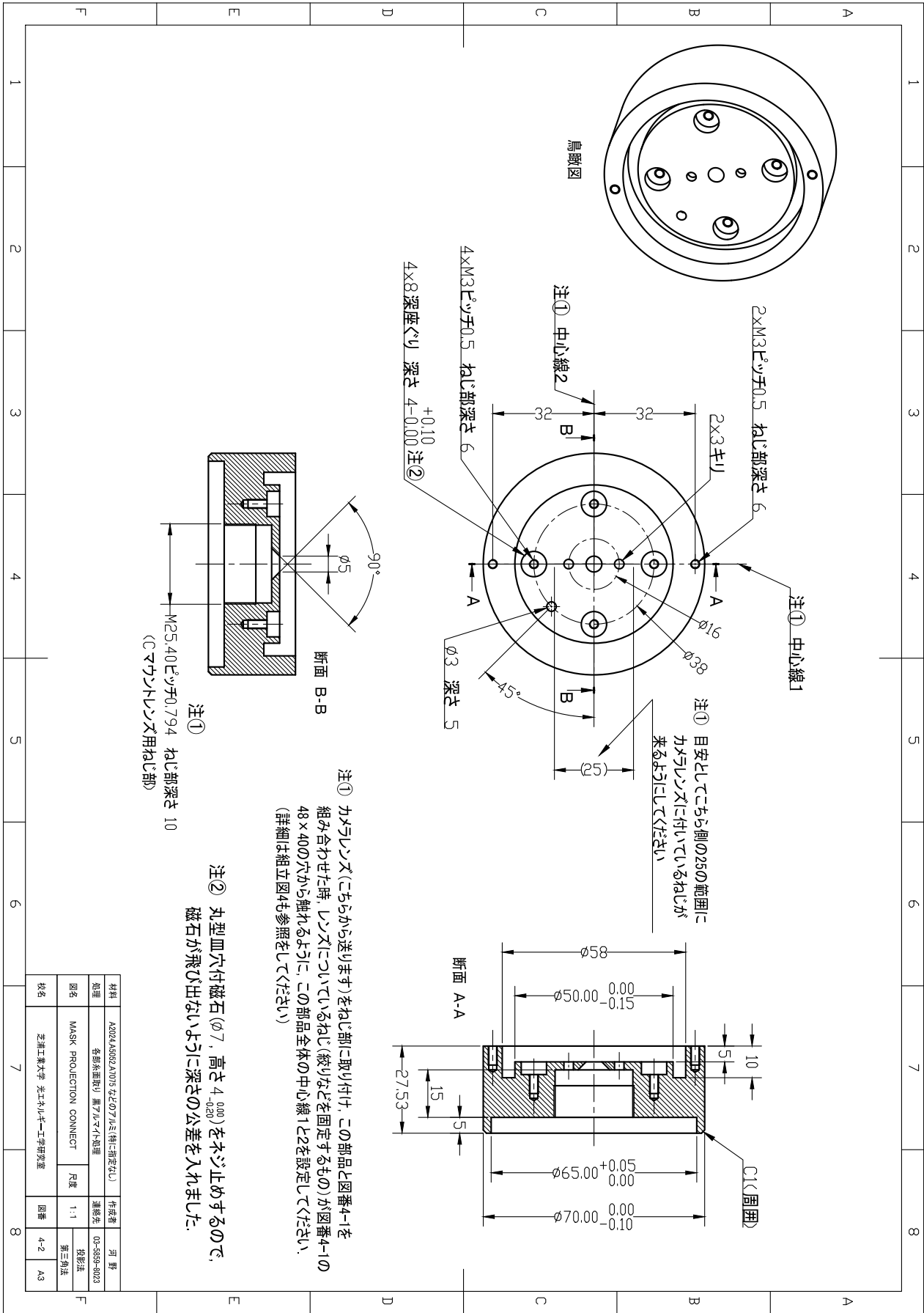


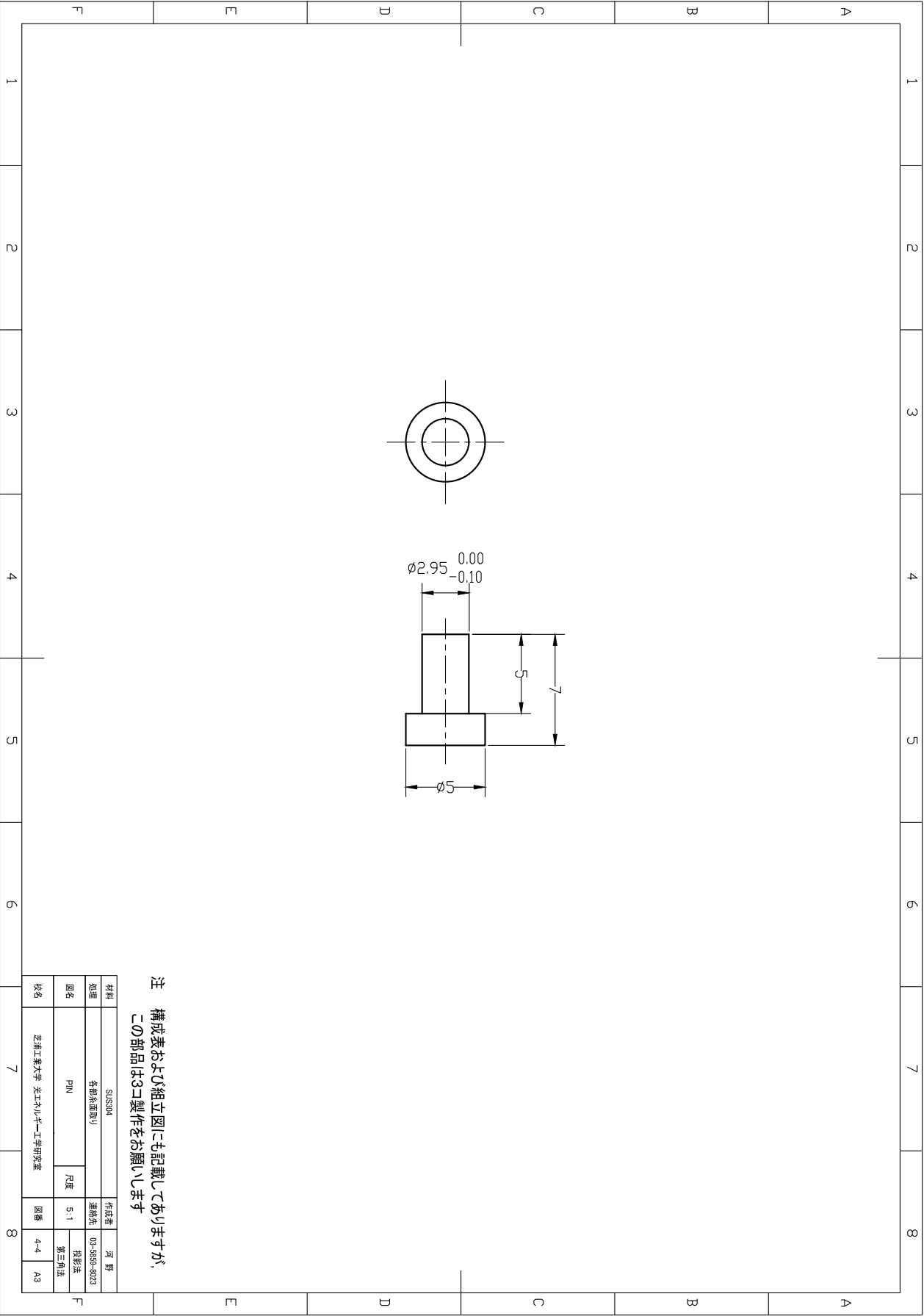


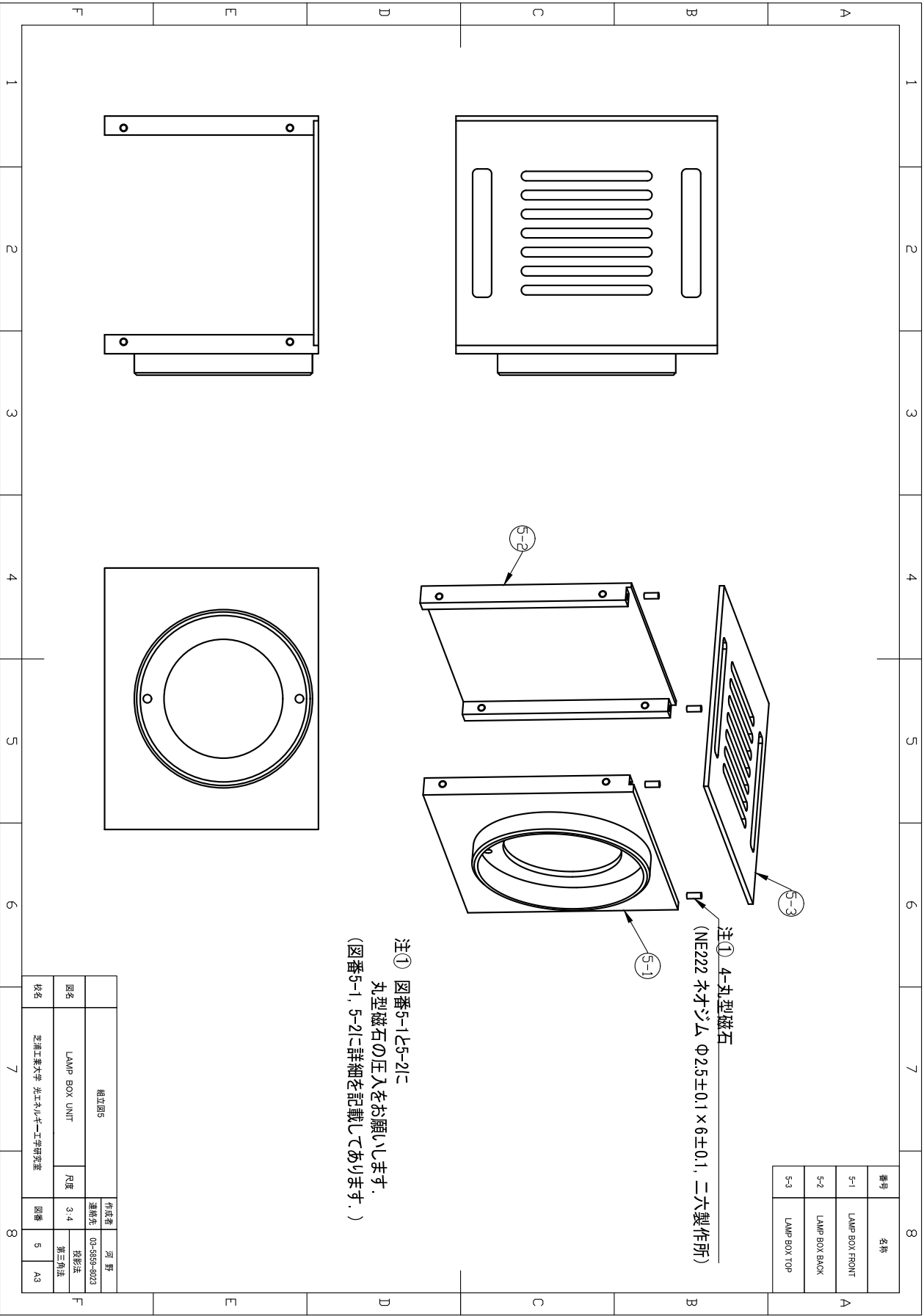
注 構成表および組立図にも記載してありますが、
この部品は2コ製作をお願いします

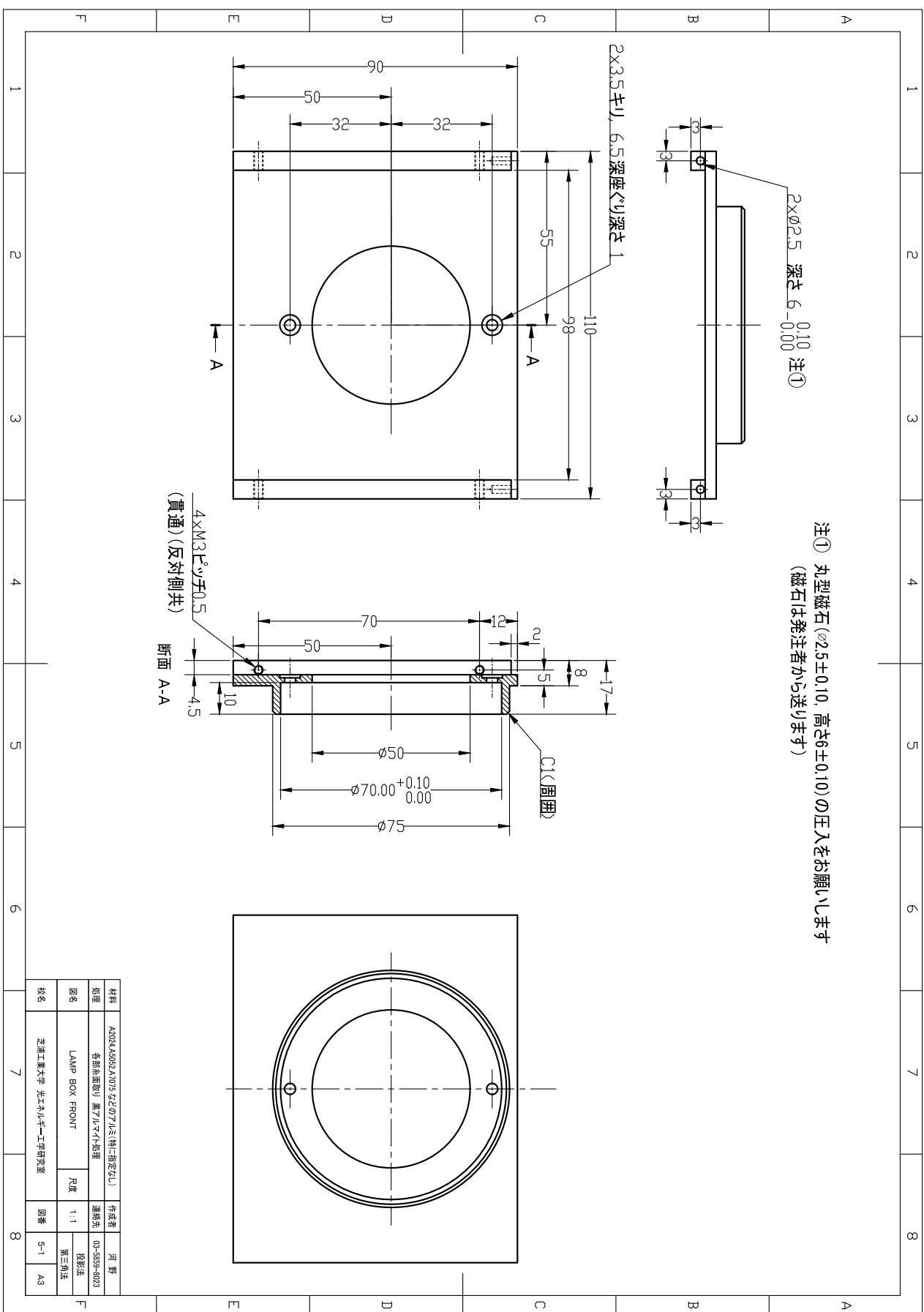


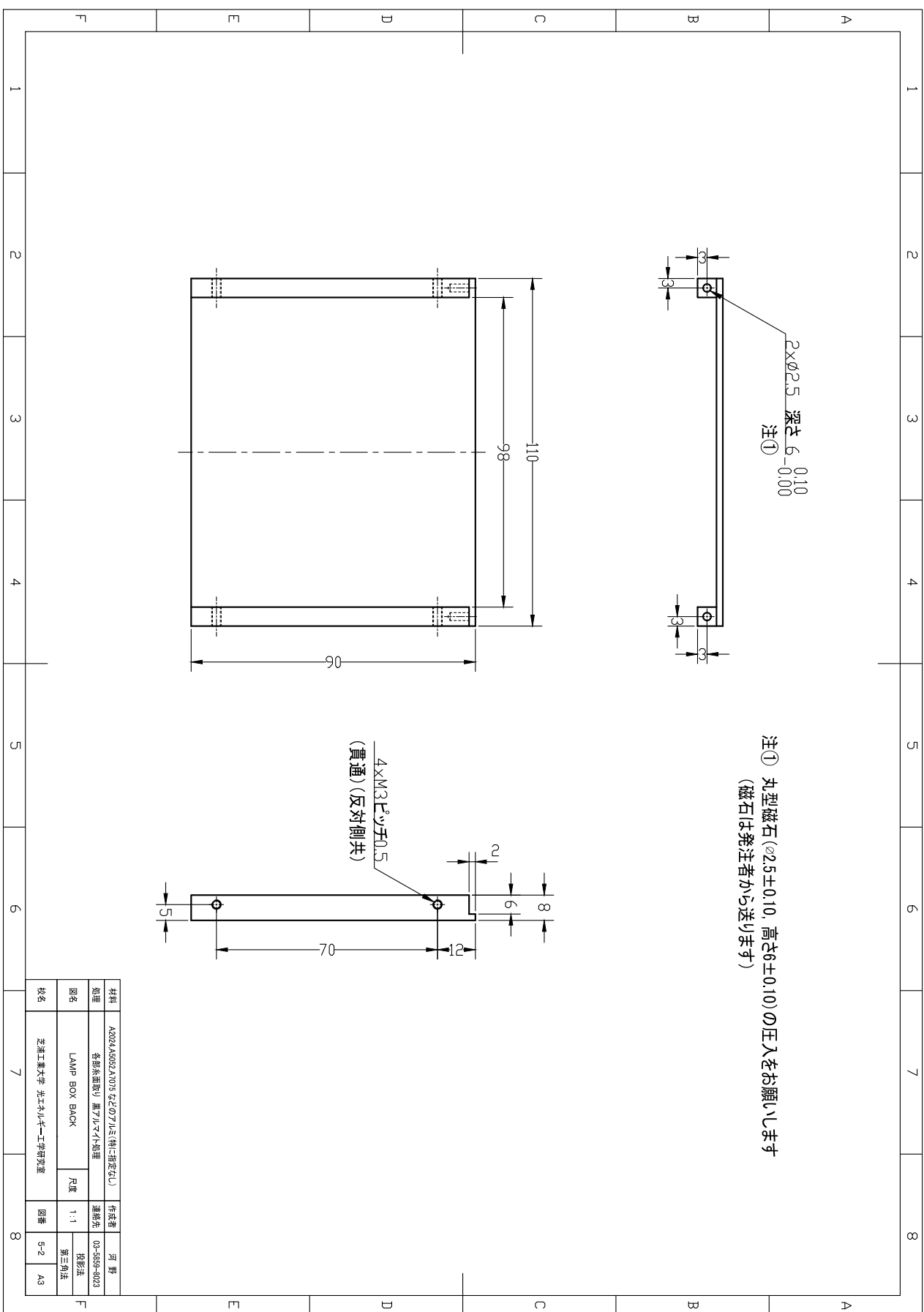


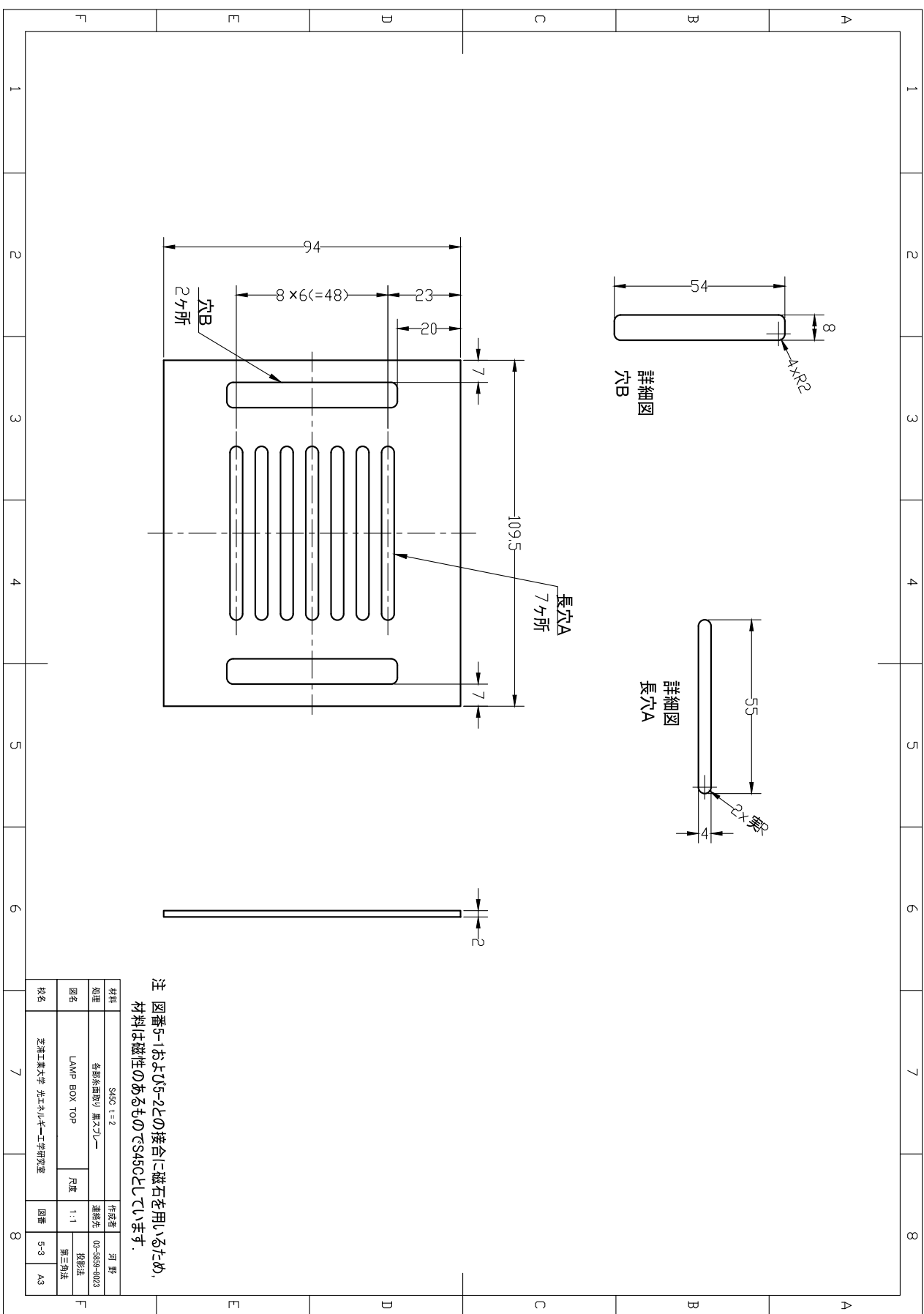






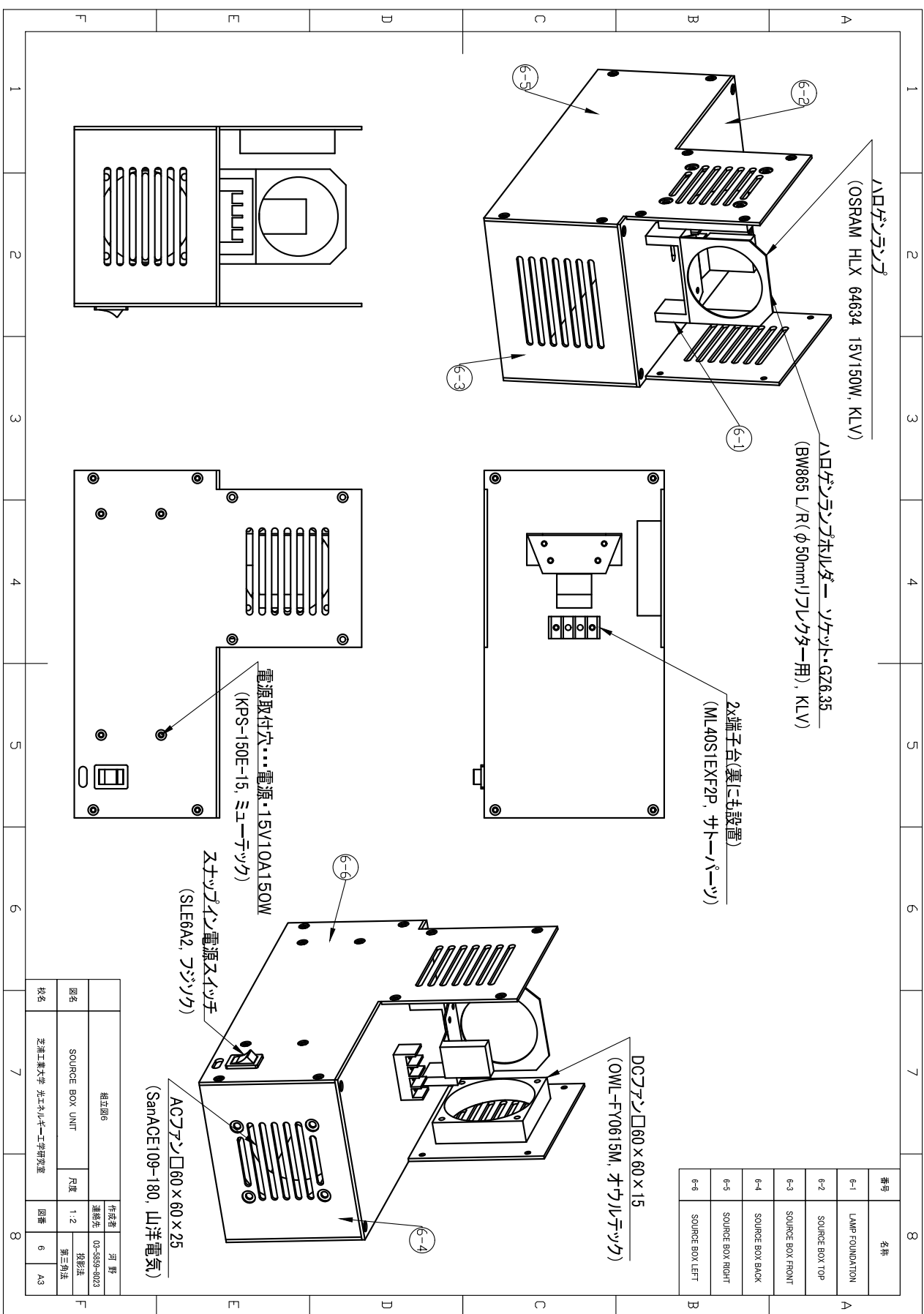


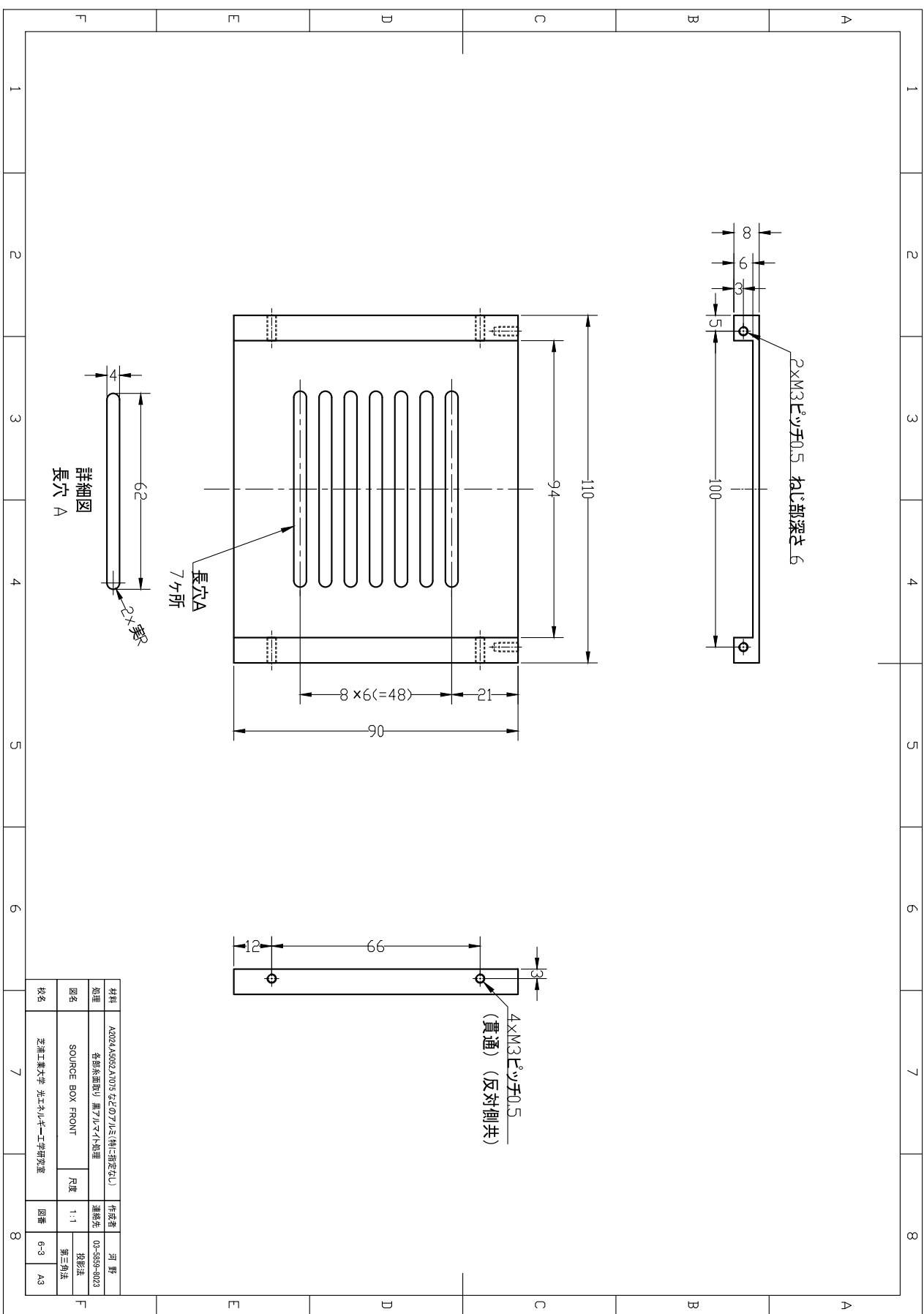


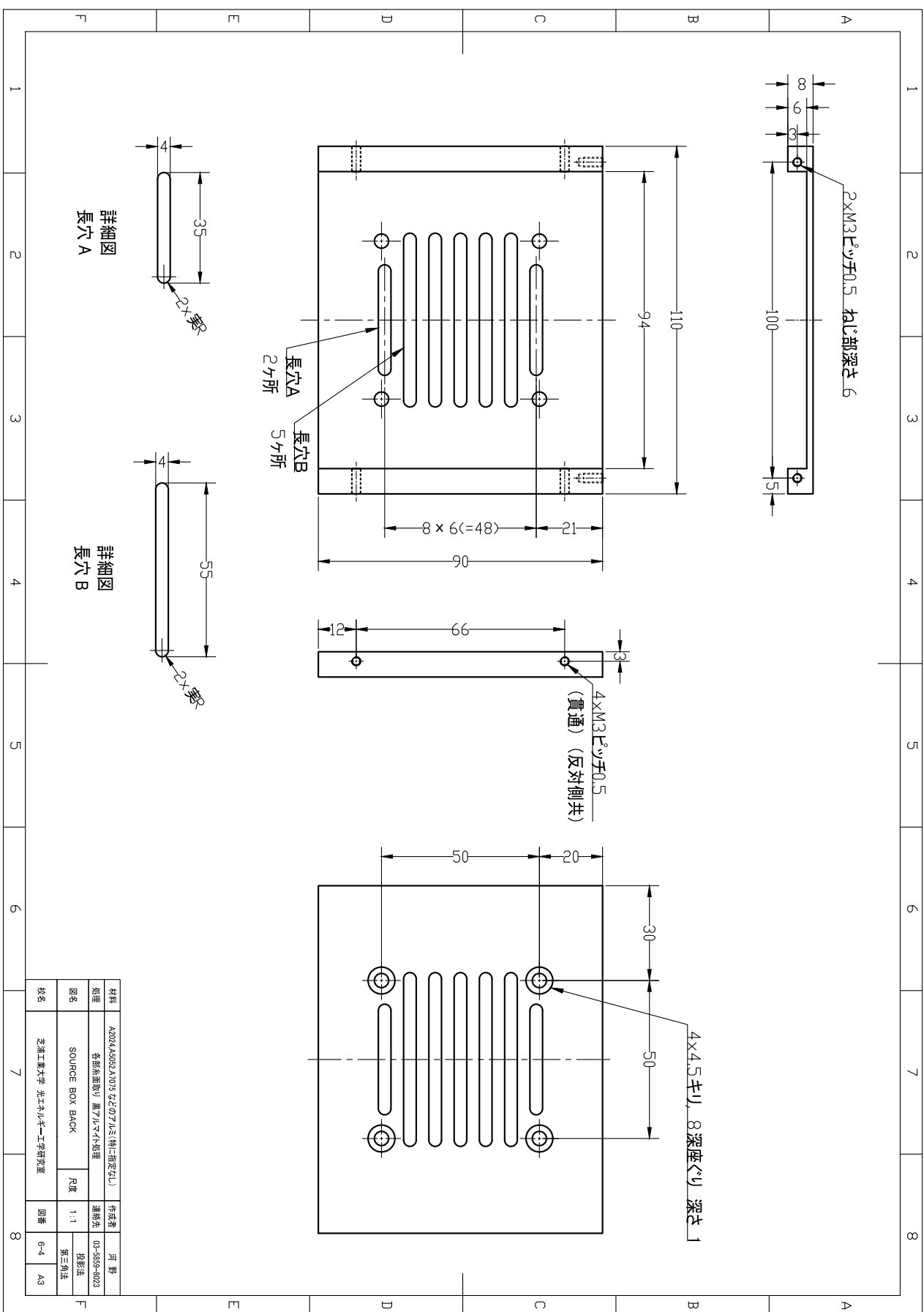


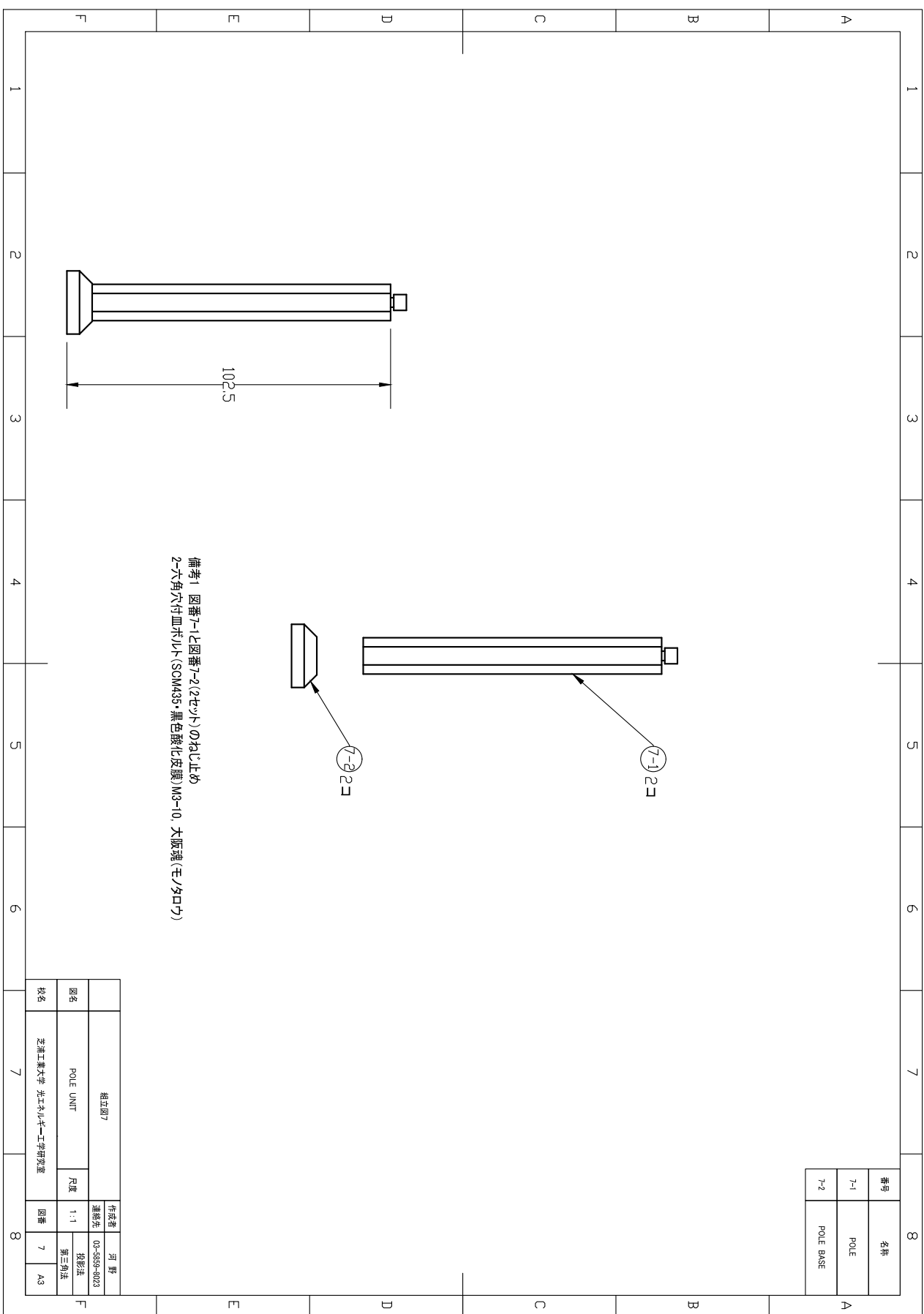
注 図番5-1および5-2との接合に磁石を用いるため、
材料は磁性のあるものでS45Cとしています。

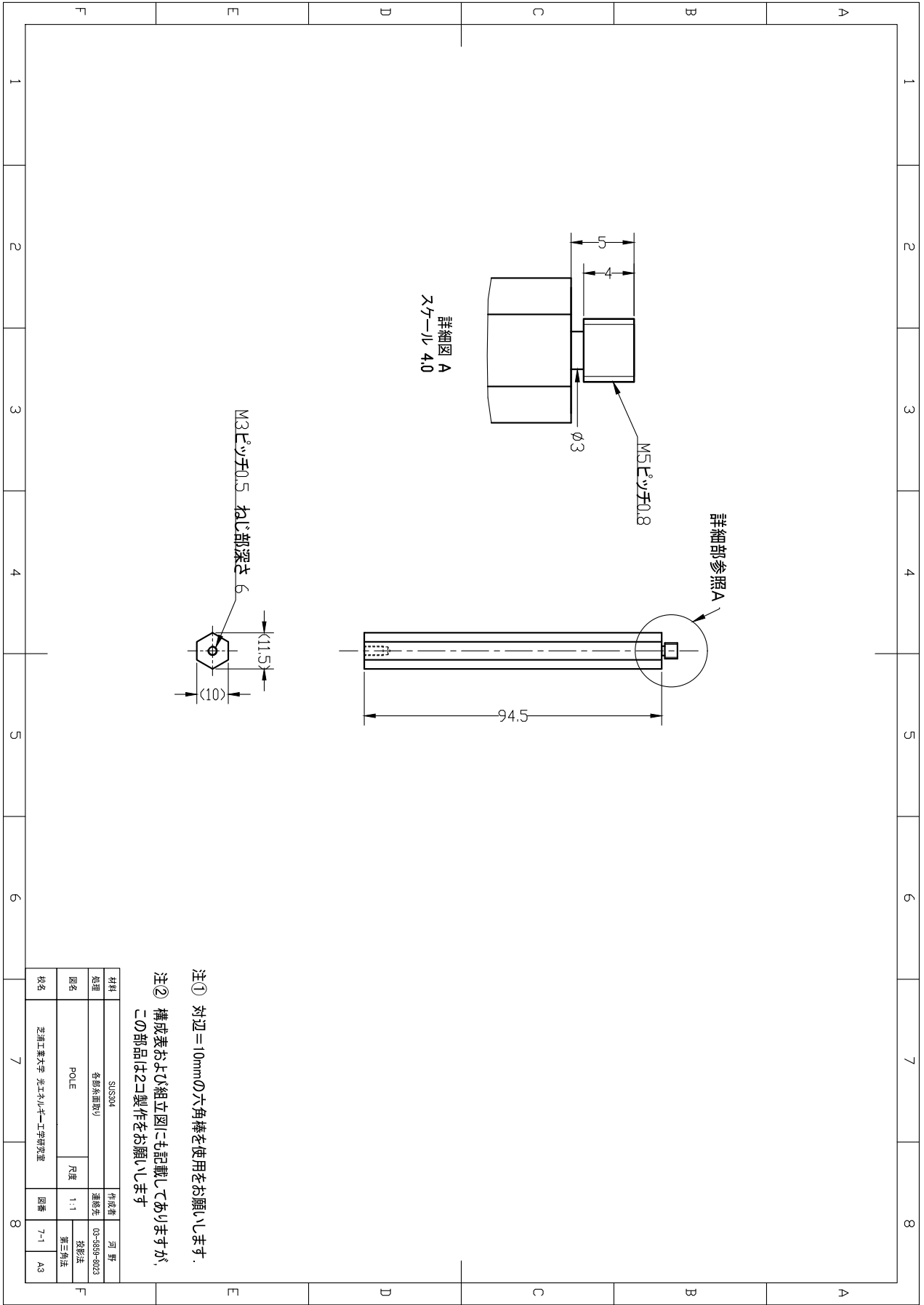
材料	S45C t=2		作成者	河 野
処理	各部外面磨り 黒スプレー		連絡先	03-5859-8023
図名	LAMP BOX TOP	尺度	1:1	投影法 第三角法
校名	芝浦工業大学 光エネルギー工学研究室		図番	5-3 A3







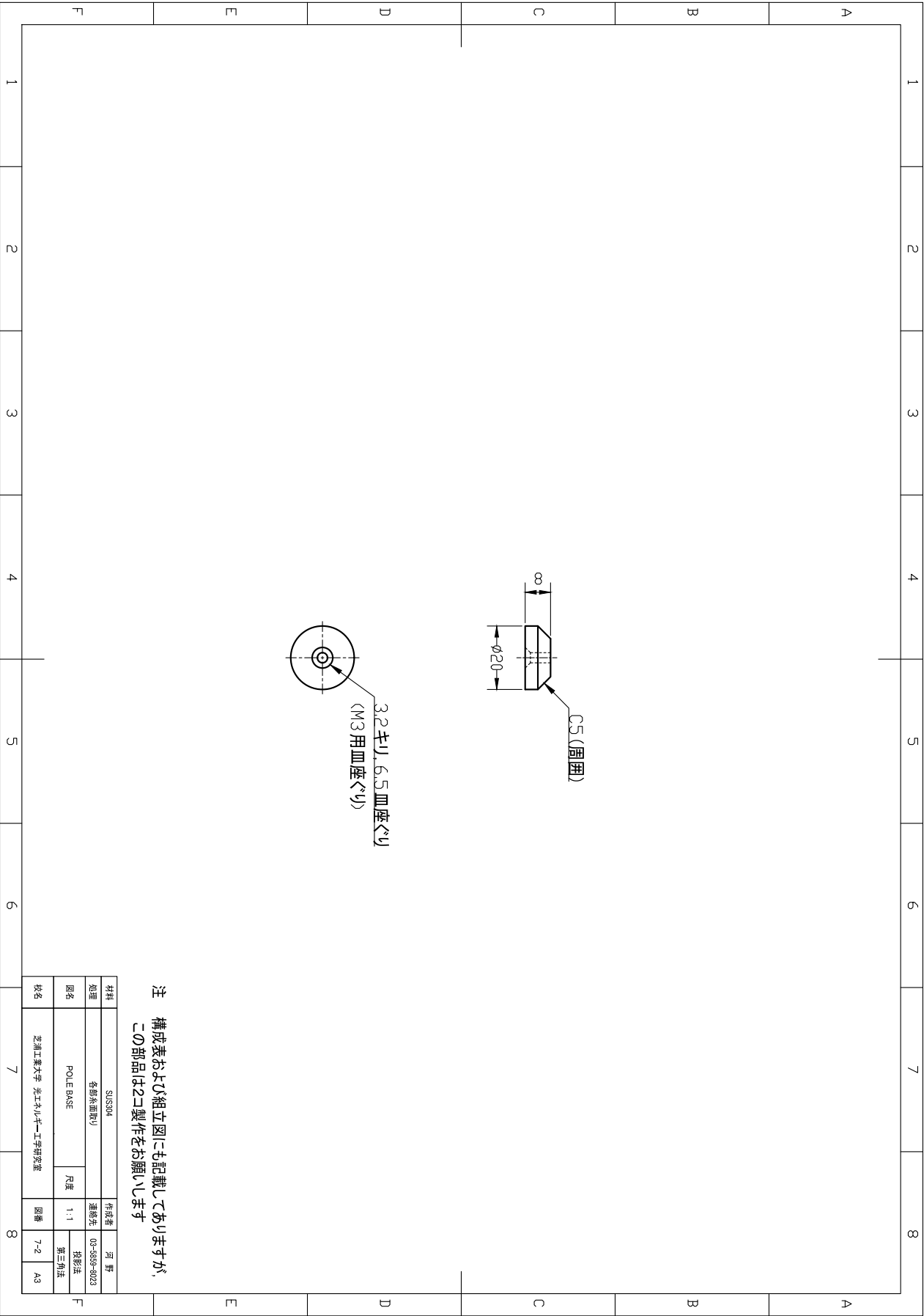




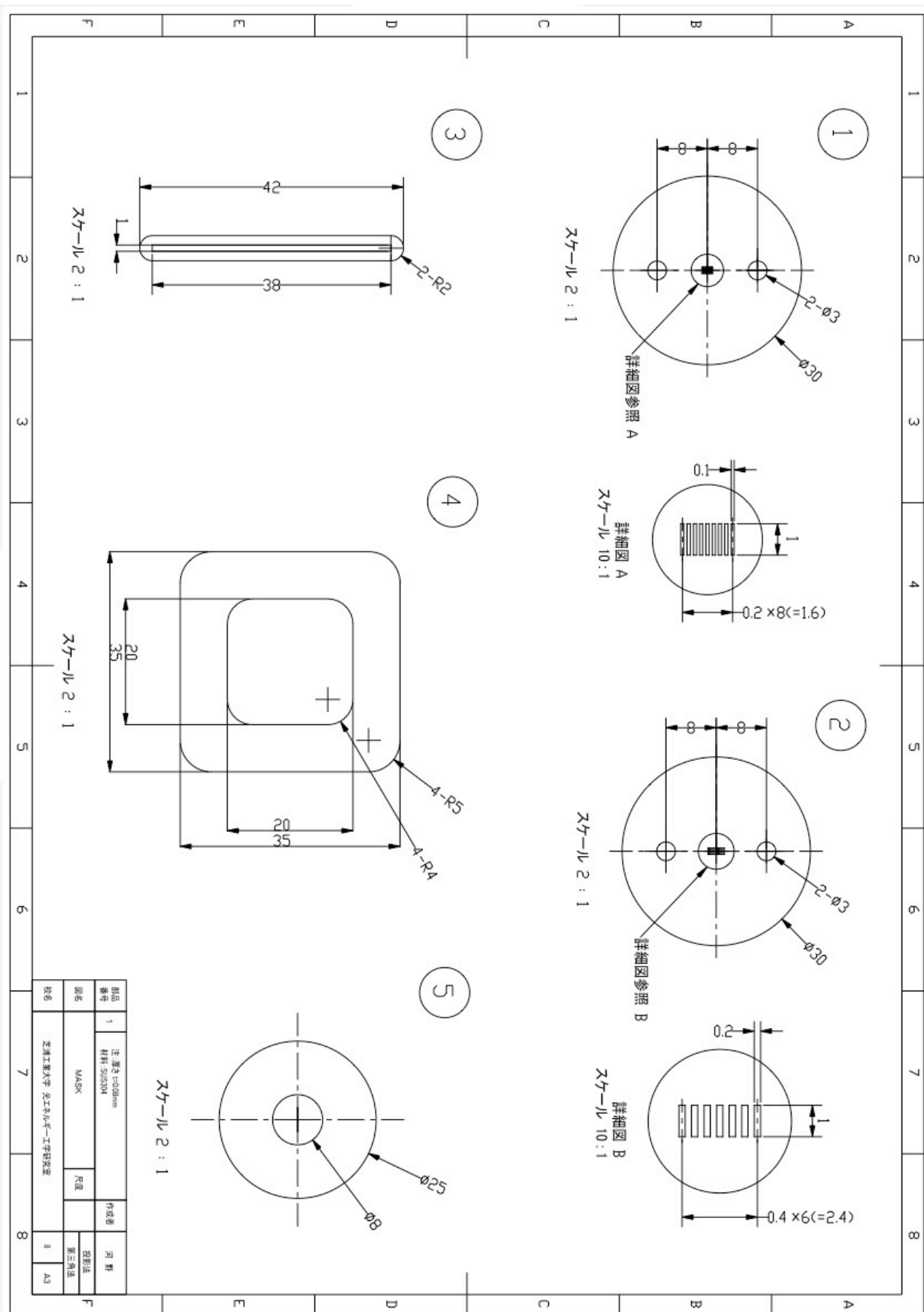
注① 対辺=10mmの六角棒を使用をお願いします。

注② 構成表および組立図にも記載してありますが、
この部品は2コ製作をお願いします

材料	SUS304		作成者	河 野	
処理	各種表面処理		通称先	03-5859-3023	
図名	POLE	尺規	1:1	投影法	第三角法
校名		芝浦工業大学 光エレクトロニクス研究室		図番	7-1 A3



注 構成表および組立図にも記載してありますが、
この部品は2コ製作をお願いします



参考文献

- [1] H. Nishimura, Y. Takasukam, and M. Yamamoto. "Optical Properties of Skin Gloss and Development of a Mizumizushii «Look Makeup Foundation." *International Journal of Cosmetic Science* 28.1 (2006): 70-70
- [2] R. Ohtsuki, T. Shoji, and R. Hikima. "Appearance analysis of human skin with cosmetic foundation." *Proc. SPIE* 8292 (2012)
- [3] C. Donner, and H. W. Jensen. "A Spectral BSSRDF for Shading Human Skin." *Rendering Techniques 2006* (2006): 409-418.
- [4] T. Weyrich, W. Matusik, H. Pfister, et al. "Analysis of human faces using a measurement-based skin reflectance model." *ACM Transactions on Graphics (TOG)*. Vol. 25. No. 3. ACM, 2006.
- [5] Y. Takemae, T. Moriyama, and S. Ozawa. "The correspondence between physical features and subjective evaluation on skin image." *Proc. Institute of Electronics, Information and Communication Engineers* (1998)
- [6] W. Jia, G. Aguilar, W. Verkruijsse, et al. "Improvement of port wine stain laser therapy by skin preheating prior to cryogen spray cooling: A numerical simulation." *Lasers in surgery and medicine* 38.2 (2006): 155-162.
- [7] S. Miller, and K. Mitra. "Simulation of the dependence of spatial fluence profiles on tissue optical properties." *SPIE BiOS*. International Society for Optics and Photonics, 2016.
- [8] J. Preissig, K. Hamilton, and R. Markus. "Current laser resurfacing technologies: a review that delves beneath the surface." *Seminars in plastic surgery*. Vol. 26. No. 03. Thieme Medical Publishers, 2012.
- [9] M. Figurová, V. Ledecký, M. Karasová, et al. "Histological assessment of a combined low-level laser/light-emitting diode therapy (685 nm/470 nm) for sutured skin incisions in a porcine model: a short report." *Photomedicine and laser surgery* 34.2 (2016): 53-55.
- [10] E. B. Podgoršak. *Radiation physics for medical physicists*. Berlin: Springer, 2006.
- [11] B. A. Gilchrest. "A review of skin ageing and its medical therapy." *British Journal of Dermatology* 135.6 (1996): 867-875.
- [12] T. Lister, P. Wright, and P. Chappell. "Spectrophotometers for the clinical assessment of port-wine stain skin lesions: a review." *Lasers in medical science* 25.3 (2010): 449-457.
- [13] T. Igarashi, K. Nishino, and S. K. Nayar. "The appearance of human skin: A survey." *Foundations and Trends® in Computer Graphics and Vision* 3.1 (2007): 1-95.
- [14] R. R. Anderson, and J. A. Parrish. "The optics of human skin." *Journal of investigative dermatology* 77.1 (1981): 13-19.
- [15] H. Takiwaki. "Measurement of skin color: Paractical application and theoretical

- considerations." *The Journal of Medical Investigation* 44.3-4 (1998): 121-126.
- [16] J. R. Howell, M. P. Menguc, and R. Siegel. *Thermal radiation heat transfer*. CRC press, 2010.
 - [17] M. Q. Brewster. *Thermal radiative transfer and properties*. John Wiley & Sons, 1992.
 - [18] R. Ohtsuki, T. Sakamaki, and S. Tominaga. "Analysis of skin surface roughness by visual assessment and surface measurement." *Optical Review* 20.2 (2013): 94-101
 - [19] K. Yoshida, M. Miyaki, N. Ojima, and K. Iwata. "Relationship between microstructure of the skin surface and surface reflection based on geometric optics." *Journal of dermatological science* 66.3 (2012): 225-232.
 - [20] C. R. Simpson, M. Kohl, M. Essenpreis, and M. Cope. "Near-infrared optical properties of ex vivo human skin and subcutaneous tissues measured using the Monte Carlo inversion technique." *Physics in medicine and biology* 43.9 (1998): 2465.
 - [21] R. Marchesini, A. Bertoni, S. Andreola, et al. "Extinction and absorption coefficients and scattering phase functions of human tissues in vitro." *Applied Optics* 28.12 (1989): 2318-2324.
 - [22] Y. Du, X. H. Hu, M. Cariveau, et al. "Optical properties of porcine skin dermis between 900 nm and 1500 nm." *Physics in Medicine and biology* 46.1 (2001): 167.
 - [23] E. Salomatina, B. Jiang, J. Novak, and A. N. Yaroslavsky. "Optical properties of normal and cancerous human skin in the visible and near-infrared spectral range." *Journal of biomedical optics* 11.6 (2006): 064026-064026.
 - [24] T. L. Troy, and S. N. Thennadil. "Optical properties of human skin in the near infrared wavelength range of 1000 to 2200 nm." *Journal of biomedical optics* 6.2 (2001): 167-176.
 - [25] T. Lister, P. A. Wright, and P. H. Chappell. "Optical properties of human skin." *Journal of biomedical optics* 17.9 (2012): 0909011-09090115.
 - [26] A. N. Bashkatov, E. A. Genina, V. I. Kochubey, and V. V. Tuchin. "Optical properties of human skin, subcutaneous and mucous tissues in the wavelength range from 400 to 2000 nm." *Journal of Physics D: Applied Physics* 38.15 (2005): 2543.
 - [27] S. L. Jacques. "Optical properties of biological tissues: a review." *Physics in medicine and biology* 58.11 (2013): R37.
 - [28] R. H. Wilson, K. P. Nadeau, F. B. Jaworski, et al. "Review of short-wave infrared spectroscopy and imaging methods for biological tissue characterization." *Journal of biomedical optics* 20.3 (2015): 030901-030901.
 - [29] J. L. Sandell, and C. Z. Timothy. "A review of in-vivo optical properties of human tissues and its impact on PDT." *Journal of biophotonics* 4.11-12 (2011): 773-787.

- [30] S. J. Matcher, M. Cope, and D. T. Delpy. "In vivo measurements of the wavelength dependence of tissue-scattering coefficients between 760 and 900 nm measured with time-resolved spectroscopy." *Applied Optics* 36.1 (1997): 386-396.
- [31] P. Taroni, A. Pifferi, A. Torricelli, et al. "In vivo absorption and scattering spectroscopy of biological tissues." *Photochemical & Photobiological Sciences* 2.2 (2003): 124-129.
- [32] H. W. Wang, T. C. Zhu, M. E. Putt, et al. "Broadband reflectance measurements of light penetration, blood oxygenation, hemoglobin concentration, and drug concentration in human intraperitoneal tissues before and after photodynamic therapy." *Journal of biomedical optics* 10.1 (2005): 014004-01400413.
- [33] T. Svensson, S. Andersson-Engels, M. Einarsson, and K. Svanberg. "In vivo optical characterization of human prostate tissue using near-infrared time-resolved spectroscopy." *Journal of biomedical optics* 12.1 (2007): 014022-014022.
- [34] C. Albert. "Diffuse optical spectroscopic imaging." <https://sites.google.com/site/dosiatbli/home>, (accessed 2017-02-13).
- [35] B. J. Tromberg, L. O. Svaasand, T. T. Tsay, R. C. Haskell. "Properties of photon density waves in multiple-scattering media." *Applied Optics* 32.4 (1993): 607-616.
- [36] F. Bevilacqua, A. J. Berger, A. E. Cerussi, et al. "Broadband absorption spectroscopy in turbid media by combined frequency-domain and steady-state methods." *Applied optics* 39.34 (2000): 6498-6507.
- [37] M. Bohnert, R. Walther, T. Roths, and J. Honekamp. "A Monte Carlo-based model for steady-state diffuse reflectance spectrometry in human skin: estimation of carbon monoxide concentration in livor mortis." *International journal of legal medicine* 119.6 (2005): 355-362.
- [38] A. Cerussi, N. Shah, D. Hsiang, et al. "In vivo absorption, scattering, and physiologic properties of 58 malignant breast tumors determined by broadband diffuse optical spectroscopy." *Journal of biomedical optics* 11.4 (2006): 044005-044005.
- [39] S. H. Tseng, A. Grant, and A. J. Durkin. "In vivo determination of skin near-infrared optical properties using diffuse optical spectroscopy." *Journal of biomedical optics* 13.1 (2008): 014016-014016.
- [40] S. H. Tseng, P. Bargo, A. Durkin, and N. Kollias. "Chromophore concentrations, absorption and scattering properties of human skin in-vivo." *Optics express* 17.17 (2009): 14599-14617.
- [41] Garcia-Urbe, Alejandro, et al. "In-vivo characterization of optical properties of pigmented skin lesions including melanoma using oblique incidence diffuse reflectance spectrometry." *Journal of biomedical optics* 16.2 (2011): 020501-020501.

- [42] C. K. Hsu, S. Y. Tzeng, C. C. Yang, et al. "Non-invasive evaluation of therapeutic response in keloid scar using diffuse reflectance spectroscopy." *Biomedical optics express* 6.2 (2015): 390-404.
- [43] C. H. Cheng-Hung, T. C. chou, C. K. Hsu, S. H. Tseng. "Broadband absorption and reduced scattering spectra of in-vivo skin can be noninvasively determined using δ -P 1 approximation based spectral analysis." *Biomedical optics express* 6.2 (2015): 443-456.
- [44] N. Dögnitz, and G. Wagnières. "Determination of tissue optical properties by steady-state spatial frequency-domain reflectometry." *Lasers in medical science* 13.1 (1998): 55-65.
- [45] R. B. Saager, J. C. David, and A. J. Durkin. "Determination of optical properties of turbid media spanning visible and near-infrared regimes via spatially modulated quantitative spectroscopy." *Journal of biomedical optics* 15.1 (2010): 017012-017012.
- [46] R. B. Saager, M. Balu, V. Crosignani, et al. "In vivo measurements of cutaneous melanin across spatial scales: using multiphoton microscopy and spatial frequency domain spectroscopy." *Journal of biomedical optics* 20.6 (2015): 066005-066005.
- [47] J. Yamada, Y. Arita, A. AN, et al. "Estimation of radiative properties for human skin by reflection profile measurement." *Transactions of the Japan Society of Mechanical Engineers Series B* 74.745 (2008): 2034-2039.
- [48] D. J. Cuccia, F. Bevilacqua, A. J. Durkin, et al. "Quantitation and mapping of tissue optical properties using modulated imaging." *Journal of biomedical optics* 14.2 (2009): 024012-024012.
- [49] R. Graaff, J. G. Aarnoudse, J. R. Zijp, et al. "Reduced light-scattering properties for mixtures of spherical particles: a simple approximation derived from Mie calculations." *Applied optics* 31.10 (1992): 1370-1376.
- [50] J. R. Mourant, T. Fuselier, J. Boyer, et al. "Predictions and measurements of scattering and absorption over broad wavelength ranges in tissue phantoms." *Applied optics* 36.4 (1997): 949-957.
- [51] J. M. Schmitt, and G. Kumar. "Optical scattering properties of soft tissue: a discrete particle model." *Applied Optics* 37.13 (1998): 2788-2797.
- [52] S. Wray, M. Cope, D. Delpy, et al. "Characterization of the near infrared absorption spectra of cytochrome aa3 and haemoglobin for the non-invasive monitoring of cerebral oxygenation." *Biochimica et Biophysica Acta (BBA)-Bioenergetics* 933.1 (1988): 184-192.
- [53] L. Kou, D. Labrie, and P. Chylek, "Refractive indices of water and ice in the 0.65- to 2.5-mm spectral rangel." *Applied Optics* 32.19 (1993): 3531-3540.
- [54] E. Charlotta. "Optical characterization of tissue for medical diagnostics." *Ph.D.*

dissertation Lund University, Lund, Sweden (1999).

- [55] C. L. Tsai, J. C. Chen, and W. J. Wang. "Near-infrared absorption property of biological soft tissue constituents." *Journal of Medical and Biological Engineering* 21.1 (2001): 7-14.
- [56] S. Astner, and R. R. Anderson. "Skin phototypes 2003." *Journal of Investigative Dermatology* 122.2 (2004): xxx-xxxi.
- [57] S. T. Flock, B. C. Wilson, and M. S. Patterson. "Total attenuation coefficients and scattering phase functions of tissues and phantom materials at 633 nm." *Medical Physics* 14.5 (1987): 835-841.
- [58] S. L. Jacques, C. A. Alter, and S. A. Prahl. "Angular dependence of HeNe laser light scattering by human dermis." *Lasers Life Sci* 1.4 (1987): 309-333.
- [59] R. Marchesini, A. Bertoni, S. Andreola, et al. "Extinction and absorption coefficients and scattering phase functions of human tissues in vitro." *Applied Optics* 28.12 (1989): 2318-2324.
- [60] J. R. Mourant, J. P. Freyer, A. H. Hielscher, et al. "Mechanisms of light scattering from biological cells relevant to noninvasive optical-tissue diagnostics." *Applied optics* 37.16 (1998): 3586-3593.
- [61] K. Naito, J. Yamada, T. Ogawa, S. Takata. "Measurement of scattering phase function of human skin." *Japan journal of Thermophysical properties* 24.2 (2010): 101-108.
- [62] Y. Lee, and K. Hwang. "Skin thickness of Korean adults." *Surgical and radiologic anatomy* 24.3-4 (2002): 183-189.
- [63] R. B. Saager, A. Truong, D. J. Cuccia, and A. J. Durkin. "Method for depth-resolved quantitation of optical properties in layered media using spatially modulated quantitative spectroscopy." *Journal of biomedical optics* 16.7 (2011): 077002-077002.
- [64] S. J. Yeh, O. S. Khalil, C. F. Hanna, et al. "Temperature dependence of optical properties of in-vivo human skin." *Proc. SPIE* 4250 (2001)
- [65] D. Yudovsky, J. Q. Nguyen, and A. J. Durkin. "In vivo spatial frequency domain spectroscopy of two layer media." *Journal of Biomedical Optics* 17.10 (2012)
- [66] G. D. Boreman. *Modulation transfer function in optical and electro-optical systems*. Vol. 21. Bellingham, WA: SPIE press, 2001.
- [67] International Standard ISO 12233:2000(E).
- [68] A. K. Ahmad, H. H. Mohammed, and S. M. Khorsheed. "MTF Estimation for IR Optical Systems." *relation* 4.2: 040.
- [69] L. Tang, C. Hu, K. Xie, et al. "Optimized design of Capsule endoscopy lens based on ZEMAX." *Information and Automation (ICIA), 2011 IEEE International Conference on*.

IEEE, 2011.

- [70] P. Wissmann, S. B. Oh, and G. Barbastathis. "Simulation and optimization of volume holographic imaging systems in Zemax®." *Optics express* 16.10 (2008): 7516-7524.
- [71] J. Tortora, Gerard, and B. H. Derrickson. *Principles of anatomy and physiology*. John Wiley & Sons, 2008.
- [72] K. Nakamura, and J. Yamada. "Development of measurement system for bidirectional reflectance/transmittance using a paraboloidal mirror." *Japan Journal of Thermophysical properties* 30.1 (2016): 18-26.
- [73] K. Nakamura, T. Ogawa, S. Takata, and J. Yamada. "Numerical model for optical characteristics of the human skin surface." *Journal of the Heat Transfer Society of Japan* 23.4 (2015): 61-69.