

2. 視軸よりも照準線

細かな物体を見るには、固視点の像が黄斑中心窩に結像している必要がある。そこで、固視点 fixation point と中心窩 fovea を結ぶ直線を視軸 visual axis あるいは視線 visual line と呼んでいる。正確には、固視点と眼の第1節点(nodal point, N1)を結ぶ直線(物体空間の視軸)、ならびに眼の第2節点(N2)と中心窩を結ぶ直線(像空間の視軸)の互いに平行な2本の直線で定義される(図1)。しかし眼の節点間(N1, N2)はたかだか0.3 mm程度であるため、これらを1点と近似して節点を通り固視点と中心窩を結ぶ直線と考えても差し支えない。

視軸を規定する中心窩あるいは節点は眼球外部から直接同定できない(観察できているのは見かけの位置である)。たとえ指向性の強いレーザー光を用いたとしても、非共軸で偏心のある眼球光学系内では屈折によって屈曲し直線的には進めない。非現実的には、固視点から出る指向性の強いX線が眼球内を屈折せずに透過し黄斑中心窩の光受容体を刺激し固視点の自覚的な像と重ね合わせることができれば“真の視軸”を与えてくれるが、実際的ではなくきわめて危険である。

視軸は、視力や屈折などの視機能を規定するうえできわめて重要な軸であるが、現実的にはその決定が困難であるため、あくまでも定義上あるいは概念的な軸と考えるべきである。

そのため、視軸に代わるものとして注視線 fixation line (あるいは注視軸 fixation axis) や照準線 line of sight が用いられる(図1)。注視線は、眼球回旋点 center of rotation と固視点を結ぶ直線で定義されている。眼の回旋点は剛体のように1点を中心に回転するものではなく、上下左右前後にも空間的な幅を有するため、回旋中心の決定もきわめてむずかしい。臨床的には角膜後方約13 mmの光軸上にあると仮定して注視線を決定している。注視線の延長線上に中心窩が存在する根拠はなく、この軸の曖昧さと相まって臨床的な意義は低いといえる。

照準線 line of sight は、固視点 FP と眼の入射

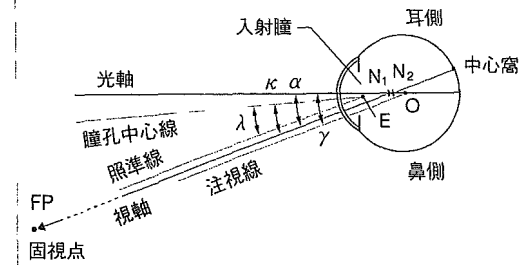


図1 眼球における各種参照軸と角度
N1, N2: 第1および第2節点, O: 眼球回旋点
(角度は実際よりも誇張して描いてある)

瞳中心 E を結ぶ直線(物体空間)で定義される(図1)。また、眼の射出瞳中心と黄斑中心窩を結ぶ直線も像空間の照準線である。しかし、眼外から検者が直接観測できるのは物体空間にある固視点と入射瞳であるため、物体空間の照準線は客観的に決定できる視軸に代わる軸といえる。この線は、固視点から入射瞳に入る光線束の代表光線であり、いわゆる幾何光学での主光線 chief ray (あるいは中心光線 principal ray) に相当するものである。

固視点から入射瞳の中心を通して眼に入る光線は、入射瞳と射出瞳は共役であるから、射出瞳の中心を通して中心窩に達する。物体空間の照準線と像空間の照準線は必ずしも一直線上にはないが、屈折された眼内での照準線上に中心窩が存在する。このことは偏心瞳孔の例を考えればよく理解できる(図2)。

したがって、見ている方向を規定するものは、視軸でも注視線でもなく、照準線が最も大切な参照軸といえる。

※Stiles-Crawford 効果と照準線

眼の照準線は、幾何光学での主光線あるいは中心光線と呼ばれる代表光線に相当する。瞳孔中心を通る照準線が大切な理由は、網膜視細胞の配列が瞳孔中心に向かっており、入射効率を高めていることにもよる。つまりこれは、Stiles-Crawford 効果として知られているが、杆体よりも錐体細胞で顕著であ

り、周辺部よりも瞳孔中心からの光が最も効率よく視細胞に入射して感度を高めているためである。

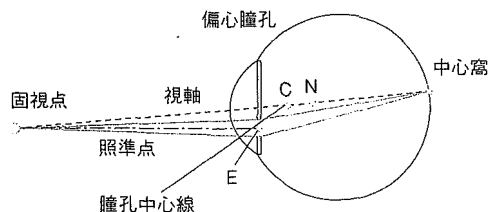
3. 光軸よりも瞳孔中心線

眼の光軸 optical axis は、すべての屈折面の曲率中心を通る軸、あるいはこの線を1本の直線で最も近似できる軸と定義される。実際の眼球は複数の屈折面を有し非共軸(角膜と水晶体は傾いている)であり、また水晶体は屈折率分布を有するため、1本の直線的な軸で表すことは定義上も計測上もむずかしい。したがって、眼球光学系を模型眼のように共軸系と近似的に考えるか、あるいは現実的には、4つの Purkinje-Sanson 像を最も近く結ぶ直線が、最良の近似的な眼の光軸であるといえる。

そのため、光軸に代わるものとして、瞳孔中心線 pupillary axis が用いられる。瞳孔中心線は、眼の入射瞳中心を通り角膜表面に垂直な1本の直線で定義される。このように瞳孔中心線はその定義が明確でかつその位置の決定も容易である。定義から明らかのように、瞳孔中心線は角膜前面の曲率中心をも通るため、入射瞳の中心と角膜前面の曲率中心を通る直線で定義することもできる。それゆえ、固視用の光源の真後ろから検者が角膜反射像を観察すれば、通常瞳孔中心から僅かに鼻側に反射像が現れる。患者の固視状態をそのままに保ち、光源と検者の観察位置を瞳孔中心線上にもってあげれば、角膜反射像は瞳孔中心に現れるので、瞳孔中心線ならびにそれと照準線のなす角度であるラムダ角が決定できる。瞳孔中心線は角膜の光軸と考えてよく、ときには眼の光軸の代用として用いられる(Gullstrand の optic axis と呼ばれる)。

4. 角膜形状解析・収差解析

ケラトメーターや角膜形状解析装置での測定では、測定光学系の光軸(VK軸と呼ぶこともある)を被検者角膜の曲率中心に向けて測定している。そのため、図3に示すように、VK軸は照準線



E: 入射瞳中心 C: 角膜前面の曲率中心 N: 節点

図2 偏心瞳孔における眼球軸、特に照準線の重要性

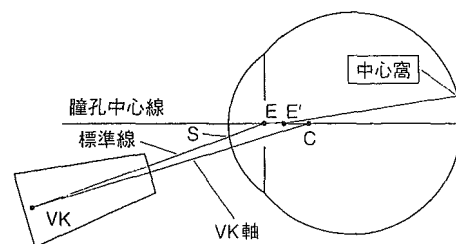


図3 角膜形状解析における測定軸(VK軸)と照準線
通常 VK 軸は角膜の曲率中心方向をねらって角膜面に垂直である。C: 角膜前面の曲率中心、E、E': 入射瞳と射出瞳の中心、S: 照準線の角膜通過点、VK: videokeratoscope

の角膜通過点 S からずれ、また瞳孔も角膜反射像(マイヤー像)とずれて観察される。このずれを補正しようとするれば、照準線が角膜を通過する点と VK 軸が一致するように内蔵固視点をずらせて照準する必要がある。しかし、この場合 VK 軸は測定される角膜面に垂直にはなるが照準線と同軸にはならない。視力や屈折などの視機能に関連する角膜形状を評価するには、照準線方向での測定が最も重要である(図4)。角膜形状解析装置での測定や解析アルゴリズムを工夫して角膜曲率や高さ情報などを測定すれば、照準線方向の角膜形状(屈折矯正手術などに重要)や瞳孔中心方向の角膜形状(コンタクトレンズなどの処方上重要)を正しく評価することも可能である。

波面収差解析の参照軸

最近の波面収差解析装置でも、入射瞳面での波面収差を基本とするため、患者の固視は重要であり、その際の測定光軸は、角膜形状解析と同様に眼の照準線に沿ったものでなければならない。瞳孔中心線(眼球光軸)に合わせて測定すれば、中心視機能を反映した正しい評価ができないこととなる。

II. 眼の角度

眼の生理的斜視角としては古くから生理光学の分野で、図1に示すように、 α 、 γ 、 κ および λ 角が用いられてきた。眼の視軸と光軸のなす角を α 角、注視線と眼の光軸のなす角を γ 角、視軸と瞳孔中心線のなす角を κ 角、照準線と瞳孔中心線のなす角を λ 角という。眼の参照軸の定義が曖昧であったために、これらの角度も曖昧なものとなっている。

α 角は、本来定義上のあるいは概念的な角度であり、眼の視軸と光軸を含むため、その決定はきわめて困難であることがわかる。そのため、これに代わるものとして γ 、 κ および λ 角が用いられてきた。 γ 角も α 角と同様に、測定困難な光軸や注視線を含むため、きわめて曖昧な角度である。一方、 κ 角は眼科や視能矯正の教科書にもよく登場するが、実測困難な視軸を含むためその決定は困難である。ほとんどの場合は、 κ 角の決定に視軸の代わりに現実には照準線を用いて測定して、この角度が実測できると考えているものが多いと考えられる。眼の角度を定義通り定量測定しようとするれば、参照軸の定義からも明らかなように、実測可能な照準線と瞳孔中心線で定義される λ 角のみであり、臨床的にも最も重要なものである(図5)。

III. 眼球光学系の特殊性

眼の光学系の特徴の体的なもの、非共軸、非球面、偏心光学系であるとともに、屈折率分布型レンズや像面の彎曲、像空間の屈折率が物空間

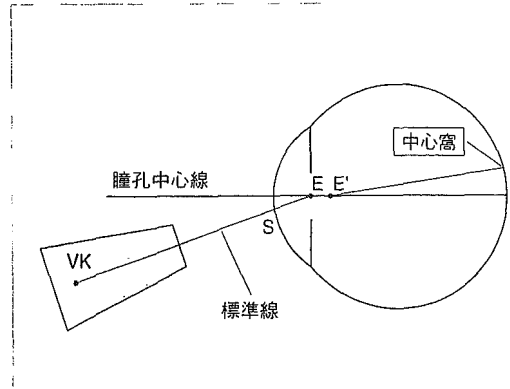


図4 照準線に沿った角膜形状測定
VK軸とは同軸ではないためプラチドリングのマイヤー像は瞳孔中心から偏心して現れる。

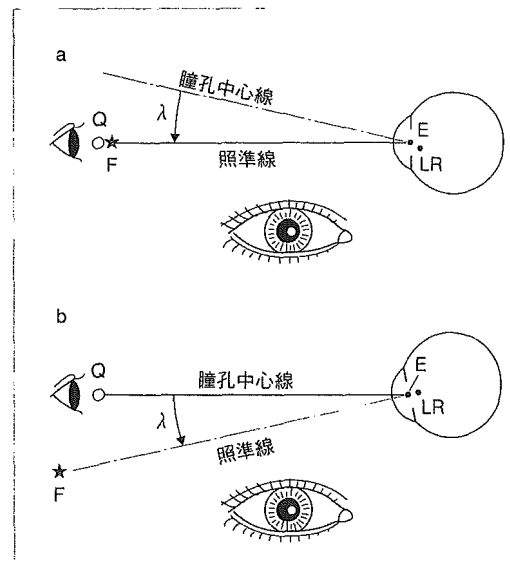


図5 瞳孔中心線と照準線のなす角度(λ 角)の決定法

と異なることなどがあげられる¹⁰⁾。このような眼球光学系の特殊性を考慮して、視機能評価や眼科手術を行うことが大切である^{5,10,11)}。

1. 非共軸

眼のレンズは角膜と水晶体であるが、この二つのレンズの光軸は一般に一致していない。わずかであるが数度程度の角度ズレが存在している。上下方向よりも水平方向に角度がついている。臨床的には光源の反射像である Purkinje-Sanson 像

真
魚

付
れ
る
ら
K
と
斜
の
置
率
膜
向
重

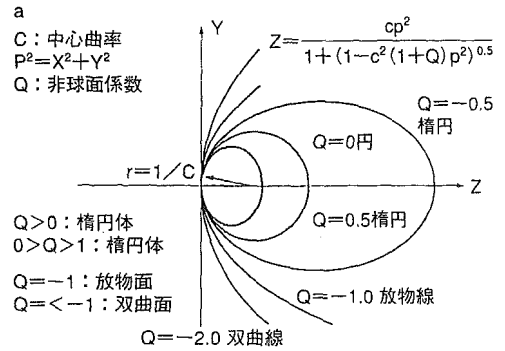
を観察すれば角膜と水晶体レンズの前後面反射像がずれて観察されることから明らかである。また水晶体は屈折率分布型レンズであることと、眼の視軸(固視点と網膜中心窩を結ぶ軸)方向が眼球の光軸とは異なることも一層複雑にしている(図1)。そのため、眼の光学系はカメラのような共軸光学系ではなく、非共軸光学系であるといえる^{1,5)}。しかし、精密模型眼である Gullstrand 模型眼でも角膜と水晶体は同軸になっている共軸光学系を仮定していることに注意されたい。

2. 非球面

眼球光学系の屈折面、つまり角膜や水晶体の前後面カーブは単純な球面ではない、特に角膜の表面形状は、コンタクトレンズの処方上古くから調べられており、中央部のスティーブなカーブから周辺部のよりフラットなカーブへ漸次移行していくような非球面形状であり、眼の球面収差補正に役立っている。図6のように、非球面係数 Q 値で示せば、ヒトの角膜表面は約-0.26 程度の非球面性を有しており、角膜中央部の曲率半径 R と Q 値の間にはほぼ $R=0.22Q+7.78$ の関係があるといわれている^{5,10)}。また、水晶体も角膜と同様に周辺部のカーブが緩やかな非球面形状であり、水晶体の屈折率分布と相まって眼の球面収差補正に役立っている。

角膜後面形状と角膜厚み分布

角膜の後面形状については、従来から臨床評価はむずかしかったが、最近の新しい角膜形状解析装置(ORBSCANTM)や前眼部解析装置により角膜厚み分布とともに評価できる。このことは最近のレーザー屈折矯正手術後の薄くなった角膜の前方変位(矯正効果の戻り)などにも応用されている。水晶体の形状についても光学的なスリット像による前眼部解析装置などの普及で臨床評価が進んでいる。人工的な眼内レンズの位置異常の計測や眼調節機能の他覚的な評価にも重要である。



b

出典 (年)	非球面係数 (Q 値)
Holden (1970)	-0.4 CL計算
Lotmar (1971)	-0.286
El Hage & Berry (1973)	+0.16
Townslay (1970)	-0.16 to -0.81
Mandell & St. Helen (1969)	-0.04 to -0.72
Kieky et al. (1982)	-0.26 +/- 0.18 (r = 7.72 +/- 0.27, n = 176eyes)

図6 角膜の非球面性
a 非球面係数(Q 値), b ヒト角膜の Q 値

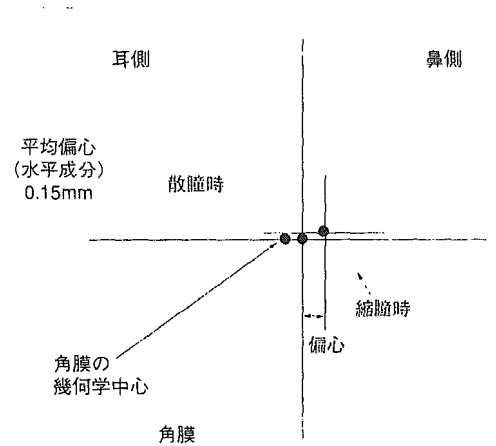


図7 瞳孔サイズによる中心(入射瞳)の偏心, 角膜の幾何学中心との関係

3. 偏心

角膜や水晶体のレンズ光軸が共軸になっていない非共軸であることも眼の光学系の特徴であるが、われわれの眼の視力が最も高い部位(網膜の黄斑中心窩)が後極部に局限していることも大き

な特徴である。そのため、網膜がカメラのフィルムのような一様な解像力をもつのではなく中心窩がきわめて高い視力分布を有している。

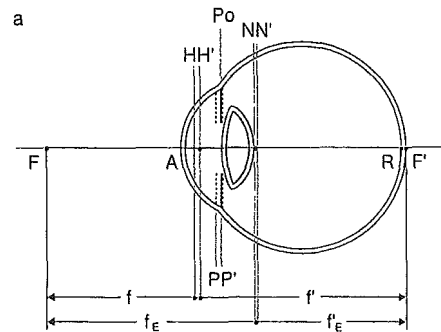
この中心窩が眼軸あるいは眼の光軸上にあるのではなく、それよりも耳側に偏心しており、また瞳孔の中心も角膜レンズの幾何学的中心からわずかに鼻側に偏心している(図7)^{1,10)}。このことは眼の視軸方向が両眼とも内側に向いていることを示している。この光軸と視軸方向のズレは生理的な斜視角であるが正常人でも約3~6°程度の傾きが存在している¹⁾。

さらに、瞳孔の縮瞳・散瞳状態によっても瞳孔中心はわずかではあるが偏位する。縮瞳時には鼻側へ、散瞳時には耳側へ偏位して角膜の幾何学中心へ近づく^{1,10)}。

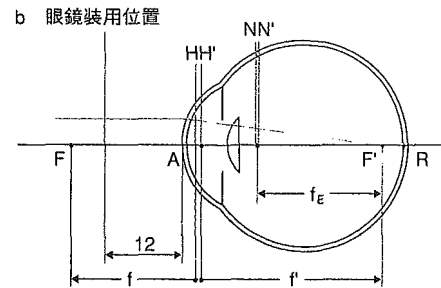
4. 屈折率分布型レンズ

水晶体の屈折率が場所的に分布することはよく知られており、中心部の水晶体核質部で1.41、皮質部は1.38程度で周辺部から中心に向かって連続的に屈折率勾配が認められる。しかし、屈折率の差はたかだか0.03程度である。この屈折率分布は非球面形状と相まって眼の収差補正に役立っており、等質のレンズよりも屈折力を高める働きもある。またこのような屈折率分布は前房(あるいは硝子体)から水晶体への屈折率差を少なくし、ひいては表面での反射損失の軽減にも役立っている。

一方角膜については、その中心厚みが約0.53mmと薄いため均質な屈折率を考える場合が多い。しかし、角膜レンズもその光軸方向に屈折率勾配があることが指摘されている。角膜上皮側の実質組織は約1.38、内皮側の実質は1.373と低くなっている¹⁰⁾。これは実質組織の含水率の影響が大きいものと考えられている。角膜上皮組織の屈折率は約1.41と実質よりも高いが、空気との界面にはほぼ水に近い屈折率の涙液層があることもあり光学的には平滑面の維持と表面反射損失の軽減にも役立っている。



主要点の位置	角膜頂点基準(mm)
F 前側焦点	-15.707
F' 後側焦点	24.387
H 前側主点	1.348
H' 後側主点	1.602
N 前側節点	7.075
N' 後側節点	7.335
f 前側焦点距離	-17.055
f' 後側焦点距離	22.785
f _c 換算焦点距離	17.055
P ₀ 瞳孔位置	3.600
P 入射瞳	3.047
P' 射出瞳	3.677



主要点の位置	角膜頂点基準(mm)
F 前側焦点	-14.791
F' 後側焦点	22.882
H 前側主点	1.221
H' 後側主点	1.490
N 前側節点	6.601
N' 後側節点	6.870
f _c 前側焦点距離	-16.012
f ₀ 後側焦点距離	21.392
f _e 換算焦点距離	16.012
矯正眼鏡度数	-3.232D

図8 有水晶体眼(a)と偽水晶体眼(b)の主要点の比較 (Guilstrand 精密模型眼による)

5. 像面彎曲

網膜面は、半径約 12 mm 程度のほぼ球面を形成しており、カメラのフィルムや撮像面のような平面ではない。そのため像面彎曲や非点収差の影響が比較的少ない光学系となっている。

6. 像空間の屈折率

眼の光学系では像が形成される空間の屈折率がほぼ 1.336 程度あり、物体空間の空気の屈折率と大きく異なっている。そのためカメラやメガネのような光学系とは大きく相違点が生じる理由にもなっている。厚肉レンズの主要点は主点、節点、焦点それぞれ二つずつ都合 6 つを考えなければならない。しかし空気中におかれたレンズでは主点と節点は同一平面内にあるため都合 4 つ考えればよい。眼球のように眼内の屈折率が空気と異なりほぼ水に近い屈折率であるため、主点位置(角膜頂点より約 2 mm)と節点位置(角膜頂点より約 7 mm)は異なり、前側焦点距離(約 17 mm)と後側焦点距離(約 22 mm)は大きく異なる¹⁰⁾。図 8 には代表的な模型眼を有水晶体眼と偽水晶体眼(眼内レンズ挿入眼)について示す。

IV. 屈折要素の測定とその影響

眼の屈折状態を決定するには、屈折面の曲率半径と位置および屈折率の第一次屈折要素の決定が必要である。眼の主要点や屈折力などの二次的な屈折要素は計算で求めることができる。生体眼での臨床的な測定はむずかしいが、角膜と水晶体の前後面曲率半径は Purkinje-Sanson 像や光学的なスリット画像から計測され、角膜厚みや前房深度は超音波あるいは光学的な方法で、また眼軸長も主に超音波での臨床計測が行われているが、最近では光波干渉による非接触眼軸長測定装置も登場している。ただし、光学式では眼内媒質の屈折率を仮定して用い、超音波でも仮定した一定音速値を用いる必要がある。

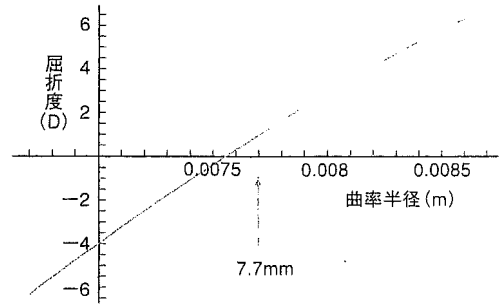


図 9 角膜前面曲率半径の変化に伴う屈折度への影響

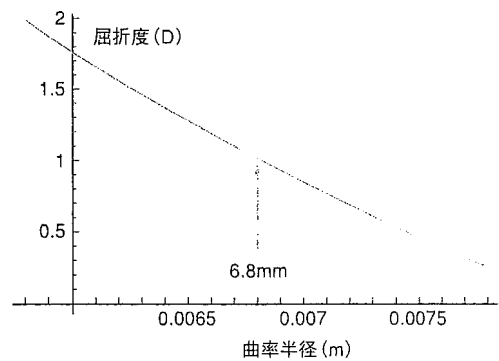


図 10 角膜後面曲率半径の変化に伴う屈折度への影響

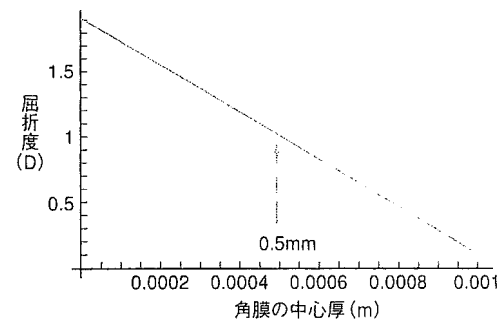


図 11 角膜厚の変化に伴う屈折度への影響

● 屈折矯正手術の中心決め

照準線は眼球を通過して中心窩に達する代表光線であり、眼の光軸や視軸よりも重要である。角膜屈折矯正手術におけるセンタリングは、その視機能を最優先に考えれば、この照準線と角膜の交差位置になされるべきである。角膜の幾何学中心や角膜反射像(Purkinje-Sanson 第1像)を中心決めに使用すると、瞳孔(入射瞳)中心からずれることになり、グレアやハロの原因となる。従来のRKやPRKだけでなく、最近のLASIKなどでの切除域 ablation zoneあるいは光学領域 optical zoneは、瞳孔中心に対して対称的な領域を確保すべきである。また、眼内レンズ挿入に当たっても、その中心合わせは術後視機能を最優先すれば瞳孔中心に合わせる事が重要である。さらに、検者と患者の照準線が共軸状態で患者の瞳孔(入射瞳)中心を決定すれば、それが最良の中心位置である。

1. 曲率半径の影響

角膜前面は解剖学的に屈折の第1面であるため、その影響は大きく最近の屈折矯正手術の主たる矯正対象となっている。近視矯正では角膜前面中央部をよりフラットになるように角膜実質組織を凸レンズ状に切除し、遠視矯正では逆にステープな形状になるように凹レンズ状に切除している。図9には、角膜前面曲率半径のみを球面切除により修正する場合の屈折異常矯正の程度を示すが、角膜だけで矯正できる範囲はそれほど大きくないことがわかる。これは現在のPRKやLASIKによる角膜を舞台とした屈折矯正の原理であり、角膜前面をフラット化すれば近視矯正、ステープ化すれば遠視矯正ができる。曲率半径1mm当たりの変化で約6Dほどの矯正効果となる。しかし角膜の中心厚はたかだか0.5mm程度であるため、必然的に切除限界(最大切除深度は約100um程度)が存在し角膜前面の曲率修正はたかだか数D程度までである。

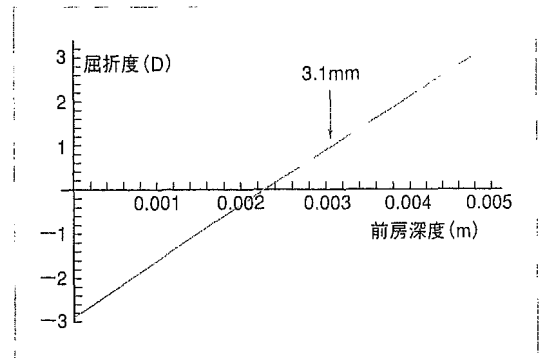


図12 前房深度の変化に伴う屈折度への影響

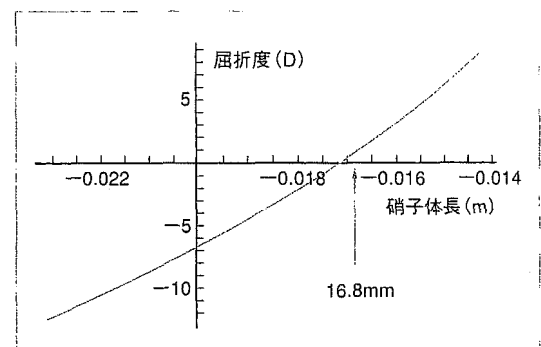


図13 硝子体長の変化に伴う屈折度への影響

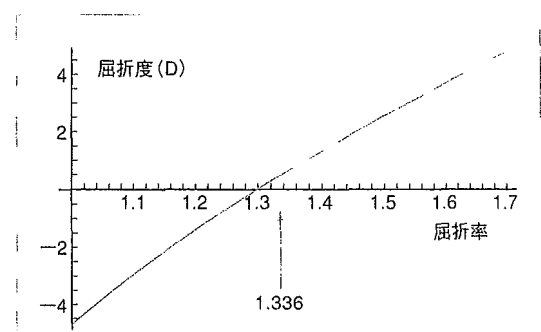


図14 角膜屈折率の変化に伴う屈折度への影響

また角膜の後面曲率半径に至っては、たとえ曲率を修正できたとしても矯正効果は大きく望めないことがわかる(図10)。後面曲率半径1mmの変化で約-1Dの影響がある。

水晶体の曲率半径は、調節(眼のピント合わせ)機能により特に前面の曲率半径とその中心厚が大きく変わる。後面の位置と曲率半径の変化は少ない。人為的に水晶体の曲率半径を矯正できた

としても屈折異常矯正の効果はそれほど大きくない。

2. 屈折面位置の影響

眼の屈折状態に影響するものとして、角膜厚、前房深度、水晶体厚、硝子体長あるいはこれらの総計である眼軸長がある。

角膜厚の変化による屈折への影響は小さく、0.1 mm 当たり約 0.16 D 程度の影響しかないが、単純に厚くなれば近視化し、薄くなれば遠視化する(図 11)。

前房深度(角膜と水晶体のレンズ間距離に関係)は眼の調節によっても影響を受けるが、水晶体(あるいは眼内レンズ)の前後移動によっても屈折への影響が出る。前房深度が 1 mm 変化すると約 +1.16 D 程度の屈折への影響が出る(図 12)。前房深度が深くなれば遠視化し、浅くなれば近視化する。

硝子体長あるいは眼軸長は、眼の屈折度に大きく影響する重要な因子であり、臨床的には超音波 A-モードによる眼軸長測定が普及している。硝子体腔長のみが変化した場合の屈折への影響は 1 mm 当たり約 2 D である。長くなれば近視化し、短くなれば遠視化する(図 13)。

3. 屈折率の影響

眼内組織の屈折率は実測が困難であるので模型眼などの値を定数的に使用している。しかし眼内での屈折率が一定である保証は何もない。また最近の眼科手術のように人工的なレンズや物質にて置換する場合もある。眼内組織の屈折率が変化した場合の屈折への影響は重要である。

角膜屈折率はほぼ実質組織の屈折率 1.376 程度を仮定して用いている。この屈折率が変化した場合の影響は比較的大きく、0.1 の屈折率変化で約 1.3 D の屈折への影響がある(図 14)。

前房水の屈折率はほぼ 1.336 程度できわめて安定しているが、この屈折率の影響は大きく、0.1 の屈折率変動で約 -5.7 D の屈折への影響が出る(図 15)。屈折率が上がれば近視化し、下がれば遠視化する。

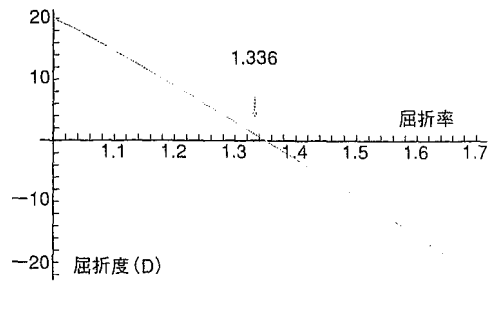


図 15 前房屈折率の変化に伴う屈折度への影響

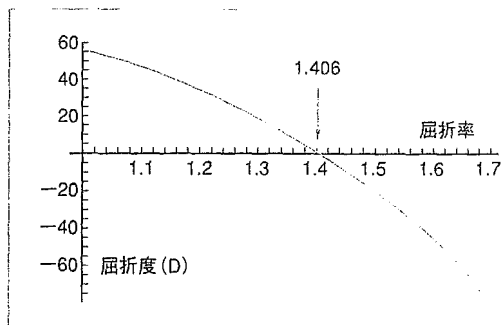


図 16 水晶体核質の屈折率の変化に伴う屈折度への影響

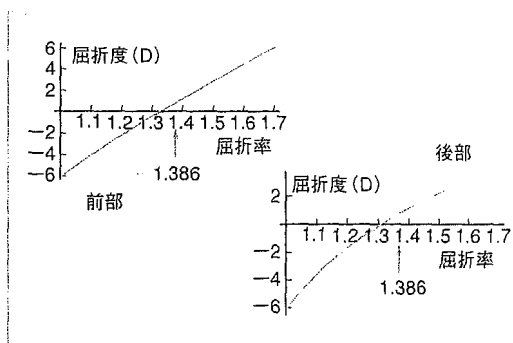


図 17 水晶体皮質の屈折率の変化に伴う屈折度への影響

水晶体は本来屈折率分布型レンズであるため、一様な屈折率で仮定することには問題があるが、図 16 には水晶体核質の屈折率が変化する場合の影響を示した。核質屈折率 0.1 の変動で約 -20 D の影響が出る。一方皮質屈折率の影響はきわめて小さく屈折率 0.1 の変動で約 2 D の影響である(図 17)。

硝子体屈折率の影響はきわめて大きい。図 18

に示すように、屈折率 0.1 の変動で約 13 D の影響が出る。

外界の屈折率の影響もきわめて大きい(図 19)、空気中でほぼ +1 D の遠視から水中屈折率の +45 D まで遠視化する。外界の屈折率 0.1 の変動当たり約 12 D の変化となる。

以上のことから、矯正範囲の大きさから考えれば水晶体核質の屈折率、硝子体あるいは外界の屈折率が制御ができれば、屈折矯正が理論的には可能である。現在の角膜を舞台とした屈折矯正手術は大部分が角膜の曲率修正を目指したものであるが、眼内レンズのように人工のレンズを眼内に移植して高度の屈折矯正を目指す方法もある(ICL, Phakic IOL)。

おわりに

現在の眼科検査法や機器の発展はめざましく、また白内障や屈折矯正手術を含めた眼科手術は、その安全性や効果も高くなり普及しだしている。このような検査や診断、眼手術を的確に実施し、患者の視機能を従来よりもより高めるためには、眼球の解剖生理や眼球光学系の正しい理解が重要となる。眼球光学系の理解ならびに、非共軸、非球面、偏心光学系であるとともに、屈折率分布型レンズや像面の彎曲、像空間の屈折率が物空間と異なることなど、眼球光学系の特殊性を理解しておくことは、視機能評価や眼科手術結果を向上させる観点からもきわめて役立つことであるといえる。

しかしながら、眼球光学系の臨床計測がまだ十分ではなく、実測できる数少ないパラメーターから予測しているためである。眼光学系の屈折要素をできるだけ数多く臨床計測する必要がある。今後、眼内組織の屈折率を含めた曲率や屈折面位置情報などの第一次屈折要素を非接触で簡便に臨床計測できることが望まれる。

[文献]

1) 魚里 博：眼球光学。眼光学の基礎、金原出版、東京、

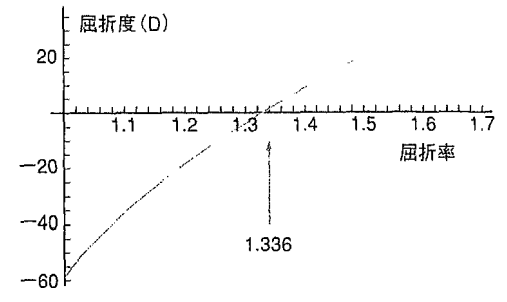


図 18 硝子体屈折率の変化に伴う屈折度への影響

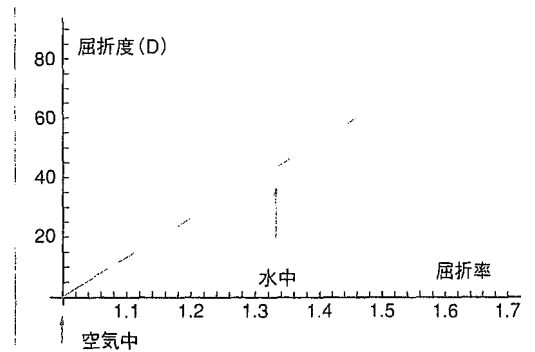


図 19 外界屈折率の変化に伴う屈折度への影響

1990

2) 萩原 朗：眼の生理学、医学書院、東京、1966
 3) 神谷貞義ほか編：生理光学と眼鏡による治療、医学書院、東京、1967
 4) 大頭 仁：眼球の光学。生理光学、応用物理学会、光学懇話会編、朝倉書店、東京、1975
 5) 魚里 博ほか：屈折矯正のプロセスと実際、水流忠彦監修、金原出版、東京、1998
 6) 魚里 博：眼軸と斜視角の問題点。日本弱視斜視学会報 24(3)：4-8、1987
 7) 魚里 博：眼の光学的軸と角度の用語。眼科 34：187-191、1992
 8) 魚里 博：眼の軸と眼位の定量検査。あたらしい眼科 13：193-202、1996
 9) 魚里 博：眼球の軸。眼科診療プラクティス 89、角膜形状解析の基礎と臨床、92-93、文光堂、東京、2002
 10) 魚里 博：眼の光学特性と視力矯正。光学 31：2-8、2002
 11) 前田直之ほか編：診療に役立つ眼光学。眼科診療プラクティス 71、文光堂、東京、2001

屈折率
1.6 1.7

響

屈折率
.6 1.7

夏への影響

後部

.5 1.6 1.7
屈折率

への影響

るため、
あるが、
る場合の
1の変動
率の影響
で約 2 D

、図 18



北里大学大学院医療系研究科視覚情報科学・眼科学 魚里 博

眼球光学系の屈折要素の実測値やあるいはそれに近い値を基準にして標準的な数値モデルを作成したものを模型眼 schematic eye といい、それをさらに

簡略化したものを省略眼 reduced eye と呼んで区別する場合がある。模型眼の代表的なものには、Gullstrand の模型眼(精密模型眼と略式眼), Helm-

[表1] Gullstrand 模型眼の数値データ

		精密模型眼		略式模型眼	
		体	調	体	調
曲率半径 (mm)	角膜前後面	7.7	(7.7)	—	—
	角膜後面	6.8	(6.8)	—	—
	水晶体前後面	—	—	7.8	(7.8)
	水晶体前後面	10.0	5.33	10.0	5.33
	等質核前後面	-6.0	-5.33	-6.0	-5.33
屈折面位置 (mm)	角膜前後面	0	(0)	0	(0)
	角膜後面	0.5	(0.5)	—	—
	水晶体前後面	3.6	3.2	—	—
	水晶体前後面	4.146	3.8725	—	—
	水晶体後後面	6.565	6.5275	—	—
水晶体光学中心	7.2	7.2	—	—	
屈折率	角膜	—	—	5.85	5.2
	房水・硝子体	1.376	(1.376)	—	—
	水晶体	1.336	(1.336)	1.336	(1.336)
	等質核	1.386	(1.386)	1.413	(1.413)
	同格水晶体	1.406	(1.406)	—	—
屈折力 (D)	角膜前後面	1.4085	1.426	1.413	1.424
	角膜前後面	48.83	(48.83)	—	—
	角膜後面	-5.88	(-5.88)	—	—
	水晶体前後面	—	—	43.08	(43.08)
	水晶体後後面	5.0	9.375	7.7	16.5
角膜系	水晶体前後面	5.985	14.96	—	—
	水晶体後後面	8.33	9.375	12.833	16.5
	屈折力点	43.05	(//)	43.08	(//)D
	物側主焦点	-0.0496	(//)	0	(//)mm
	像側主焦点	-0.0506	(//)	0	(//)mm
水晶体系	物側焦点	-23.227	(//)	-23.214	(//)mm
	像側焦点	31.031	(//)	31.014	(//)mm
	屈折力点	19.11	33.06	20.53	33.0D
	物側主焦点	5.678	5.145	5.85	5.2mm
	像側主焦点	5.808	5.255	5.85	5.2mm
全眼系	焦点距離	69.908	40.416	65.065	40.485mm
	屈折力点	58.64	70.57	59.74	70.54D
	物側主焦点	1.348	1.772	1.505	1.821mm
	像側主焦点	1.602	2.086	1.631	2.02mm
	物側焦点	-15.707	-12.397	-15.235	-12.355mm
	像側焦点	24.387	21.016	23.996	20.963mm
	物側焦点距離	7.078	6.533	7.130	6.583mm
	像側焦点距離	7.332	6.847	7.256	6.783mm
	物側焦点距離	-17.055	-14.169	-16.740	-14.176mm
	像側焦点距離	22.785	18.930	22.365	18.938mm
	黄斑部位置	24.0	(//)	(//)	(//)mm
	主近点位置	+1.0	-9.6	0	-9.7D
	入射瞳直径	—	-102.3	—	-100.8mm
	射出瞳直径	3.047	2.688	—	—mm
	回旋瞳直径	3.667	3.312	—	—mm
回旋瞳直径	13.0	(//)	—	—mm	

精密模型眼と略式模型眼の数値を示す。屈折力の単位は diopter (D と略記する) で、屈折面位置は角膜頂点を原点にとり、それより後方を正、前方を負にとっている。表中休は調節弛緩時を、調は最大調節時をそれぞれ示す。

[表 2] LeGrand の模型眼の数値データ

	精密眼		略式眼	
	体	調	体	調
屈折率				
角膜	1.3771	1.3771	1.336	1.336
房水	1.3374	1.3374	1.336	1.336
水晶体(全屈折率)	1.42	1.427	1.4208	1.4260
硝子体	1.336	1.336	1.336	1.336
屈折面の位置(角膜前面より mm)				
角膜後面	0.55	0.55	—	—
水晶体 前面	3.6	3.2	6.3740	5.7763
後面	7.6	7.7	6.3740	5.7763
曲率半径(mm)				
角膜 前面	7.8	7.8	8	8
後面	6.5	6.5	—	—
水晶体 前面	10.2	6.0	10.2	6
後面	-6	-5.5	-6	-5.5
屈折力(D)				
角膜 前面	48.3462	48.3462	42	42
後面	-6.1077	-6.1077	—	—
水晶体 前面	8.0980	14.9333	8.3097	15.0049
後面	14	16.5455	14.1265	16.3690
角膜系				
屈折力(D)	42.3564	42.3564	42	42
主点位置 物側	-0.0576	-0.0576	0	0
像側	-0.0597	-0.0597	0	0
焦点距離 物側	-23.6092	-23.6092	-23.8095	-23.8095
像側	31.5749	31.5749	31.8095	31.8095
水晶体系				
屈折力(D)	21.7787	30.6996	22.4362	31.3739
主点位置 物側	6.0218	5.4730	6.3740	5.7763
像側	6.207	5.6506	6.3740	5.7763
焦点距離 物側	-61.4087	-43.5641	-59.5466	-42.5832
像側	61.3444	43.5185	59.5466	42.5832
全眼系				
屈折力(D)	59.9404	67.6767	59.9404	67.6767
主点位置 物側	1.5946	1.8190	1.7858	2.0043
像側	1.9078	2.1915	1.9078	2.1915
焦点位置 物側	-15.0887	-12.9571	-14.8974	-12.7718
像側	24.1965	21.9325	24.1965	21.9325
焦点距離 物側	-16.6832	-14.7761	-16.6832	-14.7761
像側	22.2888	19.7409	22.2888	19.7409
節点位置 物側	7.2001	6.7838	7.3914	6.9691
像側	7.5133	7.5163	7.5133	7.1563
調節(D)	0	6.9633	0	6.9633
像側節点より像側焦点(網膜)までの距離(mm)	16.6832	14.7762	16.6832	14.7762

holtz や LeGrand の模型眼がある。これらのモデルは基本的に、屈折面は球面で共軸を仮定し屈折率分布を考慮していない(Gullstrand の精密模型眼では水晶体の核質と皮質の屈折率を 2 層構造モデルとして考慮している)。最近では、屈折面の非球面性や水晶体の屈折率分布を考慮したモデルもいくつか登場しているが必ずしも普及しているわけではない。

最もよく利用されるものは Gullstrand 模型眼であるが、精密模型眼は水晶体の屈折率分布を 2 層構造で近似しているため、屈折面は全部で 6 つ(角膜前後面、水晶体皮質部の前後面および水晶体核質部の前後面)である。しかし、この精密模型眼は眼軸

長 24 mm であるが、正視眼モデルではなく 1 D の遠視眼になっていることに注意されたい。また、Gullstrand 略式眼は精密模型眼を簡略化したもので、水晶体は均質で角膜はレンズ厚を無視しているため、屈折面は都合三つ(角膜面、水晶体前後面)となり、生理光学での簡単な計算には使いやすいモデルである。Gullstrand 模型眼の精密および略式眼ではいずれも、調節休止時と最大調節時(約 10 D)の両者の数値モデルがある(表 1)。その他に、よく利用される模型眼としては、LeGrand の模型眼(表 2)や Emsley の模型眼(Gullstrand 模型眼を修正したモデル)がある(図 1)。

これらの眼球モデルである模型眼の重要部分は、

屈折要素のうち第一次屈折要素である屈折率、曲率半径および屈折面位置の三つである。屈折力、焦点距離や主要点(焦点、主点、節点)などの第二次屈折要素は、第一次屈折要素より計算で算出できるものである。Gullstrand 精密模型眼と眼内レンズ挿入眼の主要点位置は 393 頁の図 8 を参照されたい。

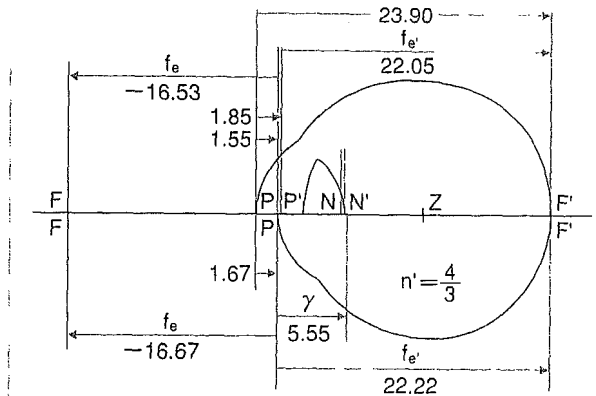
第 1 次屈折要素

模型眼には多くの数値データが使われているが、レンズ系の必須データは、屈折率、曲率半径と屈折面位置の 3 つである。これを第 1 次屈折要素という。その他のものは第 1 次屈折要素から数値計算で求めることができる(これを第 2 次屈折要素という)。

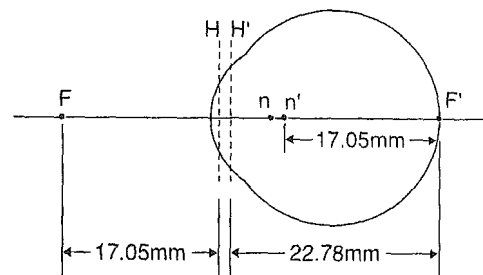
主要点

複雑なレンズ系を仮想的な単一レンズ系と同様に考えるために、レンズの主要点がある。これには、焦点、主点および節点がある。それぞれ 2 つあるため主要点は全部で 6 つ存在する。つまり物体空間と像空間の主要点である。ただし、これらのうち 2 つ焦点(第 1 焦点と第 2 焦点)だけは互いに共役関係がない。つまり物体と像の関係ではない。空気中に置かれた厚いレンズでは、主点と節点位置が一致するため、4 つの主要点を考えればよい。眼球の場合は、物体空間と像空間の屈折率が異なるため、主点と節点位置も異なり、6 つの主要点を考えなければならない(図 2)。

生理光学や眼光学で簡単な計算を行う場合には、これらの 6 つの主要点を考えなくとも、近似的に 4 つの主要点位置を考えれば十分である。つまり、焦点(第 1 焦点と第 2 焦点)、主点(角膜後方約 1.5 mm)ならびに節点(角膜後方約 7、あるいは網膜前方 17 mm)である。物体および像空間の主点および節点は、いずれも 0.3 mm 程度の間隔しか離れていないため、近似的にそれぞれを 1 点として考えても差し支えないためである。これはいわゆる省略眼的な取り扱いである(図 3)。

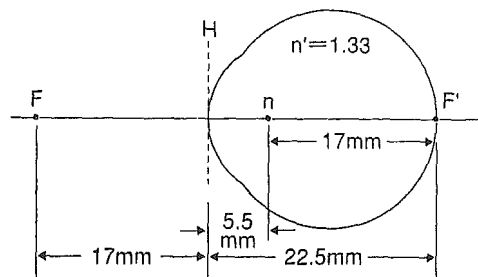


[図 1] Emsley の模型眼(上半分)と省略眼(下半分)の断面図



Gullstrand 模型眼, 全屈折力 = +58.6D

[図 2] 近似計算のための Gullstrand 模型眼の主要点
焦点(F, F'), 主平面(H, H')および節点(n, n')を示す。ただし、主平面と光軸の交点が主点位置である。



省略眼, 全屈折力 = +60D

[図 3] 省略眼での 4 つの主要点位置
焦点(F, F'), 主平面(H)および節点(n)を示す。

5. 屈折・調節に関連する計算式

〔2〕基礎視能矯正学

視力や屈折、調節に関連した重要な計算式を解説する。主に幾何光学に基づいたもので十分である。これらの公式や計算式を使用する場合、符号や単位に注意しておくことが大切である。また、重要公式は、式を覚えるだけでなく、その算出過程や意味を理解しておくことが正しい活用につながる。

1 符号の約束

光の進行方向は、紙面上で左から右側へ進むとする。したがって、長さの諸量は左側から右側へ測る場合を正、逆の場合を負とする(図1)。

2 屈折の法則

2つの異なる媒質の境界面での光の進み方を決定する基本的な法則である。第1の媒質から第2の媒質に光が進む場合、それぞれの屈折率を n_1 、 n_2 とし、境界面の法線から測った入射光線の角度を θ_1 、屈折光線の角度を θ_2 とすれば、以下の関係が成り立つ。

$$n_1 \sin \theta_1 = n_2 \sin \theta_2 \quad (1)$$

屈折率 n は、真空中の光の速度 (c) と媒質中の光の速度 (v) の比で与えられる。

$$n = c/v \quad (2)$$

なお、 n は無次元量つまり単位がつかない値であり、常に $c > v$ で、 n は1よりも大きな値をとる。屈折率は、厳密には光の波長や温度などにも依存する。可視域では、波長が短くなるほど屈折率は一般に高くなる。

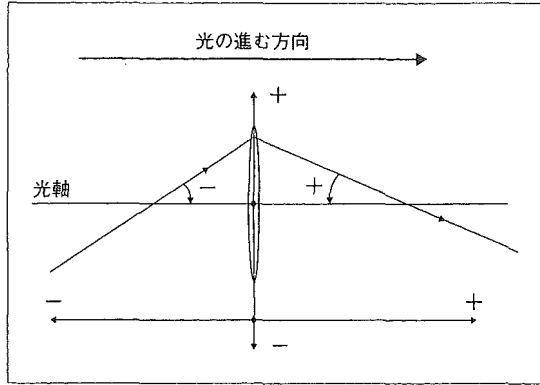


図1 ●光の進み方と符号の規約

3 代表的な屈折率

真空中の光速は物理定数 ($C = 299792458 \text{ m/s} \approx 3 \times 10^8 \text{ km/s}$) である。通常の幾何光学でよく使用する代表的な屈折率を示しておく。

- 空気：1.00 (1.00028)
 - 水：1.33
 - ガラス：1.52
 - プラスチック：1.49
 - 角膜：1.376
 - 房水、硝子体：1.336
 - 水晶体：1.41
- (3)

4 プリズム偏角

空気中に置かれた薄いプリズムによる光線の偏向角 (θ) は、プリズムの屈折率 n とその頂角 (α) から、次式で与えられ、光線を常に基底の方に曲げる。

$$\theta = \alpha (n - 1) \quad (4)$$

通常、視能矯正や眼科で使用するプリズムの屈

折率は約1.5程度であるから、

$$\theta \doteq \alpha / 2 \quad (5)$$

となり、偏角は頂角の約半分となる。つまり、頂角が10°のプリズムの偏角は約5°となり、1°が約2△(プリズムジオプトリー-prism diopter)である近似(厳密には1.745△)を使えば、偏角は約10△であることがわかる。

5 プリズムジオプトリー

プリズム偏角の単位には、角度(°)以外に臨床的な簡便さからプリズムジオプトリー(△)を使用する。1△は、プリズムから100cm(1m)離れた正接面で、光線を1cm偏位させる角度あるいはプリズムの強さである。

したがって、一般的には、l m離れた正接面上でd cm偏位すれば、その偏角P(△)は、

$$P = d/l \quad [\Delta] \quad (6)$$

となる。

しかし、弧度法での偏角 θ (°)は、明らかに $\theta = \arctan(d/l)$ で与えられるので、プリズムジオプトリーは非線形な振る舞いをすることに注意されたい(図2)。偏角が小さい場合には、 $1^\circ = 1.745 \Delta (\doteq 2 \Delta)$ で近似や加法性が成り立つが、大きな偏角になればこの近似は成立しなくなり、加法や減法が成立しなくなる。

その代表例を示そう。45°の偏角は定義よりちょうど100△であり、

$$45^\circ + 45^\circ = 90^\circ$$

であるが、これをプリズムジオプトリーに換算すると、

$$100 \Delta + 100 \Delta \neq 200 \Delta \quad (7)$$

となり、正確には $\infty \Delta$ である。

6 レンズのプリズム効果

レンズの周辺部に入射した光線は、図3に示すように、プリズム効果(Prentice's rule)を生じる。図の三角形の相似から明らかに、

$$P = hD \quad [\Delta] \quad (8)$$

となる。h(cm)はレンズの光学中心から光線の入

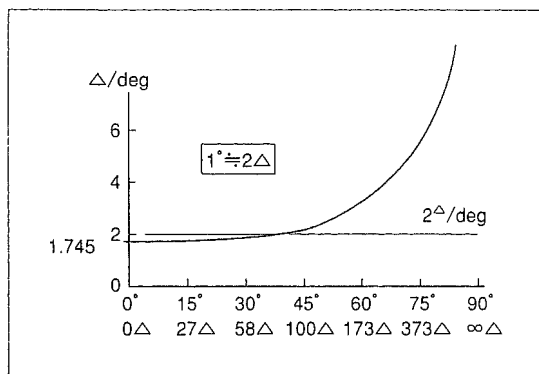


図2 ●プリズムジオプトリーの非線形性

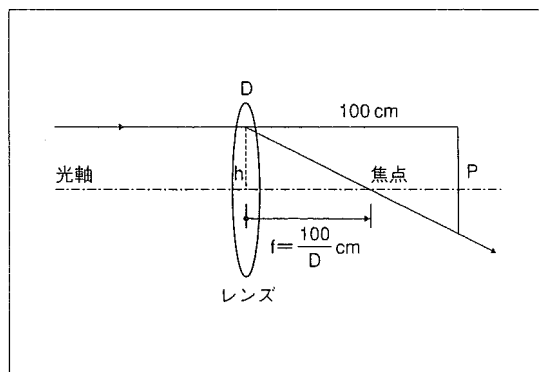


図3 ●レンズのプリズム効果(Prentice's rule)

射位置までの距離、Dはレンズの屈折力 diopter である。

$h = 0$ 、つまり薄いレンズの光学中心を通る光線は、斜めからの入射であってもプリズム効果を受けないことがわかる。レンズ中心を通る光線は中心光線 central ray あるいは主光線 chief ray と呼ばれ、光線追跡法や作図で結像を求める場合の基本となる。

7 バーゼンス：光線の発散・収束度

眼光学できわめて重要な概念であり、レンズの結像式や屈折、調節に関連した計算に有用である。また光線束だけでなく最近の波面光学にも適応できる。

点光源からの光線の発散度(あるいは収束度)、または光線に垂直な面(波面)の発散・収束度をレ

i/s 使

偏 曲 屈

レンズの屈折力の単位と同じ diopter で表現できる。バーゼンス (vergence ; V) は、光線束あるいは波面位置から点光源までの距離 $l(m)$ の逆数で定義される。単位 units は diopter (D) である。

$$V = 1/l \text{ [D]} \quad (9)$$

図4に示すように、収束光線では正、発散光線では負のバーゼンスとなり、点光源位置では ∞ 、平行光線束では0となる。

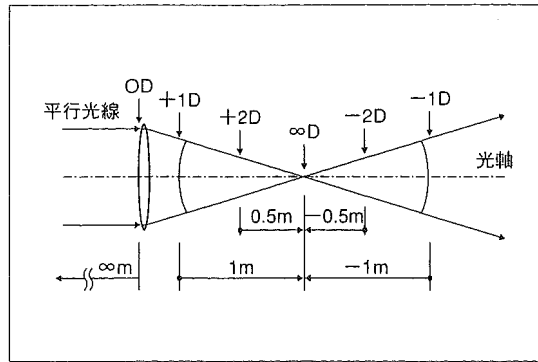


図4 ●光線の発散・収束度 (バーゼンス)

8 レンズの屈折力

空気中に置かれたレンズの屈折力は $F(D)$ 、その後側焦点距離 (第2焦点距離) $f(m)$ の逆数で定義される。つまり、

$$F = 1/f \text{ [D]} \quad (10)$$

一般的に、屈折率 n の媒質中に置かれたレンズの場合には、

$$F = n/f$$

あるいは、

$$F = 1/(f/n) \text{ [D]} \quad (11)$$

n の媒質中の焦点距離は f/n となり、空気中の焦点距離よりも短くなる。これは眼球光学系で、前側焦点距離が約 17mm、像側焦点距離が約 22.5mm になっていることから理解できる。

薄いレンズではレンズの厚みを無視できるので、レンズ中心から後側焦点 (第2焦点) までの距離が焦点距離 (後側焦点距離) である。一般的な厚いレンズになると、より複雑になる。

9 厚いレンズの主要点

レンズの主要点には焦点、主点および節点の3種類があり、それぞれ物体側 (第1) と像側 (第2) があるため、合計6つの主要点がある。

薄いレンズでは、レンズの厚みを無視できるので、それぞれの主点と節点がレンズ中心に一致し、第1焦点と第2焦点の、都合3つの主要点を考えればよい (図5)。

厚いレンズでも、空気中に置かれたレンズでは、主点と節点位置が一致するため、第1主点、第2主点と第1焦点、第2焦点の都合4つを考えれば

よい。また、その際、前側と後側の焦点距離はそれぞれ第1主点と第2主点からの距離であるが、空気中のレンズでは両者の長さは等しくなる (図6)。

厚いレンズの主点位置が簡単にわからないので、臨床の現場では、レンズの後頂点から第2焦点までの距離 (後面頂点焦点距離) を使用している。眼鏡レンズの屈折力はこの焦点距離から算出されており、レンズメータでの測定もこれによっている。

眼球光学系のように、物体空間と像空間の媒質屈折率が異なる場合には、6つの主要点を考えなければならない。しかし、通常の計算では、それぞれの主点と節点の間隔はきわめて小さいので、それぞれ1点として近似しても差し支えない。主点位置は角膜前面より約 1.5mm の位置に、また節点は約 7mm (網膜面より前方約 17mm) として結像関係や視角の大きさを考えれば十分である (図7)。

10 バーゼンスによるレンズ屈折力と結像式

凸レンズは平行光線を後側 (第2) 焦点に集光し、凹レンズは第2焦点 (レンズ前方に位置する) から発散するように光線束のバーゼンスを変える。つまり凸レンズは平行光線 (0バーゼンス) に正のバーゼンスを加算し、凹レンズは負のバーゼンスを加えていることになる。つまり、レンズは光線束の発散・収束度の可変器と考えることができる。

また、に多用さただし、なるので

$$1/u$$

であるが

$$U+$$

と表すこ

ズに入射

レンズの

るバーゼ

物体から

は負値)。

像では正

このよ

ズが組み

していけ

か倒立か



レンズ

ぞれの面

で表す。

る。単一

媒質と屈

すると、

$$D =$$

ここで

を R とす

$$D =$$

屈折率

はいずれ

用いれば

とがわか

レンズ

し、レン

屈折力 (D

$$D =$$

となる。

れば、 $t =$

また、レンズによる結像関係も、光学の教科書に多用されるレンズの公式 ($1/u + 1/v = 1/f$), ただし、 u と v の長さの符号がここでの説明と異なるので注意されたいは、

$$1/u + 1/f = 1/v \quad (12)$$

であるが、前節のバーゼンスの概念を持ち込めば、

$$U + F = V \text{ [D]} \quad (13)$$

と表すことができる。ここで、 $U (= 1/u)$ はレンズに入射する光線束のバーゼンス、 $F (= 1/f)$ はレンズの屈折力、 $V (= 1/v)$ はレンズから射出するバーゼンスである。小文字の u , v はそれぞれ、物体からレンズまでの距離 (レンズ前方の物体では負値) とレンズから像までの距離 (レンズ後方の像では正值) で、いずれも m 単位である。

このようなバーゼンスを用いれば、複数のレンズが組み合わされていても、左側から順番に適応していけば、結像位置や像の大きさ、向き (正立か倒立か)、像倍率なども簡便に算出できる。

11 面屈折力

レンズの屈折は前面と後面で発生するが、それぞれの面での屈折の強さを面屈折力 surface power で表す。単位はレンズの屈折力と同じ diopter である。単一の屈折面の曲率半径を $r(m)$ 、屈折前の媒質と屈折後の媒質の屈折率をそれぞれ n_1 , n_2 とすると、面屈折力 (D) は、

$$D = (n_2 - n_1) / r \text{ [D]} \quad (14)$$

ここで、曲率半径 radius of curvature の逆数 $1/r$ を R とすると、これを曲率 curvature という。

$$D = R (n_2 - n_1) \text{ [D]} \quad (15)$$

屈折率は無次元量であるから、面屈折力と曲率はいずれも (1/長さ) の次元をもち、 r を m 単位で用いれば、 D も R も diopter の単位を有していることがわかる。

レンズの前面屈折力と後面屈折力を D_1 , D_2 とし、レンズの中心間距離を $t(m)$ とすれば、合成屈折力 (D) は、

$$D = D_1 + D_2 - tD_1D_2 \text{ [D]} \quad (16)$$

となる。薄いレンズでは、2枚のレンズを密着すれば、 $t \approx 0$ と近似できるので、合成屈折力は、

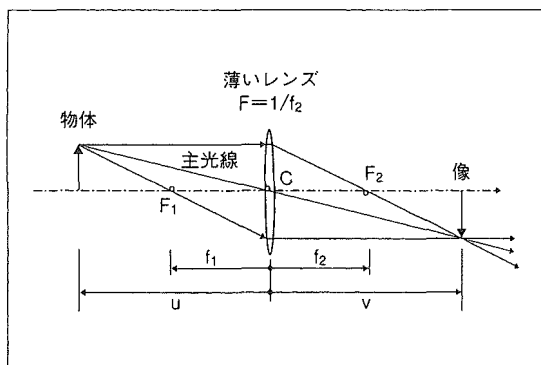


図5 ●薄いレンズの主要点
レンズの光学中心(C)、第1焦点(F₁)および第2焦点(F₂)を考えればよい。

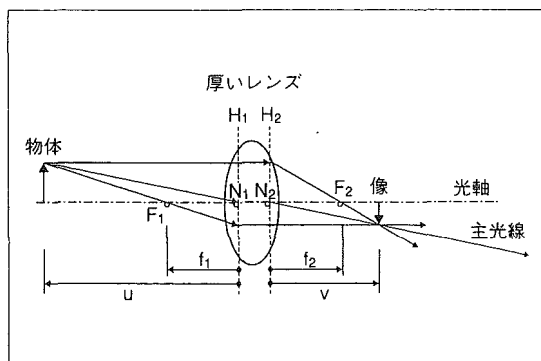


図6 ●厚いレンズの主要点
F, Nはそれぞれ焦点、節点、Hは主平面を示す。それぞれ第1(前側)と第2(後側)がある。空気中のレンズでは、主点位置は節点位置と重なっている。

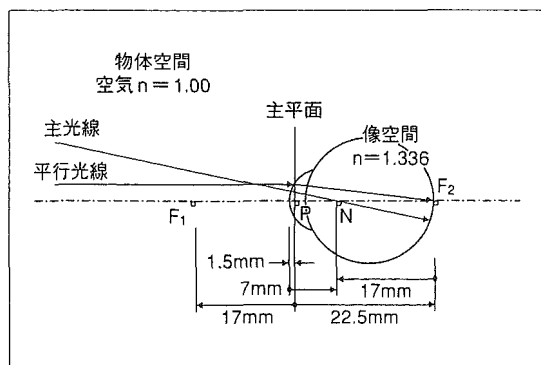


図7 ●眼球光学系の主要点(簡素化モデル)
F₁, F₂は第1(前側)焦点、第2(後側)焦点、Pは主点、Nは節点を示す。

$$D \approx D_1 + D_2 \text{ [D]} \quad (17)$$

と近似でき、加法性が成り立つ。つまり、検眼フレームに複数のレンズを入れて、その代数和で度数を計算できるのはこのためである。

また、通常のケラトメータやトポグラフィでの角膜形状検査では、角膜前面の曲率半径や曲率（あるいは屈折力）を測定しているが、後面の実測が難しいため、前面曲率半径 r_1 のみから角膜全体の屈折力を推定している。その際に角膜の屈折率には、本来の実質屈折率 1.376 ではなく、仮定値である換算屈折率 1.332~1.3375 を使用しているため、注意が必要である。

正しい角膜屈折力を得るには、角膜前面と後面の曲率半径 (r_1, r_2)、中心厚み t 、角膜屈折率 n がわかる必要がある。(16)式と同様に、前面と後面の屈折力をそれぞれ D_1, D_2 とすれば、角膜の全屈折力 D は、

$$D = D_1 + D_2 - (t/n) D_1 D_2 \quad [D] \quad (18)$$

で算出できる。

12 乱視とトーリックレンズ

乱視は平行光線が1点に収束しない状態であるが、円柱レンズで矯正可能なものを正乱視、矯正できないものを不正乱視と大別できる。

球円柱レンズ spherocylinder lens は2つの焦線をもち、この間隔をスタームの間隔 interval of Sturm と呼び、この幾何学的な結像状態をスタームのコノイド conoid of Sturm という。2つの焦線間に円形で最もぼけ像の小さくなる位置が存在する。この位置を最小錯乱円 circle of least confusion と呼び、前焦線と後焦線の間（幾何学的な中間ではなく屈折度数での中間）に位置する。そのため、最小錯乱円を網膜面に矯正する度数を等価球面度数 spherical equivalent (SE) といい、球面度数を $S(D)$ 、乱視度数を $C(D)$ とすると、

$$SE = S + (C/2) \quad [D] \quad (19)$$

で与えられる。SEは、最小錯乱円を網膜面位置に矯正するための球面度数である。錯乱円になるのは眼の瞳やレンズ系の絞りが円形であるためである。

13 度数変換

屈折度を表現するのに、球面レンズと円柱レン

ズの等価的な組み合わせが3つ存在する(図8)。

1) 2枚の円柱レンズの組み合わせ。

$$cyl + 2.00D180^\circ \circ cyl - 1.00D90^\circ$$

2) 球円柱レンズの組み合わせで負の円柱度数表記。

$$+ 2.00D \circ cyl - 3.00D90^\circ$$

3) 球円柱レンズの組み合わせで正の円柱度数表記。

$$- 1.00D \circ cyl + 3.00D180^\circ$$

とくに2), 3)相互への変換原則は、

1) 新しい球面=古い球面+古い円柱

2) 新しい円柱=古い円柱×(-1)(絶対値は同じで符号のみ変える)

3) 新しい軸=古い軸±90°

で求めることができる。

14 遠点と矯正原理

レンズ系における物体と像との関係は、位置を入れ替えても結像関係は成立する。物体と像上の対応する点を互いに共役点 conjugate point、物体面と像面を互いに共役面 conjugate plane という。

眼の場合は、固視点と網膜中心窩は互いに共役であり、固視点は網膜共役点であるという。眼の調節が寛解している状態での網膜共役点は遠点 far point といい、最大調節時の網膜共役点は近点 near point である。

屈折異常を遠点で分類すると、正視眼は遠点が無限遠方にあり、近視眼は遠点が眼前有限距離、遠視眼は遠点(虚遠点)が眼後方有限距離にある。乱視眼の場合は、各主経線の遠点 far lines により分類できる。

矯正原理は、屈折異常眼の遠点(ここでは遠視眼を考える)位置と矯正レンズの第2焦点を合致させるように矯正度数を選択すればよい。そうすれば未矯正下の遠点位置が矯正レンズにより光学的無限遠に位置することになる。

眼鏡やコンタクトレンズ(CL)などの矯正法の相違による度数換算は(図9)、眼鏡の度数、焦点距離を F_s, f_s とし、CLのものを F_c, f_c とし、両者の後頂点間距離を $d(m)$ とすると、

3).

$$F_c = F_s / (1 - dF_s)$$

あるいは,

$$F_s = F_c / (1 + dF_c) \quad (20)$$

となる. このような式を使わずとも, レンズの焦点距離(第2)と頂間距離 vertex distance の関係から, CL あるいは眼鏡に必要な焦点距離が以下のように決まる.

$$f_c = f_s - d$$

あるいは,

$$f_s = f_c + d \quad (21)$$

検影法による屈折度の測定では, 中和に必要な検査レンズの屈折力 $N(D)$ が決まると, m 単位の検影距離 $k(m)$ から屈折度 $R(D)$ が求められる.

$$R = N - (1/k) [D] \quad (22)$$

通常検影距離は $50cm$ 程度であるから, $-2D$ の近視眼での中和を境に逆行と同行が逆転する. $N(D)$ の検査レンズは, 被検眼の遠点を検影器の位置に移動させて中和させていることになる.

15 レンズの効率, 矯正効果

レンズの頂間距離が変わると, 矯正効果が変わることは前節の矯正原理からわかる. 頂間距離 d が通常の $12mm$ から伸びると(鼻眼鏡), 矯正効果が変わり, 遠視眼鏡では矯正効果が強まり, 近視眼鏡では矯正効果が弱まる. いずれの場合も遠方に矯正下の遠点が移動しており, 老視眼鏡のような負荷度数効果が得られる.

矯正レンズ度数 $F(D)$ がその頂間距離を $\delta(m)$ だけ変えると, それに伴う矯正効果の変化 $\delta S(D)$ は近似的に,

$$\delta S \doteq \delta F^2 [D] \quad (23)$$

となる. 正確には, 先ほどの遠点と矯正レンズの焦点位置から簡単に算出できる.

16 調節

調節の遠点と近点の空間範囲を調節域 range of accommodation といい, これを屈折力の変化で表したものが調節力 amplitude of accommodation で, 調節できる最大振幅(屈折力での)を表している.

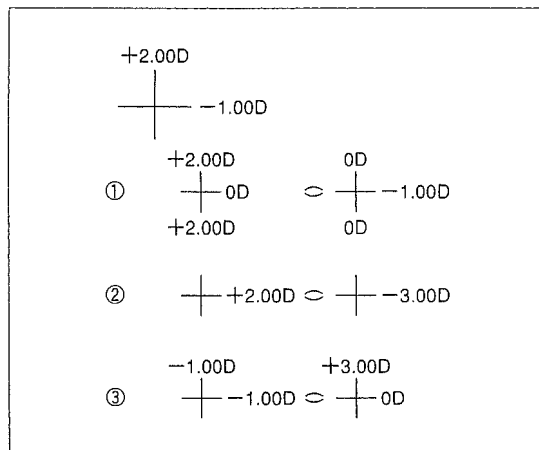


図8 ●矯正度数の等価的な組み合わせ

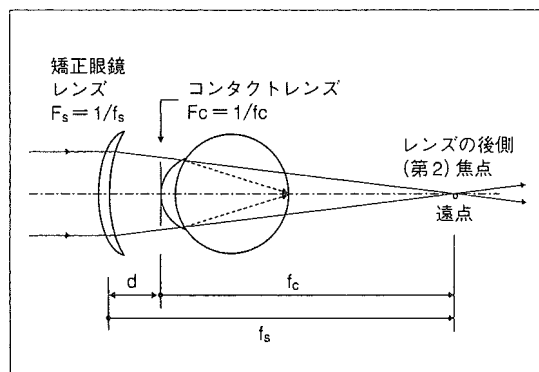


図9 ●矯正原理と遠点および焦点

遠点と矯正レンズの第2焦点位置を一致させる. サフィックスの s, c はそれぞれ眼鏡とコンタクトレンズを意味する. d は頂間距離である.

通常調節力の計算には, 正確には眼の主点位置が望ましいが, 臨床的には角膜頂点位置を基準として考えて差し支えない.

角膜から測った遠点・近点距離をそれぞれ p, q とすれば, 調節力 $A(D)$ は,

$$A = (1/p) - (1/q) [D] \quad (24)$$

ここでは, p, q は眼前を負, 眼後を正としているので, 通常の式とは異なるので注意されたい. 正視眼であれば, p が ∞ であるから,

$$A = -1/q [D] \quad (25)$$

となり, 近点距離のみから決定できる. 調節力は通常正值であるから, 式の使い方や符号の取り方で間違わないようにすべきである.

17 倍率

倍率には横倍率 transverse magnification, 縦倍率 (軸上倍率) axial magnification と角倍率 angular magnification がある。

横倍率は、物体に対する像の大きさの比、あるいはレンズから物体までの距離と像までの距離の比で与えられる (図5)。

$$\text{Mag}_T = I/Q = v/u \quad (26)$$

凸レンズでの結像で倒立実像ができる場合には横倍率が負値となる。

また縦(軸上)倍率は、横倍率の二乗で与えられるため、3次元像を見る場合、像の歪みの原因となる (例えば、倒像鏡などで)。

$$\text{Mag}_L = (\text{Mag}_T)^2 \quad (27)$$

また、角倍率は、物体や像がきわめて遠方にある場合 (横倍率は常に0となる) や眼を通して観察する場合に用いる。レンズ系の第1焦点に置かれた物体 (光学的に無限遠方にある) を眼で見る場合の視角の大きさ (θ_L) とその物体を明視の距離 (25cm) で直接目で見た場合の視角 (θ_{25}) の比で表す。

$$\text{Mag}_A = \theta_L / \theta_{25} = D/4 \quad (28)$$

Dはレンズの屈折力であり、単純な拡大鏡の倍率に有用である。

望遠鏡の倍率も角倍率で考えることができる。屈折型天体望遠鏡とガリレオ式望遠鏡があるが、前者の接眼レンズは凸レンズ、後者は凹レンズになっているものに大別できる。ガリレオ式は鏡筒が短く像が正立で得られるため、視能矯正や眼科検査機器にはほとんどがガリレオ式望遠鏡光学系を使用している。望遠鏡の倍率は、対物レンズ (D_o) と接眼レンズの屈折力 (D_e) の比で与えられる。

$$\text{Mag} = D_e / D_o \quad (29)$$

18 眼鏡レンズによる拡大と縮小

頂間距離 12~13mm で装着されている眼鏡レン

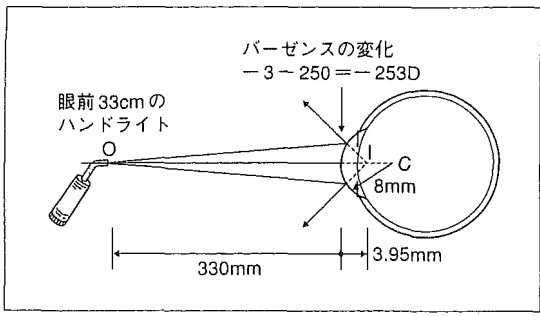


図10 ●角膜反射像の結像位置
O:光源, I:角膜反射像, C:角膜曲率中心, 角膜曲率半径(r)は8mmを仮定している。

ズは前節の角倍率の考えを応用すると、1Dの屈折力で約2%程度の拡大あるいは縮小を伴う。

矯正度数が大きくなるとこの近似は成立しないので、あくまでも目安である。

例えば、+4Dの眼鏡では、レンズと眼の光学系でガリレオ式望遠鏡が形成され、約8%網膜像が拡大する。一方-4Dの眼鏡矯正された眼では、レンズと眼の光学系が逆ガリレオ式望遠鏡 (通常のガリレオ式望遠鏡を逆にして覗く場合) が形成されて、約8%網膜像が縮小する。

19 反射鏡の屈折力

鏡の反射による屈折力 (D) は、鏡の焦点距離 (f) の逆数で与えられ、その単位は diopter である。焦点距離は常に曲率半径 (r) の半分である。r や f は常に m 単位の値である。

$$D_{\text{ref}} = 1/f = 2/r \quad (30)$$

レンズの場合と異なるのは、像空間が鏡により物体空間に折り返されていることである。また、中心光線あるいは主光線は、鏡の中心ではなく鏡の曲率中心を通る光線は折れ曲がらずに反射される。

角膜反射像に代表されるように、鏡による結像関係も前述のバーゼンスの概念を同様に適用することができる。例えば、眼前 33cm にあるペンライトの角膜反射像は、角膜曲率半径が 8mm とすれば、前面より約 3.95mm 後方 (ほぼ焦点位置) に虚像ができる (図10)。

(魚里 博)

基礎視能矯正学

- 3) ミドリンP点眼液 1日1-4回
前眼部の炎症の強さに応じて、適宜回数
る。

〔R〕処方例

デポ・メドロール注 1回20+40mg 結
は後部テノン嚢下注射 続発緑内障の
意しながら、週1回または隔週1回程度行う
ボスミン注 1か所0.05mL 数か所 結膜下注射
単回施行 新鮮な虹彩後癒着を剝離することが
可能だが、高血圧患者に注意する

2. 高度の炎症

〔R〕処方例

- 1) プレドニン錠 (5mg) 6-12錠 (初期投与量)
分2 (朝2-3:昼1)

1-2象現を越える活動性病変 (静脈周囲炎、滲
出物など)、あるいは硝子体混濁で視神経乳頭が透
見困難の場合、2-3週間単位で10mg程度ずつ減
量、低用量では減量スピードをより緩徐にする。

- 2) アドナ錠 3錠 分3

カルナクリン錠 3錠 分3

吸収されない硝子体出血に対して、手術適応に至
る過程で投与する。

3. 続発緑内障

〔R〕処方例

0.5%チモプトール点眼液 1日2回
ダイアモックス錠 (250mg) 2錠 分2

B. 外科療法 (手術治療)

1. 白内障手術 併発白内障に対しての手術は、炎
症が鎮静した状態が3-6か月になってから行う。
眼内レンズを移植することは通常問題ない。

2. 緑内障手術 続発緑内障には、できる限り薬物
療法を試みるが、視野欠損の進行が抑えられない場
合は、手術に踏み切る。術後の脈絡膜剝離の発生
が、ほかのタイプの緑内障に比べて多いので注意す
る。

3. 硝子体手術 硝子体の混濁、出血が薬物療法に
数か月以上反応しない場合は、手術治療を試みる。
待機中の増殖網膜硝子体症の発生には、細心の注意
を要する。

■患者説明のポイント

・一般的に視力予後は良好とされるが、長期罹患症
例の中には視力予後不良となる場合もある。その
原因は、続発性緑内障による視神経の障害と黄斑
病変の存在によることが多い。これらの発症予防
に関する治療が一番大切であることを理解させ
る。

■看護・介護のポイント

・ステロイド薬を全身投与している際には、その全

身副作用にも注意が必要である。特に、中年以降
の女性では骨粗鬆症を、あるいは耐糖能低下など
に注意したい。

屈折異常 (眼鏡, コンタクトレンズ)

Refractive Errors (Glasses and Contact Lenses)

魚里 博 北里大学大学院教授・視覚情報・眼科学

病態と診断

調節休止時に無限遠方の像が網膜上に焦点を結ぶ
眼が、正視眼と定義される。屈折異常は、正視以外
の屈折状態をいい、球面レンズにより矯正できる近
視と遠視 (球面屈折異常という) と、円柱レンズで
矯正できる乱視 (正乱視) と矯正ができない不正乱
視がある。

屈折異常の主要な要因は、角膜および水晶体のレ
ンズ系の総合屈折力と眼軸長のバランスが崩れるこ
とにより生じる。正常者では、角膜は約43D、水
晶体は約19Dで眼球の全屈折力は約60D弱であ
り、成人の眼軸長は約24mm程度である。近視
は、眼軸長に比較して屈折力が強すぎるために遠方
の像が網膜より前に焦点を結び、遠くが見えないが
ある一定距離以内では明瞭に見える。遠視は、眼軸
長に比べて屈折力が弱すぎるため、遠方の像ですら
網膜に焦点を結ばず、水晶体の屈折力を増加させる
必要がある (これを調節という)。近くを明視する
にはさらに強い調節が必要となる。水晶体の曲率や
厚み (形状) を変えて屈折力を増加させている。

一方、老視 (老眼) は屈折異常ではなく調節の異
常であり、加齢などにより調節力 (水晶体の屈折力
の変化) が低下した状態である。若年者の正視で
は、調節により近見視力も良好に保てるが、老視に
なると近方へのピント合わせが困難となり近見視力
が低下する。

屈折異常の判定には、遠見の視力検査や屈折検査
(レフラクトメーター) によるスクリーニングが行
われ、診断には他覚および自覚屈折検査により実施
され、球面レンズ度数および円柱レンズ度数と軸の
値が表示される。

治療方針

屈折異常による視力低下が、日常生活や職業上・
修学上支障があれば、眼鏡かコンタクトレンズを原
則とし、場合によっては屈折矯正手術 (手術療法⇒
993頁、参照) によって矯正する。小児や乳幼児で
は、屈折異常の発見が遅く適切に矯正されないと弱
視や斜視となったり、成人でも不適切な矯正レンズ
で眼精疲労の原因となる場合もある。屈折異常以外