



微動調節の視覚機能への効果を調べるための 刺激提示装置

氏家 弘裕*・池田 光男**

東京工業大学大学院総合理工学研究科 〒226 横浜市緑区長津田町 4259

(1994年6月30日受付, 1994年11月2日受理)

Apparatus for Studying Effects of Microfluctuations of Accommodation on Visual Functions

Hiroyasu UJIKE* and Mitsuo IKEDA**

Department of Information Processing, Tokyo Institute of Technology Graduate School,
4259, Nagatsuta, Midori-ku Yokohama 226

(Received June 30, 1994; Accepted November 2, 1994)

The role of microfluctuations of accommodation for human visual system has not been known. The way to clarify the role is to compare some visual ability with and without the microfluctuations in accommodative responses. To realize this, we developed an apparatus which can optically cancel some temporal frequency components of accommodation responses. With this apparatus, accommodative stimulus can respond to as a small dioptric change as 0.02 D with a delay of 37 ms at most.

1. はじめに

微動調節とは、比較的周期の早い微小な調節の変化である。その振幅は 0.2~0.5 D, 周波数は 2 Hz 前後に小さなピークを有し、さらにそれよりも低い周波数領域にも広く帯域を持つことが知られている¹⁻³⁾。この微動調節は、調節の単なる振動なのか、あるいは視覚機能に対して何らかの役割を持つのか、これまで主に調節機能への寄与の有無という点で調べられてきた。その手法はもっぱら、ある視覚条件のもとで刺激を提示した際に、微動調節が多く現れるのかどうかを見ることでその有効性

を検討するものであった⁴⁻⁶⁾。しかしこの方法では、視覚条件ごとの微動調節の特性を調べることはできても、微動調節の視覚に対する何らかの有効性を判断することはできない。例えば、調節維持に不利と思われる視覚条件で刺激を観察したときに微動調節がより多く現れたとする。しかしそのことは、微動調節が調節システムに必要であるために現れたとも、単に調節システムの不安定性の増大によって現れたとも解釈可能で、それだけでは微動調節の調節維持に対する有効性は判断できない。実際に、微動調節に関して基礎的な特性に関する報告はこれまで多く行われてきたものの、未だに微動調節の視覚機能への有効性に関して明確な結論は出ていない。

微動調節の視覚機能への有効性または影響を調べるより実際的な方法は、調節変化に微動調節を含む場合と含まない場合との二つの条件で刺激を観察し比較したときに、視覚機能に何らかの相違が生じるかどうかを調べることである。その一つは、Millodot (1979) のような方法がある⁷⁾。それは、片眼のみ調節変化の生じない被験者に、提示された刺激を片眼ずつで観察させ、違いを比

* 現在：東京工業大学工学部像情報工学研究施設 〒226
横浜市緑区長津田町 4259
Present address: Imaging Science and Engineering
Laboratory, Tokyo Institute of Technology, 4259,
Nagatsuta, Midori-ku, Yokohama 226

** 現在：京都大学工学部建築学教室 〒606-01 京都市左京
区吉田本町
Present address: School of Architecture, Faculty of
Engineering, Kyoto University, Yoshida-Honmachi,
Sakyou-ku, Kyoto 606-01

較するものである。彼は、多数の同心円の輪のなかに観察される放射状の線の運動の生じる原因が、微動調節によるものであるかどうかを確かめる実験を行った。その中で、彼は片眼のみ人工水晶体を装填し調節変化の生じない被験者に刺激を片眼ずつで観察させた。その結果、正常眼のみで運動が観察されることを発見し、見かけの運動が微動調節の影響によるものであるとした。またほかには、Winn ら (1989) が行ったような方法がある⁹⁾。それは、あらかじめ微動調節による調節変化を記録しておき、次に調節を麻痺させた状態で、記録された調節の変化にしたがって刺激の光学的距離を変化させた場合と変化させない場合 (彼らは、正弦波状に刺激の光学的距離を変化させた) を比較するものである。彼らは、この実験によって刺激像のボケ閾を測定しその値が微動調節の二乗平均値 (rms) にほぼ等しいことから微動調節がボケ変化を検出して調節をコントロールしている可能性を報告した。

ところで、Millodot や、Winn らの方法にもなお限界がある。前者の方法は、被験者が片眼のみ人工水晶体を装填している必要があるという点で、非常にまれにしか被験者を見つけれられない。さらにいえば、人工水晶体を装填しているのは主に老人である。そのような場合、仮に片眼が正常で人工水晶体を装填していないとしても、加齢による影響で正常眼に微動調節が生じる可能性は少なく、被験者にはなり得ない。また後者の方法は、微動調節の光学的変化があらかじめ記録されたものであるという点で、微動調節の内部発生的な効果を無視していること、および調節を麻痺したことで調節系としての反応を調べることができないことなどがある。

上に述べたような限界を克服するためには、微動調節による調節変化を実時間で除去することが不可欠であると思われる。そして被験者はできる限り通常の状態で視標を観察する必要があるため、非接触でこれを行う必要がある。そこで本装置では、被験者の調節変化に応じて視標の光学的距離を変化させ、網膜像のボケ変化をコントロールすることによって、微動調節によるボケ変化が含まれる条件やそうでない条件を作り出せるようにした。以下では、その原理と構成について述べる。

2. 調節変化の光学的除去

本装置では、調節変化の除去を、網膜像のボケ変化の除去として行った。すなわち、被験者の調節変化を測定し、それに応じて視標を前後に移動することで網膜像のボケ変化を除去する。さらに、測定された調節変化にフ

ィルタをかけて特定の周波数成分のみを取り出し、それに応じて視標を移動すれば、その周波数成分の調節変化を除去できる。

このようなことを行うために、本装置は調節変化を測定するためのオプトメーターと、その測定に基づいて調節刺激の光学的距離を変化させる調節刺激追従部分の二つよりなる。またこれらを制御し、調節波形にフィルタをかけて、得られた波形を調節刺激追従部分に送るのが、パーソナルコンピュータ (PC-9801 VM) である。本装置の構成図を Fig. 1 に示す。

調節の除去は実時間で行われる必要があるため、オプトメーターおよび調節刺激追従部分に求められるのは、調節測定および刺激位置制御の精度の高さと高速性である。本装置では、駆動系に五相ステップモーターを用い、調節変化からそれによる刺激の光学的距離変化までのステップ応答の遅れを 22~37 ms, 最小の分解幅 0.02 D とした。また、調節刺激の追従によって光学的距離のみを変化させる必要があり、刺激の単純な移動によって生じるような視覚的大きさや明るさの変化が生じないことも必要である。そのために本装置では Badal 型の光学系を用いた。

3. 刺激提示装置の機構

本装置は、オプトメーターおよび調節追従部分よりなる。オプトメーターは石川らのオートレフ⁹⁾と同じ原理を用い、構造的には氏家ら¹⁰⁾の報告したものと同一である。この方法では、Cornsweet 型のオプトメーター¹¹⁾のような可動部分を持たないため、測定のための機械的な遅れが生じない。本装置では、氏家らのものより測定の調節分解幅および時間分解幅を向上させている。調節刺激追従部分は、調節に応じて提示位置が移動する刺激と、固定された位置に提示される刺激のために二つの光

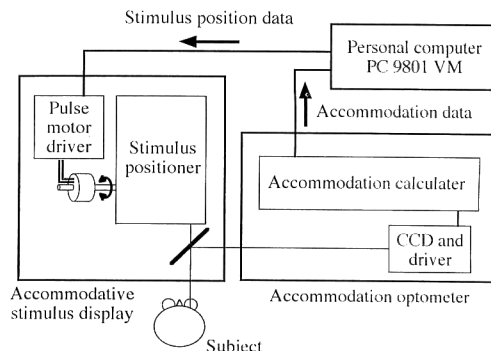


Fig. 1 Schematic diagram of the apparatus.

路を用いた。

3.1 オプトメーター

オプトメーターの光学系の概略図を **Fig. 2** に示す。被験眼 (SE) の前方にあるホットミラー (HM) に角度 45 度で光が入射した場合、波長 690~1,090 nm の光は 90% 以上反射され他は透過する。したがって、オプトメーターの測定光である赤外光と調節刺激追従部分の刺激光である可視光とをこの HM によって分離している。

測定光の光源 (S) はキセノンランプで、光路中の赤外透過フィルタ (IR) によって光の波長帯は 800 nm 以上に絞られる。またピンホール (AP1)、レンズ (L2) によってマックスウェル視系を構成し、L2 の焦点位置に置かれた横長のスリット (AP2) の像が、HM を介して被験者の眼底に投影される。網膜からの反射光は、レンズ (L3) の後方に結像し、角膜の共役面に置かれた二つ穴のスリット (AP3) およびウェッジプリズム (WP) により二光路に分離される。そしてその二つの光点は、レンズ (L4) およびシリンダーレンズ (CL) によって、CCD 上に投影される。調節量は、CCD 上での二光点の間隔により求められる。なおオプトメーターによる測定が行われるためには、AP3 の二つ穴がその共役面の角膜上で瞳孔内に納まる必要があることから、測定には最小 3.5 mm の瞳孔径が必要である。

用いた CCD (MN 3643, 松下) は、2048 bit の画素を有し各画素の大きさは $300\ \mu\text{m} \times 9\ \mu\text{m}$ で、画素間は $5\ \mu\text{m}$ のチャンネルストップで仕切られている。分光感度は約 700 nm をピークとして、使用した 800 nm 以上の帯域にも感度がある。各画素の信号は直列に約 2 ms で出力

され、サンプリングは 25 ms ごとに行われるように設定した。CCD 上の二光点の間隔は、電子回路上でその画素数に置き換えられ、パーソナルコンピュータに送られる。オプトメーターのキャリブレーションの結果、0 D から 10 D までの調節変化に相当する CCD 上での二光点の間隔変化が約 540 画素分であった。したがって調節の変化は、計算上約 0.02 D まで検出可能である。

オプトメーターの精度向上のために留意したのは、以下の点である。(a) 調節量の分解幅向上のために、調節変化に対応した CCD 上での二光点の間隔の変化がより大きくなるように光学系を配置した。(b) 時間的分解幅の向上のために、光学系による測定光の損失を避け、また測定光の波長領域でより感度の高い CCD を使用した。

3.2 調節刺激追従部分

本装置は、微動調節を光学的に除去するもので、調節の変化に応じて刺激の光学的距離のみを変化させ、刺激の視覚的大きさや明るさは変化させないことが必要である。調節刺激追従部分は、オプトメーターから得られた調節量をもとにコンピュータによって決定される位置に刺激を移動するものである。

光学系の概略図を **Fig. 3** に示す。光源 (S') から発した光は、ピンホール (AP4) およびレンズ (L6) により平行光となり、ビームスプリッタ (BS1) によって二光路に分けられる。右上の光路は調節変化によらず光学的距離の変化しない刺激のためのもので、左下の光路は調節変化に応じて距離の変化する刺激のためのものである。これらはシャッタ (ST1, ST2) によって切り替えられる。平行光は、レンズ (L7, L9) により、角膜上

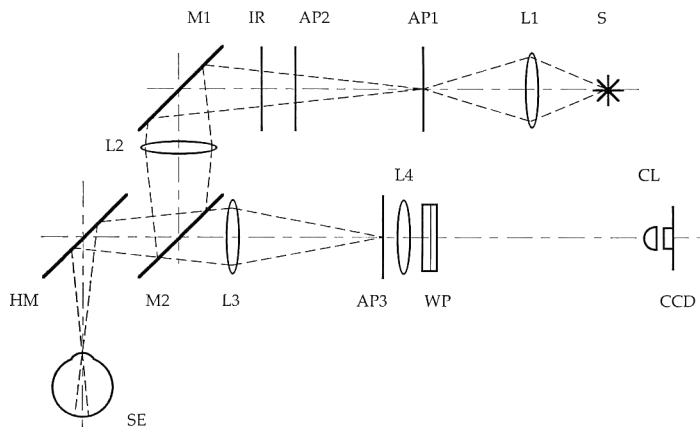


Fig. 2 Schematic diagram of the optical arrangement for the infrared optometer: S, light source; L, lens; IR, infrared filter; AP, aperture; HM, hot mirror; M1, mirror; M2, half mirror; WP, wedge prism; CL, cylindrical lens; CCD, one-dimensional charge coupled device; T, target; SE, subject's eye.

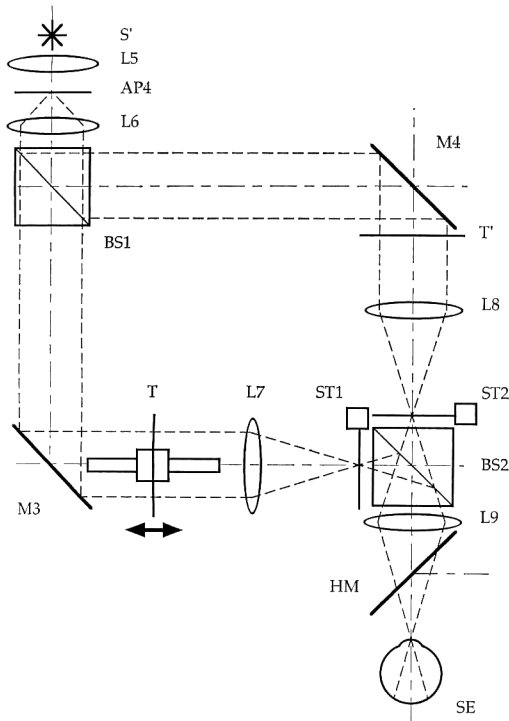


Fig. 3 Schematic diagram of the optical arrangement for the accommodative stimulus display: S', light source; L, lens; AP, aperture; BS, beam splitter; M, mirror; T, target; ST, shutter; HM, hot mirror; SE, subject's eye.

で直径約 5mm で集光して網膜へ入射する。ここで刺激 (T) は L6, L7 間に提示されるので、位置が変化しても視覚の大きさや明るさは変化しない。なおホットミラー (HM) は、45 度の入射角で可視領域の光を透過するためこれによる刺激光の損失はほとんどない。

刺激はレール上で移動可能な提示台の上に置かれる。この提示台はベアリングによってレール上を滑らかに直線運動する。そして台に取り付けられたワイヤが、プーリを介して五相ステッピングモーター (UPH-564 B, オリエンタルモーター) の回転を提示台の直線運動に変える。モーターの単位ステップの回転角は 0.72 deg で、駆動プーリの直径が 26 mm であり、単位ステップあたり提示台は 0.16 mm 移動する。これは、刺激の光学的距離の変化量が約 0.013 D に相当する。

4. 刺激提示装置の有効性

本装置は実時間の駆動を行うので、装置の時間遅れを検査する必要がある。ここで時間遅れとは、調節変化が生じてからその変化に応じて実際に調節刺激の光学的距

離が変化するまでの時間である。遅れの主な要因は、オプトメーターの受光器である CCD での測定光の積分時間と調節刺激追従部分の機械的遅れである。前者については、CCD の積分時間を 25 ms としているので、その間の調節変化が積分されていると考えて、12.5 ms と考える。一方後者については、コンピュータから調節刺激追従部分の駆動系に信号が送られてから、実際にパルスモーターの駆動が終了するまでの時間を調べた。

Fig. 4 は、コンピュータから送られる調節刺激の目標位置と、実際にモーターの回転によって生じた調節刺激の位置の変化を示している。横軸は時間、縦軸は想定位置の変化を表す。記録の都合上、目標位置と刺激位置の各々の縦軸のスケールは異なっている。(a), (b), (c) は各々パルスモーターの 1, 2, 4 ステップの移動に相当する変化が起きた場合のものである。また (d) は、目標位置が振幅 0.2 D の正弦波状の変化をしたときの一部である。横軸の一目盛りは 25 ms なので 1 ステップずつの

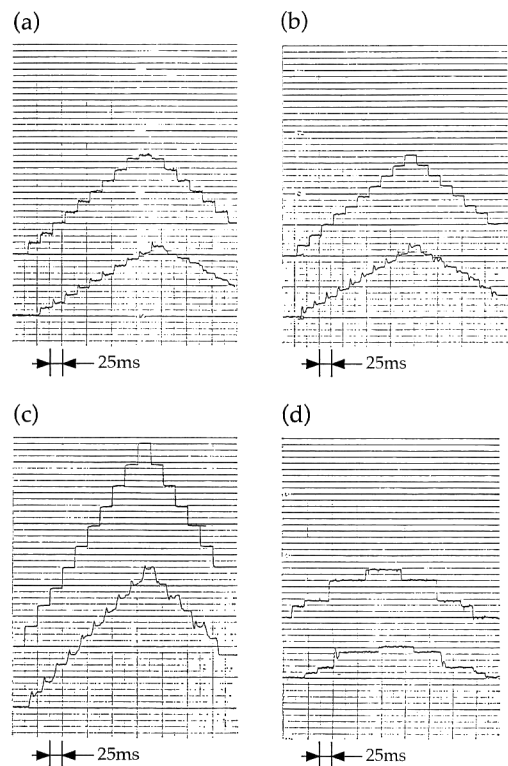


Fig. 4 The change of optical distance of ordered position (upper for each) and moved position (lower) for accommodative stimulus. Step size of pulse motor was one step (a), two steps (b) and four steps (c). (d) was a part of sinusoidal change of amplitude 0.2D.

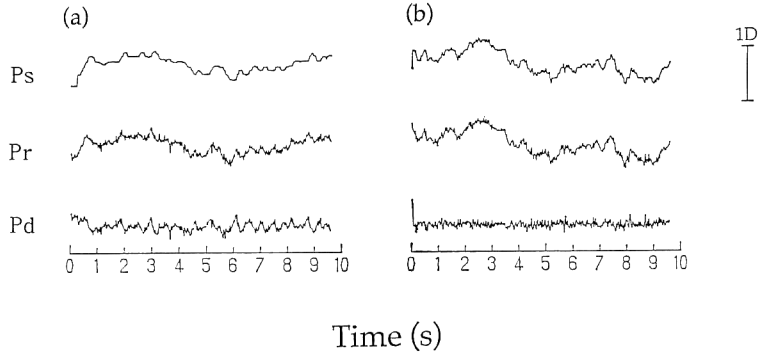


Fig. 5 Temporal change of stimulus position (Ps), accommodation (Pr) and difference between them (Pd). The length of the vertical bar represents 1 diopter.

変化では遅れは約 25ms であるが、2 ステップ以上の変化では約 10ms に減少していることがわかる。これは装置の駆動が、1 ステップの変化と 2 ステップ以上の変化とで異なる方法を取らざるを得なかったためである。したがって、(d) は両者の遅れが混合した変化となっている。以上より、装置の時間遅れは、全体で約 22ms ないし 37ms であると考えられる。

実際に、被験者の調節変化のうち 1.1Hz 以上 3.0Hz 以下の時間周波数成分のみを除去するバンドストップフィルタをかけて追従させた場合 (A 条件) と、すべての時間周波数成分をキャンセルした場合 (B 条件) との結果を検討する。提示された刺激はランドルト環で、被験者は自然にこれを注視した。なお A 条件でのバンドストップフィルタは、直線位相の FIR デジタルフィルタを用いており、サンプリング周波数が 40 Hz であることから 25ms の時間遅れをとまなう。

Fig. 5 は (a), (b) が各々 A 条件と B 条件での、調節刺激位置 (Ps), 調節量 (Pr), 両者の差分 (Pd) の変化である。横軸は時間、縦軸が相対的变化である。A 条件の差分変化には一定の周期の変化が見られるが、B 条件にはそれが見られなくなっている。調節量の変化と差分変化のスペクトルを **Fig. 6** に示す。横軸は周波数、縦軸は振幅の二乗に相当するパワーである。(a), (b) は調節変化によるもの、(c), (d) は差分の変化によるもので、各々前者が B 条件、後者が A 条件でのものである。スペクトルは、21 回分 (A 条件) および 16 回分 (B 条件) の平均である。(a), (b) では、低周波成分の存在とともに 2Hz のあたりにピークが見られ、微動調節が含まれていることがわかる。一方、(c) ではなお 2Hz の成分がわずかに見られるが、(a) でのそれに比べると非常に小さいのに対し、(d) では 2Hz をピークとする

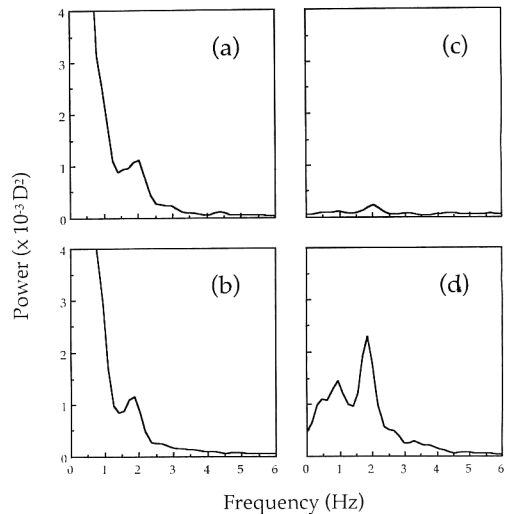


Fig. 6 Frequency spectra of accommodative responses (a) and (b) and differential dioptic change between accommodation and stimulus position (c) and (d) under condition A and B, which are mentioned in the text.

成分が含まれている。したがって、実際の実験においては、A 条件と B 条件での結果を比較することで、微動調節の効果を比較することが可能である。

5. ま と め

微動調節の視覚系への有効性を調べるために、調節変化の特定の周波数成分を光学的に除去する装置を開発した。この装置によって、調節変化から微動調節を除去する場合と残すような場合で特定の視覚機能に相違が生じるかどうかを比較することで、微動調節の視覚機能への効果を検討することが可能である。

文 献

- 1) F.W. Campbell, J.G. Robson and G. Westheimer :
"Fluctuations of accommodation under steady viewing conditions," *J. Physiol.*, **145** (1959) 579-594.
- 2) J.C. Kotulak and C.M. Schor : "Temporal variations in accommodation during steady-state conditions," *J. Opt. Soc. Am. A*, **3** (1986) 223-227.
- 3) W.N. Charman : "Fluctuations in accommodation: A review," *Ophthal. Physiol. Opt.*, **8** (1988) 153-164.
- 4) P. Denieul : "Effects of stimulus vergence on mean accommodation response, microfluctuations of accommodation and optical quality of human eye," *Vision Res.*, **22** (1982) 561-569.
- 5) C. Miede and P. Denieul : "Mean response and oscillations of accommodation for various stimulus vergences in relation to accommodation feedback control," *Ophthal. Physiol. Opt.*, **8** (1988) 165-171.
- 6) B. Winn, J.R. Pugh, B. Gilmartin and H. Owens :
"The frequency characteristics of accommodative microfluctuations for central and peripheral zones of the human crystalline lens," *Vision Res.*, **30** (1990) 1093-1099.
- 7) M. Millodot : "Influence of accommodation on the viewing of an optical illusion," *Q. J. Exp. Psychol.*, **20** (1968) 329-335.
- 8) B. Winn, W.N. Charman, J.R. Pugh, G. Heron and A.S. Eadie : "Perceptual detectability of ocular accommodation microfluctuations," *J. Opt. Soc. Am. A*, **6** (1989) 459-462.
- 9) 石川康之, 増田 高, 坂根敏夫 : "新型眼屈折計の開発", *日本眼光学学会誌*, **6** (1985) 110-113.
- 10) 氏家弘裕, 池田光男 : "視標のコントラストおよび空間周波数と微動調節反応", *光学*, **19** (1990) 454-460.
- 11) T.N. Cornsweet and H.D. Crane : "Servocontrolled infrared optometer," *J. Opt. Soc. Am.*, **60** (1970) 548-554.