

超音波Aモードによる前房深度測定と等価音速

奈良県立医科大学眼科学教室

魚里 博, 榊田 浩三

ANTERIOR CHAMBER DEPTH MEASUREMENT BY A-MODE ULTRASONIC BIOMETRY AND EQUIVALENT ULTRASONIC VELOCITY

HIROSHI UOZATO and KOZO MASUDA

Department of Ophthalmology, Nara Medical University

Received June 18, 1999

Abstract: Anterior chamber depth (ACD) is an important parameter for accurate determination of the intraocular lens (IOL) power as well as in the recent refractive phakic IOL or implantable contact lens (ICL). We analyzed ACD error of phakic and pseudophakic eyes in ultrasonic biometry, and also derived theoretically the overall average sound velocity (equivalent ultrasonic velocity, EUV). We found that the EUV (V_e) for ACD measurement can be estimated from the equation, $V_e = ACD / \{ (ACD/V_2) + (T/V_1) - (T/V_2) \}$, where T is the corneal thickness, ACD is the anterior chamber depth, V_1 the ultrasonic velocity of the cornea, and V_2 the ultrasonic velocity of the aqueous. The EUV for the ACD is a function of the corneal thickness and the ACD, even if we assume the ultrasonic velocity of the cornea and aqueous.

For the standard eye dimension, the EUV for the ACD measurement is approximately 1545 m/s in phakic eyes. For the IOL implanted eye (pseudophakic eye), postoperative axial length can be measured with the different velocity, 1560 m/s for PMMA IOL-implanted eye, 1500 m/s for silicone IOL-implanted eye and 1547 m/s for acrylic IOL-implanted eye. When we use these equivalent velocities for accurate determination of the axial length, resultant ACD from A-mode biometry shows the apparent depth with considerable errors. To perform more accurate assessment of the ACD in IOL-implanted eyes, we must use the proper velocity for the ACD ignoring the error in the axial length measurement.

(奈医誌. J. Nara Med. Ass. 50, 316~322, 1999)

Key words: anterior chamber depth, ultrasonic biometry, axial length, equivalent ultrasonic velocity

はじめに

眼内レンズ移植手術は従来からの PMMA (Polymethylmethacrylate) 素材以外に、折り畳み挿入が可能なアクリルやシリコンレンズも多用されている¹⁻³⁾。このような各種のレンズ移植において、術前に眼内レンズの適正度数を正しく予測することは術後の屈折誤差を防ぐ意味からもきわめて重要である。そのためには、術前の角

膜屈折力、眼軸長ならびに予測式やレンズ A 定数などについての検討が行われているが⁴⁻⁸⁾、術後の屈折誤差を検討する際には、術後の眼軸長や前房深度も重要なパラメーターとなる⁹⁻¹²⁾。

このような眼内レンズ (IOL, intraocular lens) 移植におけるパワー予測だけでなく、最近の屈折矯正手術では、眼内コンタクトレンズ (ICL, implantable contact lens) や Phakic IOL 挿入による屈折矯正の試み¹³⁾ も始まっ

ているため、前房深度の評価が極めて重要となる。前房深度の評価には、光学式と超音波式があるが、眼軸長との同時測定の容易さから後者が多用されている¹⁴⁾。しかし、本来は眼軸長測定のための超音波Aモードで正しい前房深度が評価できるのであろうか？

本論文では、眼軸長測定用の超音波A-モードにより前房深度を評価する際の測定音速の影響を検討し、正しく評価するための最適音速値を求めた。また、眼内レンズ移植術後の眼軸長測定における前房深度評価についても検討した。

方 法

超音波モードによる前房深度の測定を考える。Fig. 1に示すように角膜厚T、角膜前面からレンズ前面までの距離を前房深度ACDとし、角膜および前房内での音速をそれぞれV₁、V₂とすれば、前房深度の超音波の伝播時間Sは

$$S = (T/V_1) + \{(ACD-T)/V_2\} \quad (1)$$

であり、いま設定音速V_mで測定された見かけの前房深度L_mは

$$L_m = V_m \cdot S = V_m \{ (T/V_1) + [(ACD-T)/V_2] \} \quad (2)$$

で与えられる。これらから、真の前房深度ACDについて

解けば、

$$ACD = (V_2/V_m)L_m + \{1 - (V_1/V_2)\}T \quad (3)$$

となる。見かけの前房深度L_mが真の前房深度ACDと等しくなる音速V_eを前房深度の等価音速とすれば、

$$V_e = \frac{ACD}{(ACD/V_2) + \{(T/V_1) - (T/V_2)\}} \quad (4)$$

で与えられ、前房深度を超音波で正しく評価するための設定音速(等価音速値)が決まることになる。

結果と考察

3-1) 有水晶体眼

我々の眼の標準的な値⁹⁾を用いて計算した結果をTable 1に示す。模型眼的には、角膜厚は約0.5 mm、前房深度は約3.6 mm程度であるが、ここでは角膜厚を0.4から0.6 mmの範囲で、前房深度については3から6 mmの範囲で等価音速値を算出した。ただし、角膜及び房水中の超音波音速をそれぞれ1640 m/s、1532 m/sと仮定した。

Fig. 2には、(4)式で計算された前房深度用等価音速を示す。図中のパラメーターは角膜中心厚Tで0.2から0.7 mmの範囲で、前房深度2から7 mmの範囲で求めた。最近角膜屈折矯正手術¹³⁾(PRK: photorefractive

Measurement of Anterior Chamber Depth (ACD) with Ultrasonic Biometry

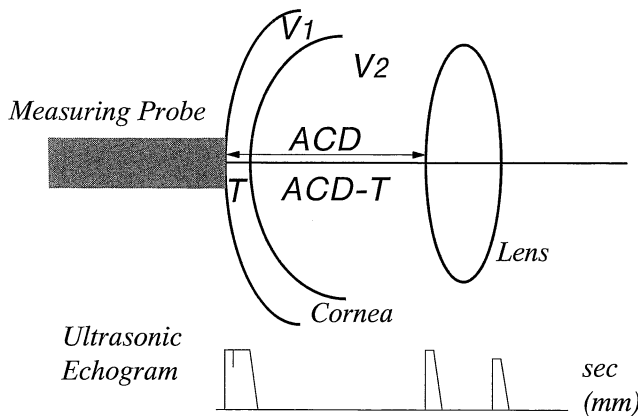


Fig. 1. Measurement of anterior chamber depth by A-mode ultrasonic biometry. T shows the central thickness of the cornea, ACD (anterior chamber depth) the distance from the corneal to the lens apex, V₁ ultrasonic velocity of the cornea, and V₂ ultrasonic velocity of the aqueous.

keratectomy, PTK : phototherapeutic keratectomy, LASIK : laser in situ keratomileusis など)で術後に角膜が薄くなることも多いため、きわめて薄い角膜も想定して算出した。

Table 1 や Fig. 2 から分かるように、角膜厚が 0.5 mm, 前房深度が 3 mm 程度であれば、前房深度用の等価音速は約 1550 m/s となり、有水晶体眼の眼軸長測定音速値ではほぼ正しい前房深度が評価できることが分かる。しかし、角膜が厚くなるほど、等価音速は高くなるが、前房深度が深くなるに従って、設定すべき等価音速値は低くなることが分かる。これは前房深度 ACD に占める角膜厚 T の割合(T/ACD)が高くなれば、音速値の高い

角膜の比率が高くなり等価音速も高くすべきである、T/ACD の割合が低くなれば、等価音速は低くなり房水の音速(1532 m/s)に近くなる。

設定音速による見かけの前房深度と真の前房深度の差を測定誤差とすれば、(3)式から求めた各音速での測定誤差を Fig. 3, 4, 5 に示す。角膜の中心厚 T としてそれぞれ、0.3, 0.5, 0.7 mm として求めたものである。図中のパラメーターは超音波の測定音速を示す。後述する偽水晶体眼の眼軸長測定用等価音速は、現在使用されている眼内レンズの種類により 1500 から 1560 m/s 程度になるため、1500 から 1590 m/s の音速範囲で前房深度の誤差を求めている。角膜が薄い(T=0.3 mm)場合には、Fig. 3 に示すように、ほぼ 1540 m/s の測定音速で前房深度への依存性も少なく誤差が最も小さくなる。中程度の角膜厚(T=0.5 mm)では、Fig. 4 に示すように、約 1540 から 1500 m/s の測定音速付近で測定誤差が最小となる。また、通常汎用されている無水晶体眼の音速である 1532 m/s 付近の測定音速では、ほぼ 30 μ m 程度過小評価されるが、前房深度(ACD)が 2 から 7 mm の範囲ではほぼ一定誤差を示し前房深度への依存性はきわめて少ないことが分かる。次に厚い角膜(T=0.7 mm)の場合には、Fig. 5

Table 1. Equivalent Ultrasonic Velocity for ACD Measurement

ACD\T	0.4 mm	0.5 mm	0.6 mm
3 mm	1545.6 m/s	1549.0 m/s	1552.5 m/s
4 mm	1542.1 m/s	1544.7 m/s	1547.3 m/s
5 mm	1540.1 m/s	1542.2 m/s	1544.2 m/s
6 mm	1538.8 m/s	1540.5 m/s	1542.2 m/s

($V_1=1640$ m/s, $V_2=1532$ m/s)

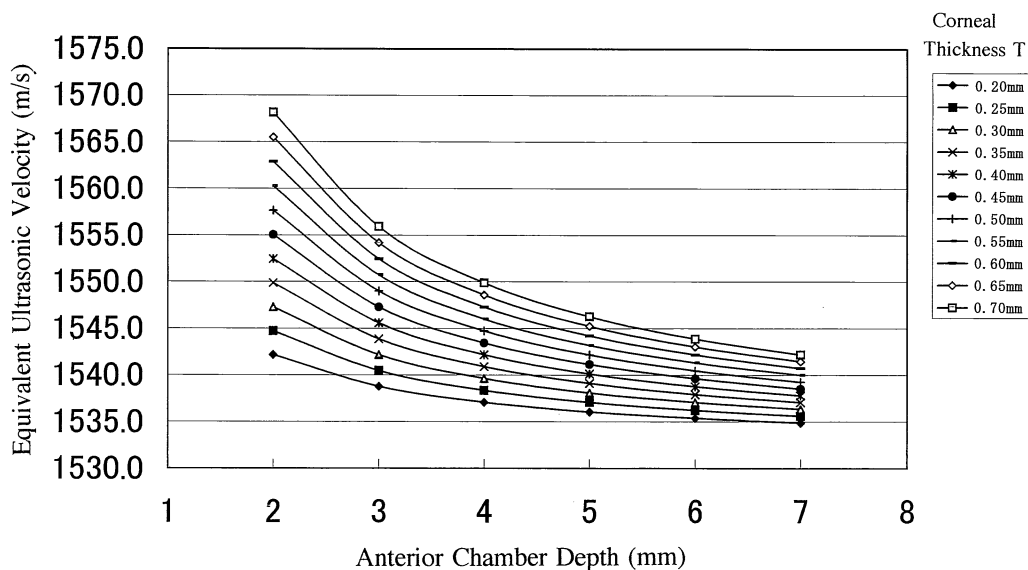


Fig. 2. Equivalent ultrasonic velocity (EUV) for accurate measurement of anterior chamber depth (ACD) at various central thickness of the cornea T (0.2 to 0.7mm).

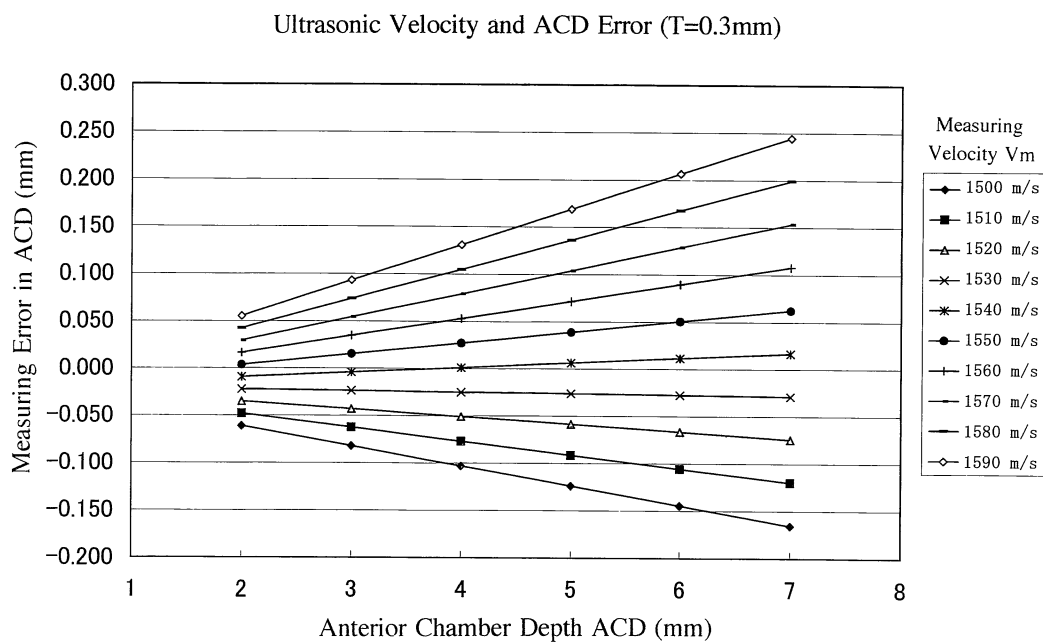


Fig. 3. Measuring error of anterior chamber depth (ACD) for various measuring velocity of ultrasound (V_m) in the case of $T=0.3\text{mm}$. Errors of ACD measurement were calculated for the measuring velocity from 1500 to 1590m/s at the various true value of ACD from 2 to 7mm.

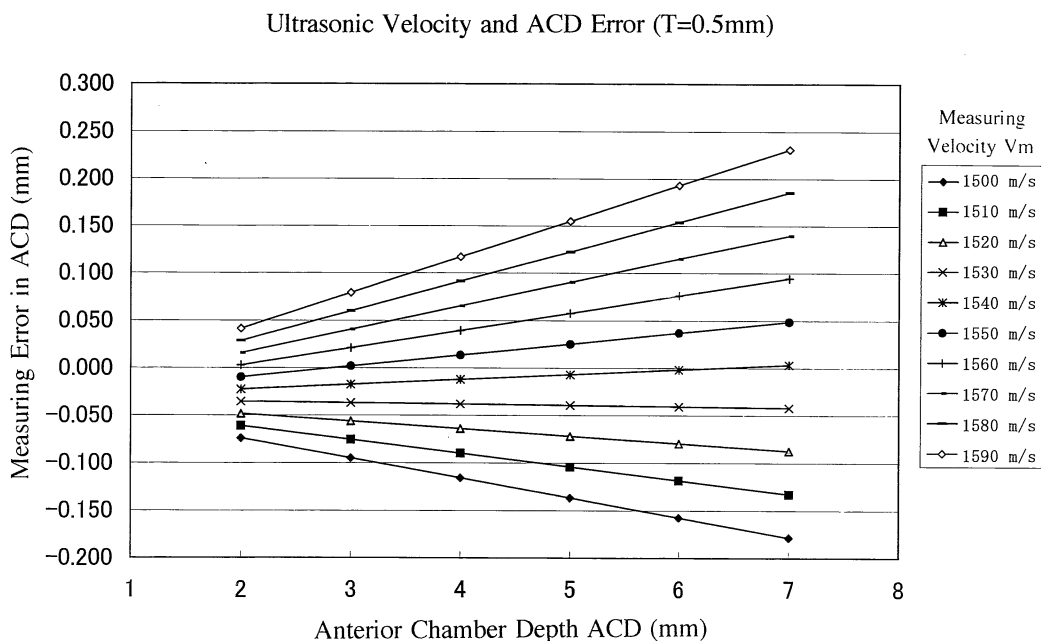


Fig. 4. Measuring error of anterior chamber depth (ACD) for various measuring velocity of ultrasound (V_m) in the case of $T=0.5\text{mm}$.

Ultrasonic Velocity and ACD Error (T=0.7mm)

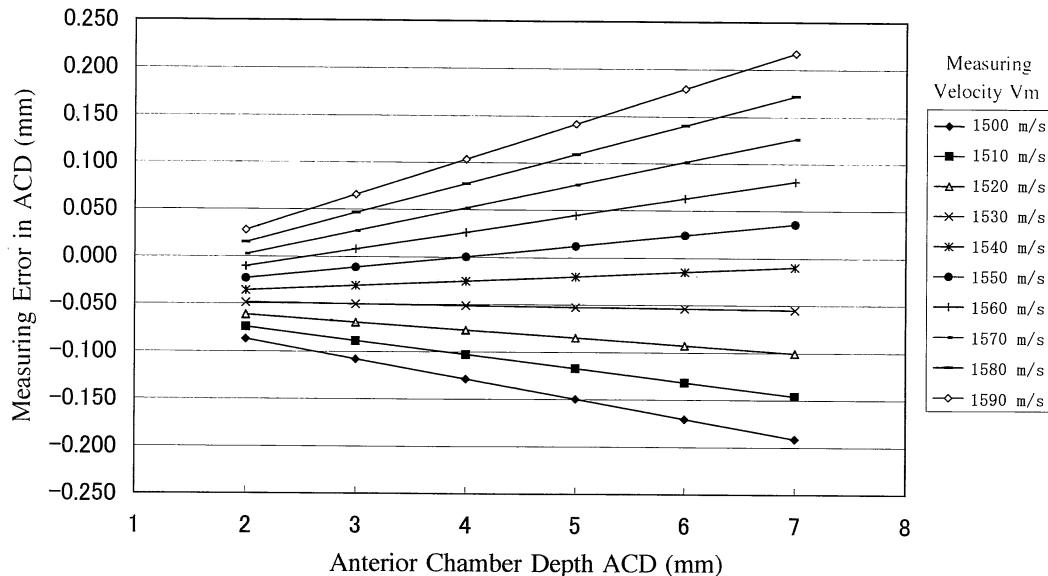


Fig. 5. Measuring error of anterior chamber depth (ACD) for various measuring velocity of ultrasound (Vm) in the case of T=0.7mm.

Table 2. Effect of Equivalent Ultrasonic Velocity (EUV) for Axial Length on ACD Measurement

- 1) $V_m = V_a = 1532 \text{ m/s}$ (EUV for aphakic eyes)
 $ACD = L_m + 0.066 T$
- 2) $V_m = 1550 \text{ m/s}$ (EUV for phakic eyes)
 $ACD = 0.988 L_m + 0.066 T$
- 3) $V_m = 1560 \text{ m/s}$ (EUV for PMMA-IOL implanted eyes)
 $ACD = 0.982 L_m + 0.066 T$
- 4) $V_m = 1500 \text{ m/s}$ (EUV for Silicone-IOL implanted eyes)
 $ACD = 1.02 L_m + 0.066 T$
- 5) $V_m = 1545 \text{ m/s}$ (EUV for Acrylate-IOL implanted eyes)
 $ACD = 0.992 L_m + 0.066 T$

に示すように、約 1560 から 1540 m/s あたりの音速で測定誤差が最小となるが、前房深度(ACD)の値によりかなり異なることが分かる。また、ほぼ 1540 m/s 付近の音速で 2 から 7 mm の前房深度の範囲でおおむね 50 μm 程度の一定誤差となり前房深度への依存性が低いことが分かる。

3-2) 偽水晶体眼

眼内レンズが移植された偽水晶体眼の眼軸長の測定には、無水晶体眼モードの 1532 m/s の音速かあるいは眼内レンズに適した等価音速が用いられる¹⁰⁻¹²⁾。これらの

眼軸長測定用の等価音速を用いて前房深度を測定したときの前房深度の補正式を Table 2 に示す。

PMMA 眼内レンズを移植された眼では、レンズ素材の音速が約 2718 m/s と眼内組織よりもはるかに早いため、等価音速は約 1560 m/s(レンズ厚を約 1 mm とすれば)となり、通常の有水晶体眼の音速 1550 m/s よりも高い設定音速となる¹⁰⁻¹²⁾。また、アクリル素材の眼内レンズでも約 2120 m/s 程度の音速であるため、等価音速は約 1545 m/s となる。一方、シリコンレンズではレンズ内の音速は約 1050-1090 m/s 程度であり、眼内組織よりもきわめて遅い音速であり、その結果等価音速は約 1500 m/s 程度となる¹⁰⁻¹²⁾。

このような眼内レンズが移植された偽水晶体眼の術後眼軸長を正しく測定することは、屈折誤差の原因を解明するためにきわめて重要である¹⁵⁻¹⁶⁾。しかし、PMMA やアクリルの眼内レンズはレンズ内音速が早く薄いため、術後の A モード波形は、Fig. 6 に示すようにレンズの後面エコーを分離しがたく、時には多重エコーのために眼内の各組織での厚みを区分的に求めることは出来ない。シリコンレンズのようにレンズ内音速がきわめて遅い場合にはレンズの前後面エコーが明瞭に分離解析できるため、術後の眼軸長は区分的に解析可能である。

Axial Length Measurement of IOL-implanted Eye with Ultrasonic Biometry

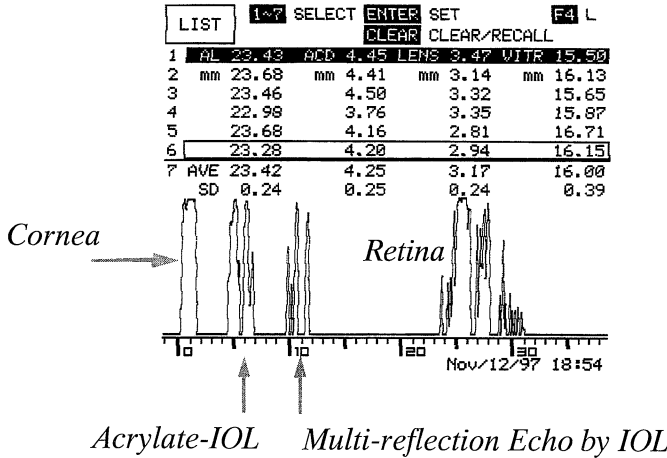


Fig. 6. Postoperative axial length measurement in a pseudophakic eye (Acrylate-IOL implanted eye). As the ultrasonic impedance and the ultrasonic velocity of the IOL are high, it is difficult to discriminate the echo from anterior and posterior lens surfaces. Even if the axial length (AL) can be measured with A-mode biometry, the values such as anterior chamber depth (ACD), lens thickness (LENS) and vitreous length (VITR) are not accurate because of multi-reflection echoes.

しかし、PMMA やアクリルレンズなどでは、術後の眼軸長を臨床的に簡便に求めようとすれば、各レンズの等価音速を用いるか、IOL モード(1532 m/s)で見かけの眼軸長から既知のレンズ厚みを用いて補正するしかない^{10-12,15)}。今回の前房深度評価における測定誤差は、このような眼軸長測定のための等価音速を用いて前房深度を評価する際に生じる誤差である。Fig. 3, 4, 5 に示したように、角膜厚が薄くなるほど、シリコンレンズ移植眼の前房深度の誤差はプラス側にシフトした。角膜厚が 0.3 mm と薄い場合には、1530 m/s 付近の音速で誤差は小さくなるが、角膜厚が 0.5, 0.7 mm と厚くなるに従って、誤差が小さくなり、等価音速も 1540 から 1550 m/s と高くなる。

眼内レンズが移植された眼の術後眼軸長を正しく評価するため、各レンズの等価音速を用いて測定された結果から、前房深度の値を用いるとシリコンレンズ系では約 0.1 mm から 0.15 mm 程度短く評価される。また最も音速の早い PMMA レンズ系では 20 から 50 μ m 程度長く評価される。アクリルレンズ系では 1545 m/s 程度であるから、前房深度への誤差はきわめて少ない。

有水晶体眼の前房深度測定には、通常眼軸長測定用の設定音速 1550 m/s が多用されるが^{17,19)}、これも、角膜の厚みが A モード波形で明瞭に分離出来れば、角膜と房水の設定音速から容易に正確な前房深度を評価できる。しかし、角膜厚は約 0.5 mm 程度と薄くその音速が 1640 m/s と房水よりも早いため、角膜後面の波形の分離は難しく、等価音速のような一つの音速で臨床評価せざるを得ない。今回の解析では、各種の角膜厚みと前房深度の組合せ下での最適な前房深度測定用の音速ならびにその誤差について検討した。通常の前房深度の範囲内では設定音速が 1532 m/s あるいは 1550 m/s のモードであっても、測定誤差は存在するがきわめて小さく、また超音波の波長から考えても臨床的には許容できる範囲である。しかし、将来屈折矯正の精度や眼内レンズの予測精度等が向上すれば、現在の誤差の程度でも臨床問題となってくるだろう。また、各種の眼内レンズが移植された偽水晶体眼では、眼軸長の測定のための設定音速(等価音速)が用いられると、それから得られた前房深度の値は最適な設定音速値で評価されていないために誤差が大きくなることに留意すべきである。

ま と め

超音波 A モード測定装置で術前後の前房深度を評価するには、眼軸長測定モードの設定音速では時として誤差が大きくなる場合がある。前房深度の測定音速の最適値は、角膜厚や前房深度の値に依存するが、約 1545 m/s (角膜厚 0.5, 前房深度 4.0 mm の場合)程度と考えられた。有水晶体眼の眼軸長測定音速で前房深度を評価すれば、わずかに過大評価される。無水晶体眼あるいは IOL モードの眼軸長測定音速では、わずかに過小評価される。眼内レンズ移植後に眼軸長測定用等価音速で得られる前房深度は正しい評価が出来ない。正確な前房深度の評価のためには、有水晶体眼であろうと無水晶体眼であろうと、前房深度用の等価音速値を用いるべきである。

文 献

- 1) 永田 誠 監修: IOL クリニック. 医学書院, 東京, p. 5-14, 1992.
- 2) 魚里 博: 眼内レンズ(IOL). O plus E. **159**: 100-105, 1993.
- 3) 大鹿哲郎: 眼内レンズ, 1. 素材からみた IOL. 眼科. **38**: 1291-1294, 1996.
- 4) Olsen, T.: Sources of error in intraocular lens power calculation. J. Cataract. Refract. Surg. **18**: 125-129, 1992.
- 5) Retzlaff, J. A., Sanders, D. R., and Kraff, M. C.: Development of the SRK/T intraocular lens implant calculation formula. J. Cataract. Refract. Surg. **16**: 333-340, 1990.
- 6) Holladay, J. T., Musgrove, K. H., Prager, T. C., et al: A three-part system for refining intraocular lens power calculations. J. Cataract. Refract. Surg. **14**: 17-24, 1988.
- 7) 濱田麻実, 高橋洋子, 常岡 寛, 他: 各種 foldable IOL の A 定数. IOL & RS, **12**: 39-43, 1998.
- 8) 禰津直久: 水晶体の位置からの術後前房深度予測. IOL & RS. **12**: 44-47, 1998.
- 9) 魚里 博: 眼内レンズ(人工水晶体). 応用物理. **54**: 1039-1051, 1985.
- 10) 魚里 博: 眼内レンズ移植眼の超音波眼軸長計測における誤差. 視覚の科学. **13**(No. 2): 34-38, 1992.
- 11) 魚里 博, 牧野弘之: 眼内レンズ移植眼の超音波眼軸長計測における等価音速値. 日眼会誌. **97**: 933-938, 1993.
- 12) 魚里 博: 超音波診断装置(眼球計測用). 眼科器械の使い方. 第 3 版(湖崎 克, 他編集), 医学書院, 東京, p. 303-309, 1992.
- 13) 水流忠彦, 魚里 博, 清水公也 編集: 屈折矯正のプロセスと実際. 金原出版, 東京, pp. 207, 1998.
- 14) 丸尾敏夫, 松井瑞夫, 小口芳久, 湖崎 克 編集: 眼科検査法ハンドブック. 第 2 版. 医学書院, 東京, p. 292-294, 1995.
- 15) Holladay, J. T. and Prager, T. C.: Accurate ultrasonic biometry in pseudophakia. Am. J. Ophthalmol. **107**: 189-190, 1989.
- 16) Milaiskas, A. T. and Marney, S.: Pseudo axial length after silicon lens implantation as determined by ultrasonic scans. J. Cataract. Refract. Surg. **14**: 400-402, 1988.
- 17) Binkhorst, R. D.: The accuracy of ultrasonic measurement of the axial length of the eye. Ophthalmic Surg. **12**: 363-365, 1981.
- 18) Janssen, F. and Koch, E.: Determination of the velocity of ultrasound in the human lens and vitreous. Acta Ophthalmol. **40**: 420-433, 1962.
- 19) 所 敬: 眼科領域における超音波生体計測. 眼科 Mook, No. 25 眼科における超音波診断(太根節直編集), 金原出版, 東京, p. 186-198, 1985.