

引文格式:《眼部超声可视化生物规范测量指南(2024)》专家组,中国医药教育协会眼科影像与智能医疗分会及智能医学专委会,国际转化医学会眼科学专委会,中国眼科影像研究专家组. 眼部超声可视化生物规范测量指南(2024) [J]. 眼科新进展, 2024, 44(6): 421-427. doi: 10. 13389/j. cnki. rao. 2024. 0082

【述评】

眼部超声可视化生物规范测量指南(2024)[△]

《眼部超声可视化生物规范测量指南(2024)》专家组
中国医药教育协会眼科影像与智能医疗分会及智能医学专委会
国际转化医学会眼科学专委会
中国眼科影像研究专家组



通讯作者:邵毅 (ORCID: 0000-0003-1571-2433), 男, 1982年10月生, 江西上饶人, 博士, 主任医师, 欧洲自然科学院院士, 井冈山学者, 国际转化医学会眼科学专委会主任委员, 中国医药教育协会眼科影像与智能医疗分会主任委员, 博士生导师。研究方向: 眼科影像与智能医疗。E-mail: freebee99@163.com



通信作者:杨文利 (ORCID: 0000-0002-5438-3132), 男, 1969年6月出生, 河南南阳人, 主任技师, 国际眼超声诊断学会委员, 中国医师协会眼科医师分会眼超声诊断学组组长。研究方向: 眼科超声与眼科智能影像。E-mail: yangwl_tr@163.com

收稿日期: 2023-12-08

修回日期: 2023-03-21

本文编辑: 盛丽娜, 刘雪立

△ 基金项目: 国家自然科学基金 (编号: 82160195); 江西省双千计划科技创新高端领军人才项目 (编号: jxsq2023201036); 江西省重大 (重点) 研发专项计划 (编号: 20223BBH80014); 国家重点研发计划项目 (编号: 2018YFC0116000)

注: 本指南的国际实践指南注册号为 PREPARE-2023CN213 (<http://www.guidelines-redistry.cn/>)。

修改意见, 修改意见经过《指南》撰写组核心成员整理并通过微信、电子邮件和线上会议形式进行讨论和归纳, 最终达成《指南》终稿, 旨在指导眼部超声检查和测量的临床应用。本指南制定过程历时1年余。

1 眼部 A 型超声检查和测量

1.1 简介

A 型超声 (简称 A 超) 为幅度调制型超声, 是最

【摘要】 超声检查和测量的准确性对眼部疾病的诊断有着重要意义。常用的眼超声检查主要包括 A 型超声、B 型超声、超声生物显微镜 (UBM) 和彩色多普勒血流成像等方法。A 型超声主要用于测量不同回声强度的组织之间的距离。B 型超声可以显示眼的二维结构并对目标点进行定量测量。UBM 是一种超高频的二维成像方法, 可清晰显示眼前段的结构特点并测量相关参数, 对房角形态改变的定量分析, 眼内镜植入手术前、后的眼前段形态变化均可提供帮助。彩色多普勒血流成像在二维超声的基础上应用多普勒效应可定量测量移动物质的相关参数, 反映眼局部的血流变化情况。为规范不同超声检查方法在眼部检查中的测量操作, 特制定本指南。本指南主要针对不同类型眼部超声仪器测量的规范化操作及其在眼部疾病中的临床应用来进行阐述, 从而为相关眼部疾病的诊断和治疗提供一定的指导意见。

【关键词】 眼部超声; A 型超声; B 型超声; 超声生物显微镜; 彩色多普勒血流成像

【中图分类号】 R770.4

超声检查是一种非侵入性诊断方法, 利用声波作为介质, 应用压电效应通过换能器接受目标反射的声波成像, 获得目标组织的正常及异常结构图像^[1]。眼为表浅器官, 适合进行超声检查, 超声检查和测量的准确性对眼部疾病的诊断有着重要意义。基于目前眼部超声测量受技术人员对相关技术的操作和认知能力不同的影响, 导致相同检查目标的测量结果存在一定的差异性, 为统一测量标准、规范测量方法, 为临床提供可靠的诊断依据, 中国医药教育协会眼科影像与智能医疗分会组织眼科临床医学专家、眼科临床影像专家于 2022 年 7 月成立了《眼部超声检查和测量规范操作指南》(简称《指南》) 撰写组, 于 2022 年 7 月 11 日对全国眼部超声专家进行调查, 收集并整理相关领域中涉及的眼部超声检查和测量问题及相关技术在临床应用中所面临的困难。召开线下和线上会议, 针对收集的眼部超声检查和测量问题进行充分讨论和论证。专家组成员在认真学习国内外眼部超声检查和测量研究文献的基础上, 由执笔小组成员撰写《指南》初稿, 初稿形成后通过电子邮件和微信等方式由各位专家独立阅读并提出

早应用于眼科的超声检查技术。A 超利用超声波的反射特性获得人体组织内的有关信息, 并将回声以波的形式显示。A 超产生的是一维图像, 纵坐标代表回声信号的强度, 横坐标代表回声的时间 (距离)。常用于测量距离、径值、鉴别病变的性质等。眼部 A 超测量的眼轴长度是沿着眼球的光学轴线, 即自注视点经眼内的节点至黄斑中心凹的内界膜前之间的距离^[2]。不同组织声阻抗差的不同, 表现出不同高

度的波形;不同界面产生 A 超波形的时间不同,选择超声波在不同组织中的特定声速,根据公式“距离 = 速度 × 时间”获得相关组织的生物学参数^[3]。A 超生物测量法探头频率多为 10 MHz,测量的准确度可达 0.01 mm,是经典的测量眼球生物学参数的方法。

1.2 适应证及禁忌证

A 超可以用于眼球生物学参数(如角膜厚度、前房深度、晶状体厚度、玻璃体腔长度和眼轴长度等)的测量^[4-5],诊断与眼轴相关的疾病,如屈光不正、青光眼等。此外,A 超还可用于测定眼内肿瘤、眼眶占位病变内回声强度、眼外肌厚度等。

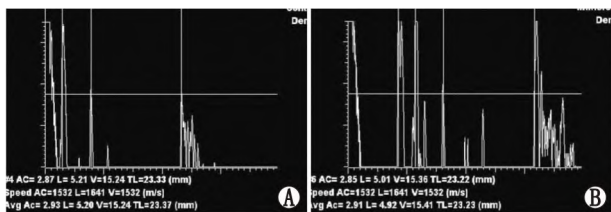
A 超禁用于眼表急性传染性疾病(如急性结膜炎、角膜溃疡等)和开放性眼球破裂伤。对于眼压过高或过低的受检者,应慎重选择 A 超检查和测量。其他禁忌条件包括无法暴露角膜的眼睑水肿、血肿、气肿等受检者,以及无法主动配合检查的受检者。

1.3 操作步骤

使用 A 超检查前先对探头进行校准,推荐使用设备提供的模型眼进行校正,建议每周至少校正一次,有特殊情况可随时进行校正。常用的测量方法有直接接触法和间接浸润法两种^[6]。

1.3.1 直接接触法

首先对受检眼进行表面麻醉,检查者手持 A 超探头置于眼前,嘱受检者注视探头内的红色注视灯,移动探头逐渐接近角膜,将探头置于受检者角膜中央区域做小范围移动,寻找最佳声像图的位置进行测量,测量时尽量避免眼部 A 超探头对眼球施加压力。每眼测量不少于 5 次,确认前房深度、晶状体厚度和眼轴长度的标准差小于 0.1 mm。一般进行双眼测量且双眼眼轴长度的测量结果差值不超过 0.3 mm,如超过 0.3 mm 则选择第二种测量方法确认测量结果并分析产生差值的原因^[7]。该方法简单易学,但受检查者手法(探头对角膜的压迫程度)的影响会产生误差(图 1A)。



A:直接接触法;B:间接浸润法。

图 1 眼部 A 超测量眼轴长度

1.3.2 间接浸润法

A 超探头通过中间介质将声波传达到眼球,探头不直接接触眼球的检查方法。首先对受检眼进行表面麻醉,将眼杯放置于受检者眼睑内,杯内注入对角膜无刺激的接触剂,探头置于介质内不直接接触角膜,余检查方法同直接接触法。此方法获得的图像在角膜波前有介质波,因探头不与角膜直接接触,

故可以避免测量过程中探头对角膜加压,所得到的眼轴长度与光学法测量的结果相近^[8-15](图 1B)。

2 眼部 B 型超声检查和测量

2.1 简介

眼部 B 型超声(简称 B 超)可显示眼的二维结构,应用间接浸润法 B 超生物测量可以在二维结构的引导下,结合眼的结构特征进行可视化生物测量,避免 A 超生物测量时因眼内病变(如晶状体膨胀、玻璃体积血、视网膜脱离、黄斑水肿等)所致的结构波形识别错误造成的测量误差^[16]。

2.2 适应证及禁忌证

应用间接浸润法 B 超生物测量的主要适应证:(1)A 超测量结果的复核,包括对合并眼球内病变时 A 超测量晶状体、视网膜波形识别有异议的结果复核;(2)A 超不能获得测量结果的特殊病例(如晶状体致密、玻璃体变性、眼球壁缺损或形态异常等)。

B 超检查严禁用于眼部急性传染性疾病及严重的眼球破裂伤。

2.3 操作步骤

首先对角膜进行表面麻醉,然后在结膜囊内置入眼杯,眼杯内充满对角膜无刺激的耦合剂,将 B 超探头置于耦合剂内,将探头标记方向朝向病人的颞侧(右眼)或鼻侧(左眼),水平轴位切面应充分显示角膜、晶状体前囊、晶状体后囊和眼球壁图像,注意黄斑中心凹(视神经颞下方的中强回声)尽可能显示在图像的中央。目前主要有三种测量标定法^[17-18],第一种是二段标定法,应用的平均声速为 $1\ 550\ \text{m} \cdot \text{s}^{-1}$,沿取样线标角膜前表面波至黄斑中心凹波的长度即为眼轴长度;第二种是四段标定法,前房和玻璃体的测量声速为 $1\ 532\ \text{m} \cdot \text{s}^{-1}$,晶状体为 $1\ 641\ \text{m} \cdot \text{s}^{-1}$;第三种是五段标定法,在第二种方法的基础上增加角膜测量,声速为 $1\ 620\ \text{m} \cdot \text{s}^{-1}$ (图 2)。

3 眼部超声生物显微镜

3.1 简介

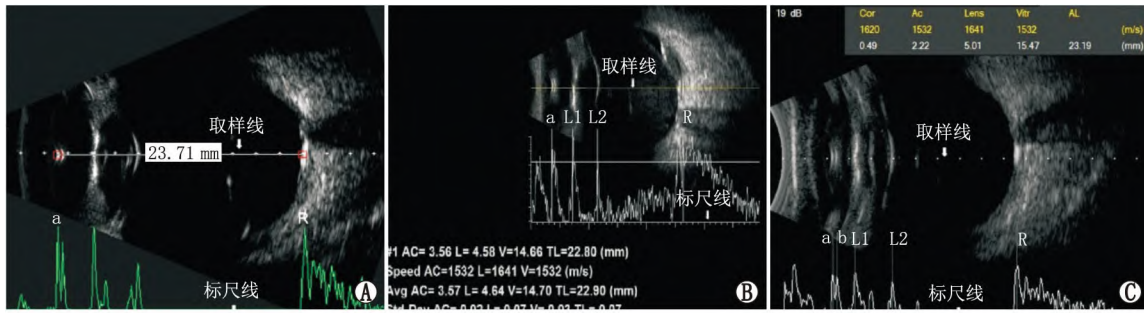
超声生物显微镜(UBM)也是 B 超的一种,是利用超高频超声对表浅组织结构进行成像的诊断技术。眼科所用 UBM 换能器频率一般在 50 MHz 左右,探查深度为 6~8 mm,轴向分辨率约 $50\ \mu\text{m}$,由于超声频率与分辨率的增加,仪器的穿透力下降,UBM 主要用于眼前段病变,如房角形态结构的检查,通过测量眼前段生物学参数为疾病诊断提供定量依据。

3.2 适应证及禁忌证

UBM 检查适用于眼前段(角膜、虹膜、晶状体、悬韧带、睫状体等)结构的检查和测量,观察房角的形态、睫状沟的距离并进行定量测量。还可以用于有晶状体眼后房型人工晶状体(ICL)植入术前生物学参数的获取和术后效果的评估。

UBM 检查禁用于开放性眼球外伤、内眼手术后

伤口未完全闭合、传染性眼病、幼儿及其他无法主动配合检查者。



A:二段标定法(a示角膜前表面波;R示黄斑中心凹波);B:四段标定法(a示角膜前表面波;L1示晶状体前囊膜波;L2示晶状体后囊膜波;R示黄斑中心凹波);C:五段标定法(a示角膜前表面波;b示角膜后表面波;L1示晶状体前囊膜波;L2示晶状体后囊膜波;R示黄斑中心凹波)。

图2 眼部间接浸润法B超生物测量不同标定法

3.3 操作步骤

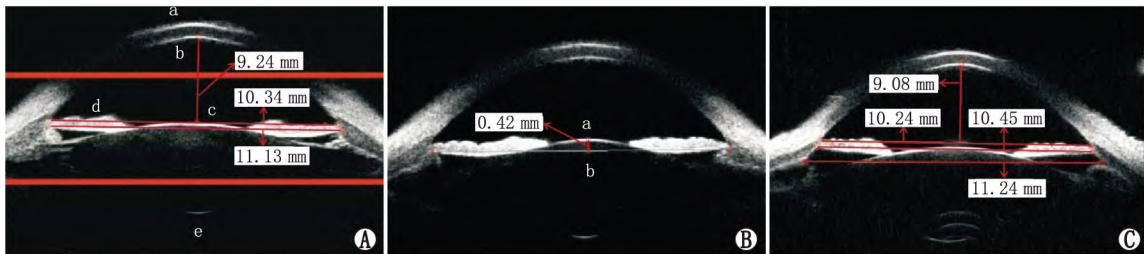
首先对受检者进行眼表面麻醉,根据受检者睑裂大小选择合适直径的眼杯。将眼杯置入结膜囊内,眼杯内注入适量对角膜无刺激的耦合剂,选择合适的超声增益。调整探头角度和受检者的眼位,使被检查部位垂直于探头移动中心,应用轴位及纵切扫描的方式自12:00钟位开始顺序检查,检查过程中注意将图像的感兴趣区置于检查的聚焦区,以获得清晰的图像,采集图像留存供测量用。

3.3.1 ICL术前的UBM生物测量

在ICL术中,由于所植入的晶状体尺寸需要与睫状沟到睫状沟(STS)的距离相匹配,因此准确的睫状沟直径测量对于晶状体型号的选择、植入方向的

制订具有重要的参考价值。UBM可以显示角膜中央后表面至晶状体前囊膜的距离(不包括角膜厚度),即前房深度;两侧虹膜隐窝之间的连线为房角到房角的距离,两侧睫状沟间的连线为STS的距离(图3A),晶状体前表面矢高取晶状体中央前表面至STS的垂线的距离(图3B)。

STS的精准测量非常重要,故采集图像时应充分暴露睫状沟,虹膜后表面止点显示清晰。当受检者睫状沟宽大时,测量的起止点应以睫状沟底部为准,而不是以虹膜根部后表面为起止点(图3C)。为确保测量的准确性和可重复性,分别采集12:00-6:00、3:00-9:00、1:30-7:30、4:30-10:30钟位的4个角度图像,分别测量并取平均值。



A:眼前段声像图(a示角膜前表面;b示角膜后表面;c示晶状体前表面;d示虹膜;e示晶状体后表面;红色方框代表UBM超声聚焦平面);B:晶状体前表面矢高测量图(a示晶状体前囊;b示STS连线);C:睫状沟宽大时,测量的起止点应为睫状沟底部而非虹膜根部后表面。

图3 UBM测量图

3.3.2 眼前段参数的UBM测量

眼前段参数的UBM测量参照Pavlin设计的方法,主要应用于房角开放和关闭程度的诊断和评价^[19-23]。常用的测量参数包括房角开放程度、瞳孔阻滞力、虹膜形态及位置以及睫状体及其位置等(图4A)。巩膜突是巩膜向前房突出的窄嵴,为巩膜沟的后缘,在UBM声像图上呈三角形中等强度的凸起,为测量重要的解剖标志。从巩膜突沿角膜内皮后表面向前约500 μm处,为Schwalbe线所在。巩膜突与Schwalbe线之间的区域为小梁网。基于这两个解剖

标志,可以设定房角开放距离及小梁-虹膜夹角作为反映房角开放程度的指标。

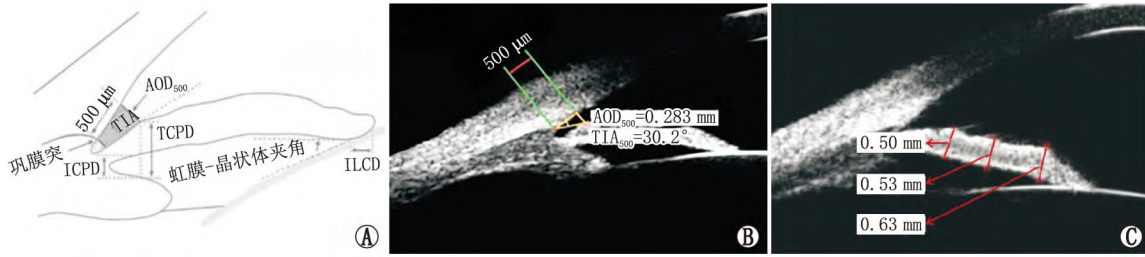
房角开放距离:以巩膜突沿角膜内皮后表面向前500 μm处为基点,垂直于角膜做一条直线与虹膜相交,两点间距离即为房角开放距离(图4B)。

小梁-虹膜夹角:以巩膜突为顶点,与巩膜突前500 μm处的小梁网上的一点连线,并与巩膜突前500 μm的虹膜上一点连线,两线之间的夹角即为小梁-虹膜夹角。

虹膜厚度是与房角狭窄和房角关闭相关的一个

参数,通常以距离巩膜突 500 μm 处的虹膜厚度进行研究。以虹膜后表面为参考面,从某一点作垂线到虹膜前表面的直线距离即为虹膜厚度。虹膜后表面

弧长可以分为中央、中周和周边三部分(图 4C)。需要注意的是,光照条件变化以及是否使用缩瞳剂均会对虹膜厚度的测量结果产生影响。



A: 示意图(AOD:房角开放距离;ICPD:虹膜-睫状突距离;ILCD:虹膜-晶状体接触距离;TIA:小梁-虹膜夹角;TCPD:小梁-睫状突距离);B:房角开放距离和小梁-虹膜夹角;C:虹膜厚度的测量。

图4 UBM测量的眼前段参数

4 彩色多普勒血流成像检查和测量

4.1 简介

彩色多普勒血流成像(CDFI)不仅能够提供B超的实时二维图像,同时还可以提供二维结构对应的血流特征,从形态和血流特征两个方面为疾病的诊断提供更丰富的信息。CDFI可对眼动脉、视网膜中央动脉、睫状后动脉等血管血流动力学指标进行定量测定,分析病变对眼局部的血供状态带来的改变,评估治疗效果和预后,经过30余年的探索,CDFI已经成为眼科超声诊断中不可或缺的组成部分。

4.2 适应证及禁忌证

CDFI具有B超的全部功能,同时可以对病变内和眶内主要血管(眼动脉、视网膜中央动脉、睫状后短动脉等)的血供情况进行定量测量。

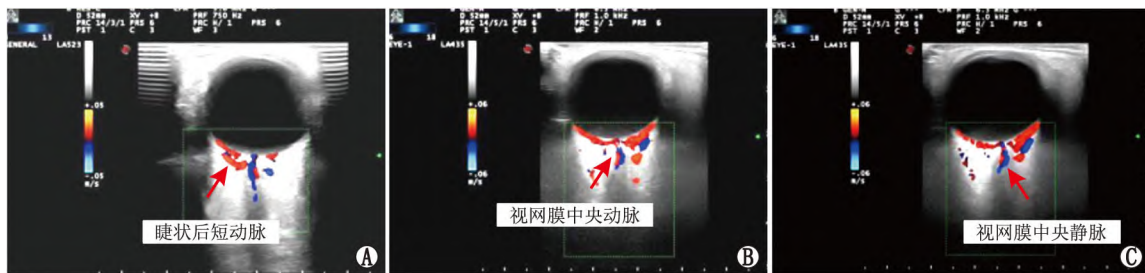
CDFI检查和测量禁用于眼睑皮肤及眼表急性

感染者。

4.3 操作步骤

CDFI检查和测量眼内结构的方法与眼部B超操作基本一致,以下主要描述眼部血管及眼部血流的检查和测量方法^[24-28]。

首先做眼球水平轴位切面,切面充分显示视神经,将CDFI取样点置于球后15~25mm处,在视神经的两侧寻找类似英文字母“S”形的粗大血管即眼动脉,在与CDFI取样线平行且没有分支血管处进行取样。调整取样框,在眼球后10mm左右的视神经内发现红-蓝相间的血流信号即视网膜中央动脉和视网膜中央静脉,在球壁后2~5mm处选择与取样线平行的位置进行取样;视神经的两侧可以发现单一颜色的柱状血流信号为睫状后短动脉,在球壁后5~8mm处选择与取样线平行的位置进行取样即可(图5)。



A:视神经两侧球壁后可探及睫状后短动脉红色血流信号;B:视神经低回声区中可探测到视网膜中央动脉的血流信号;C:视神经低回声区中可探测到视网膜中央静脉的血流信号。

图5 CDFI水平轴位切面检查声像图

4.4 眶内血管的测量方法

对于眶内血管的定量测量,根据上述方法确定每一条血管后,应用设备自带的血管测量软件进行测量。通常包括以下血流参数:收缩期峰值血流速度、舒张末期血流速度、时间-1平均最大血流速度等,计算搏动指数和阻力指数。定量测量分析时,每条血管至少有3个心动周期以上的连续频谱,保证测量结果的准确性和可重复性。

5 结束语

随着眼科影像学检查和测量技术的迅速发展,眼部超声检查和测量在眼科临床疾病的精准诊断和治疗决策中发挥着重要的作用,其无创、不受屈光介质的影响等优点使得A超、B超、UBM、CDFI等在眼科临床上得到广泛应用,已成为眼科临床诊疗过程中必不可少的辅助手段。随着眼部超声检查和测量

技术的不断更迭,我们将不断完善、更新眼部超声检查和测量规范操作指南,我们最终的目标是规范临床实践中眼部超声检查和测量的操作,提供规范化、精准化的检查和测量结果,为眼部疾病精准诊断与个体化治疗奠定坚实的基础,不断推进眼部疾病的临床诊断和治疗水平。

形成指南专家组成员:

执笔专家:

邵毅 南昌大学第一附属医院
杨文利 首都医科大学附属北京同仁医院
王岩 内蒙古医科大学附属医院
黄永志 四川大学华西医院
苏兆安 浙江大学医学院附属第二医院
林松 天津医科大学眼科医院
谭钢 南华大学附属第一医院
杨青华 中国人民解放军总医院
陶勇 首都医科大学附属北京朝阳医院
迟玮 暨南大学附属深圳市眼科医院
沈吟 武汉大学人民医院
黄锦海 复旦大学附属眼耳鼻喉科医院
马健 浙江大学医学院附属第二医院
杨卫华 深圳市眼科医院 深圳市眼病防治研究所
张慧 昆明医科大学第一附属医院
魏雁涛 中山大学中山眼科中心
李世迎 厦门大学附属第一医院
计丹 中南大学湘雅医院
蔡建奇 中国标准化研究院
胡亮 温州医科大学附属眼视光医院
刘光辉 福建中医药大学附属人民医院
邵婷婷 复旦大学附属眼耳鼻喉科医院
刘映 南京中医药大学附属南京市中医院
刘华 锦州医科大学附属第三医院
彭娟 广州医科大学附属第二医院
李程 厦门大学眼科研究所
黄晓明 四川眼科医院
邓志宏 中南大学湘雅三医院
田磊 首都医科大学附属北京同仁医院
赵慧 上海交通大学医学院附属第一人民医院
姚勇 广州希玛林顺潮眼科医院
文丹 中南大学湘雅医院
李中文 温州医科大学附属宁波市眼科医院
易湘龙 新疆医科大学第一附属医院
宋秀胜 恩施州中心医院
周盛 中国医学科学院生物医学工程所
赵玥 南京医科大学附属眼科医院
温鑫 中山大学附属孙逸仙纪念医院
袁晴 九江市第一人民医院
石文卿 同济大学附属同济医院
李东芳 山东第一医科大学附属青岛眼科医院

廖莹 川北医学院附属医院
强军 沧州爱尔眼科医院
参与起草的专家(按姓名拼音排列):
白兰兰 辽宁爱尔眼科医院
卜敬华 厦门大学附属翔安医院
陈波 四川省人民医院
陈程 南昌大学第一附属医院
陈景尧 昆明市第一人民医院
陈俊 江西中医药大学
陈革 上海交通大学附属仁济医院
陈新建 苏州大学
陈序 荷兰马斯特里赫特大学
成喆 长沙爱尔眼科医院
戴琦 温州医科大学附属眼视光医院
旦增仁青 西藏眼科中心
邓德勇 上海中医药大学附属岳阳中西医结合医院
邓宇晴 中山大学中山眼科中心
董静 山西大学第一附属医院
董雯佳 南昌大学附属眼科医院
杜慧怡 广州爱尔眼科医院
葛倩敏 南昌大学第一附属医院
耿志鑫 天津视达佳科技有限公司
韩忆 厦门大学眼科研究所
何欢 厦门大学附属厦门眼科中心
何良琪 南昌大学第一附属医院
何昕 厦门大学附属第一医院
何媛 西安医学院第二附属医院
贺佳 济宁医学院
胡安娣娜 中山大学中山眼科中心
胡瑾瑜 南昌大学第一附属医院
胡丽丹 浙江大学医学院附属儿童医院
胡守龙 河南省儿童医院
胡晓琴 南昌大学附属眼科医院
黄彩虹 厦门大学眼科研究所
黄丽娟 福建医科大学附属第二医院
蒋红文 喀什地区第一人民医院
蒋慧 绵阳万江眼科医院
康红花 厦门大学眼科研究所
康敏 南昌大学第一附属医院
黎彪 萍乡市人民医院
黎黎 西安交通大学附属第一医院
李恩辉 浙江省台州医院
李海波 厦门大学附属厦门眼科中心
李亨辉 南昌大学第一附属医院
李洁 温州医科大学附属眼视光医院
李娟 陕西省眼科医院
李凯军 复旦大学附属眼耳鼻喉科医院
李乃洋 中山市人民医院
李清坚 复旦大学附属华山医院
李正日 延边大学附属医院

李植源 郴州市第一人民医院
 林祥 厦门大学附属翔安医院
 林志荣 厦门大学附属厦门眼科中心
 令倩 南昌大学第一附属医院
 刘彩辉 朝聚眼科医院
 刘红玲 哈尔滨医科大学第一附属医院
 刘秋平 南华大学附属第一医院
 刘盛涛 复旦大学附属眼耳鼻喉科医院
 刘昭麟 南华大学附属第一医院
 刘志平 广州医科大学附属第二医院
 刘祖国 厦门大学眼科研究所
 鲁理 中国科技大学第一附属医院
 欧尚坤 贵州医科大学附属医院
 欧阳维杰 贵州医科大学附属医院
 潘红飙 中国科技大学第一附属医院
 彭志优 南昌大学第一附属医院
 秦牧 湘南学院附属医院
 邱坤良 汕头大学·香港中文大学联合汕头国际眼科中心
 邱伟强 北京大学第三医院
 任胜卫 河南省眼科医院
 邵一磊 温州医科大学附属眼视光医院
 施策 浙江大学医学院附属第二医院
 苏婷 武汉大学人民医院
 谭叶辉 南昌大学第一附属医院
 唐丽颖 厦门大学附属中山医院
 佟莉杨 温州医科大学附属宁波市眼科医院
 王海燕 陕西省眼科医院
 王烽 梅州市人民医院
 王贺 徐州医科大学附属医院
 王少攀 厦门大学人工智能研究院
 王桑 新乡医学院第一附属医院
 王晓刚 山西省眼科医院
 王雪林 江西医专第一附属医院
 王耀华 南昌大学附属眼科医院
 王怡欣 英国卡迪夫大学
 魏红 南昌大学第一附属医院
 闻思敏 南昌大学第一附属医院
 吴洁丽 长沙爱尔眼科医院
 吴恺 南华大学第一附属医院
 吴万玲 沈阳何氏眼科医院
 吴漾 复旦大学附属中山医院厦门医院
 吴振凯 常德市第一人民医院
 夏蔚 苏州大学附属第一医院
 夏阳 沈阳何氏眼科医院
 肖轶尘 复旦大学附属眼耳鼻喉科医院
 修阳晖 厦门大学附属厦门眼科中心
 徐三华 南昌大学第一附属医院
 徐云芳 南昌大学第一附属医院
 杨海军 南昌普瑞眼科医院

杨启晨 四川大学华西医院
 杨舒 昆明市第一医院
 杨阳 岳阳市中心医院
 杨怡然 河南省立眼科医院
 杨于力 陆军军医大学第一附属医院
 余瑶 南昌大学第一附属医院
 俞益丰 南昌大学第二附属医院
 张冰 杭州市儿童医院
 张丽 浙江大学医学院附属第二医院
 张丽颖 贵州医科大学附属医院
 张青 安徽医科大学第二附属医院
 张艳艳 温州医科大学附属宁波市眼科医院
 张雨晴 重庆医科大学第二附属医院
 张玉洁 厦门大学附属厦门眼科中心
 张真 厦门大学第一附属医院
 张振豪 苏州科技城医院
 郑钦象 温州医科大学附属眼视光医院
 钟菁 中山大学中山眼科中心
 朱佩文 复旦大学附属眼耳鼻喉科医院
 朱欣悦 上海交通大学医学院附属第一人民医院
 朱卓婷 墨尔本大学眼科中心
 邹笃雷 山东第一医科大学附属眼科医院
 邹洁 南昌大学第一附属医院

利益冲突:

所有作者均声明不存在利益冲突。本指南的制定未接受任何企业的赞助。

指南声明:

所有参与本指南制定的专家均声明,坚持客观的立场,以专业知识、研究数据和临床经验为依据,经过充分讨论,全体专家一致同意后形成本指南,本指南为中国医药教育协会眼科影像与智能医疗分会部分专家起草。

免责声明:

本指南的内容仅代表参与制定的专家对本指南的指导意义,供临床医师参考。尽管专家们进行了广泛的意见征询和讨论,但仍有不全面之处。本指南所提供的建议并非强制性意见,与本指南不一致的做法并不意味着错误或不当。临床实践中仍存在诸多问题需要探索,正在进行和未来开展的临床研究将提供进一步的证据。随着临床经验的积累和新型眼部超声设备的涌现,未来需要对本指南定期修订、更新,为受检者带来更多临床获益。

参考文献

[1] SHRIKI J. Ultrasound physics [J]. *Crit Care Clin*, 2014, 30 (1):1-24.
 [2] TRIVEDI R H, WILSON M E. Globe axial length data in children using immersion A-scan ultrasound [J]. *J Cataract Refract Surg*, 2021, 47 (11):1481-1482.
 [3] HUANG H, DING X, WANG D, YANG X, WANG D, HE M. Desktop auxiliary apparatus for A-scan ultrasound: repeatability and validity [J]. *J Cataract Refract Surg*, 2012, 38 (1):97-101.
 [4] HE M, CHEN H, WANG W. Refractive errors, ocular biometry

- and diabetic retinopathy: a comprehensive review [J]. *Curr Eye Res*, 2021, 46(2): 151-158.
- [6] CASS K, THOMPSON C M, TROMANS C, WOOD I C J. Evaluation of the validity and reliability of A-scan ultrasound biometry with a single use disposable cover [J]. *Br J Ophthalmol*, 2002, 86(3): 344-349.
- [7] DE BERNARDO M, VITIELLO L, ROSA N. A-scan ultrasonography as a supportive diagnostic tool in case of acute optic neuritis [J]. *Mult Scler Relat Disord*, 2019, 36: 101434.
- [8] SZALAI E, BERTA A, NÉMETH G, HASSAN Z, MÓDIS L Jr. Anterior chamber depth measurements obtained with Pentacam HR® imaging system and conventional A-scan ultrasound [J]. *Ophthalmic Surg Lasers Imaging*, 2011, 42(3): 248-253.
- [9] SHAMMAS H J. A comparison of immersion and contact techniques for axial length measurement [J]. *J Am Intraocul Implant Soc*, 1984, 10(4): 444-447.
- [10] SCHELENZ J, KAMMANN J. Comparison of contact and immersion techniques for axial length measurement and implant power calculation [J]. *J Cataract Refract Surg*, 1989, 15(4): 425-428.
- [11] HAIGIS W, LEGE B, MILLER N, SCHNEIDER B. Comparison of immersion ultrasound biometry and partial coherence interferometry for intraocular lens calculation according to Haigis [J]. *Graefes Arch Clin Exp Ophthalmol*, 2000, 238(9): 765-773.
- [12] PACKER M, FINE I H, HOFFMAN R S, COFFMAN P G, BROWN L K. Immersion A-scan compared with partial coherence interferometry: outcomes analysis [J]. *J Cataract Refract Surg*, 2002, 28(2): 239-242.
- [13] GOYAL R, NORTH R V, MORGAN J E. Comparison of laser interferometry and ultrasound A-scan in the measurement of axial length [J]. *Acta Ophthalmol Scand*, 2003, 81(4): 331-335.
- [14] CHEN Y, WANG D, CHEN L, YAN W, HE M. Association of refraction and ocular biometry in highly myopic eyes [J]. *Clin Exp Optom*, 2021, 104(5): 589-594.
- [15] LI Y, LI H X, LIU Y C, GUO Y T, GAO J M, WU B, et al. Comparison of immersion ultrasound and low coherence reflectometry for ocular biometry in cataract patients [J]. *Int J Ophthalmol*, 2018, 11(6): 966-969.
- [16] ABU EL EINEN K G, SHALABY M H, EL SHIWI H T. Immersion B-guided versus contact A-mode biometry for accurate measurement of axial length and intraocular lens power calculation in siliconized eyes [J]. *Retina*, 2011, 31(2): 262-265.
- [17] SCHMIDT F A, RUPRECHT K, CONNOLLY F, MAAS M B, PAUL F, HOFFMANN J, et al. B-mode ultrasound assessment of pupillary function: feasibility, reliability and normal values [J]. *PLoS One*, 2017, 12(12): e0189016.
- [18] SHAMMAS H J. Intraocular lens power calculations [M]. USA: SLA-CK Incorporated, 2003.
- [19] YANG Q H, ZHANG H T, LI X Q, CHEN B, LI Z H, HUANG Y F, et al. Accuracy of segmented measurement of axial length in ultra-high myopia filled with silicone oil using immersion B-scan ultrasonography [J]. *Int J Ophthalmol*, 2022, 15(5): 793-799.
- [20] HARRINGTON S C, O' DWYER V. Ocular biometry, refraction and time spent outdoors during daylight in Irish school-children [J]. *Clin Exp Optom*, 2020, 103(2): 167-176.
- [21] PAVLIN C J, HARASIEWICZ K, SHERAR M D, FOSTER F S. Clinical use of ultrasound biomicroscopy [J]. *Ophthalmology*, 1991, 98(3): 287-295.
- [22] BYRNE S, GREEN R. Ultrasound of the eye and orbit [M]. 2nd ed. St Louis: Mosby, 2002.
- [23] 邵毅, 接英, 刘祖国. 人工智能在眼前节疾病诊断中的应用指南 (2023) [J]. 国际眼科杂志, 2023, 23(9): 1421-1430.
- [23] SHAO Y, JIE Y, LIU Z G. Guidelines for the application of artificial intelligence in the diagnosis of anterior segment diseases (2023) [J]. *Int Eye Sci*, 2023, 23(9): 1421-1430.
- [24] ERICKSON S J, HENDRIX L E, MASSARO B M, HARRIS G J, LEWANDOWSKI M F, FOLEY W D, et al. Color Doppler flow imaging of the normal and abnormal orbit [J]. *Radiology*, 1989, 173(2): 511-516.
- [25] LIEB W E, FLAHARTY P M, SERGOTT R C, MEDLOCK R D, BROWN G C, BOSLEY T, et al. Color Doppler imaging provides accurate assessment of orbital blood flow in occlusive carotid artery disease [J]. *Ophthalmology*, 1991, 98(4): 548-552.
- [26] LIEB W E, COHEN S M, MERTON D A, SHIELDS J A, MITCHELL D G, GOLDBERG B B. Color Doppler imaging of the eye and orbit. Technique and normal vascular anatomy [J]. *Arch Ophthalmol*, 1991, 109(4): 527-531.
- [27] LIEB W E, SHIELDS J A, COHEN S M, MERTON D A, MITCHELL D G, SHIELDS C L, et al. Color Doppler imaging in the management of intraocular tumors [J]. *Ophthalmology*, 1990, 97(12): 1660-1664.
- [28] 杨文利. 临床眼超声诊断学 [M]. 北京: 科学技术文献出版社, 2019.
- [28] YANG W L. Ophthalmic ultrasonography [M]. Beijing: Scientific and Technical Documents Publishing House, 2019.

Standard operating guidelines for ocular ultrasound examination and measurement (2024)

Expert Workgroup of Standard Operating Guidelines for Ocular Ultrasound Examination and Measurement (2024), Ophthalmic Imaging and Intelligent Medicine Branch Chinese Medicine Education Association, Ophthalmology Committee of International Association of Translational Medicine, Chinese Ophthalmic Imaging Study Groups

Corresponding author: SHAO Yi, E-mail: freebee99@163.com; YANG Wenli, E-mail: yangwl_tr@163.com

[Abstract] The accuracy of ultrasound examination and measurement is of great significance to diagnosing ocular diseases. The commonly used ocular ultrasonography includes amplitude (A)-mode ultrasound, brightness (B)-mode ultrasound, ultrasound biomicroscopy (UBM), and color Doppler flow imaging (CDFI). A-mode ultrasound is mainly used to measure the distance between tissues with different echo intensities. B-mode ultrasound can visualize the two-dimensional structure of the eye and make quantitative measurements of the target point. UBM is an ultra-high-frequency two-dimensional imaging method, which can clearly display the structural characteristics of the anterior segment and measure the relevant parameters. It can also help quantitatively analyze the morphological changes of the angle and the anterior segment before and after implantable collamer lens surgery. CDFI can quantitatively measure the parameters of blood vessels by applying the Doppler effect on the basis of two-dimensional ultrasound, reflecting the changes of blood flow in the eye. To standardize the operations of different ultrasound examination methods, this guideline is formulated. This guideline mainly focuses on the standardized operation of ocular ultrasound instruments and their clinical application in ocular diseases, so as to provide guidance for the diagnosis and treatment of related ocular diseases.

[Key words] ocular ultrasound; amplitude-mode ultrasound; brightness-mode ultrasound; ultrasound biomicroscopy; color Doppler flow imaging