

DOI:10.16781/j.0258-879x.2021.01.0081

• 海洋军事医学 •

超声气泡检测在潜水减压研究中的应用

俞旭华¹, 李 慈¹, 徐佳骏¹, 徐齐兵², 方以群¹, 刘文武^{1*}

1. 海军军医大学(第二军医大学)海军特色医学中心潜水与高压医学研究室, 上海 200433

2. 海军 92118 部队 862 船医务室, 宁波 315500

[摘要] 即使没有违背减压方案, 潜水减压结束后潜水员体内也会产生气泡, 发生静脉气体栓塞。由于气泡数量少或这些气泡尚未造成明显的减压病症状和体征, 大部分情况下潜水员并未感觉存在静脉气体栓塞。然而, 减压后体内气泡的数量、部位、持续时间等与潜水后减压病的发生风险有关, 越来越多的研究通过检测潜水减压后体内气泡的相关参数来评估减压应激程度和减压病的发生风险。本文就超声气泡检测方法在潜水减压研究中的应用进行综述。

[关键词] 超声气泡检测; 减压病; 潜水; 静脉气体栓塞

[中图分类号] R 845.21 **[文献标志码]** A **[文章编号]** 0258-879X(2021)01-0081-04

Application of ultrasonic bubble detection in diving decompression

YU Xu-hua¹, LI Ci¹, XU Jia-jun¹, XU Qi-bing², FANG Yi-qun¹, LIU Wen-wu^{1*}

1. Department of Diving and Hyperbaric Medical Research, Naval Special Medical Center, Naval Medical University (Second Military Medical University), Shanghai 200433, China

2. Clinic of Warship 862, No. 92118 Troop of PLA Navy, Ningbo 315500, Zhejiang, China

[Abstract] After diving decompression, bubbles will generate in diver's body even the decompression schedule is not violated, and they may increase the risk for venous gas embolism (VGE). Due to the small number of bubbles or the absence of obvious symptoms and signs of decompression sickness, most divers could not feel the presence of VGE. However, the amount, location, and duration of bubbles in the body after decompression are closely related to the risk of decompression sickness after diving. Therefore, increasingly more studies have evaluated the degree of decompression stress and the risk of decompression sickness by detecting the related parameters of bubbles in the body after decompression. Herein, we briefly reviewed the application of ultrasonic bubble detection in diving decompression researches.

[Key words] ultrasonic bubble detection; decompression sickness; diving; venous gas embolism

[Acad J Sec Mil Med Univ, 2021, 42(1): 81-84]

潜水减压结束后机体通常会发生静脉气体栓塞(venous gas embolism, VGE), 但由于气泡数量较少或处于“隐匿”状态(隐匿性气泡), 尚未造成明显的减压病(decompression sickness, DCS)症状和体征, 故多数情况下潜水员并不会察觉存在VGE。已有研究表明, 体内能检测到的气泡数量与DCS发生风险呈正相关^[1]。因此, 越来越多的研究通过仪器检测体内(血管和组织内, 大部分检测血管内)的气泡数量以评价DCS的发生

风险。超声检测气泡的方法较为简便, 主要通过声音和影像, 但是有关气泡的评判标准在不同研究间存在较大差异, 对结果的可比性有一定影响。本文就超声气泡检测方法在潜水减压研究中的应用进行综述。

1 超声气泡检测方法

超声气泡检测通常采用听觉多普勒超声和视觉二维超声检测体内气泡。1968年, Spencer和

[收稿日期] 2020-04-11 [接受日期] 2020-05-13

[基金项目] 国家自然科学基金面上项目(81772015, 81901912), 国防科技创新特区项目(19-163-16-ZD-020-008-01)。Supported by General Program of National Natural Science Foundation of China (81772015, 81901912) and National Defense Science and Technology Innovation Special Zone Project (19-163-16-ZD-020-008-01).

[作者简介] 俞旭华, 博士, 助理研究员. E-mail: xuhua_0813@163.com

*通信作者(Corresponding author). Tel: 021-81883145, E-mail: liuwenwu1980@hotmail.com

Campbell^[2]首次将多普勒超声应用于体内气泡检测。与红细胞相比,气泡对超声波的散射更加灵敏,易于识别。早期的听觉多普勒超声通过听觉对探测到的气泡声音进行辨别,以确定气泡负荷(等级),而视觉二维超声则通过影像形式呈现气泡负荷。与多普勒超声相比,二维超声检查的优势体现在:(1)对气泡负荷有瞬时显像;(2)易监测且培训相对简单;(3)能呈现心脏两侧的表现,可同时观察右心和动脉系统。20世纪90年代,谐波超声被用于气泡检测,其获得的影像质量明显提升,可观察到更小的气泡,同时也提高了图像分辨率。研究发现气泡大小决定了气泡能否通过肺循环进入动脉系统^[3],这对评估DCS的风险也很重要,而传统的多普勒超声和谐波超声很难检测出气泡的绝对大小。近年来开发应用的双频超声波技术能准确检测气泡大小,并可观察减压后组织内静止的气泡^[4]。随着技术的发展,超声设备越来越便携化,电池的续航时间也明显延长,为超声气泡检测的广泛使用奠定了基础。

2 气泡评价方法

目前,气泡数量评价主要采用 Spencer 分级系统和 Kisman-Masurel (KM) 分级系统。1974年,

Spencer 和 Johanson 共同开发了 Spencer 分级系统(表1)^[5],随后修订增加了“休息”和“运动”评分,该分级系统目前仍在广泛使用。

表1 气泡 Spencer 分级系统^[5]

分级	定义
0	没有气泡信号
I	偶尔出现气泡信号,绝大多数心动周期无气泡信号
II	许多气泡,但含有气泡信号的心动周期不到一半
III	大多数心动周期含有气泡信号,但不会导致心脏运动信号模糊
IV	整个收缩期和舒张期持续检测到气泡信号,导致正常心脏运动信号模糊

气泡 KM 分级系统基于频率、休息/运动和幅度3个参数将气泡信号分为5级(表2)^[5],其中频率为每个心动周期的气泡数,休息/运动为休息时或运动后有特定气泡频率的心动周期占比或心动周期数,幅度为与正常心音相比的气泡声音强度。气泡 KM 分级系统共有12个等级(0、I-、I+、II-、II、II+、III-、III、III+、IV-、IV),多普勒信号首先被分配1个3位数的代码,继而通过 KM 代码和 KM 分级转换表得到 KM 气泡分级。

表2 气泡 Kisman-Masurel (KM) 分级系统分级及涉及的3个参数^[5]

分级	参数1:频率	参数2		参数3:幅度
		休息	运动	
0	0	0	0	没有可辨别的气泡
I	1~2	1~9	1~2	几乎感觉不到, $A_b \ll A_c$
II	3~8	10~49	3~5	中等幅度, $A_b < A_c$
III	滚动样击鼓声, 9~40	50~99	6~10	声音响亮, $A_b \approx A_c$
IV	连续的声音	100	>10	声音最大, $A_b > A_c$

频率指每个心动周期的气泡数;休息指休息时有特定气泡频率的心动周期占比(%);运动指运动后有相应气泡频率出现的心动周期数; A_b 指气泡声音强度; A_c 指正常心音强度。

这2种气泡数量评价方法均依赖于检测人员的听力、受训程度及个人经验,较为主观。相比之下,气泡 KM 分级系统对气泡的分级更加灵活和灵敏。需要指出的是,分级与气泡和相应的 DCS 风险均无线性相关;数据处理依靠检测者的主观记忆。KM 分级可转换为对应的 Spencer 分级,但不能逆向操作。一些研究支持采用 KM 气泡分级系统,但目前使用最广的仍是 Spencer 分级系统。

20世纪后期开始,大量研究开始采用二维超声检测心脏气泡评价 DCS 风险。二维超声检测采用1997年开发的 Eftedal-Brubakk (EB) 系统进行气泡分级^[6],人体研究仅涉及0~4级,

5级仅见于动物研究(表3)^[5]。EB 分级系统中的4级与5级之间的跨度较大,处于两者之间的分级对检测人员的要求较高。有研究发现,EB 系统的气泡分级与 KM 分级具有很好的对应关系(表4)^[5]。Boussuges 等开发出一种两用的分级系统(表5),将脉冲多普勒超声和二维超声整合,与已有的 Spencer 0~IV级对应^[5]。相比之下,EB 系统较 Boussuges 等的系统更加客观,可提高检测结果的可靠性。随着技术的发展,已开发出直接分辨视野内气泡数量的气泡计数系统(每平方厘米气泡数量)。

表3 二维超声气泡 Eftedal-Brubakk (EB) 分级系统^[5]

分级	定义
0	没有观察到气泡
1	偶尔出现气泡
2	每4个心动周期有至少1个气泡
3	每个心动周期有至少1个气泡
4	每平方厘米有至少1个气泡
5	白屏,无法区分单个气泡

近年来,研究者基于休息时10~30个连续心动周期内的气泡峰值和运动后10个连续心动周期内的气泡峰值,开发出一种新的二维超声分级系统(表6)。该系统强调了运动后新出现的气泡,因为每次心脏射血后心室内仍残留一些气泡,但该系统的应用尚需更多的研究。

表4 气泡 Kisman-Masurel (KM) 分级系统、Eftedal-Brubakk (EB) 分级系统和气泡计数之间的关系^[5]

系统	气泡计数/cm ⁻²											
	0	0.01	0.05	0.1	0.15	0.2	0.3	0.5	1	2	5	10
KM 分级	0	I -	I	I +	II -	II	II +	III -	III	III +	IV -	IV
EB 分级	0	1	1	1	2	2	2	3	3	4	4	5

表5 脉冲 (PW) 多普勒超声和二维 (2D) 超声两用气泡分级系统^[5]

分级	定义
0	完全没有气泡信号(2D和PW)
1	偶尔出现气泡信号,绝大多数心动周期无气泡信号(2D和PW)
2	有气泡流(2D),许多气泡,但不到一半的心动周期含有气泡信号,单个或成团出现(PW)
3	有气泡流(2D),大多数心动周期含有气泡信号,单个或成团出现(PW)
4	气泡充满整个心脏腔室(2D),整个心动周期都出现成团的气泡信号(PW)

检测部位,尤其在用听觉多普勒超声检测时,心前区存在的诸多杂音会干扰检测的气泡声音。单独检测锁骨下静脉内的气泡并不够,会错过其他部位产生的气泡,从而影响对气泡的总体评估。有研究认为,同时检测心前区和锁骨下的气泡能更好地评估气泡负荷和DCS风险^[9]。

表6 新的二维超声气泡分级系统^[5]

分级	定义
0	没有观察到气泡
I	偶尔出现气泡
II	每4个心动周期有至少1个新气泡
III	每个心动周期有至少1个新气泡
IV	每平方厘米有至少1个气泡
V	每平方厘米有至少2个气泡
VI	气泡导致至少80%的腔室影像模糊,不能区分单个气泡

时间允许的情况下,也可对其他部位进行检测。如股静脉和下腔静脉检测可观察来自于腿部的气泡,但下腔静脉检测操作不便。如需了解来自头部的的气泡,也可检测颈静脉;若心脏气泡数量异常,则需检测颈动脉,观察气泡是否进入动脉系统。

检测人员有时会要求潜水员完成一定的动作后再次进行检测,此时心脏回流血液中的气泡数量增加,较易发现气泡。静息下和体位变换后检测的数据应单独呈现,如检测心前区时,可要求潜水员做深蹲的动作后再次检测;检测锁骨下静脉时,可要求潜水员握紧、松开拳头,弯曲肘关节;检测股静脉或下腔静脉时,可要求潜水员依次抬腿等^[5,10]。

正常情况下,传统的二维超声通常使用的频率为1~10 MHz,能检测到体内气泡的最小直径为10~20 μm,若出现多个气泡积聚则视为1个大气泡^[7]。检测心脏气泡时,使用的频率是1~3 MHz,而检测靠近体表的小血管内气泡时使用的是5~10 MHz。传统多普勒超声的检测下限高于二维超声,2 MHz 频率下检测的气泡最小直径约为30 μm^[8]。

4 超声气泡检测的时间

3 超声气泡检测的部位

通常情况下,气泡检测的部位包括锁骨下、心前区。减压后的气泡主要见于静脉系统,然后随血液回流至右心后进入肺动脉,因此心前区主要观察右心和肺动脉系统。心前区不一定是最有效的气泡

超声气泡检测并非连续的过程,需间隔一段时间进行气泡检测,具体间隔时间长短取决于减压程度。有研究建议在潜水前进行心前区的超声检测效果最佳,尤其是使用传统的听觉多普勒超声时,有助于检测人员确定潜水员的正常心脏声音,可帮助鉴别气泡声音^[10]。

常规潜水时,有研究建议检测的间隔时间为15~30 min,出水后至少监测2 h或直至气泡消失。饱和潜水时,可在减压后1 d内检测数次,具体频率取决于减压速度,每次检测至少10个心动周期^[10-11]。有研究显示,神经系统DCS与出水后即刻的气泡负荷密切相关,而四肢受累的DCS与

气泡存在时长呈正相关^[12]。Blogg 和 Gennser^[11]对超声检测相关的9项研究进行了分析,发现出水后大部分研究检测持续60 min,最长达90 min,均未超过标准推荐的2 h。检测一般在出水后15 min内开始,若超过15 min则可能错过气泡出现或峰值时间。推荐做法如下:前30 min内间隔5 min取样1次,随后间隔15 min取样1次,监测持续至少2 h,具体持续时间取决于潜水方案和检查人员获得的信息,通常持续到气泡消失^[11]。潜水员超声研究国际会议制定的共识推荐第1次检测应在减压后15 min内进行,监测时间需持续至出水后2 h,2次检测的时间间隔不应超过20 min^[10]。

5 未来的超声气泡检测

二维超声气泡检测的不足之一在于检测时气泡可能已处于检测面上或面下,以致错过检测,三维超声在一定程度上改善了此类情况。目前的三维超声可捕捉 $60^\circ \times 15^\circ$ 切面,设定参数后可扫描4个心动周期,累积的范围为楔形区域,但分辨率有待提高^[13]。此外,超声气泡检测仅能关注血管内部位,以致忽略了血管外气泡的观察,而双频超声可克服这种不足。双频超声需2个探头:一个采用泵激频率激发已有的气泡震荡,另一个采用影像频率捕捉震动的气泡。气泡的共振频率与其直径成反比,通过频率扫描可提供传统多普勒、二维和三维超声所不能提供的气泡大小信息^[4,14]。

6 超声气泡检测的不足

目前,超声检测气泡用于评价潜水后减压应激及DCS风险,其还存在如下不足:(1)气泡与DCS的关系不明确。DCS病例研究相对较少,导致已有的气泡数据资料较少,而且减压后气泡出现的时间、峰值时间和数量等均存在明显的个体差异。大部分DCS发生于出水后24 h内,因此出水后应尽早检测,甚至可以在水面舱内减压阶段由陪舱者携带便携式超声检测仪进行气泡探测。(2)检测部位有限。目前考虑到检测的方便性和准确性,可以选择心前区作为探测部位。(3)检测仪器、评价标准及观察者的熟练程度等均会影响检测结果。已有的气泡评价标准中,EB评价标准相对简单,可操作性相对较强,但即使是对临床医师来讲,超声气泡检测也可能是一个陌生的领域,不仅需要熟悉操作步骤,更重要的是积累经验,才能在短时间内快速确定气泡等级。

[参考文献]

- [1] WANG M, ZHANG K, NIE S, HUANG G, YI H, HE C, et al. Biphasic effects of autophagy on decompression bubble-induced endothelial injury[J]. *J Cell Mol Med*, 2019, 23: 8058-8066.
- [2] SPENCER M P, CAMPBELL S D. Development of bubbles in venous and arterial blood during hyperbaric decompression[J]. *Bull Mason Clin*, 1968, 22: 26-32.
- [3] LJUBKOVIC M, DUJIC Z, MØLLERLØKKEN A, BAKOVIC D, OBAD A, BRESKOVIC T, et al. Venous and arterial bubbles at rest after no-decompression air dives[J]. *Med Sci Sports Exerc*, 2011, 43: 990-995.
- [4] BUCKEY J C, KNAUS D A, ALVARENGA D L, KENTON M A, MAGARI P J. Dual-frequency ultrasound for detecting and sizing bubbles[J]. *Acta Astronaut*, 2005, 56: 1041-1047.
- [5] BLOGG S L, GENNSER M, MØLLERLØKKEN A, BRUBAKK A O. Ultrasound detection of vascular decompression bubbles: the influence of new technology and considerations on bubble load[J]. *Diving Hyperb Med*, 2014, 44: 35-44.
- [6] BRUBAKK A O, EFTEDAL O. Comparison of three different ultrasonic methods for quantification of intravascular gas bubbles[J]. *Undersea Hyperb Med*, 2001, 28: 131-136.
- [7] DANIELS S, PATON W D, SMITH E B. Ultrasound imaging system for the study of decompression-induced gas bubbles[J]. *Undersea Biomed Res*, 1979, 6: 197-207.
- [8] LUBBERS J, VAN DEN BERG J W. An ultrasonic detector for microgasemboli in a blood flow line[J]. *Ultrasound Med Biol*, 1977, 2: 301-310.
- [9] SAWATZKY K, NISHI R. Intravascular Doppler detected bubbles and decompression sickness[J]. *Undersea Biomed Res*, 1990, 17(Suppl): S34-S35.
- [10] MØLLERLØKKEN A, BLOGG S L, DOOLETTE D J, NISHI R Y, POLLOCK N W. Consensus guidelines for the use of ultrasound for diving research[J]. *Diving Hyperb Med*, 2016, 46: 26-32.
- [11] BLOGG S L, GENNSER M. The need for optimisation of post-dive ultrasound monitoring to properly evaluate the evolution of venous gas emboli[J]. *Diving Hyperb Med*, 2011, 41: 139-146.
- [12] BLOGG S L, GENNSER M, LOVEMAN G A, SEDDON F M, THACKER J C, WHITE M G. The effect of breathing hyperoxic gas during simulated submarine escape on venous gas emboli and decompression illness[J]. *Undersea Hyperb Med*, 2003, 30: 163-174.
- [13] POLLOCK N W. Use of ultrasound in decompression research[J]. *Diving Hyperb Med*, 2007, 37: 68-72.
- [14] EDMONDS C, BENNETT M H, LIPPMANN J, MITCHELL S J. *Diving and subaquatic medicine*[M]. 5th ed. Boca Raton (FL): Taylor and Francis, 2015: 137-150.

[本文编辑] 尹 茶