

都在 1200 公斤以上。这项工程要在有关部门的支持和配合下,力争到 2020 年发展到 1100 万亩,占湖南省耕地面积的 19%,产出的粮食可供全省一半人口之需。建议生态条件与湖南省相似或更好的省(市、区)可借鉴湖南省的经验,因地制宜地实施这项工程,为保障国家的粮食安全做出更大的贡献。

$$\text{稻谷产量} = \text{收获指数} \times \text{生物学产量}$$

现今的改良品种收获指数已很高 (> 0.5),再提高的潜力有限,因此,进一步提高稻谷产量应以增加生物学产量为主。按形态学的观点,增加植株的高度是提高生物学产量最简易、最有效的办法。事物发展的规律一般是呈螺旋式上升的。水稻品种的改良史也符合此规律,即株高呈矮 \rightarrow 半矮 \rightarrow 半高 \rightarrow 新高 \rightarrow 超

高的趋势发展。古老的水稻品种,株高达 1.7~1.8 米,属高秆类型,草多谷少,收获指数只有 0.3,产量潜力每亩为 250 公斤左右。我国 20 世纪 60 年代初首创的矮秆品种,株高为 70 厘米左右,收获指数提高到 0.5,从而产量潜力上升到每亩 400 公斤左右;今天生产的主栽品种属于半矮秆类型,株高为 90~100 厘米,生物学产量随株高的增加而增加了,收获指数仍在 0.5 以上,从而稻谷产量亦增加,其产量潜力为每亩 600 公斤。我们新近育成的超级杂交稻,株高在 1.2 米左右,产量潜力为每亩 1000 公斤左右。要使产量再上新台阶,预计株高还须增加。

科学技术发展无止境,预计每公顷产 16 吨的超级杂交稻可望在 2016 年成功实现。

致力于血管内光学相干成像术的 NiA 微电机导管

Engineering 2015, 1(1): 15-17
DOI 10.15302/J-ENG-2015018

By Tianshi Wang¹, Gijs van Soest¹, Antonius F. W. van der Steen^{1,2,3}

摘要: 我们研发了一种新型的血管内光学相干成像术 (IV-OCT),该技术能极其快速地实现冠状动脉成像,并通过消除心脏运动伪影和欠采样以实现图像的更高质量。它所依赖的成像探头包括一个直径为 1.0 mm 且转速为 $5600 \text{ rev}\cdot\text{s}^{-1}$ 的同步微电机,使 IV-OCT 的帧频达到 5.6 kHz,并使用每秒产生 280 万图像扫描线的波长扫描激光器。通过使用该设备,我们团队在设置速度为 $100 \text{ mm}\cdot\text{s}^{-1}$ 时实现了体外 5600 fps 和体内 4000 fps 的成像速度。由实验对象的心电图触发整个图像采集过程,当心脏在跳动过程中相对不强烈时扫描冠状动脉,因此该技术还有一个新名字,“心动光学相干成像术”(Heartbeat OCT)。

光学相干断层扫描是一种光学成像技术,提供生物组织高分辨率的深度层析成像。一般来说,一个成像光束在组织表面扫描获得两到三维图像。这种技术常用在

眼科和心血管领域。在心血管领域中,一根成像探头预先被导入病人的冠状动脉,光学相干断层成像光束通过该探头传输。探头发出的成像光束沿着血管壁旋转式扫描,同时脉内探头从动脉中撤出 5~10 cm 长度来评估血管壁的情况。由此产生分辨率约为 $10 \mu\text{m}$ 的数据集,如此高分辨率的图像能够显示血管壁的病理性(如动脉粥样硬化等),并能辅助冠状动脉的干预治疗(心血管支架)。

经皮冠状动脉重建术 (PCR),即封闭冠状动脉的基于导管开放化技术,通常在 X 射线造影的指导下实施,提供冠状动脉腔的二维可视化。血管造影法的几个局限性,如:缺乏三维信息,缺乏血管壁解剖信息,有限的空间分辨率,对于附壁血栓的灵敏度不佳,以及无法可视化射线可穿透的设备。这些让血管内成像在 PCR 中扮

¹Department of Biomedical Engineering, Thoraxcenter, Erasmus MC, Rotterdam 3000 DR, the Netherlands; ²Shenzhen Institutes of Advanced Technology, Chinese Academy of Sciences, Shenzhen 518055, China; ³Department of Imaging Physics and Technology, Delft University of Technology, Delft 2600 AA, the Netherlands

演着重要的角色。最近的研究已经开始探索各种基于导管成像技术的临床应用。PCR 技术已成为急性心脏病患者或急性冠脉综合征 (ACS) 患者的标准治疗干预措施。最近插管术实验室患者从惯常的心绞痛患者转变为急性冠脉综合征患者, 这意味着血栓切除术、支架和气球干预措施被运用于更复杂的血管区域, 即异构组织成分和血栓。局部组织结构和成分的充足可视化在这种环境下变得更加重要。血管内光学相干成像术 (IV-OCT) 是一种基于探头的成像技术, 提供分辨率为 $10\ \mu\text{m}$ 的动脉的综合立体显微镜观察。

血管内光学相干成像术应用于临床已近十年, 产生了大量的数据, 加深了我们对冠状动脉疾病和基于导管干预疗法的了解。然而有一些问题主要是欠采样、心脏运动伪影和不均匀旋转扭曲 (NURD) 等影响了血管内光学相干成像术图像的质量和可解释性, 尤其是在容量数据集中更是如此。光学相干成像术数据采集速率受限于导管扫描速率和光学相干成像术引擎速率。成像的动脉需要通过透明介质冲刷来营造一个只能允许几秒钟扫描的无血场。商业化系统的探头后移速度是 $20\sim 40\ \text{mm}\cdot\text{s}^{-1}$, 成像速度是 $100\sim 180\ \text{fps}$, 并在 $3\sim 5\ \text{s}$ 内完成成像。由此产生的数据集将涵盖几个心动周期, 且探头设置后移运动导致图像伪影。腔相对于探头的纵向位移导致帧间距不准确, 并可能导致帧秩序不准确, 影响数据 [1,2] 纵向渲染保真度和三维重建长度测量。传统探头后移成像中, 帧距为 $200\ \mu\text{m}$, 而光束宽度为 $30\ \mu\text{m}$, 意味着渲染体积在纵向会导致 7 倍欠采集。因此, 纵向渲染图像质量和横截面图像质量相比有明显差别。不均匀旋转扭曲是由于探头中空转动轴的旋转摩擦所造成的, 导致成像近端至成像前端中间出现各种扭力传递, 呈现为单帧的扭曲或帧与帧之间的摆动。

血管内光学相干成像术的运动和取样的局限性可以通过快速扫描来克服, 即在两次左心室收缩之间获得数据, 从而避免过度运动。探头扫描得到数据, 并能使帧距小于成像光束的宽度。快速扫描可以通过远端执行器完成, 该机器也能消除旋转机制下不同摩擦加载量所导致的不均匀旋转扭曲。成像时间短的一个额外好处是减少必要的冲洗量。在本报道中, 我们描述了一个血管内成像系统, 称为“心动光学相干成像术”[3], 该技术便是基于这一原则, 依靠高速光学相干成像术引擎和一个直径 $1\ \text{mm}$ 的微电机。该系统的功能可以通过体外和体内成像实验来评估。

图 1 显示了我们所建探头的照片。该装置包含一个同步微电机, 提供驱动电流通过四个铜线索, 而外径仅为 $1.1\ \text{mm}$ 。微电机由我们团队开发 [4], 在 Kinetron

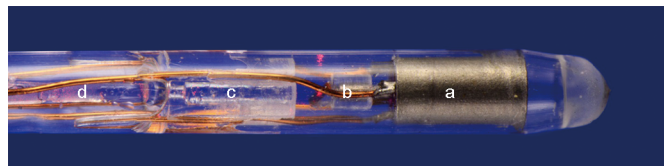


图 1. 外径 $1.1\ \text{mm}$ 探头的缩影照片。(a) 微电机; (b) 安装在电机轴的支架上电极; (c) GRIN 光纤透镜; (d) 电机导线。

BV (荷兰蒂尔堡) 生产。镶镜光纤探针创建一个成像光束, 其焦点位于探头外 $1\ \text{mm}$ 。镜子安装在电动机的转轴上, 扫描光束沿血管壁采集组织。因为该微电机是同步电动机, 所以它的转速是由驱动电流的频率决定的。电流 $0.7\ \text{A}$ 时, 导管因电阻发热升温小于 $1\ \text{K}$, 很适合体内血管内成像。该电流所允许的最高转速为 $4000\ \text{rev}\cdot\text{s}^{-1}$ 。

我们使用导管和扫描速度 $2.8\ \text{MHz}$ 的傅里叶域锁模激光系统进行体外成像实验。该激光系统由德国 Robert Huber 教授为首的研究小组研发 [5]。图 2 (a) 显示了新一代生物相容性血管支架的人活体冠状动脉的横断面图像, 该支架能在植入人体两年内被完全吸收。图中可以看到铜导线投射下的 4 个阴影。图 2 (b) 和 (c) 通过后移速度为 $100\ \text{mm}\cdot\text{s}^{-1}$ 的后移数据集来比较纵向部分。在图 2 (b), 电机驱动 $400\ \text{rev}\cdot\text{s}^{-1}$, 纵向帧距 $250\ \mu\text{m}$, 可以与商业化系统相媲美。尽管横断面图像的线密度非常大, 图像采样却较差。在图 2 (c), 电机转速是 $3200\ \text{rev}\cdot\text{s}^{-1}$, 帧距 $31\ \mu\text{m}$ 。这个帧距约等于焦点波束宽度。因此, 纵向图像正确地采样并显示与截面相同的细节。各个方向的数据都实现了正常采样, 并呈现出了非常精准的三维 (3D) 重建。图 3 显示了活体钙化斑块的 3D 渲染图。

探头设置于体内时后移速度至少为 $100\ \text{mm}\cdot\text{s}^{-1}$ 。由此, 可以对 $6\sim 7\ \text{cm}$ 的冠状动脉进行各向同性抽样成像, 并且在两心室收缩期间没有心脏运动伪影。为了实现这一点, 由实验对象的心电图触发探头后移和数据采集。心脏左心室运动是产生伪影的最主要的因素, 与心电图的 T 波相关联。在测量同步化中采用适当的、尽可能根据患者个性化的延迟将使我们能够避免心脏运动对数据的影响。结果数据平稳且包含各个方向的采样。这些数据在光学

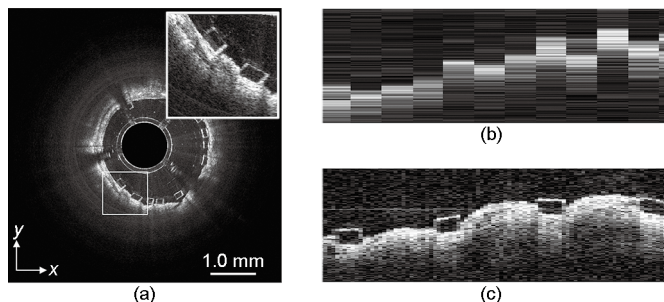


图 2. (a) 植入生物相容性血管支架的人活体冠状动脉的横断面图像。忠实呈现血管壁结构和支架; (b) 动脉纵切面, 帧距 $250\ \mu\text{m}$, 导致欠采样; (c) 动脉纵切面, 帧距 $31\ \mu\text{m}$ 。

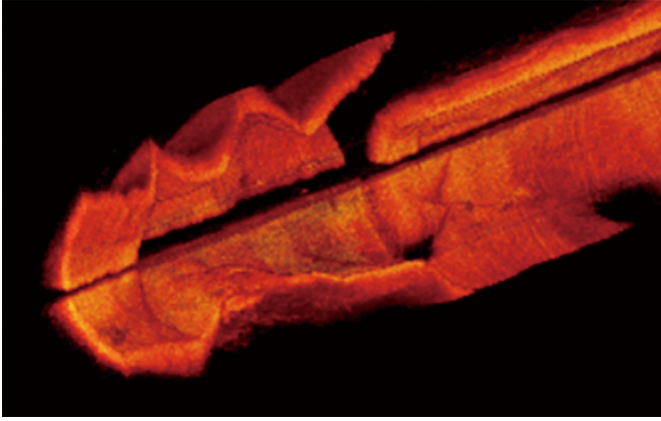


图 3. 人冠状动脉的活体钙化斑块的 3D 渲染图, 由心动光学相干成像术所得 (线率 1.6 MHz, 电动机转速 $3200 \text{ rev} \cdot \text{s}^{-1}$) [6]。

相干成像术下将使得长度测量更可靠, 并能提供针对患者的血管生物力学计算指标。这些进展将使心动光学相干成像术在冠状动脉干预措施指导和冠状动脉粥样硬化个性化预后成像中扮演重要角色。

参考文献

1. T. Okamura, Y. Onuma, H. M. Garcia-Garcia, N. Bruining, P. W. Serruys. High-speed intracoronary optical frequency domain imaging: Implications for three-dimensional reconstruction and quantitative analysis. *EuroIntervention*, 2012, 7(10): 1216-1226
2. V. Farooq, et al. Three-dimensional optical frequency domain imaging in conventional percutaneous coronary intervention: The potential for clinical application. *Eur. Heart J.*, 2013, 34(12): 875-885
3. T. Wang, et al. Development of a high-speed synchronous micro motor and its application in intravascular imaging. *Sens. Actuators A Phys.*, 2014, 218: 60-68
4. W. Wieser, et al. Extended coherence length megahertz FDML and its application for anterior segment imaging. *Biomed. Opt. Express*, 2012, 3(10): 2647-2657
5. T. Wang, et al. Intravascular optical coherence tomography imaging at 3200 frames per second. *Opt. Lett.*, 2013, 38(10): 1715-1717
6. T. S. Wang. Heartbeat optical coherence tomography (PhD Thesis). Rotterdam: Erasmus MC, 2015