

一种适用于胶囊机器人的肠道几何参数感知方法

周锦山¹, 高晋阳^{1, 2}

(1. 中北大学 动态测试技术国家重点实验室, 太原 030051;
2. 中北大学 山西省先进制造技术重点实验室, 太原 030051)

摘要: 胶囊机器人被认为是实现肠道疾病微创诊查最具前景的器件, 肠道的几何参数(即半径和厚度)感知对于机器人在未知的肠道环境中实现主动运动具有重要意义, 然而现阶段胶囊机器人均不具备这一感知功能; 为此提出一种基于扩张机构和薄膜压力传感器的肠道几何参数感知方法; 通过在扩张机构末端安装薄膜压力传感器, 测量不同扩张半径下肠道的收缩压力, 并基于压力值和以本构方程为核心构建的感知模型, 实现对肠道初始半径及厚度的感知; 搭建实验平台对该感知方法测试发现: 针对五段具有不同几何参数的离体猪肠道, 可在 15 s 内完成对肠道几何参数感知, 对于初始厚度的感知误差范围为 0.084~0.239 mm, 初始半径的感知误差范围为 0.186~0.339 mm。

关键词: 肠道几何参数; 感知方法; 胶囊机器人; 扩张机构; 薄膜压力传感器

An Intestinal Geometric Parameters Sensing Method for a Capsule Robot

ZHOU Jinshan¹, GAO Jinyang^{1, 2}

(1. State Key Laboratory of Dynamic Measurement Technology, Taiyuan 030051, China;
2. Shanxi Key Laboratory of Advanced Manufacturing Technology, Taiyuan 030051, China)

Abstract: Capsule robots are considered the most promising medical instrument for realizing minimally invasive diagnosis of the intestinal diseases. Sensing the intestinal geometric parameters of radius and thickness is of great significance for robot's active locomotion in the unknown intestinal environment. But so far, capsule robots do not have this sensing function. For this reason, based on the expanding mechanism and thin-film pressure sensors, an intestinal geometric parameter sensing method is proposed. By installing thin-film pressure sensors on the tips of the expanding mechanism, the contraction pressure of intestines in different expanded radius can be measured. And the pressure and sensing model are taken as the core of constitutive equation, the initial radius and thickness of intestines can be sensed. An experimental platform is set up to verify the proposed method in five ex-vivo pig intestines with different geometric parameters, and the results show that the intestinal geometric parameters can be sensed out within 15 s, and the sensing errors of intestinal radius and thickness are in the ranges of (0.084 mm, 0.239 mm) and (0.186 mm, 0.339 mm), respectively.

Keywords: intestinal geometric parameters; sensing method; capsule robot; expanding mechanism; thin-film pressure sensor

0 引言

肠道疾病如溃疡、炎症、结直肠癌等是严重危害人类的顽症, 据估计全球每年约新增一百八十万结直肠癌患者, 这些疾病给个人和医疗系统带来了严重的负担^[1]。早期筛查和诊治是降低治疗费用、提高患者生存质量的重要手段^[2-3]。目前用于辅助肠道诊查和治疗的主要医疗器械是插入式肠镜, 然而检查时给患者带来的严重不适和多种并发症使其并不适用于肠道疾病的普查^[4-5]。

微型胶囊机器人作为肠镜的替代品, 有望应用于肠道的微创诊查, 以克服肠镜检查时带来的不适和风险。现有的胶囊机器人通常具备两种功能模块: 运动模块以及肠道环境感知模块。运动模块用于帮助机器人在湿滑黏弹的肠道环境中实现主动运动, 目前可大致分为腿式、履带式、

磁控式和仿尺蠖式四种类型: 腿式机器人^[6-8]依靠机体四周的超弹性腿与肠壁之间的相互作用实现有效运动, 但由于超弹性腿通常较细, 在与肠壁接触时存在一定安全问题。履带式机器人^[9-11]依靠花纹履带与肠壁之间的静摩擦力实现运动, 但由于其尺寸固定, 在面临管径变化的肠道环境时, 会因为履带与肠壁间的接触压力不足, 出现运动失效的问题。磁控式胶囊机器人^[12-14]依靠外部磁场的牵引实现主动运动, 但由于磁牵引力较小, 常常无法克服肠道中的摩擦阻力, 另外, 在诊查前需要灌肠使肠道处于液体充盈状态。仅尺蠖式机器人^[15-19]在具备双向运动功能和肠道扩张功能的同时, 又不存在安全问题。它的运动模块通常包括两个扩张机构以及一个平移机构, 其中平移机构用于使机器人在肠道中实现双向运动, 扩张机构用于扩张塌陷的肠道。

收稿日期: 2023-02-22; 修回日期: 2023-02-26。

基金项目: 国家自然科学基金(52275038, 62823347); 先进制造技术山西省重点实验室开放基金(XJZZ202101); 山西省重点研发计划(201903D321164); 中北大学校内人才支持计划(QX201808)。

作者简介: 周锦山(1999-), 男, 山西运城人, 硕士研究生, 主要从事胶囊机器人及其无线供能方向的研究。

引用格式: 周锦山, 高晋阳. 一种适用于胶囊机器人的肠道几何参数感知方法[J]. 计算机测量与控制, 2023, 31(6): 223-230.

当胶囊机器人在肠道中进行病灶检查、施药、活检等工作时，往往需要扩张肠道，抵抗肠蠕动力^[20]，以稳定驻留在当前位置。并且由于肠道的半径变化范围较大（成人大肠半径变化范围为 15~30 mm，且从直肠到盲肠半径逐渐增大），机器人还需要扩张肠道以获得足够的牵引力。因此，扩张机构是胶囊机器人获得与插入式肠镜相同诊查效果的必要机构。

肠道环境感知模块用于感知肠道内的各种生理信息，是对胶囊机器人进行控制和进行疾病检查的基础。文献 [21] 中，Y. K. Gu 等人研制的一种可搭载在胶囊机器人上的 6 摄像机模块，其拍摄照片对肠道的覆盖率高达 98%，且单次照片无线传输功耗仅为 7.1 mW。文献 [22] 中，P. B. Li 等人通过在胶囊上集成一种压力传感器模块，能够有效监测到小肠的收缩速率和收缩压力。文献 [23] 中，K. Alexandros 等人通过在胶囊表面安装一种轮式里程计，依靠滚轮与小肠之间的相对滚动，使得胶囊能够实时提供从十二指肠到小肠的实际距离信息，以帮助病灶定位。文献 [24] 中，C. M. Caffrey 等人通过在胶囊上集成一个多电极电子舌传感器，能够有效监测肠道液体特性，以辅助诊断胃肠道疾病。

肠道几何参数（即半径和厚度）的感知对于机器人在未知肠道环境中实现主动运动、病灶定位等功能均有重要意义。例如，结合前置摄像头，胶囊机器人可以基于几何参数对患者的肠道三维模型进行构建，标记出病灶位置，为后续的治疗和复查的等提供参考。同时，肠道半径和厚度的异常还能够反映出多种肠道疾病，如梗阻性病变、炎症性肠病和肿瘤等^[25]。然而，现有胶囊机器人均无法实现对肠道几何参数的感知。因此，本文提出了一种基于扩张机构和薄膜压力传感器的肠道环境感知方法，通过在胶囊机器人的扩张机构末端集成薄膜压力传感器，测量不同扩张半径下肠道产生的环向收缩力，结合本文构建的感知模型，可以实现对肠道几何参数的感知。其中，薄膜压力传感器尺寸仅为 $\Phi 5 \text{ mm} \times 0.2 \text{ mm}$ 。在 3.3 V 的额定工作电压下，传感器整体电路的功耗小于 5 mW，而胶囊机器人的工作功耗通常大于 400 mW，因此该方法几乎不会增加胶囊机器人的整体尺寸和功耗。

全文的整体结构如下：第一章对感知方法的原理进行了详细的介绍。第二章搭建了实验平台，测量了不同扩张半径下猪肠道产生的收缩力。第三章中，基于测量数据，对该感知进行了验证。并基于感知结果，对感知方法进行了优化。第四章总结。

1 感知方法原理

图 1 中展示了一种典型尺蠖式胶囊机器人的扩张机构^[19]。扩张机构通常由一组丝杠螺母机构和三组多连杆机构构成。当丝杠在电机驱动下转动时，螺母沿丝杠轴线作直线运动。三组多连杆机构以等角度的方式铰接在螺母上，在螺母的带动下，可沿径向扩张。扩张机构的顶端安装有

一枚接触装置，以增大与肠道的接触面积，保证安全。从扩张机构的结构可以看出，通过控制电机的转动圈数，可以对其扩张半径进行精准的控制。通过在接触装置中安装一枚薄膜压力传感器，能够有效测量出肠道的环向收缩压力。

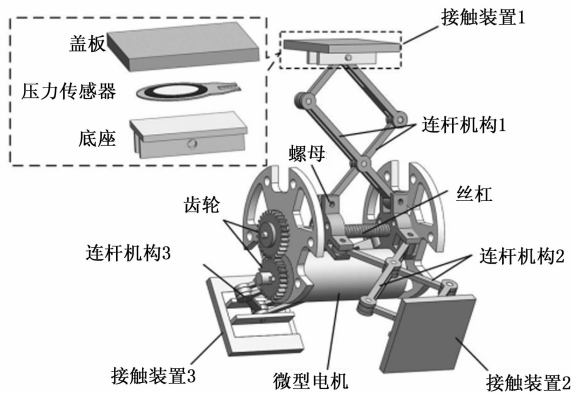


图 1 一种典型的扩张机构

图 1 的左上角展示了薄膜压力传感器的具体安装方法。接触装置可分为上中下三层，下端为底座，用于与多连杆机构的末端相连；上端为盖板，用于与肠道接触；薄膜压力传感器压在二者中间，通常还会在压力传感器力敏区域表面覆盖软膜，以确保传感器受力均匀，提高测量数据的准确性。

通过测量多组肠道同一位置在不同扩张半径下的环向收缩压力，可以计算出当前的位置肠道的初始半径和厚度，实现对肠道几何参数的感知，具体感知原理如下：

当机器人进入肠道后，控制扩张机构扩张，接触装置与肠道的接触状态如图 2 所示。接触装置总共会受到来自 A、B 和 C 三个区域肠道的环向收缩压力，根据拉普拉斯定律，A 区域肠道产生的环向收缩压强 p_A 可表示为：

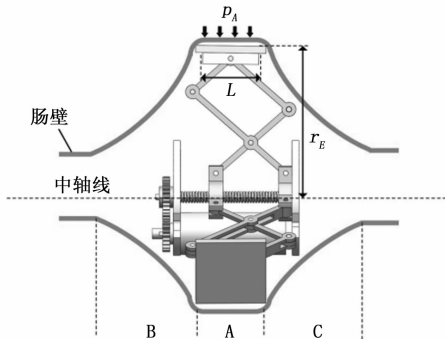


图 2 扩张机构与肠道接触状态示意图

$$p_A = \frac{t \cdot \sigma_\theta}{r} \quad (1)$$

式中， r 为被扩张后肠道的半径， t 为此时肠道的厚度， σ_θ 为肠道的环向应力。 σ_θ 可通过本构方程^[26]计算得到：

$$\sigma_\theta(\epsilon_\theta) = b_\theta \epsilon_\theta^2 + d_\theta \epsilon_\theta \quad (2)$$

式中, b_θ 和 d_θ 是与肠道相关的常数, 可通过单轴拉伸实验测得^[27], ϵ_θ 为肠道的应变比, 可计算为:

$$\epsilon_\theta = \frac{(r - r_0)}{r_0} \quad (3)$$

式中, r_0 为肠道的初始半径。

因此, 式 (1) 可改写为以下形式:

$$p_A = \frac{t \cdot \sigma_\theta \left(\frac{r - r_0}{r_0} \right)}{r} \quad (4)$$

式中, p_A 、 t 和 r 可以通过扩张机构的半径 r_E 和所有压力传感器的测量值之和 F 计算得到, 因此式 (4) 是关于初始半径 r_0 和初始厚度 t_0 的二元函数, 并可改写成如下方程组:

$$\begin{cases} p_{A1} = \frac{t_1 \cdot \sigma_\theta \left(\frac{r_1 - r_0}{r_0} \right)}{r_1} \\ p_{A2} = \frac{t_2 \cdot \sigma_\theta \left(\frac{r_2 - r_0}{r_0} \right)}{r_2} \end{cases} \quad (5)$$

通过采集多组同一位置肠道在不同扩张半径下的环向收缩压力, 依次代入到关于 r_0 和 t_0 二元方程组中并求取平均值, 便可以计算得到当前位置肠道的初始半径和厚度。关于 r 、 t 和 p_A 的具体计算过程将分别在章节 1.1、1.2 和 1.3 中给出。

这一感知方法在实际场景中的具体应用流程如图 3 所示: 首先, 医生控制机器人运动到肠道中的指定位置并驻留; 然后, 通过电脑或上位机发出指令控制扩张机构扩张; 接着, 机器人的内置电路将对压力传感器的数据进行采集, 并记录相应的扩张机构半径; 之后, 数据将通过无线传输芯片发送至体外的接收器, 接收器将数据上传至电脑进行解算和显示; 最后命令机器人移动至下一位置, 并重复上述流程, 从而完成对整个肠道几何参数的感知。

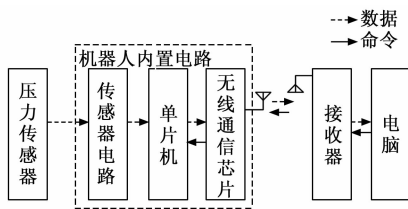


图 3 感知方法流程图

1.1 被扩张肠道半径计算原理

由于扩张机构特殊的形状, 被扩张肠道的横截面并非一个标准的圆形, 其形状主要与扩张机构中多连杆机构的数量有关。当前, 胶囊机器人主流的扩张机构大多都具有三组多连杆机构, 因此, 被扩张肠道的横截面可看为一个六边形。而根据式 (1), 在计算肠道环向收缩压力时, 需要将其等效为一个圆形, 如图 4 所示。

图 4 左侧中, 被扩张肠道横截面内圈周长 C 可计算为:

$$\begin{cases} C = 3(l_1 + d) \\ l_1 = \sqrt{3}r_E - \frac{d}{2} \end{cases} \quad (6)$$

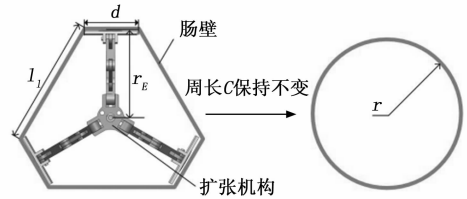


图 4 被扩张肠道半径计算示意图

式中, d 为接触装置的宽度, r_E 为扩张机构的半径, l_1 已在图注进行标注。保持肠道的内圈周长 C 不变, 将其转换为一个圆形, 如图 4 右侧所示, 则被扩张肠道的半径可计算为:

$$r = \frac{C}{2\pi} = \frac{3\sqrt{3}r_E + \frac{3d}{2}}{2\pi} \quad (7)$$

1.2 被扩张肠道厚度计算原理

由于含水量较高, 肠壁组织具有准不可压缩性^[28], 因此在计算过程中, 假设肠壁的整体体积不发生变化, 即扩张过程中肠壁的横截面面积不发生变化。由章节 1.1 可知, 被扩张肠壁的横截面可等效为一个圆环, 如图 5 所示, 则初始状态下, 该圆环的横截面积 S 可计算为:

$$S = \pi \cdot (r_0 + t_0)^2 - \pi r_0^2 \quad (8)$$

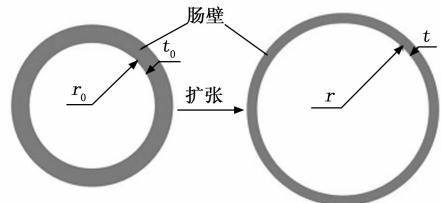


图 5 被扩张肠道厚度计算示意图

当肠道半径有初始状态 r_0 扩张至 r 时, 其横截面 S 并不会发生变化, 此时具有以下等式关系:

$$\pi \cdot (r + t)^2 - \pi r^2 = S \quad (9)$$

因此, 被扩张肠道的厚度 t 可计算为:

$$t = \frac{-r + \sqrt{r^2 + t_0^2 + 2r_0}}{2} \quad (10)$$

1.3 被扩张肠道 A 区域环向收缩压力计算原理

接触装置中的薄膜压力传感器一共会受到来自 A、B 和 C 三个区域的环向收缩压力, 如图 6 所示。其中 A 区域直接与接触装置接触, 其产生的环向收缩压强会直接作用在接触装置上。A 区域产生的环向收缩压力可计算为:

$$F_A = p_A \cdot S_A = p_A \cdot 2\pi r L \quad (11)$$

式中, S_A 为 A 区域肠道的面积, L 为接触装置长度, 即 A 区域的长度。 p_A 的方向为垂直于肠壁的切线并指向肠道的中轴线, 但相较于肠壁的横截面周长, 接触装置的宽度较小, p_A 的方向可等效为垂直于接触装置, 因此, F_A 的方向也为垂于接触装置, 如图 6 所示。

由于肠道变形所产生的过渡区域 B 和 C, 会通过 A 区域将压力作用在接触装置上。在计算过程中, 可将这两个区域等效为一个等径的圆环, 如图 6 左侧所示, 等效圆环

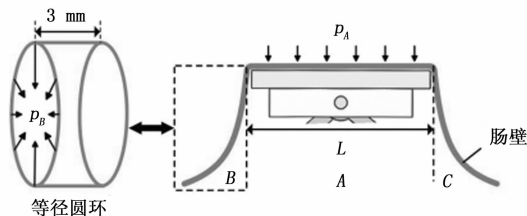


图 6 接触装置受力示意图

的半径为 B、C 区域的最大半径，等效轴向长度 l_{eq} 为 $3\text{ mm}^{[29]}$ 。由于接触装置通常较薄（约为 $1\sim 2\text{ mm}$ ），B、C 区域的等效半径可看作与 A 区域的半径相等，因此，B、C 区域产生的环向收缩压强 p_B 和 p_C 约等于 p_A 。B、C 区域产生的环向收缩压力 $F_{B(C)}$ 可计算为：

$$F_{B(C)} = P_A \cdot 2\pi r \cdot l_{eq} \quad (12)$$

式中， $F_{B(C)}$ 的方向同 F_A 相同，因此，所有接触装置中，薄膜压力传感器所感受到的压力总值 F 计算为：

$$F = F_A + F_B + F_C \quad (13)$$

则 A 区域产生的环向收缩压强 p_A 与压力传感器的测量值 F 之间的关系可表示为：

$$p_A = \frac{F}{2\pi r \cdot (L + 2l_{eq})} \quad (14)$$

2 实验设计

2.1 实验装置

实验装置总体可分为三个部分，如图 7 所示，其中：扩张装置用于采集不同扩张半径下肠道的环向收缩压力。所采集到的压力数据通过单片机 ADC 外设采集并通过串口上传至电脑。最后使用 Matlab 对数据进行解算和显示。

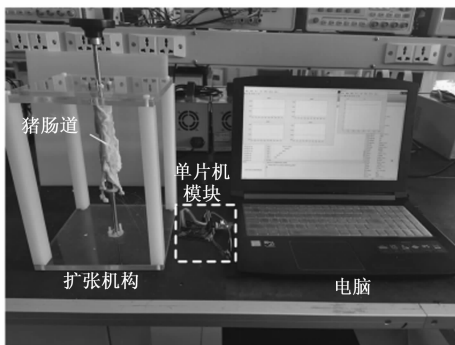


图 7 实验装置整体设计

2.1.1 扩张装置的设计

如图 8 (a) 所示，该扩张机构的结构与胶囊机器人的扩张机构类似，包含一组丝杠螺母对以及四组连杆机构（在实验过程中发现，相较于采用三组连杆机构，四连杆机构能够使肠道被扩张得更加均匀，因此在这里四组连杆机构）。丝杠两端使用轴承固定在亚克力板中，丝杠长度为 35 cm ，外径 8 mm ，两端螺纹旋向相反，螺纹间距为 2 mm 。丝杠顶端紧配有一枚转轮，用于控制丝杠转动。螺母直径约 22 mm ，表面设置有铰接点，用于铰接连杆。连杆装置中的每支连

杆长 54 mm ，每个连杆装置的末端都安装有一枚接触装置。一个法兰被固定在顶端的亚克力板上，与丝杠同心，用于固定猪肠道。扩张装置的扩张半径 r_E 可通过转轮进行精确控制，其完全收缩状态下半径约为 12.6 mm ，完全扩张后半径超过 45 mm ，完全能够满足实验需求。

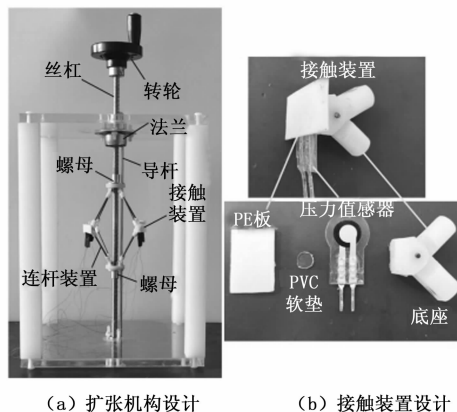


图 8 扩张装置设计图

2.1.2 接触装置设计

接触装置如图 8 (b) 所示，从外到内依次为 PE 板、PVC 软垫、薄膜压力传感器以及底座。PE 板直接与肠道进行接触，其主要功能为增大接触装置与肠道的接触面积，使传感器能够感受到更大的肠环向收缩压力。PVC 软垫粘贴在 PE 板与传感器之间，面积与传感器的力敏区域相同，其主要目的是使压力传感器受力更加均匀，提高测量的准确性。本次实验所选用的薄膜压力传感器为单点压阻型传感器，内阻随着受力的增大而减小，量程为 $0.03\sim 2.5\text{ N}$ ，内阻变化范围约为 $280\sim 3.5\text{ k}\Omega$ 。底座用于与连杆机构连接。

2.1.3 实验装置整体电路设计

实验装置整体电路设计如下：由于所使用的薄膜压力传感器为压阻型，因此采用一枚 $10\text{ k}\Omega$ 的电阻进行分压，并且并联了一枚 $0.1\ \mu\text{F}$ 的电容用以过滤掉高频干扰。压力传感器的输出电压使用 STM32F103RCT6 单片机的 12 位 ADC 外设进行采集，采集后的数据进行编码后通过单片机的 RS232 串口上传至电脑并进行记录。整个电路采用稳压芯片 AMS1117 提供 3.3 V 的稳压直流电。

2.2 薄膜压力传感器的标定

由于每一枚薄膜压力传感器的特性都不相同，因此在实验前搭建了装置对传感器进行标定，如图 9 所示。标定装置可分为两个部分：圆杆和支架。圆杆上端的圆台用于放置砝码，圆杆下端与薄膜压力传感器的力敏区域接触，支架则用于帮助圆杆定位。在传感器的上下两侧均铺有 PVC 软垫，以保证传感器受力均匀，提高标定结果的准确性。标定装置的整体电路与 2.1 章节中实验装置的相同，传感器的输出电压最终上传至电脑记录。四枚传感器的标定结果如图 10 所示，使用单项 Power 函数对传感器内阻 R 和压力 F 进行拟合，及拟合结果为：

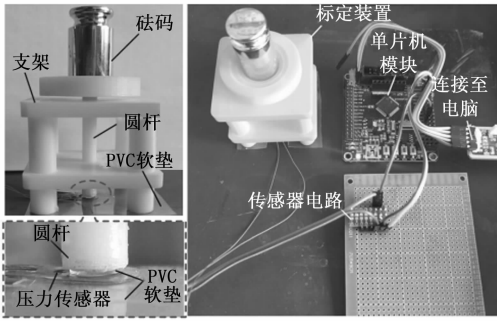


图 9 标定装置设计

$$\begin{cases} R_1 = 12.73 \cdot F^{-1.037} \\ R_2 = 12.60 \cdot F^{-1.152} \\ R_3 = 10.90 \cdot F^{-1.213} \\ R_4 = 12.75 \cdot F^{-1.097} \end{cases} \quad (15)$$

四个拟合式的决定系数分别为 0.998 9、0.999 6、0.998 1 和 0.993 5, 拟合效果较好, 保证了实验的准确性。

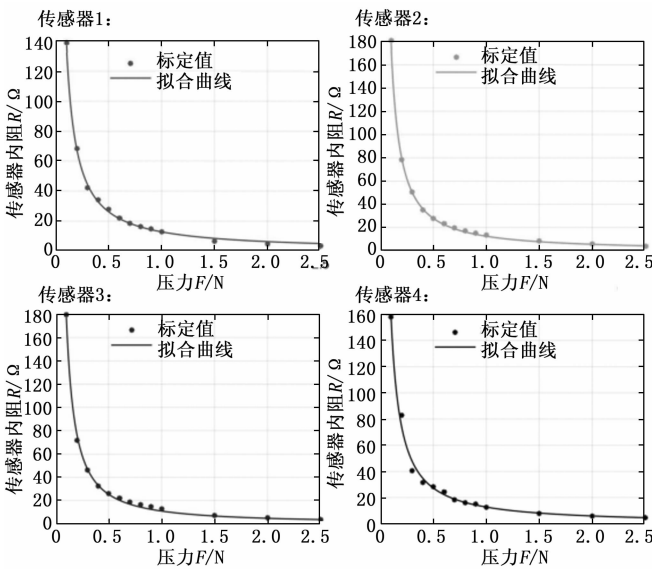


图 10 压力传感器标定及拟合结果

2.3 实验过程及数据

实验选取的猪肠道来自一头重约 140 kg 的猪^[30], 猪在宰杀后立刻将肠道取出并放入冷藏的生理盐水中, 直至实验时取出。实验前, 猪肠道本构方程中的参数 b_0 和 d_0 通过单轴拉伸法确定, 具体流程如下: 选取多段肠组织样本, 组织表面标记四个墨点, 两端使用拉钩固定, 并可在其径向方向上施加拉力。在拉伸肠组织的过程中, 通过墨点的位移记录肠组织的形变量。最后将拉力值与形变量进行拟合得到参数 b_0 和 d_0 。实验分别测得: $b_0 = 106.4 \text{ kPa}$, $d_0 = 13.91 \text{ kPa}$ 。

具体实验过程如下: 首先, 截取一段约 25 cm 猪肠道并使用游标卡尺测量肠道的初始半径 r_0 与初始厚度 t_0 ; 然后, 将其一端用扎带固定在扩张装置的法兰上, 另一端自然下垂; 接着, 转动转轮扩张肠道, 每转动八分之一圈停止约

5 s 以记录此时传感器的压力数值, 四枚传感器的测量值之和即为当前肠道的环向收缩压力 F , 每次共转动 1.5 圈, 即采集 12 组数据; 最后, 更换具有不同初始半径和厚度的肠道并重复上述过程, 首次实验过测量了三段具有不同几何参数的猪肠道, 对其分别编号为 PI1、PI2 和 PI3, 具体测量数据见表 1。

表 1 三组猪肠道实验数据

| 肠道几何参数 | PI1 | PI2 | PI3 | | | |
|--------|---|---|---|--------------|---------------|--------------|
| | $r_0 = 18.15 \text{ mm}$, $t_0 = 3.20 \text{ mm}$ | $r_0 = 19.11 \text{ mm}$, $t_0 = 2.25 \text{ mm}$ | $r_0 = 17.19 \text{ mm}$, $t_0 = 2.50 \text{ mm}$ | | | |
| 实验数据 | | | | | | |
| 编号 | r/mm | F/N | r/mm | F/N | r/mm | F/N |
| 1 | 19.16 | 0.33 | 20.67 | 0.29 | 17.20 | 0.15 |
| 2 | 20.67 | 0.93 | 21.95 | 0.54 | 19.16 | 0.63 |
| 3 | 21.95 | 1.83 | 23.07 | 0.80 | 20.67 | 1.35 |
| 4 | 23.07 | 2.60 | 24.07 | 1.21 | 21.95 | 2.15 |
| 5 | 24.07 | 3.23 | 25.00 | 1.86 | 23.07 | 2.95 |
| 6 | 25.00 | 4.24 | 25.86 | 2.22 | 24.07 | 3.80 |
| 7 | 25.86 | 4.92 | 26.66 | 2.71 | 25.00 | 4.45 |
| 8 | 26.66 | 5.85 | 27.41 | 3.01 | 25.86 | 5.31 |
| 9 | 27.41 | 6.69 | 28.13 | 3.53 | 26.66 | 5.84 |
| 10 | 28.13 | 7.40 | 28.81 | 3.86 | 27.41 | 6.79 |
| 11 | 28.81 | 8.01 | 29.46 | 4.49 | 28.13 | 7.54 |
| 12 | 29.46 | 8.69 | 30.07 | 5.12 | 28.81 | 8.20 |

值得注意的是, 由于实验所选用的扩张装置装有四组连杆机构, 因此, 被扩张肠道的横截面积为八边形, 式 (7) 应改写为:

$$r = \frac{2\sqrt{2}(r_E - \frac{d}{2}) + 2d}{\pi} \quad (16)$$

3 感知方案验证及优化

3.1 感知方法验证

基于表 1 的实验数据对感知方法进行验证, 将每段肠道所测量得到的 12 组数据, 依次两两代入至方程组式 (5) 中, 然后将所得结果再求取平均值。12 组数据一共可以解算得到 11 组肠道的初始半径 r_0 和厚度 t_0 。感知结果如图 11 所示, 其中横坐标 n 表示参与解算的数据组数, E_r 和 E_t 分别代表初始半径和厚度的感知误差。

1) 当仅有两组数据参与解算时, 对肠道初始半径的感知误差都较大, 三段肠道初始半径的感知误差 E_r 分别为 0.398 mm、0.812 mm 以及 0.968 mm。而随着参与解算数据量的增加, 感知误差有了明显的下降, 当数据量 n 从 2 组增加至 6 组后, 感知误差 E_r 明显下降, 分别为 0.064 mm、0.018 mm 以及 0.122 mm。

2) 由于肠道厚度较薄, 因此该感知方法对于肠道初始厚度的结算误差相对较大, 当仅有两组数据参与解算时, 三段肠道初始厚度的感知误差 E_t 较大, 分比为 1.030 mm、

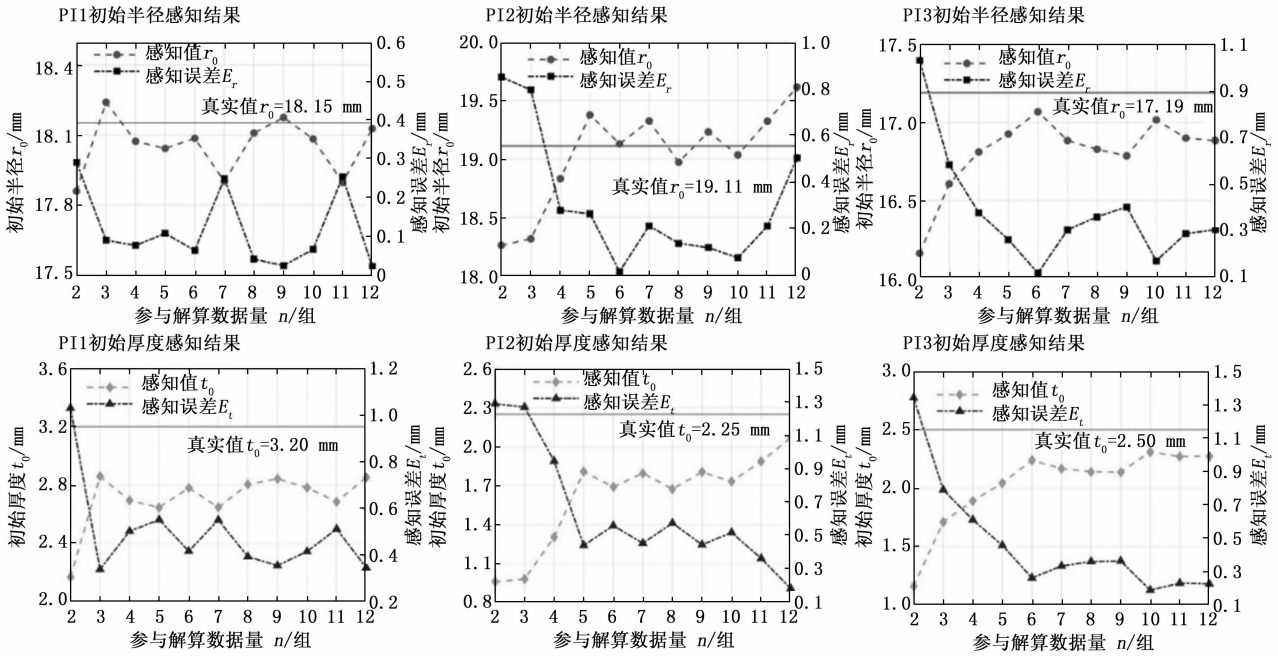


图 11 三组猪肠道初始半径和厚度的感知结果以及感知误差

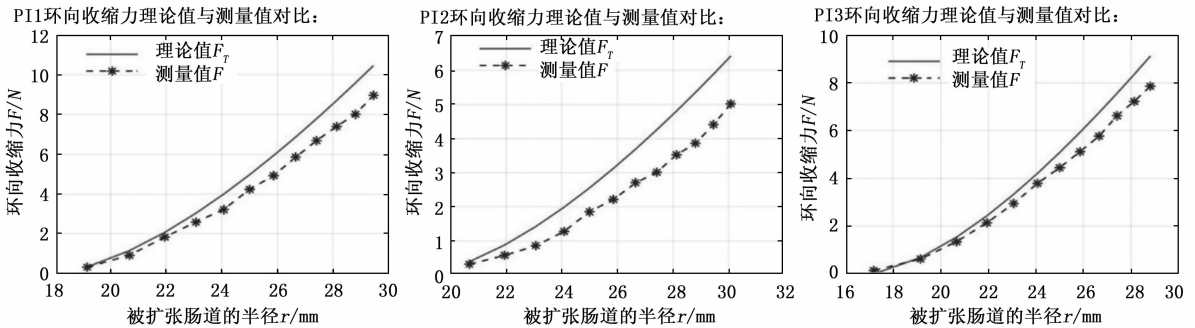


图 12 三组猪肠道环向收缩力理论与测量值

1.290 mm 以及 1.340 mm。同样随着参与解算数据量的增加,感知误差有了明显的下降,当数据量 n 从 2 组增加至 6 组后,感知误差 E 明显下降,分别为 0.418 mm、0.560 mm 以及 0.262 mm。

3) 进一步对结算结果观察发现,随着参与数据量 n 的增加,感知误差 E_r 和 E_t 并没有稳定下降,甚至有所增加。当 n 从 6 组增加至 11 组时,PI1 的初始半径感知误差 E_r 和初始厚度感知误差 E_t 分别从 0.064 mm 和 0.418 mm 增大至 0.253 mm 和 0.513 mm; 当 n 从 6 组增加至 12 组时,PI2 的初始半径感知误差从 0.018 mm 增加至 0.505 mm; 当 n 从 6 组增加至 9 组时,PI3 的初始半径感知误差 E_r 和初始厚度感知误差 E_t 分别从 0.122 mm 和 0.262 mm 增大至 0.405 mm 和 0.364 mm。

3.2 感知误差分析

基于上一节中的结算结果,对感知误差的主要来源进行分析。如图 12 所示,其中, F 表示通过薄膜压力传感器所测得的肠道环向收缩压力, F_T 为通过本构方程,即式

(2), 计算得到的理论上肠道的环向收缩压力。

观察发现:随着测量数据的增多, F 逐渐小于 F_T , 最大偏差分别为 1.492 N、1.402 N 以及 1.263 N。出现这一偏差的主要原因是:该感知方案为降低运算量,提高感知速度,所采用的本构方程为与时间参量无关的应变能本构方程^[31],而肠道环向收缩力具有应力松弛效应,即随着被扩张时间的增加,肠道施加在接触装置上的环向收缩压力会随着时间的增加而逐渐减小,最终导致测量值 F 逐渐小于理论值 F_T 。因此,为保证感知结果的准确性,需要尽可能减短环向收缩压力的测量时间。

图 13 展示了 PI1 在测量过程中,环向收缩压力 F 随测量时间 t 的变化关系。可以看到,每次转动转轮扩张肠道,肠道环向收缩压力的变化可分为 3 个阶段:

阶段 a 表示转动转轮,肠道受到扩张,环向收缩压力增大,这一阶段耗时约为 0.8~1.4 s。阶段 b 和阶段 c 表示转轮转动至指定位置,压力数据逐渐稳定,可进行数据采集。其中阶段 b 中的数据还未稳定,这一阶段耗时约为 0.6~

1.2 s。仅在阶段 c, 压力数据才是有效的。显然, 由于阶段 c 耗时过长, 导致肠道应力松弛效应的影响逐渐增大, 最终造成了感知误差。

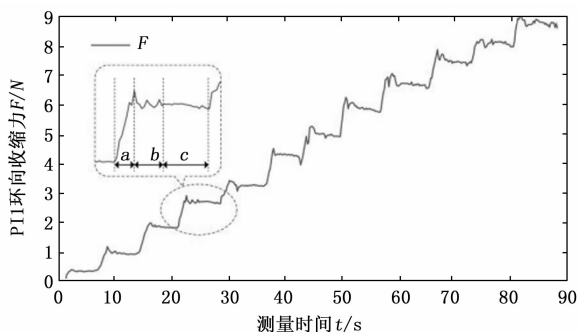


图 13 猪肠道环向收缩力随测量时间的变化

3.3 感知方法优化

基于上文中对实验结果和感知误差的分析, 对感知方法进行优化, 以提高感知结果的准确性。首先, 对于每段肠道, 每次应采集 6 组不同扩张半径下肠道的环向收缩压力, 并依次代入至感知模型求取平均值, 以提高感知结果的准确性; 其次, 将数据采集时间从之前的 5 s 减少至 2 s, 一旦压力数据稳定, 便立刻转动转轮, 测量下一组数据, 以尽可能减少应力松弛效应的影响。利用优化后的感知方法, 对另外 5 端猪肠道进行了感知, 感知结果如表 2 所示。

表 2 感知方法优化后的感知结果

| | | | | | | |
|------|-----------|--------|--------|--------|--------|--------|
| 测量值 | r_0 /mm | 17.19 | 18.47 | 18.26 | 17.93 | 19.31 |
| | t_0 /mm | 2.52 | 2.00 | 3.21 | 1.79 | 2.96 |
| 感知结果 | r_0 /mm | 17.291 | 18.386 | 18.423 | 17.710 | 19.071 |
| | t_0 /mm | 2.334 | 1.806 | 2.871 | 1.582 | 2.693 |
| 感知误差 | E_r /mm | 0.101 | -0.084 | 0.163 | -0.220 | -0.239 |
| | E_t /mm | -0.186 | -0.194 | -0.339 | -0.208 | -0.267 |

实验结果发现, 肠道初始半径的感知误差仅为 0.084~0.239 mm, 初始厚度的感知误差仅为 0.186~0.339 mm, 相较于章节 3.1 中的感知结果, 感知精度有了明显的提升。同时, 整个感知过程由之前的约 1.4 min 下降至约 15 s, 感知速度也有了明显的提升。

4 结束语

本文提出了一种适用于胶囊机器人的肠道几何参数感知方法, 首先对感知方法的原理进行了详细阐述, 随后设计了实验装置, 对感知方法进行了验证和优化: 该感知方法能够在 15 s 内完成对肠道几何参数的感知, 其中初始半径的感知误差为 0.084~0.239 mm, 初始厚度感知误差为 0.186~0.339 mm。实验结果表明: 该感知方法有望应用于胶囊机器人, 以实现病灶定位、肠道三维模型的建立等功能。

当胶囊机器人在肠道中工作时, 受力情况会更加复杂。接触装置除了会受到肠道的环向收缩压力外, 肠道的蠕动以及腹部脂肪和器官的挤压同样会对压力数据的测量造成

影响^[20]。因此, 下一步的工作将集中在感知方法的优化上, 更加全面的考虑接触装置的受力情况, 以提高解算精度。

参考文献:

- [1] CHEN W, ZHANG S, ZOU X, et al. Cancer incidence and mortality in China, 2006 [J]. Chinese Journal of Cancer Research, 2011, 23 (1): 3-9.
- [2] BRAY F, FERLAY J, SOERJOMATARAM I, et al. Global cancer statistics 2018: GLOBOCAN estimates of incidence and mortality worldwide for 36 cancers in 185 countries [J]. CA: A Cancer Journal for Clinicians, 2018, 68 (6): 394-424.
- [3] KAPLAN G G. The global burden of IBD: from 2015 to 2025 [J]. Nature Reviews Gastroenterology & Hepatology, 2015, 12 (12): 720-727.
- [4] HAFNER M. Conventional colonoscopy: technique, indications, limits [J]. European Journal of Radiology, 2007, 61 (3): 409-414.
- [5] SEEFF L C, RICHARDS T B, SHAPIRO J A, et al. How many endoscopies are performed for colorectal cancer screening? results from CDC's survey of endoscopic capacity [J]. Gastroenterology, 2004, 127 (6): 1670-1677.
- [6] VALDASTRI P, WEBSTER R J, QUAGLIA C, et al. A new mechanism for mesoscale legged locomotion in compliant tubular environments [J]. IEEE Transactions on Robotics, 2009, 25 (5): 1047-1057.
- [7] BUSELLI E, VALDASTRI P, QUIRINI M, et al. Superelastic leg design optimization for an endoscopic capsule with active locomotion [J]. Smart Materials and Structures, 2009, 18 (1): 015001.
- [8] SLIKER L J, KERN M D, SCHOEN J A, et al. Surgical evaluation of a novel tethered robotic capsule endoscope using micro-patterned treads [J]. Surgical Endoscopy, 2012, 26 (10): 2862-2869.
- [9] DOWON KIM, DONGKYU LEE, BYUNGKYU KIM, et al. A self-propelled robotic colonoscope using elastic caterpillars [C] //IEEE ISR 2013. Seoul, Korea (South): IEEE, 2013: 1-4.
- [10] LEE D, JOE S, CHOI J, et al. An elastic caterpillar-based self-propelled robotic colonoscope with high safety and mobility [J]. Mechatronics, 2016, 39: 54-62.
- [11] FORMOSA G A, PRENDERGAST J M, EDMUNDOWICZ S A, et al. Novel optimization-based design and surgical evaluation of a treaded robotic capsule colonoscope [J]. IEEE Transactions on Robotics, 2020, 36 (2): 545-552.
- [12] CIUTI G, VALDASTRI P, MENCIASSI A, et al. Robotic magnetic steering and locomotion of capsule endoscope for diagnostic and surgical endoluminal procedures [J]. Robotica, 2010, 28 (2): 199-207.
- [13] MAHONEY A W, ABBOTT J J. Generating rotating magnetic fields with a single permanent magnet for propulsion of untethered magnetic devices in a lumen [J]. IEEE Transactions on

Robotics, 2014, 30 (2): 411 - 420.

[14] PITTIGLIO G, BARDUCCI L, MARTIN J W, et al. Magnetic levitation for soft-tethered capsule colonoscopy actuated with a single permanent magnet: a dynamic control approach [J]. IEEE Robotics and Automation Letters, 2019, 4 (2): 1224 - 1231.

[15] DARIO P, CIARLETTA P, MENCIASSI A, et al. Modeling and experimental validation of the locomotion of endoscopic robots in the colon [J]. The International Journal of Robotics Research, 2004, 23 (4/5): 549 - 556.

[16] NADERI N, NAJARIAN S, HOSSEINALI A, et al. Modeling and dynamic analysis of the worm-like part of an innovative robot applicable in colonoscopy: modeling and dynamic analysis of the worm-like part of a robot [J]. The International Journal of Medical Robotics and Computer Assisted Surgery, 2013, 9 (3): 371 - 378.

[17] CHEN W, YAN G, HE S, et al. Wireless powered capsule endoscopy for colon diagnosis and treatment [J]. Physiological Measurement, 2013, 34 (11): 1545 - 1561.

[18] GAO J, YAN G, WANG Z, et al. Design and testing of a motor-based capsule robot powered by wireless power transmission [J]. IEEE/ASME Transactions on Mechatronics, 2016, 21 (2): 683 - 693.

[19] GAO P, YAN G, WANG Z, et al. Microgroove cushion of robotic endoscope for active locomotion in the gastrointestinal tract: a smart device for the robotic endoscope [J]. The International Journal of Medical Robotics and Computer Assisted Surgery, 2012, 8 (4): 398 - 406.

[20] 王 泽. 软体柔性管状器官的生物摩擦学性能研究 [D]. 镇江: 江苏大学, 2013.

[21] GU Y, XIE X, LI G, et al. Design of endoscopic capsule with multiple cameras [J]. IEEE Transactions on Biomedical Circuits and Systems, 2015, 9 (4): 590 - 602.

[22] LI P, KOTHARI V, TERRY B S. Design and preliminary ex-

perimental investigation of a capsule for measuring the small intestine contraction pressure [J]. IEEE Transactions on Biomedical Engineering, 2015, 62 (11): 2702 - 2708.

[23] KARARGYRIS A, KOULAOUZIDIS A. OdoCapsule: next-generation wireless capsule endoscopy with accurate lesion localization and video stabilization capabilities [J]. IEEE Transactions on Biomedical Engineering, 2015, 62 (1): 352 - 360.

[24] CAFFREY C M, TWOMEY K, OGURTSOV V I. Development of a wireless swallowable capsule with potentiostatic electrochemical sensor for gastrointestinal track investigation [J]. Sensors and Actuators B: Chemical, 2015, 218: 8 - 15.

[25] SARRIA R, LATORRE R, HENROTEAUX M, et al. Morphometric study of the layers of the canine small intestine at five sampling sites [J]. The Veterinary Journal, 2012, 192 (3): 498 - 502.

[26] FUNG Y C, FRONEK K, PATITUCCI P. Pseudoelasticity of arteries and the choice of its mathematical expression [J]. American Journal of Physiology-Heart and Circulatory Physiology, 1979, 237 (5): H620 - H631.

[27] BELLINI C, GLASS P, SITTI M, et al. Biaxial mechanical modeling of the small intestine [J]. Journal of The Mechanical Behavior of Biomedical Materials, 2011, 4 (8): 1727 - 1740.

[28] 孙艳霞. 人体软组织建模中的弹性模型的修改 [D]. 南京: 东南大学, 2005.

[29] STEFANINI C, MENCIASSI A, DARIO P. Modeling and experiments on a legged microrobot locomoting in a tubular, compliant and slippery environment [J]. The International Journal of Robotics Research, 2006, 25 (5/6): 551 - 560.

[30] LUNNEY J K. Advances in swine biomedical model genomics. [J]. International Journal of Biological Sciences, 2007, 3 (3): 179 - 184.

[31] ZHANG C, LIU H, TAN R, et al. Modeling of velocity-dependent frictional resistance of a capsule robot inside an intestine [J]. Tribology Letters, 2012, 47 (2): 295 - 301.

收稿日期: 2023-03-15 录用日期: 2023-04-10 出版日期: 2023-05-15 (上接第 222 页)

[12] RAMESH R, KULKARNI A C, PRASAD N R, et al. Face recognition using snakes algorithm and skin detection based face localization [C] //Proceedings of the International Conference on Signal, Networks, Computing, and Systems, Springer, New Delhi, 2017: 61 - 71.

[13] LI H, LIN Z, SHEN X, et al. A convolutional neural network cascade for face detection [C] //Proceedings of the IEEE Conference on Computer Vision and Pattern Recognition, 2015: 5325 - 5334.

[14] ZHANG K, ZHANG Z, LI Z, et al. Joint face detection and alignment using multitask cascaded convolutional networks [J]. IEEE Signal Processing Letters, 2016, 23 (10): 1499 - 1503.

[15] SHARIFARA A, RAHIM M S M, ANISI Y. A general review of human face detection including a study of neural networks and Haar feature-based cascade classifier in face detec-

tion [C] //2014 International Symposium on Biometrics and Security Technologies (ISBAST), IEEE, 2014: 73 - 78.

[16] FARFADE S S, SABERIAN M J, LI L J. Multi-view face detection using deep convolutional neural networks [C] //Proceedings of the 5th ACM on International Conference on Multimedia Retrieval, 2015: 643 - 650.

[17] 贾小硕, 曾上游, 潘 兵, 等. 基于改进 MTCNN 网络的目标人脸快速检测 [J]. 计算机工程与科学, 2020, 42 (7): 1262 - 1266.

[18] 庞 殊, 芦 莎. 基于改进 MTCNN 的多尺度安全帽识别 [J]. 计算机应用研究, 2021, 38 (6): 1907 - 1912, 1916.

[19] 朱 婧. 基于一维混沌系统的图像加密算法研究与分析 [J]. 电子世界, 2018 (20): 18 - 21.

[20] 高 毅. 基于 Logistic 混沌算法的伪随机序列 IP 设计 [D]. 哈尔滨: 黑龙江大学, 2021.