

肺部太赫兹纳米传感器网络的拓扑结构优化设计

徐娟, 黄鸿敏, 阚佳丽, 张妍, 林林
(同济大学电子与信息工程学院, 上海 201804)

摘要: 纳米生物传感器以及太赫兹技术的发展能够满足肺部医学数据高速可靠地传输到远程医疗机构的要求, 因此体内太赫兹纳米传感器网络在远程肺部健康监测方面有着巨大的应用前景. 考虑到纳米节点能量有限且肺部数据传输对时延要求高的问题, 提出了一种低时延低能耗 (Low Delay Low Energy consumption, LDLE) 的拓扑模型. 该模型以最小化网络总时延和能耗为目标, 将拓扑设计问题转化为混合整数非线性规划模型的求解问题并求解出最优目标. 研究表明, 网状拓扑结构具有较低网络时延、较高吞吐量以及较长的网络生存期, 能满足肺部太赫兹纳米传感器网络的低能耗和低时延的要求.

关键词: 体内无线纳米传感器网络; 低时延; 低能耗; 拓扑结构

中图分类号: TP212 **文献标识码:** A **文章编号:** 0372-2112 (2021)06-1050-09

电子学报 URL: <http://www.ejournal.org.cn> **DOI:** 10.12263/DZXB.20200577

Topological Structure Optimization Design of Lung Terahertz Nanosensor Network

XU Juan, HUANG Hong-min, KAN Jia-li, ZHANG Yan, LIN Lin
(School of Electronic and Information Engineering, Tongji University, Shanghai 201804, China)

Abstract: The development of nano-biosensors and terahertz technology can meet the requirements of high-speed and reliable transmission of lung medical data to telemedicine institutions. Therefore, intra-body terahertz nanosensor network has great application prospects in remote lung health monitoring. Considering the limited energy of the nanonodes and the strict latency requirements for data transmission, a low-delay low-energy consumption (LDLE) topology model is proposed. The model aims at minimizing the total network delay and energy consumption, and transforms the topology design problem into a mixed integer nonlinear programming model solution problem and solves the optimal goal. The result shows that the mesh network topology has low network delay, high throughput and long network lifetime, which can meet the requirements of low energy consumption and low delay of lung terahertz nanosensor network.

Key words: intra-body wireless nanosensor network; low-delay; low-energy; topological structure

1 引言

目前全球的 COVID-19 疫情已相当严重, 截至 2020 年 10 月 22 日, 全球累计确诊患者已超 4137 万人, 死亡人数已超 113 万. 此外, 根据世界卫生组织的数据, 2018 年全球因肺癌死亡人数高达 209 万人^[1]. 实际上, 早期肺癌可以得到很好的治疗, 但许多患者往往没有得到及时诊断, 且存在误诊等情况, 因此, 对肺部疾病进行早

期监测极其重要. 人的呼吸气体成分可提供有关健康状况的有用信息^[2], 呼气分析已经被作为一种可能的诊断工具来识别诸如肺癌等疾病^[3]. 纳米技术的高速发展催生了体积微小且可以检测和感知分子级别信号的纳米传感器^[4]. 例如, 有报告显示纳米生物传感器已经能够有效地测量肺部疾病生物标记物如挥发性有机化合物 (Volatile Organic Compounds, VOCs)^[5]. 由于纳米传感器在生物相容性、稳定性以及尺寸等方面具有

收稿日期: 2020-06-16; 修回日期: 2020-10-28; 责任编辑: 梅志强

基金项目: 国家自然科学基金 (No. 61971314, No. 61202384); 上海市科委“一带一路”国际合作项目 (No. 19510744900); 智慧城市物联泛在接入网关及平台应用示范 (No. 2019YFB2101600); 广西自然科学基金 (No. 2017GXNSFAA198263)

显著的优势,所以无线纳米传感器网络(Wireless NanoSensor Networks, WNSNs)^[6]在生物医学领域的应用成了新的研究热点,随后有学者提出了体内 WNSNs (iWNSNs)的概念^[7].

太赫兹频带能提供很宽的带宽以及 10Gbps 甚至更高的数据传输速率,且电磁波能量较低,不会引起生物组织的电离^[8],能满足人体内传输的高速实时和多种 QoS 的要求,所以基于太赫兹波的纳米电磁通信适用于 iWNSNs.

目前国内外关于肺部太赫兹纳米传感网的研究很少. Ebrahimi 和 Nader^[9]提出了可以将纳米网部署于肺部进行肺部健康监测的想法,在此基础上, Zarepour 等人^[10]发现了肺部太赫兹信道由于人体的呼吸作用而具有周期性,并在呼吸周期中发现了数据传输的最优点.

利用纳米传感器对肺部进行健康监测需要结合医学要求将纳米传感器放置在肺部相应位置,纳米传感器将感知到的数据通过体内太赫兹信道传输到网关节点,远程监护系统通过互联网与网关节点间的通信可以对被监测者的肺部生理信号进行实时监测,因此搭建一个适合肺部健康监测的体内太赫兹纳米传感器网络非常必要.

搭建适合肺部健康监测的纳米传感器网络需要考虑以下三个问题. 第一,由于人体肺部结构复杂,需要合理的部署纳米传感器位置. 第二,由于植入体内的纳米传感器储能有限且电池无法更换,所以肺部纳米传感器网络要能耗小. 最后,由于纳米传感器采集到的重要信息需要实时性处理,所以肺部纳米传感器网络时延要小.

目前国内外已有学者对无线传感器网络的拓扑控制算法进行了相关研究. Abbasi 和 Faisal^[11]针对无线传感器网络提出了基于非合作博弈的拓扑控制算法来最小化能量消耗和平衡能量. Liu 等^[12]提出了一种基于复杂网络理论(TCSCN)的拓扑控制策略. 本文所涉及的混合整数非线性规划问题,已有学者在研究 WSN 的功率分配算法时做了讨论^[13],通过求解混合整数非线性规划提出了一个最小化碰撞概率的功率分配算法.

但目前关于 iWNSNs 针对体内器官的拓扑结构的研究在国内外尚未见诸报道,考虑到对肺部健康监测的重要性,因此本文将设计肺部太赫兹纳米传感网的拓扑结构. 以纳米节点、候选位置和纳米汇聚节点之间的通信变量作为决策变量,将总传输时延和能耗作为目标函数,提出一种低时延低能耗(Low Delay Low Energy consumption, LDLE)的网络拓扑设计模型,通过调整纳米采集器的数量获得不同的位置模型,对比不同位置模型下求解出的网络拓扑的性能,获得性能较优

良的纳米采集器部署位置及相应的网络拓扑.

2 系统模型

2.1 人体肺部气道树建模

人体气管和支气管是软骨性组织和纤维肌性管道,是人体呼吸系统的一部分,将纳米采集器放入人体肺部气道树,可以检测到肺部肺泡细胞呼吸产生的气体^[14]. 人体肺部气道树的结构如图 1 所示,其中气管呈管状,由气管分出的第 1 级支气管,称为左、右主支气管,其中左主支气管细而长,右主支气管粗而短.

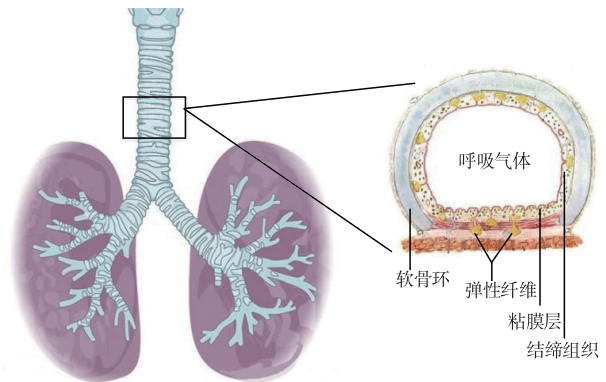


图1 人体肺部气道树结构图

由于不同年龄段、不同性别的人体的肺部气道树尺寸有所差异,本文参考肺部气道树的一般尺寸,如表 1 所示.

表 1 肺部气道树结构数据

气管名称	符号	管长(mm)	管半径(mm)	与气管纵轴延长线夹角
气管	T0	120	10	0°
左主支气管	T1 _L	49	5	50°
右主支气管	T1 _R	25	7.5	25°

忽略气管壁的厚度,将气管壁的内外表面理想化为平滑曲面得到图 2 所示的肺部气道树数学模型.

2.2 肺部太赫兹信道模型

太赫兹波段的无线电通信过程中产生的路径损耗,主要包括三个部分:在信道介质中传播时所经历的损耗,介质中的分子在某个频段吸收能量引起的损耗以及信号传播过程中发生散射引起的损耗.

因此太赫兹信道路径损耗可用下式表示:

$$P^l(f, d) = P_{spr}^l(f, d) \times P_{abs}^l(f, d) \times P_{sca}^l(f, d) \quad (1)$$

其中, $P^l(f, d)$ 表示总路径损耗,并且传播损耗,分子吸收损耗和散射损耗分别用 $P_{spr}^l(f, d)$, $P_{abs}^l(f, d)$ 和 $P_{sca}^l(f, d)$ 来表示, d 是传播距离.

电磁波在物理介质中传输引起的损耗称作传播损耗,可用弗里斯传输方程来计算:

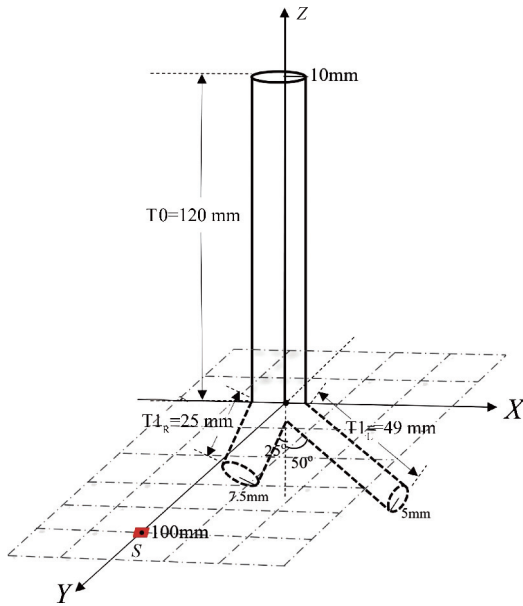


图2 肺部气道树数学模型

$$P_{\text{spr}}^L(f, d) = \left(\frac{4\pi f d n_m}{c} \right)^2 \quad (2)$$

其中, n_m 表示人体组织的折射率, f 代表自由空间中的载波频率, c 表示真空中的光速. 当 f 为 1 THz 时, 太赫兹波的扩散损耗相当高, 导致纳米节点的传输范围被严重限制, 因此将纳米节点部署在人体内时, 其通信距离急剧减小.

分子吸收损耗是指由分子吸收电磁波的能量引起无线电信号的衰减. 在人体肺部场景中表现为在肺部气管壁中不同组织吸收损耗各不相同. 每种生物组织的分子吸收可以用吸收系数 $\alpha(f)$ 来表示. 并且对于给定的 $\alpha(f)$, 分子吸收路径损耗可以通过朗伯-比尔定律 (Beer-Lambert law) 计算:

$$P_{\text{abs}}^L(f, d) = e^{\alpha(f)d} \quad (3)$$

肺部生物组织由不同类型的物质构成, 这种微观不均匀性会产生光束偏转从而导致粒子的散射并进一步影响电磁波的传播. 因粒子散射而产生的路径损耗可表示为:

$$P_{\text{sca}}^L(f, d) = e^{\mu d} \quad (4)$$

其中, μ 表示散射损耗因子. 文献[15]表明, 散射损耗因子远远小于分子吸收损耗因子, 几乎可以忽略不计. 因此, 太赫兹波的路径损耗表示为:

$$P^L(f, d) = \left(\frac{4\pi f d n_m}{c} \right)^2 e^{\alpha(f)d} \quad (5)$$

在分子吸收损耗产生过程中, 太赫兹波段的主要噪声主要是被分子吸收的电磁波的能量又被再次辐射而产生的信道噪声. 分子吸收噪声的功率谱密度可由下式计算:

$$N(f, d) = K_B T_0 (1 - e^{-\alpha(f)d}) \quad (6)$$

其中, T_0 代表参考温度, 人体体温正常情况下为 37℃, 可以换算为 310K. K_B 代表玻尔兹曼常数, 其数值等于 1.38×10^{-23} J/K.

由于太赫兹信道是频率选择性的, 并且噪声的功率谱密度在整个频域内不是常数, 即太赫兹信道的噪声不是白噪声, 因此整个带宽被分成许多频带非常窄的窄子带, 因此子带内的信道是频率非选择性的, 并且其中的噪声可以看成白噪声. 因此总的信道容量可以换算为可用带宽内每个子带的容量之和, 则信道容量可以写成:

$$C(d) = \sum_i \Delta f \log_2 \left(1 + \frac{S(f_i)}{P^L(f_i, d) N(f_i, d)} \right) \quad (7)$$

其中, $S(f_i)$ 是发射信号的功率谱密度, 其单位通常用 W/Hz 来表示, $N(f_i, d)$ 是式(6)的噪声功率谱密度, 而 Δf 固定为 0.01 THz.

2.3 能耗模型

在本文研究的肺部太赫兹 WSNs 中, 纳米节点的能量消耗主要集中在发送和接收数据的过程中, 根据文献[16]可得到纳米节点发送 N_{bit} 比特数据所消耗的能量为:

$$E_{\text{tx}}(N_{\text{bit}}) = \omega N_{\text{bit}} E_{\text{ptx}} \quad (8)$$

其中, ω 表示 N_{bit} 数据中符号“1”出现的概率. 一般情况下, ω 设为 0.5, 表示符号“1”和“0”等概率发送; E_{ptx} 和 E_{prx} 分别表示发射和接收单个脉冲“1”消耗的能量, 且一般 E_{prx} 为 E_{ptx} 的 1/10. 则纳米节点接收 N_{bit} 比特数据消耗的能量可用下式来表示:

$$E_{\text{rx}}(N_{\text{bit}}) = N_{\text{bit}} E_{\text{prx}} = \frac{1}{10} N_{\text{bit}} E_{\text{ptx}} \quad (9)$$

发射单个脉冲的能耗 E_{ptx} 是关于传输距离 d 的函数, 可以用下式来表示:

$$E_{\text{ptx}}(d) = \frac{P_{\text{tx}}(d)}{C(d)} \quad (10)$$

其中, $P_{\text{tx}}(d)$ 表示当收发节点间的距离为 d 时, 在保证接收端信噪比为 SNR_m 的情况下, 源节点所需的发射功率, 可通过式(11)计算得到, $C(d)$ 表示太赫兹信道容量, 可通过式(7)计算得出.

$$P_{\text{tx}}(d) = \int_{B(d)} \text{SNR}_m \cdot N_a(d, f) \cdot P^L(d, f) df \quad (11)$$

其中, SNR_m 表示接收端的最小信噪比值, $B(d)$ 为信号带宽, 考虑到本文研究的太赫兹频带范围为 0.1 ~ 1.8 THz, 因此 B 为 1.7 THz.

3 低时延能量感知拓扑模型

3.1 网络模型

肺部太赫兹 WSNs 包括若干纳米采集器、纳米中

继器和一个纳米汇聚节点,纳米采集器安装在肺部左、右主支气管管壁的结缔组织中,将采集到的数据发送给纳米中继器;纳米汇聚节点贴在两胸中间,并负责把从纳米中继器收到的数据转发给网关。由于纳米采集器的通信范围非常小且肺部气管内的通信环境复杂,考虑到人体的咳嗽或其它类型的活动极有可能破坏纳米采集器或中断纳米通信链路,因此为了获得较为准确的医学数据并提高网络的容错性,需要在每级气管内根据管径部署大量的纳米采集器,网络模型如图 3 所示。纳米中继器被安装在候选位置区域,但是其数量和具体位置不固定,需要通过设计拓扑结构来确定位置和数量。由于肺部健康监测对时延和能耗要求较高,所以本文将以减少网络时延,降低网络中所有纳米节点的能量消耗为目的来设计肺部太赫兹纳米传感器网络的拓扑。

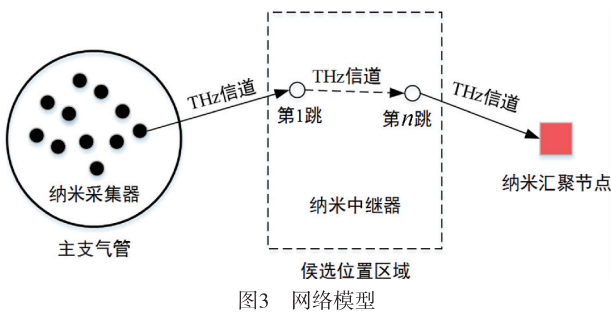


图3 网络模型

肺部太赫兹纳米传感器网络拓扑的设计基于以下假设:

(1) 忽略呼吸引起的肺部气管的略微收缩和扩张,网络中所有纳米节点的位置固定。

(2) 肺部太赫兹 WSNs 物理层采用 TS-OOK 调制,纳米节点可以广播简单的握手消息来获得其它节点的位置信息。

(3) 所有纳米节点的能量消耗主要集中于数据传输阶段,忽略纳米节点在获取和处理数据过程中的能耗。由于汇聚节点放置在体外,电池容量大且更换电池方便,所以不考虑汇聚节点的能耗。

(4) 纳米中继器结构与纳米采集器相似,但纳米中继器的存储器容量远远大于纳米采集器,可接收来自多个纳米采集器的数据。

(5) 每个纳米节点在同一时刻仅能将数据转发给一个纳米节点。

3.2 拓扑模型的建立

用 $N = \{1, 2, \dots, n\}$ 表示所有纳米采集器的集合,其中 n 为纳米采集器的个数,纳米中继器的候选位置集合用 $P = \{1, 2, \dots, p\}$ 表示,纳米汇聚节点用 S 表示,设纳米汇聚节点的通信范围为 R_s ,纳米中继器的通信范围是 R_r ,并且 $R_r \leq R_s$ 。

将纳米采集器通信范围内的纳米中继器用一个有序矢量 \mathbf{Z} 来定义,对于纳米采集器 i ,这些中继节点从近到远排序。 \mathbf{Z} 的第 j 和第 k 个元素分别用 $\mathbf{Z}(j)$ 和 $\mathbf{Z}(k)$ 来表示,代表向量中第 j 个和第 k 个位置的纳米中继器,所以如果 $j < k$,则 $\mathbf{Z}(j)$ 比 $\mathbf{Z}(k)$ 更靠近纳米采集器 i , \mathbf{Z} 的索引集用 I_i 表示,索引集中的元素个数用 $|I_i|$ 表示。同理,纳米中继器 j 范围内的纳米中继器用有序矢量 \mathbf{R} 来定义,其索引集用 I_j ,索引集中的元素个数用 $|I_j|$ 表示。

根据纳米采集器、纳米中继器的候选位置和纳米汇聚节点的位置可以计算出连通性参数。用 L_{ij} 表示纳米采集器覆盖范围参数,如果纳米采集器 i 与 j 处的纳米中继节点间的距离在纳米采集器的通信范围内,则称它们之间可以建立连接,即 L_{ij} 等于 1,否则为 0。用 Q_{js} 表示纳米汇聚节点覆盖范围参数,如果 j 处的纳米中继器与纳米汇聚节点 S 间的距离在汇聚节点的通信范围内,则 Q_{js} 等于 1,否则为 0,可以看出覆盖范围参数与距离有关。 T_{jk} 表示两个不同的纳米中继器之间的覆盖范围参数,其中 $j, k \in P$ 且 $j \neq k$,如果两个纳米中继器之间的距离在其通信范围内,则 T_{jk} 等于 1,反之为 0。如果纳米采集器 i 与部署在 j 处的纳米中继器建立了通信链路,即 i 可以将采集到的数据转发给 j ,用通信变量 M_{ij} 等于 1 来表示,否则取 0。同理,用 M_{jk} 和 M_{js} 分别表示纳米中继器 j 和纳米中继器 k ,纳米中继器 j 和纳米汇聚节点 S 之间的通信变量。用 $N_{\text{bit-}i,j}$ 表示纳米采集器 i 发送给 j 处的纳米中继器的比特数据,用 $N_{\text{bit-}j,k}$ 表示 j 处的纳米中继器发送给 k 处的纳米中继器的比特数据,用 $N_{\text{bit-}j,s}$ 表示 j 处的纳米中继器发送给纳米汇聚节点 S 的比特数据。

由于纳米采集器的通信范围为 2mm,远远小于与纳米汇聚节点之间的距离,所以肺部太赫兹 WSNs 中所有纳米采集器必须通过纳米中继器采用多跳的方式转发数据,因此在肺部健康监测的应用场景下可以采用多跳树形或多跳网状网络 2 种拓扑结构。

由于纳米传感器大小为纳米级并且易于部署,所以忽略纳米节点的安装成本。结合肺部健康监测对实时性要求较高的问题,将网络总时延、鲁棒性以及纳米节点的能耗作为考虑因素在人体肺部部署纳米传感器网络。

以上述原则为基础,本文提出了一种低时延低能耗的网络拓扑设计方法,以纳米采集器、纳米中继器的候选位置和纳米汇聚节点 S 之间的通信变量作为决策变量,总传输时延和能耗模型作为目标函数,将肺部太赫兹 WSNs 的拓扑结构设计转化为最小化总传输时延和能耗的混合整数非线性规划模型的求解问题,LDLE 模型定义如下:

$$\begin{aligned} \text{Min} \left\{ \tilde{f} \left(\sum_{i \in N, \forall j \in P} M_{ij} N_{\text{bit-}ij} E_{\text{ptx}} + \sum_{i \in N, \forall j \in P} M_{ij} N_{\text{bit-}ij} E_{\text{prx}} \right. \right. \\ + \sum_{\forall j, k \in P, j \neq k} M_{jk} N_{\text{bit-}jk} E_{\text{ptx}} + \sum_{\forall j \in P} M_{js} N_{\text{bit-}js} E_{\text{ptx}} \\ + \sum_{\forall j, k \in P, j \neq k} M_{jk} N_{\text{bit-}kj} E_{\text{prx}} \left. \right) + \tilde{f} \left(\sum_{i \in N, \forall j \in P} \frac{N_{\text{bit-}ij}}{C(d_{ij})} \right. \\ \left. \left. + \sum_{\forall j, k \in P, j \neq k} \frac{N_{\text{bit-}jk}}{C(d_{jk})} + \sum_{\forall j \in P} \frac{N_{\text{bit-}js}}{C(d_{js})} \right) \right\} \quad (12) \end{aligned}$$

式(12)中, $\sum_{i \in N, \forall j \in P} M_{ij} N_{\text{bit-}ij} E_{\text{ptx}}$ 表示所有纳米采集器节点发送数据到纳米中继器的总能耗, 其中 E_{ptx} 表示纳米采集器发送单位比特数据的能耗. $\sum_{i \in N, \forall j \in P} M_{ij} N_{\text{bit-}ij} E_{\text{prx}}$ 表示纳米中继器接收所有纳米采集器发送的数据时的总能耗, 并且 E_{prx} 表示纳米中继器接收单位比特数据的能耗. $\sum_{\forall j, k \in P, j \neq k} M_{jk} N_{\text{bit-}jk} E_{\text{ptx}}$ 表示纳米中继器发送其他纳米中继器转发数据时所消耗的总能量, $\sum_{\forall j, k \in P, j \neq k} M_{jk} N_{\text{bit-}kj} E_{\text{prx}}$ 表示纳米中继器接收其他纳米中继器转发的数据时所消耗的总能量. 同理, $\sum_{\forall j \in P} M_{js} N_{\text{bit-}js} E_{\text{ptx}}$ 则表示纳米中继器 j 发送数据到纳米中继器汇聚节点 S 的总能耗.

$\sum_{i \in N, \forall j \in P} \frac{N_{\text{bit-}ij}}{C(d_{ij})}$ 表示所有纳米采集器将采集的数据发送至纳米中继器的总传输时延. 其中 $C(d_{ij})$ 为纳米采集器 i 和纳米中继器 j 之间通信链路的信道容量.

$\sum_{\forall j, k \in P, j \neq k} \frac{N_{\text{bit-}jk}}{C(d_{jk})}$ 表示纳米中继器之间的所有通信链路转发数据时的总传输时延.

$\sum_{\forall j \in P} \frac{N_{\text{bit-}js}}{C(d_{js})}$ 表示所有纳米中继器转发数据到纳米汇聚节点的总传输时延. 函数 $\tilde{f}(x)$ 表示分别对能耗和传输时延进行归一化处理, 归一化采用的是线性函数归一化 (min-max scaling) 的方法. 在约束条件下, 分别求出变量的最大值 x_{\max} 和最小值 x_{\min} , 则归一化函数 $\tilde{f}(x)$ 可以表示为:

$$\tilde{f}(x) = \frac{x - x_{\min}}{x_{\max} - x_{\min}} \quad (13)$$

利用归一化函数将不同情况下的能耗和时延数值进行归一化处理, 将其线性映射到 $[0, 1]$ 上. 在此处, 能耗和传输时延的权重相等, 意味着在求解模型时二者的重要性相同.

式(14) ~ 式(20)为 LDLE 模型的约束条件. 式(14)说明如果纳米采集器和纳米中继器进行通信, 应该确保它们的距离在可通信范围内, 即通信变量的值必须小于等于覆盖范围参数的值, 同理可得式(15)、(16). 式(17)规定了所有纳米中继器处的通信平衡,

$\sum_{i \in N} N_{\text{bit-}ij}$ 表示纳米采集器采集到的需要发送到纳米汇聚节点的总数据量, $\sum_{\forall j, k \in P} N_{\text{bit-}jk}$ 表示纳米中继器 j 转发给邻

居中继节点的总数据量, $\sum_{\forall j, k \in P} N_{\text{bit-}kj}$ 表示纳米中继器 j 从邻居节点接收到的总数据量, $\sum_{\forall j \in P} N_{\text{bit-}js}$ 代表纳米中继器 j 发送到纳米汇聚节点的总数据量. 式(18)表示每个纳米采集器或纳米中继器的通信范围内存在两个纳米中继器可以建立通信链路, 以确保网络具有较好的容错性. 式(19)规定了每个纳米采集器或纳米中继器与距离最近的纳米中继器进行直接通信, 即虽然一个纳米节点可以与多个节点建立连接, 但最终仅与最近的节点建立通信链路并将数据转发给它, $M_{iZ(b)}$ 和 $M_{iZ(a)}$ 分别表示纳米采集器 i 与其通信范围内第 b 和第 a 个位置处的纳米中继器之间的通信变量, 同理可知 $M_{jR(b)}$ 和 $M_{jR(a)}$ 分别表示纳米中继器 j 与其通信范围内第 b 和第 a 个位置处的纳米中继器之间的通信变量. 式(20)对覆盖范围参数和通信变量的取值做出约束.

$$M_{ij} \leq L_{ij}, \forall i \in N, j \in P \quad (14)$$

$$M_{jk} \leq T_{jk}, \forall j \in P, k \in P \quad (15)$$

$$M_{js} \leq Q_{js}, \forall j \in P \quad (16)$$

$$\sum_{i \in N} N_{\text{bit-}ij} = \sum_{\forall j, k \in P} (N_{\text{bit-}jk} - N_{\text{bit-}kj}) + \sum_{\forall j \in P} N_{\text{bit-}js} \quad (17)$$

$$|I_i| = |I_j| = 2, \forall i \in N, j \in P \quad (18)$$

$$\begin{cases} M_{iZ(b)} \leq M_{iZ(a)}, b \geq a, \forall i \in N, j \in P, b \in I_{i,j}, a \in I_{i,j} \\ M_{jR(b)} \leq M_{jR(a)} \end{cases} \quad (19)$$

$$L_{ij}, Q_{js}, T_{jk}, M_{ij}, M_{jk}, M_{js} \in \{0, 1\} \quad (20)$$

在多跳树形网络中每个纳米采集器在转发数据时仅与一个节点进行通信, 所以还应该满足以下限制:

$$\sum_{j=1}^P M_{ij} = \sum_{k=1, k \neq j}^P M_{jk} = 1, \forall i \in N, j \in P \quad (21)$$

将多跳网状网络拓扑中每个纳米节点相连的节点数设为 ε , 所以多跳网状网络拓扑还应该满足下式:

$$\sum_{j=1}^P M_{ij} = \sum_{k=1, k \neq j}^P M_{jk} = \varepsilon, \forall i \in N, j \in P \quad (22)$$

至此, 规划问题的目标函数式(12), 约束条件式(14) ~ 式(20), 以及式(21)或式(22)全部构造完毕. 在式(12)中, 需要求解得到集合 P 中所有的元素即纳米中继器的位置, 集合 P 中元素的个数 $\text{card } P$ 表示了纳米中继器的数量.

由于 LDLE 模型包括位置覆盖范围以及多路径转发问题, 并且所求的纳米中继器的数量为整数, 容易得知 LDLE 为混合整数非线性规划模型^[17].

4 实验分析

混合整数非线性规划是一类较难求解的规划问题, 常见的求解算法有分支定界法、切平面法、遗传算法和外逼近法等. 本文所用的求解器为 Matlab 中的 opti-

mization toolbox,其所使用的方法为分支定界法^[18],是求解混合整数非线性规划的核心算法之一。

分支定界法的核心操作有 3 步:分支、定界和剪枝。其决策思路是在分支后对界限超出可行解的子集不再进行分支,从而对搜索树上的很多节点做了舍弃,有效减小了搜索范围,因此求解的平均速度较快并且能求得最优解。但是分支定界法也有一些缺点,诸如算法执行过程中需要储存较多的叶子节点界限值,所以会耗费较大的内存来进行矩阵储存。

本文通过 Matlab 中的 optimization toolbox 进行对优化模型进行求解。得到纳米中继器的数量、部署位置以及整个网络的拓扑结构,并分析整理模型数据。为了对提出的 LDLE 模型求解出的树形和网状网络拓扑的性能进行分析,本文选取网络平均时延、平均吞吐量以及网络生存期作为性能指标。

4.1 性能指标定义

(1) 网络平均时延

将纳米采集器发送数据包到汇聚节点所经历的时间定义为网络平均时延用 \bar{D} 表示,可以由下式计算:

$$\bar{D} = \sum_{i=0}^{N_{\text{packet}}} D_i / N_{\text{packet}} \quad (23)$$

其中, N_{packet} 是汇聚节点已接收的数据包的总个数, D_i 表示第 i 个数据包的时延,包括处理时延、队列时延、传播时延和传输时延。

(2) 平均吞吐量

单位时间内汇聚节点成功接收的数据比特数为网络的平均吞吐量,其计算公式如下:

$$\bar{T} = \frac{\sum_{i=1}^{N_{\text{packet}}} N_{\text{bit}(i)} / D_i}{N_{\text{packet}}} \quad (24)$$

其中, $N_{\text{bit}(i)}$ 和 D_i 分别表示汇聚节点接收的第 i 个数据包的长度和网络平均时延。

(3) 网络生存期

关于 iWNSNs 生存期有多种不同的定义方式,但是基本均是关注网络中为了维持有效通信量可以容纳的最多失效节点数量,这种失效节点数一般有 1 和半数这两种取值方式,本文则取 1,即关注无线纳米传感器网络开始运行到网络中出现第一个能量耗尽的节点所经历的时间长度。

4.2 参数设置

本文中仿真场景为图 2,以肺部气道树模型中气管分叉处的中心位置作为坐标原点建立三维坐标系,由于气管杈与两胸之间的水平距离约为 100mm ^[19],所以汇聚节点 S 的坐标为 $(0, 100, 0)$,并且本文假设左、右主支气管平行于 2 个平面: $X=0$ 和 $Y=0$ 。为了增加网络的容错能力并使纳米采集器采集数据的位置分布均

匀,将气管看成若干个垂直于圆柱轴心且直径为管径的圆叠加而成,将纳米采集器放置在圆周上。本文设置纳米采集器的感知范围为半径为 2mm 的圆,所以在圆周上每隔 2mm 的圆弧长度放置一个纳米采集器,可以使纳米采集器在单位长度气管壁上采集数据的位置较为均匀,则气管 T_{1L} 和 T_{1R} 的每个圆周上的纳米采集器数量分别约为 16 和 24 个。

用 N_c 表示每个支气管上将管长等分的圆的个数,则容易得知当 N_c 大于等于 2 时,每一个 N_c 的取值对于管长的等分有 2 种方式,如图 4 所示,以气管 T_{1L} 上纳米采集器的分布为例,将第一种从中间开始的等分方式称为中间等分,用 Q_1 表示;第二种从端点开始的等分方式称为端点等分,用 Q_2 表示。

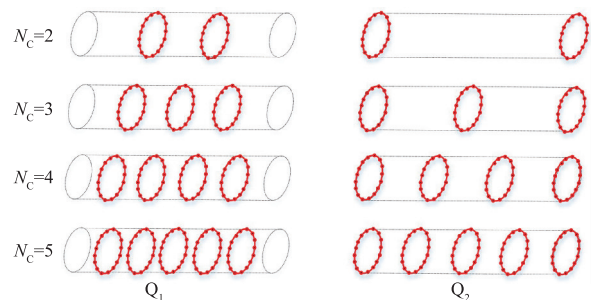


图4 两种等分方式示例

考虑路径对能耗的影响,将纳米采集器与汇聚节点组成的不规则四棱锥 S_{ABCD} 内的区域作为候选位置,如图 5 所示, O 为原点,其中 C 和 D 之间的直线距离 d_{CD} 可通过余弦定理计算得出,如式(25)所示。

$$d_{CD} = \sqrt{d_{OC}^2 + d_{OD}^2 - 2d_{OC}d_{OD} \times \cos(25^\circ + 50^\circ)} \approx 49\text{mm} \quad (25)$$

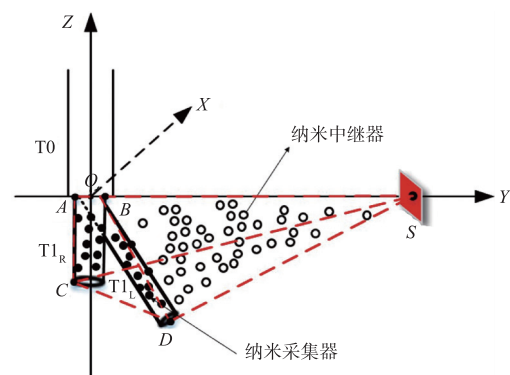


图5 纳米中继器候选位置区域

具体的参数设置如表 2 所示,将纳米采集器放置在肺部气管壁的结缔组织中时,信道中介质考虑为人体肺部组织,即介质中分子吸收系数为 80cm^{-1} ,折射率 n_m 为 1.50。将式(11)中接收端需要保证的信噪比 SNR_m 设为 10dB 。纳米节点的通信范围为 2mm 。纳米节点的剩余能量门限值 η 设为 $2.4 \times 10^{-16}\text{J}$ ^[20],该值为纳米节点接

收 1 比特数据所消耗的能量. 将多跳网状拓扑结构中的 ε 设为 2, 即每个纳米节点可以与通信范围内的其余两个节点建立通信链路.

表 2 实验参数设置

实验参数(单位)	数值
纳米汇聚节点个数	1
支气管上圆的个数 N_c	[1:1:10]
纳米中继器通信范围(mm)	2
数据速率(kb/s)	10
数据包大小(Byte)	85
数据包间隔(s)	6.8×10^{-2}
介质折射率	1.50
信号传播速度 v (m/s)	3×10^8
剩余能量门限 η (μ J)	0.24
纳米节点初始能量(μ J)	4

5 结果分析

根据 LDLE 模型设计的主要目标, 实验中主要分析纳米采集器数量和位置对纳米中继器数量和位置的影响, 即通过模型求解出两种网络拓扑的最优解, 得到不同数量的纳米采集器下中继节点的数目和位置, 然后从网络平均时延、平均吞吐量和网络生存期 3 个方面进行对比分析, 从而得出具有良好网络性能的拓扑结构.

将每个支气管上圆的个数 N_c 逐渐递增, 并且对于 N_c 每个取值分别采用 Q1 和 Q2 两种不同的等分方式并求解 LDLE 模型的最优解, 得到每种位置模型下的树形和网状拓扑, 首先将每种网络拓扑下需要的纳米中继器的数量整理如图 6 所示.

从图中可以看出两种网络拓扑中采用不同的等分形式时, 网络中的纳米中继器的数量均随着 N_c 的增大而增大, 这是因为在气管壁上放置的纳米采集器数量越多, 则需要转发数据的纳米中继器的数量越多. N_c 等于 1 时, Q1 和 Q2 均将主支气管从中间等分, 所以得到

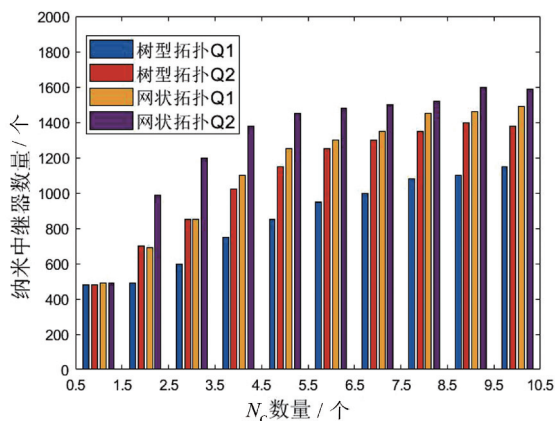


图6 纳米中继器的数量与 N_c 的关系比较

的位置模型是相同的, 因此在同种网络(树型或网状)拓扑下得出的纳米中继器数量相同. 由于网状拓扑中每个纳米节点均与 2 个纳米节点相连, 所以在 N_c 值相等时, 网状拓扑中纳米中继器的数量大于树型拓扑.

(1) 网络平均时延

图 7 是网络的平均时延随 N_c 个数变化的结果. 从图中可以看出, 两种等分方式确定的网络拓扑的平均时延都随着纳米采集器个数的增加而增大, 因为纳米采集器增多, 网络中的纳米中继器也增多, 相应的通信链路数量也增大, 导致转发数据的跳数增加, 所以网络的平均时延会增加.

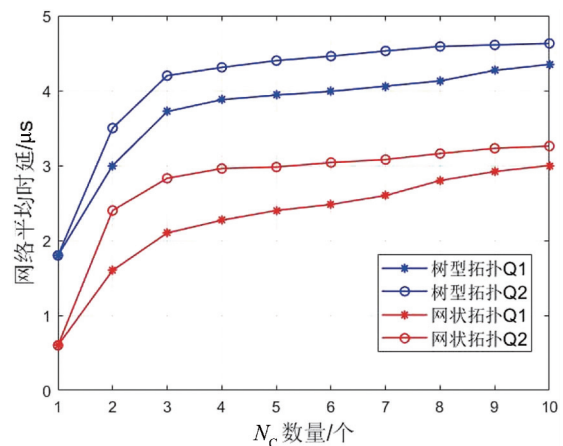


图7 网络平均时延与 N_c 的关系比较

N_c 取值相同时, 采用第一种等分方式的平均时延均小于采用第二种等分方式的, 这是因为采用第二种等分方式的纳米采集器位置模型所得到的纳米中继器较多, 其转发数据的时延较大, 所以增加了网络总时延.

由于树型拓扑和网状拓扑中纳米节点均与距离最近的节点进行通信, 网状拓扑中每个纳米节点均与两个纳米节点建立通信链路而树型网络中纳米节点只与一个节点建立通信链路, 所以网状结构中在两条通信链路中选择距离最近的链路进行传输, 所以其在平均时延上低于树型拓扑.

(2) 平均吞吐量

从图 8 中可以对比树型拓扑和网状拓扑采用不同等分方式下的网络平均吞吐量大小, 在 N_c 个数相同的情况下, 采用 Q1 等分方式的网络拓扑的吞吐量大于采用 Q2 的, 这是由于采用 Q1 等分意味着需要较少的纳米中继器, 从而使总的转发数据的链路数较小, 可以在较短的时间内将数据转发到汇聚节点, 所以单位时间内传输的数据量较大, 即网络的吞吐量较高.

不过随着 N_c 个数增加, 网络中的纳米采集器增多, 两种等分方式下的网络的吞吐量均减小, 这是因为纳米采集器越多, 数据包在网络中传输的平均时延越长,

所以导致网络的平均吞吐量下降. 并且在 N_c 值处于 2 至 6 时, 两种等分方式下的吞吐量差距较大, 当 N_c 大于等于 7 时, 两者差距慢慢减小.

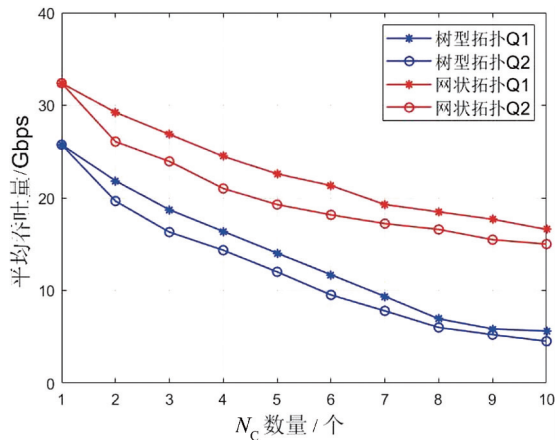


图8 平均吞吐量与 N_c 的关系比较

由于网状网络的平均时延低于树型网络, 所以网状网络的吞吐量较高.

(3) 网络生存期

通过节点的初始能量以及能耗情况可以确定节点低于能量阈值的时刻, 也就是节点死亡的时刻, 通过改变 N_c 取值, 最终得到两种网络拓扑下不同等分方式的网络生存期. 从图 9 可以看出网络生存期随 N_c 的增大而增大, 因为网络中纳米节点增多, 在网络中数据速率不变的情况下, 纳米节点增多导致单位节点转发的数据量变小, 因此能耗减小, 从而延长了网络生存期. 由于 Q1 等分方式下的数据链路数较少, 链路距离较长, 因此能耗较高, 导致生存期小于 Q2 等分方式下的.

由于网状拓扑下纳米中继器数量多于树型拓扑, 所以其数据链路距离较短, 节点平均能耗较低, 因此网络生存期较长.

综合分析上述实验结果, 同种拓扑结构下, 采用 Q1

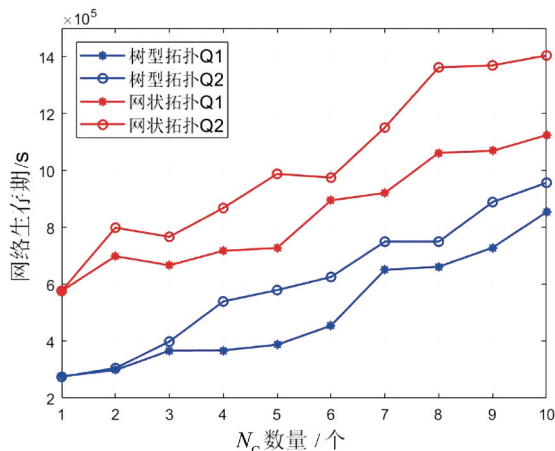


图9 网络生存期与 N_c 的关系比较

中间等分方式与采用 Q2 端点等分方式相比, 其得到的网络模型中纳米中继器的数量较少, 并且在网络的平均时延和吞吐量方面性能较为优越. 同种等分方式下, 网状网络中纳米中继器和通信链路的数量大于树型网络, 在数据通信量以及数据通信方式相同的情况下, 网状网络拓扑的平均时延、平均吞吐量以及网络生存期比树型网络好.

6 结论

为了利用纳米传感器网络远程检测人体肺部疾病, 本文旨在设计肺部太赫兹 WNSNs 的拓扑结构. 结合医学要求以及纳米传感器检测肺部 VOCs 的原理, 首先对肺部气道树进行数学建模, 考虑到纳米节点的能量有限、肺部数据传输时延要求高等问题, 提出了一种低时延低能耗的拓扑设计模型 LDLE. 该模型以最小化网络总时延和能耗为优化目标, 将拓扑设计问题转化为混合整数非线性规划模型求解问题, 并求解出树型拓扑和网状拓扑结构下的最优目标. 通过实验分析, 确定了一种具有较低网络时延、较高吞吐量和较长网络生存期的肺部太赫兹纳米传感器网状拓扑结构, 为纳米级别的肺部健康监测系统的网络拓扑设计提供了有力的支持. 但本文设计的拓扑结构是静态的, 并未考虑肺部因呼吸作用引起的气管扩张和收缩问题, 因此下一步将考虑动态的肺部拓扑结构设计问题, 以无限贴近真实的肺部纳米传感器网络环境.

参考文献

- [1] JENA S R, GEORGE T, PONRAJ N. Texture analysis based feature extraction and classification of lung cancer [A]. 2019 IEEE International Conference on Electrical, Computer and Communication Technologies (ICECCT) [C]. Coimbatore, India: IEEE, 2019. 1 - 5.
- [2] DWEIK R A, AMANN A. Exhaled breath analysis: The new frontier in medical testing [J]. Journal of Breath Research, 2008, 2(3): 3 - 19.
- [3] DRAGONIERI S. An electronic nose in the discrimination of patients with non-small cell lung cancer and COPD [J]. Lung Cancer, 2009, 64(2): 166 - 170.
- [4] SORKIN V, ZHANG Y W. Graphene-based pressure nanosensors [J]. Journal of Molecular Modeling, 2011, 17(11): 2825 - 2830.
- [5] PENG G, HAKIM M, BROZA Y, et al. Detection of lung, breast, colorectal, and prostate cancers from exhaled breath using a single array of nanosensors [J]. British Journal of Cancer, 2010, 103(5): 542 - 551.
- [6] AKYILDIZ I F, BRUNETTI F, BLAZQUEZ C. Nanonetworks: A new communication paradigm [J]. Computer Net-

- works, 2008, 52(12): 2260 – 2279.
- [7] SHUBAIR R M, ELAYAN H. In vivo wireless body communications; State-of-the-art and future directions [A]. 2015 Loughborough Antennas & Propagation Conference (LAPC) [C]. Loughborough, England: IEEE, 2015. 1 – 5.
- [8] ABBASI Q H, SALLABI H E, CHOPRA N, et al. Terahertz channel characterization inside the human skin for nano-scale body-centric networks [J]. IEEE Transactions on Terahertz Science and Technology, 2016, 6(3): 427 – 434.
- [9] EBRAHIMI N. Assessing the reliability of a nanosensor network for monitoring human lung cells [J]. IEEE Sensors Journal, 2016, 16(20): 7441 – 7444.
- [10] ZAREPOUR E, HASSAN M, CHOU C T, et al. Characterizing terahertz channels for monitoring human lungs with wireless nanosensor networks [J]. Nano Communication Networks, 2016, 9(1): 43 – 57.
- [11] ABBASI M, FISAL N. Noncooperative game-based energy welfare topology control for wireless sensor networks [J]. IEEE Sensors Journal, 2015, 15(4): 2344 – 2355.
- [12] LIU L, LIU Y, ZHANG N. A complex network approach to topology control problem in underwater acoustic sensor networks [J]. IEEE Transactions on Parallel and Distributed Systems, 2014, 25(12): 3046 – 3055.
- [13] 李睿, 赵保华. WSN 中基于混合整数非线性规划的功率分配算法 [J]. 传感技术学报, 2017, 30(07): 1119 – 1124.
LI Rui, ZHAO Bao-hua. Mixed integer non-linear programming problem-based power allocation algorithm in WSNs [J]. Chinese Journal of Sensors and Actuators, 2017, 30(07): 1119 – 1124. (in Chinese)
- [14] AGMON I N, ABUD M, LIRAN O, et al. Exhaled breath analysis for monitoring response to treatment in advanced lung cancer [J]. Journal of Thoracic Oncology, 2016; 11(6): 827 – 837.
- [15] JORNET J M, AKYILDIZ I F. Channel modeling and capacity analysis for electromagnetic wireless nanonetworks in the terahertz band [J]. IEEE Transactions on Wireless Communications, 2011, 10(10): 3211 – 3221.
- [16] XU J, JIANG J, WANG Z, et al. Energy harvesting multipath routing for wireless multimedia nanosensor networks in terahertz band [A]. 2018 14th International Wireless Communications & Mobile Computing Conference (IWC-MC) [C]. Limassol, Cyprus: IEEE, 2018. 1011 – 1017.
- [17] FLOUDAS C A. Nonlinear and Mixed-Integer Optimization; Fundamentals and Applications [M]. Oxford, England: Oxford University Press, 1995. 109 – 112.
- [18] NARENDRA P M, Fukunaga K. A branch and bound algorithm for feature subset selection [J]. IEEE Trans Computers, 1977, 26(9): 917 – 922.
- [19] 呼慧敏, 晁储芝, 赵朝义, 等. 中国成年人人体尺寸数据相关性研究 [J]. 人类工效学, 2014, 20(3): 49 – 53.
- [20] YANG K, PELLEGRINI A, MUNOZ M O, et al. Numerical analysis and characterization of THz propagation channel for body-centric nano-communications [J]. IEEE Transactions of Terahertz Science and technology, 2015, 5(3): 419 – 426.

作者简介



徐娟女, 1973 年出生, 获同济大学博士学位, 现为同济大学副教授, 硕士生导师, 目前主要研究方向为无线纳米传感器网络, 太赫兹通信等。

E-mail: jxujuan@tongji.edu.cn

黄鸿敏男, 1997 年出生, 现就读于同济大学电子与信息工程学院。研究方向为太赫兹纳米传感网等。

E-mail: 2033075@tongji.edu.cn

阚佳丽女, 1995 年出生, 毕业于同济大学电子与信息工程学院。研究方向为纳米传感网, 体内太赫兹通信协议。

张妍女, 1996 年出生, 现就读于同济大学电子与信息工程学院。研究方向为太赫兹无线纳米传感网等。

林林男, 1982 年出生, 现为同济大学副教授, 博士生导师, 欧盟居里学者, 目前主要研究方向为纳米通信等。