

超宽带体域网信道测量及传输特性分析

陆希玉, 陈鑫磊, 孙光, 金德鹏, 苏厉, 曾烈光

(清华大学 电子工程系, 微波与数字通信国家重点实验室, 北京 100084)

摘要: 随着通信技术的发展, 高速的近距离超宽带无线体域网受到越来越多的重视。该文采用基于频域的无线信道测量平台, 对 3~5 GHz 频率范围的人体范围无线宽带信道进行测量, 其中测量环境分为办公室和静室环境, 人体模型包括 3 种不同体型; 获得的测量数据通过统计建模, 得到了路径损耗模型和功率群延迟模型。对标准模型与本文模型的仿真结果进行比较表明: 该模型在平均附加时延、均方根时延扩展、峰值 20 dB 内多径数目等方面更加符合实测数据。

关键词: 无线通信; 超宽带; 无线体域网; 信道模型

中图分类号: TN 92

文献标志码: A

文章编号: 1000-0054(2011)11-1621-06

Ultra-wide band wireless body area network channel measurements and modeling

LU Xiyu, CHEN Xinlei, SUN Guang, JIN Depeng,
SU Li, ZENG Lieguang

(State Key Laboratory on Microwave and Digital Communications,
Department of Electronic Engineering, Tsinghua University,
Beijing 100084, China)

Abstract: With the development of communication technology, high-speed short-range ultra-wide band wireless body area networks have received increasing attention. This paper used frequency domain-based wireless channel measurement platform to measure three types of human body channel in both the office and anechoic environments within the 3~5 GHz frequency. The statistical analyses gave a wireless channel model with the path loss and power delay profile. Simulations show that this model is more accurate than the standard models for the mean excess delay spread, the root-mean-square (RMS) delay spread, and the number of multi-paths in the 20 dB ranges.

Key words: wireless communication; ultra-wide band; wireless body area network; channel model

无线体域网(wireless body area network, WBAN)是一种以人体为中心的无线传感器网络, 实现对人体的相关生理数据进行实时采集与传输。该通信网络是数字医疗健康监护系统的重要

组成部分, 近年来成为研究的热点^[1-2]。在 2007 年, IEEE802.15 标准工作组为此专门成立了工作组 IEEE802.15.6 TG, 来研究无线体域网的信道建模以及无线体域网应用系统。无线体域网有便携性、移动性、实时性的要求, 需要采用低功耗、低成本、能保证通信质量的近距离通信技术。超宽带技术作为高速、节能的近距离通信技术恰恰能够满足这一要求, 因此适用于无线体域网的构建^[3-5]。

为了构建基于超宽带技术的高速节能型无线体域网, 需要针对超宽带频段的无线体域信道进行建模。超宽带信道具有信号带宽大、多径分辨率高的特点, 与传统窄带的信道有较大区别。目前国际上一般采用统计建模的方法, 将其分为大尺度模型和小尺度模型分别建模^[6]。大尺度模型主要通过路径损耗和阴影效应来描述接收信号的平均功率随时间慢变化的特性。小尺度模型通过对多径现象的统计描述来刻画接收信号的幅度随时间快变化的特性。在宽带信道建模方面, 美国 AT&T 贝尔实验室的 Saleh 和 Valenzuela 针对室内宽带信道提出的 S-V 模型^[7]得到广泛认同, 但是人体为不规则物体, 因此无线体域网的信道与室内宽带信道不同, 应用较多的是基于该模型改进的单簇功率群延迟模型^[8]。

本文通过搭建完整的无线体域网信道测量平台, 获取了办公室和静室环境下人体超宽带信道数据; 并且通过统计参数估计的方法, 对信道测量数据进行统计建模, 获得了两种环境下信道的大尺度和小尺度模型。拟合的信道模型采用单簇功率群延迟

收稿日期: 2010-12-13

基金项目: 国家“八六三”高技术项目(2009AA011205);

国家科技重大专项(2009ZX03006-007-02,
2010ZX03004-002-02);

国家自然科学基金项目(60928001, 60972019)

作者简介: 陆希玉(1978—), 男(满), 吉林, 博士研究生。

通信作者: 曾烈光, 教授, E-mail: zenglg@mail.tsinghua.edu.cn

模型。本文模型在平均附加时延、均方根时延扩展、峰值 20 dB 内多径数目等方面比 IEEE802.15.6 标准中提供的模型更加接近实测结果。

1 获取测量数据

无线信道的冲激响应可以通过时域或频域测量获得,但是时域测量系统复杂而且测量设备成本高,目前较多采用的是频域间接测量法。利用信号的时域与频域之间的对偶关系,可以利用矢量网络分析仪(vector network analyzer, VNA)通过频域对信道进行间接测量,测量系统成本低,易于实现。通过对测量的频域数据进行数据处理,得到信道时域冲激响应的采样,再进行统计分析建模。本文采用的频域测量方法,与自由空间无线信道测量不同的是,为了测量人体周围的无线信道,需要将发射天线和接收天线佩戴在人体上。该测量系统的接收信号受天线和测量系统影响,表达式如式(1)所示。信道建模的目的就是从接收信道中提取出有效的信道冲激响应。

$$r(t) = P_s(t) * h_{Txant}(t) * h_{ch}(t) * h_{Rxant}(t) + n(t), \quad (1)$$

其中: $r(t)$ 表示接收信号, $P_s(t)$ 表示发射系统的待发射信号, $h_{Txant}(t)$ 表示基带发射天线增益, $h_{ch}(t)$ 表示信道冲激响应信号, $h_{Rxant}(t)$ 表示接收端天线信号, $n(t)$ 为 Gauss 白噪声信号, $*$ 表示卷积运算。

考虑到人体形状的不规则性,以及无线体域网实际应用时不同传感器的位置区域,参照 IEEE802.15.6 标准,测试时将人体划分成不同的区域,分别进行测量。图 1 为人体测量区域划分示意图^[8]。图中实心圆点表示放置接收天线位置,空心圆点表示放置发送天线的位置。将人体区域划分成 A—J 区域,对 A—J 区的发送天线与接收天线之间的无线信道进行测量。

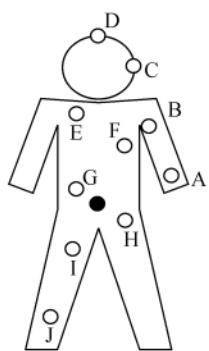


图 1 人体区域测量示意图

场景编号	区域
A	左手
B	左上臂
C	左耳
D	头
E	肩膀
F	胸
G	右肋
H	左腰
I	大腿
J	脚踝

本次实验采用美国 Agilent 公司的 E5071B 矢量网络分析仪(VNA)。测试时人体自然直立,接收天线位于人体中部(图 1 中实心圆圈),发送天线分别位于人体的 A—J 点(图 1 中空心圆圈)。通过 VNA 获得每种区域的 S_{21} 参数,即该区域信道的传输频域响应。测量中采用的是日本 SONY 公司提供的 3~5 GHz 宽带天线。图 2 为该天线实物图。图 3 为获得的一幅 VNA 原始数据图。

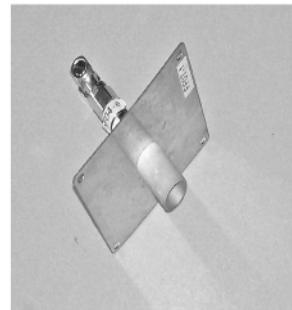


图 2 天线实物图

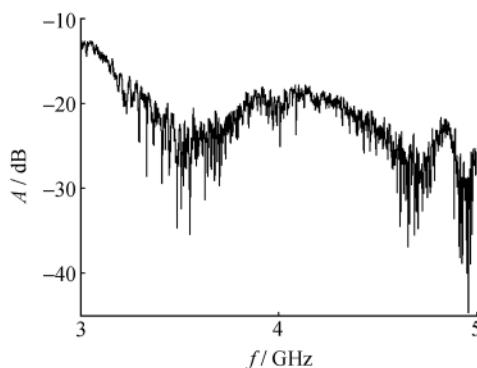


图 3 VNA 原始数据图

为了提高模型的准确度,本次实验中选择了办公室环境与静室环境 2 种环境条件,分别选取体型偏瘦、体型中等、体型偏胖 3 种人体进行数据测量。测量中针对每个测量区域分别测量 10 组数据。

2 大尺度衰落模型拟合

2.1 测量数据预处理

通过测量得到相应信道的频域响应,需要进行一系列数据处理之后,才能够获得有效的信道时域冲激响应数据。因为进行频域信道采样之前,已经采用矢量网络分析仪的校准系统结合待测试电缆进行了校准,而且天线可以看作是传输系统的一部分,所以不再对获取的数据进行额外校正。

首先,对获得的频域信号进行加窗处理,降低 Fourier 逆变换后的时域混叠现象。由于 Hamming 窗的旁瓣抑制达到 -41 dB,采用 Hamming 窗进行

加窗。将加窗后频域信号通过实数带通离散 Fourier 逆变换 (real pass-band inverse digital Fourier transfer, RP-IDFT) 变换到时域, 得到对应的时域冲激响应。由于频域加窗导致时间分辨率降低, 因此需要对得到的时域数据进行采样率调整。对时域响应的数据依据第一条径的大小进行幅度归一化处理, 并依据第一条径的到达时间对冲激响应进行时域平移。

2.2 大尺度模型拟合

大尺度模型用于通信系统的链路预算估计, 主要对路径衰落和阴影效应进行建模。本文中分别计算距离不变下每个区域的平均功率损耗, 采用最小二乘拟合方法, 获得信道大尺度衰落模型参数。

$$\text{PL}(d) = a \lg d + b + X_{\sigma}. \quad (2)$$

其中: $\text{PL}(d)$ 表示与距离相关的路径损耗, X_{σ} 是服从 0 均值 log-normal 分布的随机变量, d 是发射天线与接收天线之间的中心距离 (mm), a 是距离相关的衰落系数, b 是参考点衰落。

针对每个区域测量得到的一组数据, 采用式(3)计算路径损耗及平均时延, 并采用最小二乘法得到以路径为变量的路径衰落。

$$\text{PL}(d(p)) = -20 \lg \left(\frac{1}{10} \frac{1}{N_f} \sum_{j=1}^{10} \sum_{n=1}^{N_f} |H_j^p(n)| \right), \quad (3)$$

其中: $\text{PL}(d(p))$ 是 p 区域测量点的路径损耗, $H_j^p(n)$ 是 p 区域测量点的第 j 次测量得到的 S_{21} 参数, N_f 为测试频段所取频点个数。

$$\tau_{\text{RMS}}(d(p)) =$$

$$\sqrt{\frac{\sum_{j=1}^{10} \sum_{n=1}^{N_f} \{t(n) - \tau_m(d(p))\}^2 |h_j^p(n)|^2}{\sum_{j=1}^{10} \sum_{n=1}^{N_f} |h_j^p(n)|^2}}. \quad (4)$$

$$\tau_m(d(p)) = \sqrt{\frac{\sum_{j=1}^{10} \sum_{n=1}^{N_f} t(n)^2 |h_j^p(n)|^2}{\sum_{j=1}^{10} \sum_{n=1}^{N_f} |h_j^p(n)|^2}}. \quad (5)$$

其中: $\tau_{\text{RMS}}(d(p))$ 是 p 点的均方根时延, $\tau_m(d(p))$ 是 p 点的平均时延, $h_j^p(n)$ 是 p 点的第 j 次测量的时域冲激响应样本。

2.3 实验结果分析

对实测数据拟合后得到办公室和静室两种环境下的大尺度模型参数, 见表 1。

表 1 大尺度模型参数

场景	a	b	X_{σ}
办公室	25.7	-9.31	6.82
静室	31.28	-25.47	6.80

该模型参数表明只有少部分能量被身体吸收, 大部分能量以围绕人体的散射形式传播出去。考虑到人体的衰耗系数 n 介于 5~7 之间, 从实测数据中得到人体前端的衰耗系数在 3 附近是合理的。

对无线体域网中的阴影效应进行机理分析的复杂程度远远大于移动通信中所进行的分析, 但是多名学者发现由于围绕人体的散射构成的多径分量很少, 因此对阴影效应的建模采用 log-normal 分布要大大优于采用 Rayleigh 分布或者 Rice 分布^[9-11]。

图 4 为静室测量路径损耗拟合图。其中字母表示区域 A—J。可以看出, 体型不同的人体路径损耗具有较大差别, 最多可达 6 dB; 并且人体的路径损耗要大于自由空间的自由损耗。

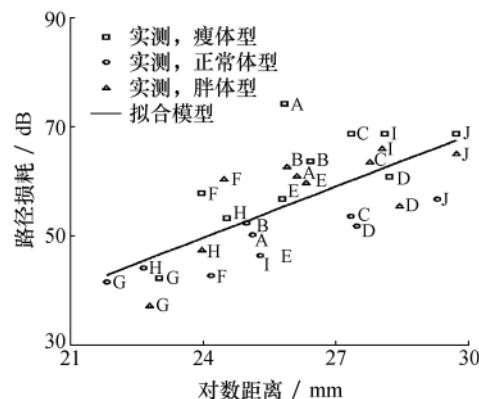


图 4 静室环境下路径损耗拟合图

图 5 为办公室环境下路径损耗拟合图。与图 4 的静室环境相比, 路径损耗的斜率加大, 说明在办公室环境下路径损耗指数要大于静室环境。并且, 不同

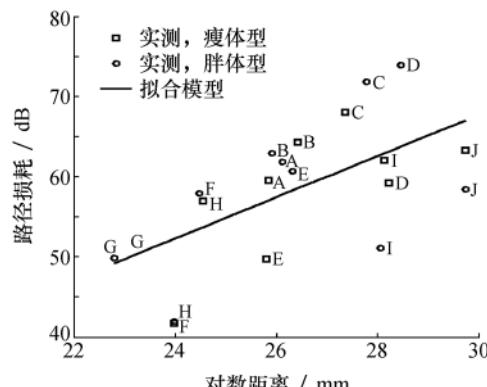


图 5 办公室环境下路径损耗拟合图

体型的人体路径损耗也具有较大差别,最多可达 6 dB。

图 6 是两种环境下的均方根时延分布图。可以看出,两种环境下的均方根时延都在 30 ns 以内,并且大多数区域下,办公室环境的均方根时延较小,这与办公室环境有较多的回波情况相符。

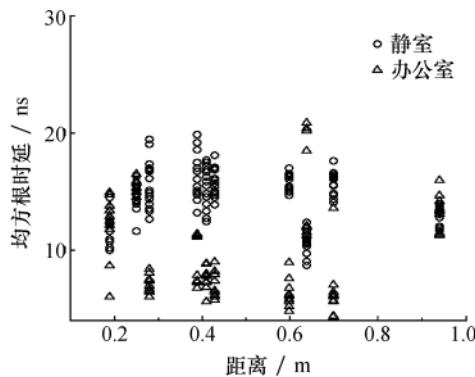


图 6 两种环境下的均方根时延分布图

3 小尺度衰落模型拟合

3.1 小尺度衰落模型

小尺度衰落的统计建模可以从两个角度进行,从而得到 Poisson 模型^[8]与传输滤波器模型^[12]。考虑到人体范围无线环境中多径的稀疏性,故采用 Poisson 模型进行建模。

$$h(t) = \sum_{l=0}^{L-1} a_l \exp(j\phi_l) \delta(t - t_l), \quad (6)$$

其中: $h(t)$ 表示小尺度信道冲激响应,参数 a_l 为幅度, t_l 为到达时间, ϕ_l 是相位。相位 ϕ_l 用一个在 $[0, 2\pi]$ 范围内的均匀分布随机变量来建模。幅度 a_l 用一个 Γ 衰落的 Rice 分布来建模。到达时间 t_l 用到达率为 λ 的 Poisson 分布建模。 \bar{L} 是每个信道冲激响应中平均的多径数目。

首先对幅度进行统计建模,需要对从频域获得的时域数据进行幅度归一化和时间平移操作。首先经过周期平移找到到达的第一条径,依据该条径的幅度对该信道冲激响应进行归一化处理,然后用式(7)对幅度进行统计建模。

$$10 \lg |a_l|^2 = \begin{cases} 0, & l = 0, \\ \gamma_0 + 10 \lg \left(\exp \left(-\frac{t_l}{\Gamma} \right) \right) + S, & l \neq 0. \end{cases} \quad (7)$$

其中: l 表示多径的索引, a_l 表示多径的幅度, γ_0 表示 Rice 指数, Γ 表示指数衰减, S 表示标准差为 σ_s 的 0 均值 log-normal 分布。该模型等效于一个 Rice 分布的单簇指数衰减功率模型。

路径到达时间 t_l 采用 Poisson 过程建模,其概率分布满足

$$p(t_l | t_{l-1}) = \lambda \exp(-\lambda(t_l - t_{l-1})), \quad (8)$$

其中: $p(t_l | t_{l-1})$ 表示前后两径的时间差, λ 是路径到达率。平均到达路径数可以从 Poisson 过程参数得到,

$$\bar{L} = \frac{\bar{L}^L \exp(\bar{L})}{L!}, \quad (9)$$

其中, \bar{L} 是平均到达多径数量。

3.2 实验结果分析

对实验测量获得的多个功率群延迟样本进行分析,并采用单簇衰减模型进行拟合得到表 2 所示的功率群延迟模型参数表。

表 2 功率群延迟模型参数表

参数	γ_0 /dB	Γ	σ_s /dB	λ^{-1} /ns	L
办公室	-10.06	20.93	4.87	1.21	22.58
静室	-10.58	15.65	4.15	2.17	20.67

从表 2 拟合后参数表可以看出,无线体域网的宽带信道是个密集多径、幅度快速衰减的频率选择性信道。

图 7 为静室环境下测量数据对幅度进行指数衰减建模的拟合图。可以看出,幅度具有明显的指数衰减特性,因此通过指数拟合具有较好效果。

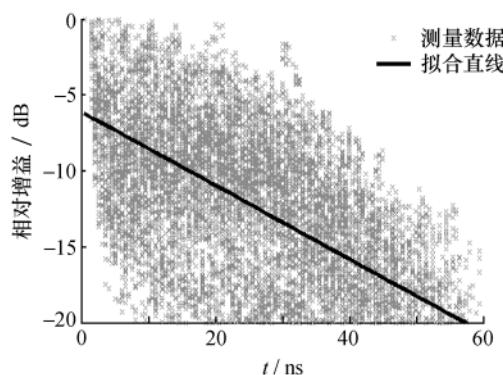


图 7 静室环境下指数衰减建模的拟合曲线

图 8 为静室环境下幅度拟合误差的概率分布图与累积概率分布图。可以看出,功率群延迟幅度拟合误差 σ_s 符合 log-normal 分布。

图 9 是到达时间 Poisson 过程建模的概率分布和累积概率分布图。图 9 表明多径到达时间能够用 Poisson 分布较好拟合。

图 10 是静室环境下多径分布统计图,表明该环境下多径分布在一个相对较小的范围内波动,有利

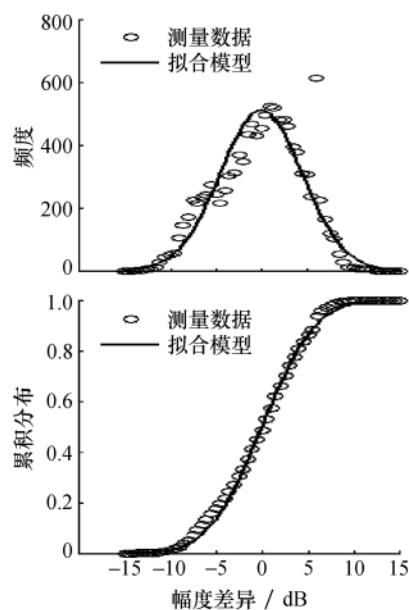


图 8 静室环境下幅度差异的分布

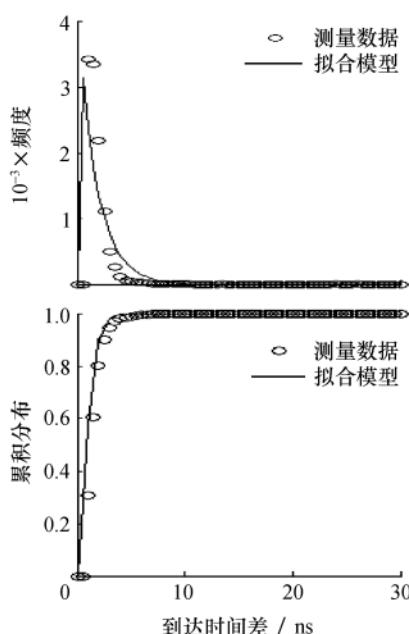


图 9 静室环境下到达时间 Poisson 分布

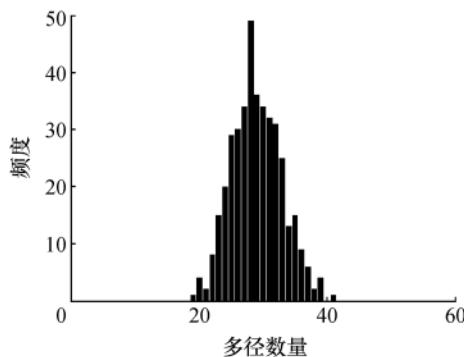


图 10 静室环境多径分布统计图

于通过统计方法建模。

表 3 是拟合后功率群延迟模型获得的平均时延、均方根时延与平均多径数量。与 IEEE802.15.6 信道模型报告^[12]中日本国家信息和通信技术研究所(National Institute of Information and Communications Technology, NICT)提出的模型相比,模型参数建模后更加符合实际测量数据。从该模型拟合参数结果可以看到,相较于室内超宽带信道的功率群延迟模型而言,体域网范围的模型簇功率衰减更快、多径数量更多,是密集多径信道环境。

表 3 模型评测表

	平均时延/ns	均方根时延/ns	平均多径
本文模型	12.62	10.27	38.19
NICT 模型	33.73	22.75	38.86
实际数据	14.17	12.11	38.36

4 结 论

本文通过搭建完整的无线体域网信道测量平台,获取了办公室和静室环境下人体超宽带信道数据;并且通过统计参数估计的方法,对信道测量数据进行统计建模,获得了两种环境下信道的大尺度和小尺度拟合模型。其中:路径损耗模型表明无线体域网宽带信道的衰减因子介于 2.5 与 3.2 之间,远大于自由空间的衰耗系数 2;功率群延迟模型采用基于 Poisson 过程的单簇指数衰减的幅度模型进行拟合,从拟合后参数来看,该信道是密集多径,幅度快速衰减的频率选择性信道,并且该拟合后模型参数方差较小,从均方根时延与平均多径数量看,与 IEEE802.15.6 信道模型报告中提供的模型参数相比,具有更高准确度。

参考文献 (References)

- [1] Istepanian R, Jovanov E, Zhang Y. Guest editorial introduction to the special section on m-health: Beyond seamless mobility and global wireless health-care connectivity [J]. *IEEE Transactions on Information Technology in Biomedicine*, 2004, 8(4): 405-414.
- [2] Raskovic D, Martin T, Jovanov E. Medical monitoring applications for wearable computing [J]. *The Computer Journal*, 2004, 47(4): 495-504.
- [3] Ho C K, Yuce M R. Low data rate ultra wideband ECG monitoring system [C]// Proc IEEE IEMS. Callaghan, Australia: IEEE Press, 2008: 3413-3416.

- [4] Mehmet R Y, Ho C K, Moo S C. Wideband communication for implantable and wearable systems [J]. *IEEE Transactions on Microwave Theory and Techniques*, 2009, **57**(10): 2597-2604.
- [5] Chavez-Santiago R, Khaleghi A, Balasingham I, et al. Architecture of an ultra wideband wireless body area network for medical applications [C]// Proc IEEE ISABEL. Bratislava, Slovak: IEEE Press, 2009: 24-27.
- [6] Haykin S, Moher M. Modern Wireless Communications [M]. Upper Saddle River, NJ, USA: Prentice Hall, 2006.
- [7] Saleh A A M, Valenzuela R. A statistical model for indoor multipath propagation [J]. *IEEE Journal on Selected Areas in Communications*, 1987, **5**(2): 128-137.
- [8] Takada J, Aoyagi T, Takizawa K, et al. Static propagation and channel models in body area [C]// COST 2100 TD(08)639. Lille, France, 2008: 6-8.
- [9] Kannan B. Characterization of UWB Channels: Small-Scale Parameters for Indoor and Outdoor Office Environment [S]. IEEE P802.15 Working Group for Wireless Personal Area Networks (WPANs). IEEE802.15-04-0385-00-04a. 2004.
- [10] Fort A, Desset C, Ryckaert J, et al. Ultra wide-band body area channel model [C]// Proc IEEE ICC. Leuven, Belgium: IEEE Press, 2005: 2840-2844.
- [11] Fort A, Desset C, Ryckaert J, et al. Characterization of the ultra wideband body area propagation channel [C]// Proc IEEE ICU. Leuven, Belgium: IEEE Press, 2006: 22-27.
- [12] Foerster J. Channel Modeling Sub-Committee Report Final [S]. IEEE P802.15 Working Group for Wireless Personal Area Networks (WPANs). IEEE 802.15-03-490-00. 2002.

(上接第 1615 页)

- LI Bicheng, WANG Bo, WEI Jun, et al. An efficient combination rule of evidence theory [J]. *Journal of Data Acquisition & Processing*, 2002, **17**(1): 33-36. (in Chinese)
- [8] 陈炜军, 景占荣, 袁芳菲, 等. D-S 证据理论的不足及其数学修正 [J]. 中北大学学报: 自然科学版, 2010, **31**(2): 161-168.
- CHEN Weijun, JING Zhanrong, YUAN Fangfei, et al. Shortcoming of D-S evidence theory and its mathematic modification [J]. *Journal of North University of China: Natural Science Edition*, 2010, **31**(2): 161-168. (in Chinese)
- [9] Murphy C K. Combining belief functions when evidence conflicts [J]. *Decision Support Systems*, 2000, **29**(1): 1-9.
- [10] 邓勇, 施文康, 朱振福. 一种有效处理冲突证据的组合方法 [J]. 红外与毫米波学报, 2004, **23**(1): 27-32.
- DENG Yong, SHI Wenkang, ZHU Zhenfu. Efficient combination approach of conflict evidence [J]. *J Infrared Millim Waves*, 2004, **23**(1): 27-32. (in Chinese)
- [11] LIU Weiru. Analyzing the degree of conflict among belief functions [J]. *Artificial Intelligence*, 2006, **170**(11): 909-924.
- [12] Mathon B R, Ozbek M M, Pinder G F. Dempster-Shafer theory applied to uncertainty surrounding permeability [J]. *Mathematical Geosciences*, 2010, **42**(3): 293-307.
- [13] Martin R, ZHANG Jianchun, LIU Chuanhai. Dempster-Shafer theory and statistical inference with weak beliefs [J]. *Statistical Science*, 2010, **25**(1): 72-87.