

## 基于波数域积分的人体表面微波三维成像算法研究

谭维贤<sup>①②③</sup> 洪文<sup>①②</sup> 王彦平<sup>①②</sup> 吴一戎<sup>①②</sup>

<sup>①</sup>(中国科学院电子学研究所 北京 100190)

<sup>②</sup>(微波成像技术国家级重点实验室 北京 100190)

<sup>③</sup>(中国科学院研究生院 北京 100190)

**摘要:** 该文给出了人体表面微波 3 维成像所需要满足的采样准则, 提出了基于波数域积分 3 维成像处理方法, 该方法通过在给定距离单元上沿波传播方向上的波数域积分代替了复杂的 3 维 STOLT 插值。通过计算机仿真给出了由点目标组成的人体模型的 3 维重建图像, 利用通用仪器构建的人体微波 3 维成像实验系统开展童装模特的微波暗室 Ka 波段 3 维成像实验, 验证了成像处理方法的正确性和有效性。

**关键词:** 微波成像; 波数域积分 3 维成像算法; 人体微波 3 维成像

中图分类号: TP722.6

文献标识码: A

文章编号: 1009-5896(2009)11-2541-05

## Three-Dimensional Microwave Imaging Algorithm for the Surface of the Human Body Based on Wavenumber Domain Integration

Tan Wei-xian<sup>①②③</sup> Hong Wen<sup>①②</sup> Wang Yan-ping<sup>①②</sup> Wu Yi-rong<sup>①②</sup>

<sup>①</sup>(Institute of Electronics, Chinese Academy of Sciences, Beijing 100190, China)

<sup>②</sup>(The National Key Laboratory of Microwave Imaging Technology, Beijing 100190, China)

<sup>③</sup>(Graduate University of Chinese Academy of Sciences, Beijing 100190, China)

**Abstract:** This paper presents the sampling criteria for the three-Dimensional (3-D) microwave imaging of the surface of the human body. Then the algorithm based on the wavenumber domain integration along the wave propagation direction at the given ground-range bins is proposed, which avoids the complex 3-D STOLT interpolation computation. Next, the focused 3-D imagery of human body model consisting of points is given with the simulation. Finally, the experiment for the model at Ka band in anechoic chamber is designed, and the corresponding processed result is presented to demonstrate the validity of the sampling criteria and the feasibility of the algorithm.

**Key words:** Microwave imaging; 3D imaging algorithm based on wavenumber domain integration; 3D microwave imaging of human body

### 1 引言

美国 911 等事件引起了人们对机场等公共场所安全的极大关注<sup>[1-8]</sup>。传统的安全检查设备, 如金属武器检测门等能发现金属武器和普通炸药等危险品, 但对于利用高新技术制造的新武器、爆炸物等, 利用集成电路技术制造的塑性炸药以及随身携带的大量货币等, 上述检测手段显得无能为力, 需要大量人力进行干预, 其检测效率低, 漏检率高。而常规的基于 X 射线<sup>[1]</sup>等对人体健康有害的技术手段通常被排除在外。

微波不仅能穿透衣物, 而且对金属、塑料等材

质的反射比人体皮肤更强, 具备了光学和红外技术所不具备的优势; 同时微波非电离辐射, 用于人体成像时发射功率不及手机峰值功率的万分之一, 对人体健康不构成伤害, 因此利用微波进行安全监测具有巨大的潜力。美国太平洋西北实验室(PNNL)<sup>[1,6]</sup>于 20 世纪 90 年代初开始从事人体成像方面研究, 从最初的人体表面 2 维成像发展到现在的人体表面 3 维成像, 近年来研制的产品不仅用于机场、港口和车站等公共场合的安全检测, 还能用于边境检查、量体裁衣和安全装备制造等重要领域。

本文针对目前基于平面几何成像中方位采样点数过大、采样时间过长以及非感兴趣目标干扰等的影响, 在文献[1,7,8]的基础上, 结合波数域滤波, 通过沿波传播方向波数域的积分, 逐步获取不同距离平面上的微波图像, 有效避免了 3 维 STOLT 插

2008-12-08 收到, 2009-04-29 改回

国家杰出青年科学基金(60725103)和中国科学院知识创新工程青年人才领域前沿项目(07QNCX-1154)资助课题

值<sup>[1]</sup>,同时该算法还适于图像并行重建,通过仿真实验和微波暗室实验均验证了本文算法的有效性。

## 2 人体微波 3 维成像几何及其信号模型

基于平面几何的人体表面微波 3 维成像数据采集的关键在于形成关于人体表面目标的 2 维合成孔径。如图 1 所示,人体或其它观测对象位于直角坐标系  $OXYZ$  ( $X$  指距离向,  $Y$  指方位向,  $Z$  指高度向)内,假定  $Z$  轴方向采用线阵天线,沿  $Y$  轴方向在  $YOZ$  平面上移动即可形成实孔径与合成孔径相结合的 2 维合成孔径平面,天线阵元的位置为  $T(0, y, z)$ 。人体所占据的空间位于长方体  $X_0 \times Y_0 \times Z_0$  内,中心坐标为  $(X_C, 0, 0)$ ,人体表面及其附属物目标  $P_n$  的复散射系数为  $\alpha_n(x_n, y_n, z_n)$ ,空间坐标为  $(x_n, y_n, z_n)$ 。人体微波成像主要是针对近距离范围成像,因此可采用步进频连续波,既能减小系统的复杂度,又能灵活选择成像范围。

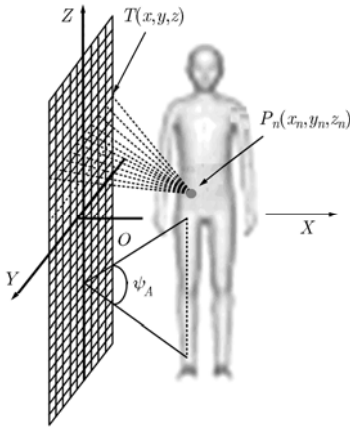


图 1 基于平面扫描几何的人体微波三维成像示意图

通常情况下人体的身高  $Z_0$  大于方位向宽度  $Y_0$ ,且人体表面散射点本身不能在  $180^\circ$  范围内保持散射特性恒定,故在进行天线阵元大小的设计时,需要考虑分辨率和散射特性变化等两个方面的因素,这里可近似认为沿高度向的扫描类似于条带式合成孔径雷达成像观测模式,对应的孔径大小为  $\psi_A$ ,如图 1 所示;而沿方位向的扫描类似于聚束式合成孔径雷达成像观测模式,对应的合成孔径长度为  $L_Y$ 。近距离范围内不考虑信号随距离的衰减和目标之间的相互作用,则  $T(0, y, z)$  位置上的天线单元所接收到目标的回波信号可表示为

$$s(0, y, z, t) = \alpha_n(x_n, y_n, z_n) \exp(-j2K_\omega R_n) \cdot \text{rect}[y] \text{rect}[z] \quad (1)$$

其中  $t$  是波传播方向上的时间变量。 $K_\omega \in [K_{\omega \min}, K_{\omega \max}]$ ,  $K_{\omega \min} = 2\pi f_{\min} / C$  和  $K_{\omega \max} = 2\pi f_{\max} / C$  分

别为发射信号的最高频和最低频对应的波数,  $C$  为电磁波传播速度,  $R_n$  表示天线采样位置同目标之间的距离,且  $R_n = \sqrt{x_n^2 + (y - y_n)^2 + (z - z_n)^2}$ ,所观测到的整个人体及其附属物的回波信号可以表示为

$$S(0, y, z, K_\omega) = \sum_n \alpha_n(x_n, y_n, z_n) \exp(-j2K_\omega R_n) \cdot \text{rect}[y] \text{rect}[z] \quad (2)$$

$$\text{rect}[y] = \begin{cases} 1, & |y| \leq (L_Y / 2) \\ 0, & \text{其它} \end{cases} \quad (3)$$

$$\text{rect}[z] = \begin{cases} 1, & |z - z_n| \leq [|x_n| \tan(\psi_A / 2)] \\ 0, & \text{其它} \end{cases}$$

## 3 人体微波 3 维成像采样准则、分辨率及其成像方法

### 3.1 人体微波 3 维成像采样准则及其分辨率

记  $\Delta f$ ,  $\Delta y$  和  $\Delta z$  分别为沿波传播方向  $K_\omega$  (斜距方向)、方位向  $Y$  和高度向  $Z$  的采样,基于平面扫描几何的人体微波 3 维成像,通过 2 维合成孔径对每个观测目标都形成一个 3 维波数空间,这就决定了采样时所遵循的采样准则。

$$\Delta f = \alpha_{K_\omega} \frac{C \cos(\psi_A / 2)}{2(X_C + X_0 / 2)}, \Delta y = \alpha_Y \pi \frac{(X_C - X_0 / 2)}{(K_{\omega \max} Y_0)},$$

$$\Delta z = \alpha_Z \pi \frac{1}{2K_{\omega \max} \sin(\psi_A / 2)} \quad (4)$$

其中  $\alpha_{K_\omega} > 1$ ,  $\alpha_Y > 1$  和  $\alpha_Z > 1$  分别表示沿斜距向  $K_\omega$ , 方位向  $Y$  和高度向  $Z$  的过采样率,通常取  $\alpha_{K_\omega} = \alpha_Y = \alpha_Z = 1.2$ 。同样,该波数空间也决定了对目标如下的分辨能力

$$\rho_{nt} = \frac{0.886\pi}{(K_{\omega \max} - K_{\omega \min})}, \rho_{n \perp Zt} = \frac{0.886\pi r_n}{K_{\omega c} L_Y \cos(\xi_{nc})},$$

$$\rho_{nZ} = \frac{0.886\pi}{2K_{\omega c} \sin(\psi_A / 2)} \quad (5)$$

其中  $\rho_{nt}$ ,  $\rho_{nZ}$  和  $\rho_{n \perp Zt}$  分别表示沿斜距向  $t$ , 高度向  $Z$  和  $Zt$  平面法线方向的分辨率,  $r_n$  为目标  $P_n$  在平行于  $XOY$  平面上的斜距,  $r_n = \sqrt{(X_C - x_n)^2 + y_n^2}$ ,  $\xi_{nc}$  为目标  $P_n$  在平行于  $XOY$  平面上与  $X$  轴之间的夹角,  $\xi_{nc} = \text{atan}(y_n / x_n)$ ,  $x_n \neq 0$ ,  $K_{\omega c} = 0.5(K_{\omega \max} + K_{\omega \min})$ 。

### 3.2 人体微波 3 维成像处理方法

人体微波 3 维成像中,人体本身所在范围有限,为了减小计算量,同时减弱其它目标的干扰,只对人体在扫描平面前  $[R_{\min}, R_{\max}]$  区域范围内的回波数据进行成像处理。具体地,对式(2)中的  $S(0, y, z, K_\omega)$  沿传播方向  $K_\omega$  逆傅里叶变换,沿斜距向截取  $[R_{\min}, R_{\max}]$  范围内的距离像,而后傅里叶变换至  $K_\omega$

波数域中, 并补偿由于距离选通引起的近距相位项  $\exp(-j2K_\omega R_{\min})$ 。

通常, 上述处理后可以沿  $Y$  方向和  $Z$  方向进行傅里叶变换以获得 3 维波数域信号<sup>[1]</sup>, 但由于  $\Delta y$  采用了式(4)所示的采样间隔, 需要先对经过成像距离范围选择后的信号  $S(0, y, z, K_\omega)$  沿  $Z$  方向进行傅里叶变换, 获得斜距向波数域-高度向波数域-方位向时域信号:

$$S(0, y, K_z, K_\omega) = \sum_n \alpha_n(x_n, y_n, z_n) \cdot \exp\left(-j\sqrt{x_n^2 + (y - y_n)^2} \cdot \sqrt{4K_\omega^2 - K_z^2} - jK_z z_n\right) \text{rect}[y] \text{rect}[K_z] \quad (6)$$

$$\text{其中 } \text{rect}[K_z] = \begin{cases} 1, & |K_z| < (\pi / \Delta z) \\ 0, & \text{其它} \end{cases}.$$

如式(6)所示, 对于每一个  $K_z$  而言,  $S(0, y, K_z, K_\omega)$  表示在特定高度  $z$  沿  $Y$  方向聚束式观测所获得的回波经过距离匹配滤波后得到的信号<sup>[9]</sup>。由于这种聚束式观测, 使得  $Y$  方向的波数支持域因多普勒中心的变化(由目标坐标位置  $y_n$  的变化引起)而展宽<sup>[9]</sup>, 若直接对其进行傅里叶变换, 则沿  $Y$  轴方向上的采样间隔  $\Delta y_0$  满足

$$\Delta y_0 \leq \pi(X_c - X_0 / 2) / \{K_{\omega \max}(L_Y + Y_0)\} \quad (7)$$

但此时数据量会增大, 且数据采集时间也会变长。实际上, 每个目标  $P_n$  的绝对波数支持域仍然只与方位向的合成孔径大小  $L_Y$  有关<sup>[9]</sup>。因此, 采样间隔可以放宽至如式(4)所示的采样, 再通过适当的处理步骤来无混叠地恢复方位向信号, 否则会引入严重的模糊现象。在这里, 通过重复频谱, 并结合距离-波数域滤波进行信号的无混叠恢复。具体地, 先根据式(7)计算无混叠时的采样间隔  $\Delta y_0$ , 并得到频谱需要重复的次数  $\eta = \lceil \Delta y / \Delta y_0 \rceil$  ( $\lceil \cdot \rceil$  表示上取整), 其重复的次数相当于对信号  $S(0, y, K_z, K_\omega)$  沿  $Y$  方向进行  $(\eta - 1)$  倍的插零<sup>[9]</sup>操作以获得宽的支持域; 对于每一个固定的  $K_z$ , 都进行斜距向波数域-方位向波数域的 2 维滤波, 以消除重复频谱时所引入的混叠目标, 该滤波器可表示为

$$H(K_y, K_z, K_\omega) = \begin{cases} K_\omega \in [K_{\omega \min}, K_{\omega \max}] \\ 1, & |K_y / (2K_\omega)| < \cos\left(\arctan\left(\frac{X_c - X_0 / 2}{L_A / 2 + Y_0 / 2}\right)\right) \\ 0, & \text{其它} \end{cases} \quad (8)$$

经过滤波后, 即可获得目标区域的 3 维波数域信号

$$S(0, K_y, K_z, K_\omega) = \sum_n \alpha_n(x_n, y_n, z_n) \cdot \exp\left(-jx_n \sqrt{4K_\omega^2 - K_z^2 - K_y^2} - jK_y z_y - jK_z z_n\right) \text{rect}[K_y] \text{rect}[K_z] \quad (9)$$

其中当  $|K_y| \leq (\pi / \Delta y_0)$ ,  $\text{rect}[K_y] = 1$ ; 否则,  $\text{rect}[K_y] = 0$ 。注意这里的  $K_y$  表示的是整个  $Y$  方向的波数, 而式(8)表示目标区域所占整个波数域的有效支持域。

基于平面成像几何的人体微波 3 维成像中, 目标  $P_n$  的波数空间支持域是目标在  $K_X OK_Y$  平面上的扇形支持域以  $O$  为圆心, 沿  $K_Z$  轴进行旋转得到的空间球体的一部分, 整个观测区域的支持域是各目标支持域相干求和的结果。实际中, 尽管球坐标域中的信号存储在 3 维矩阵中, 但信号本身 3 个方向的分量不具备正交关系, 因而不能通过一个适当的变换来重建目标图像。假定  $S(0, K_y, K_z, K_\omega)$  已变换为直角坐标系中信号  $S(0, K_X, K_Y, K_Z)$ , 理论上讲, 目标函数可通过 3 维 STOLT 插值的思路<sup>[1]</sup>和 3 维逆傅里叶变换获得<sup>[1]</sup>, 但需要进行多次插值, 不仅计算量大, 且较为复杂。为避免 STOLT 插值, 调整 3 维傅里叶变换重建中的积分顺序:

$$S(0, x, y, z) = \int_{K_\omega} \int_{K_y} \int_{K_z} S(0, K_y, K_z, K_\omega) \cdot \exp\left(jX_c \sqrt{4K_\omega^2 - K_z^2 - K_y^2}\right) J(K_\omega, K_y, K_z) \cdot \exp\left(j\sqrt{4K_\omega^2 - K_z^2 - K_y^2}x + jK_y y + jK_z z\right) dK_\omega dK_y dK_z \quad (10)$$

其中  $J(K_\omega, K_y, K_z)$  为雅可比行列式, 随  $K_\omega$  缓变函数, 实际处理中不予考虑。由式(10)可知, 坐标映射分量  $K_X$ ,  $K_Y$  和  $K_Z$  不复存在, 这表明 3 维成像过程并不一定需要经过 3 维 STOLT 插值。根据式(10)和式(11), 当需要重建  $x = x_n$  处的剖面图像时, 可先沿  $K_\omega$  方向上的积分, 而后沿  $K_y K_z$  平面进行 2 维逆傅里叶变换, 具体可表述为下式

$$S(0, x_n, y, z) = \int_{K_y} \int_{K_z} \left\{ \int_{K_\omega} S(0, K_y, K_z, K_\omega) \cdot \exp\left(jx_n \sqrt{4K_\omega^2 - K_z^2 - K_y^2}\right) dK_\omega \right\} \cdot \exp\left(jK_y y + jK_z z\right) dK_y dK_z \quad (11)$$

式(11)的物理意义表示: 在满足采样准则的前提下, 将电磁波对  $x = x_n$  平面上所有目标的辐射散射效应进行相干积累, 从而获得在该  $K_y K_z$  平面上所有目标的波数频谱分布。值得注意的是  $x = x_n$  是以  $x = 0$  为

起点,实际中以需要重建的目标位置为参考。因此,3维STOLT插值可通过先沿 $K_w$ 方向的积分所代替,而后沿 $K_y K_z$ 平面上的2维逆傅里叶变换和 $x = x_n$ 上的循环执行获得目标的3维图像,整个处理步骤如图2所示。

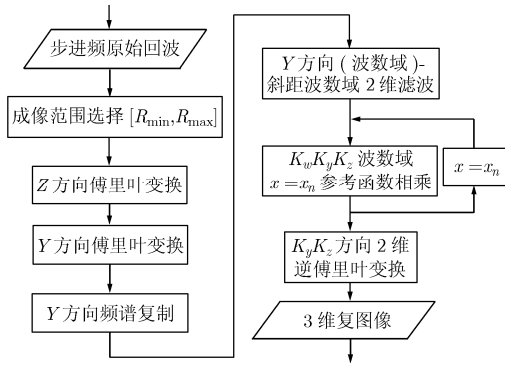


图2 人体微波3维成像处理步骤

### 4 仿真实验与微波暗室实验

#### 4.1 仿真实验

如图3(a),仿真实验中首先构建了一个由816个点组成的人体3维模型,宽0.525 m(Y)×厚0.225 m(X)×高1.700 m(Z),相应的像素大小为0.05 m×0.025 m×0.025 m,到合成孔径平面的水平距离约为0.68 m;发射步进频间隔为150 MHz的连续波信号,带宽为9.6 GHz;Z方向的孔径角约为40°, $\Delta z = 4.0$  mm;Y方向孔径长度为480.0 mm, $\Delta y = 4.0$  mm;相应的分辨率 $\rho_{nt} = 1.56$  mm, $\rho_{n\perp Zt} = (4.50 \sim 7.00)$  mm, $\rho_{nz} = 5.60$  mm。由于Y方向的观测模式类似于聚束式成像,考虑多普勒展宽时的采样间隔 $\Delta y \approx 2.2$  mm,而实际数据采集间隔 $\Delta y = 4.2$  mm,数据量减小了约50%,相应的数据采集时间也会减少。

仿真实验中,假设微波对人体具有穿透能力,一次性获得整个人体的3维成像数据。实际中可通过改变人体和扫面平面的相对位置关系获得不同角度的回波信号。采用图2所示的成像处理步骤获得人体模型的整个3维图像,如图3(b)所示,分别给出了重建后人体模型的-3 dB轮廓图,3维图像的侧视图和正面投影图。

#### 4.2 微波暗室实验

为进一步验证采样准则和成像处理方法,在微波暗室内开展针对童装模特的3维成像实验,模特大小约0.35 m(Y宽)×0.25 m(X厚)×1.20 m(Z高)。分别针对3种状态下的同一个童装模特开展3次实验,每次实验中模特正面对收发天线。第1次实验中模特不着装,其手臂伸展在脸部前方,如图4(a)所示;第2次实验中模特着装,如图4(b)所示;第3次实验中模特着装且胸前粘贴字母“IC”,如图4(c)所示。实验中,发射信号频率范围为33 GHz-38 GHz,模特距合成孔径平面约1.65 m,Y方向和Z方向的扫描距离分别为0.42 m和1.19 m。试验中采用波导天线,其E面和H面的主瓣宽度约为30°。根据式(4)设定相应的采样间隔 $\Delta f = 5$  MHz, $\Delta y = 0.0140$  m和 $\Delta z = 0.007$  m(过采样率记为1.2)。通过上述处理方法获得不同状态下的人体模特3维微波图像,如图4(d),4(e)和4(f)所示,分别给出了3种状态下童装模特的3维微波图像正面投影图。可以看出,由于粘贴了字母“IC”,使得该区域的散射强度比原区域强度高,如图4(d),4(e)和4(f)虚线部分所示。

#### 4.3 实验结果分析

在童装模特3维成像实验中,考虑模特大小、数据采集时间和成像分辨之间的相互制约关系,只扫描了1.19 m×0.42 m的平面,其理论分辨率约为

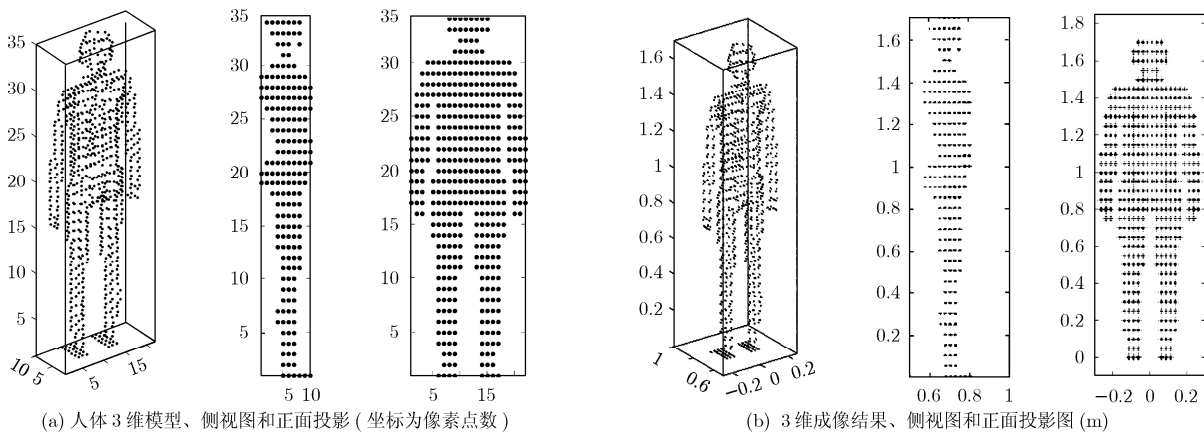


图3 由816个点构成的人体模型及其3维成像结果

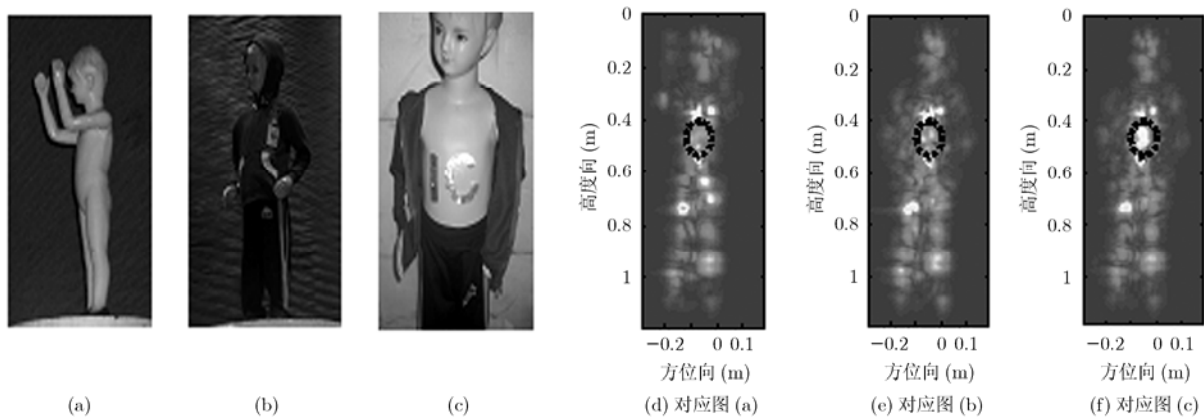


图 4 3 种状态的童装模特光学照片及其 3 维微波图像在 YOZ 平面上的 2 维投影图

0.015 m( $X$ ) $\times$  0.009 m( $Y$ ) $\times$ 0.007 m( $Z$  轴), 在不考虑孔径内散射变化的情况下, 整个模特约  $5(X)\times 24(Y)\times 164(Z)$  个分辨单元, 在  $Y$  轴方向, 对模特进行表示的分辨单元相对较小, 因此, 实验中的“IC”字母也没有呈现出外形上特征, 其成像结果并没有达到仿真的效果, 这主要是由于童装的模特的电磁特性与真实人体相差较大, 在合成孔径角内散射特性存在一定的变化, 目标的散射中心特征不能简单地等效为一个点, 使得实际分辨率与理论值存在一定的差距; 在图像显示方面, 由于实际的观测对象散射强度各异, 很难通过轮廓图来表示, 这里只是通过投影的方式进行显示, 但整个实验已验证了成像算法的有效性, 后续工作中将改进数据获取系统, 针对真实人体开展微波 3 维成像的研究。

## 5 结论

本文针对平面几何人体微波 3 维成像, 在给出采样准则和 3 维分辨率的基础上, 提出了一种无需插值的基于波数域积分的 3 维成像处理方法, 最后利用通用仪器构建的 3 维成像实验系统在微波暗室开展了童装模特微波 3 维成像实验, 并给出了实验数据的 3 维成像结果, 其计算机仿真和实验处理结果均表明了本文理论和成像处理方法的正确性和有效性。

## 参考文献

- [1] David M S, Douglas L M, and Thomas E H. Three-dimensional millimeter-wave imaging for concealed weapon detection [J]. *IEEE Transactions on Microwave Theory Techniques*, 2001, 49(9): 1581-1592.
- [2] Detlefsen J, Dallinger A, and Schelkshom S. Approaches to millimeter-wave imaging of humans [C]. EURAD 2004, Amsterdam, The Netherlands, Oct. 14-15, 2004: 279-282.
- [3] Dallinger A, Schelkshom S, and Detlefsen J. Millimeter-wave imaging of humans-basic experiments [C]. IRMMW 2004/THz 2004, Karlsruhe, Germany, Sep.27-Oct.1, 2004: 521-522.
- [4] Bertl S, Dallinger A, and Detlefsen J. Interferometric focussing for the imaging of humans [C]. EUSAR 2008, Friedrichshafen, Germany, June 2-5, 2008: 143-146.
- [5] Pinchuk R, Sklarczyk C, and Bulavinov A, *et al.* Stand-off detection of suspicious concealed objects in centimeter- and millimetre-wave range using sampling phased array principle and sparse array [C]. EUSAR 2008, Friedrichshafen, Germany, June 2-5, 2008: 163-164.
- [6] David M S and Douglas L M, *et al.* Real-time wideband cylindrical holographic surveillance system [P]. US, Patent 5859609, 1999.
- [7] Tan Wei-xian, Wang Yan-ping, and Hong Wen, *et al.* Circular SAR experiment for human body imaging [C]. APSAR 2007, Huangshan, China, Nov. 5-9, 2007: 90-93.
- [8] Soumekh M. Range stacking: an interpolation-free SAR reconstruction algorithm [C], Proc. SPIE, Orlando, USA, Apr. 14-17, 1998, Vol. 3370: 13-24.
- [9] Prati C and Rocca F. Focusing SAR data with time-varying doppler centroid [J]. *IEEE Transactions on Geoscience and Remote Sensing*, 1992, 30(3): 550-559.

谭维贤: 男, 1981 年生, 博士生, 研究方向为微波成像、合成孔径雷达 3 维成像体制与算法。

洪文: 女, 1968 年生, 研究员, 研究方向为雷达信号处理理论、微波成像算法、微波遥感图像理解及其应用。

王彦平: 男, 1976 年生, 副研究员, 研究方向为干涉 SAR、合成孔径雷达 3 维成像、阵列天线 SAR。

吴一戎: 男, 1963 年生, 研究员, 中国科学院院士, 研究方向为微波成像、信号与信息的处理和微波遥感应用等。