

综述

物体形态的三维测量技术

周文莲

(中国科学院古脊椎动物与古人类研究所, 北京 100044)

人体测量学 (anthropometry) 是人类学的一门分支学科, 主要研究人体测量和观察方法, 并通过人体整体测量与局部测量来探讨人体的特征、类型、变异和发展规律 (邵象清, 1985)。人体测量在医学、人类学、考古学研究中很重要。传统的人类学测量方法是用直脚规、弯脚规、三脚平行规、特殊量角器等专用仪器, 量度人体或骨骼表面两点间的直线距离或弧线长度, 以及线、面间的角度。测量的准确度和速度均有一定的局限性, 而且获得的是一维数据。众所周知人体及人类骨骼为复杂的三维结构, 一维的数据结果难以充分体现人体或骨骼的某些特征, 为此学者们一直在不断地寻找理想的三维测量方法, 作为对传统人类学测量方法的补充和发展。

本世纪五六十年代有人用绘制航测地图的方法进行人体测量, 称之为“立体摄影法” (Stereophotography), 但由于设备复杂昂贵, 未能被推广。70年代初, 美国学者 Meadows 等 (1970)、日本学者 Takasaki (1970) 根据莫尔云纹法 (Moiré topography) 的原理, 研制出适用于测量人体表面形状的云纹测量仪, 相继应用于人体测量。由于该方法设备简单, 操作简便, 仪器价格低廉, 遂被广泛地运用于医学和生物学形态测量领域, 成为一种划时代的技法 (陆庆五、张振标、金观昌, 1993)。国内从八十年代开始云纹仪的开发和生产, 最初应用于儿童脊柱侧弯的定性诊断和分析; 其后用于正位颜面结构形态特征的三维测量分析 (王兴, 1989)。用莫尔云纹法研究颅骨形态的报道不多, 较详尽的是 Hershkovitz 等 (1991) 关于颅骨轮廓的实验研究和陆庆五等 (1993) 的报道。

近年来, 随着科学技术的进步, 物体形态的三维测量技术取得了长足的发展, 已广泛应用于生物医学、实物仿形、机器人视觉、塑形加工等领域, 并推动人体测量方法发生很大变革。在此, 特将物体形态的三维测量技术综述如下:

一般而言, 三维测量技术主要有两类: 接触式和非接触式测量 (张曙, 1996) (图 1)。

1 接触式测量

主要方法为三维坐标测量仪, 原用于工业机械测量中, 后渐独立出来成为专门的一种测量技术, 常用的数据采集方式有触发式和连续式。

收稿日期: 2000-03-06

本研究为中国科学院院长基金资助项目 (990404)

作者原为中国科学院古脊椎动物与古人类研究所博士后研究人员, 现在北京协和医院口腔科工作。

1.1 触发式数据采集

采样头的探针每次接触模型表面, 就采集一个轮廓的数据, 然后再横向移动一个间距, 采集相邻的轮廓数据, 最后构筑整个表面的线框模型。触发式数据采集的速度较低 (每秒一点至几点)。早期的三维坐标测量仪大都是这一类。其精度可达 $0.5\mu\text{m}$ 。

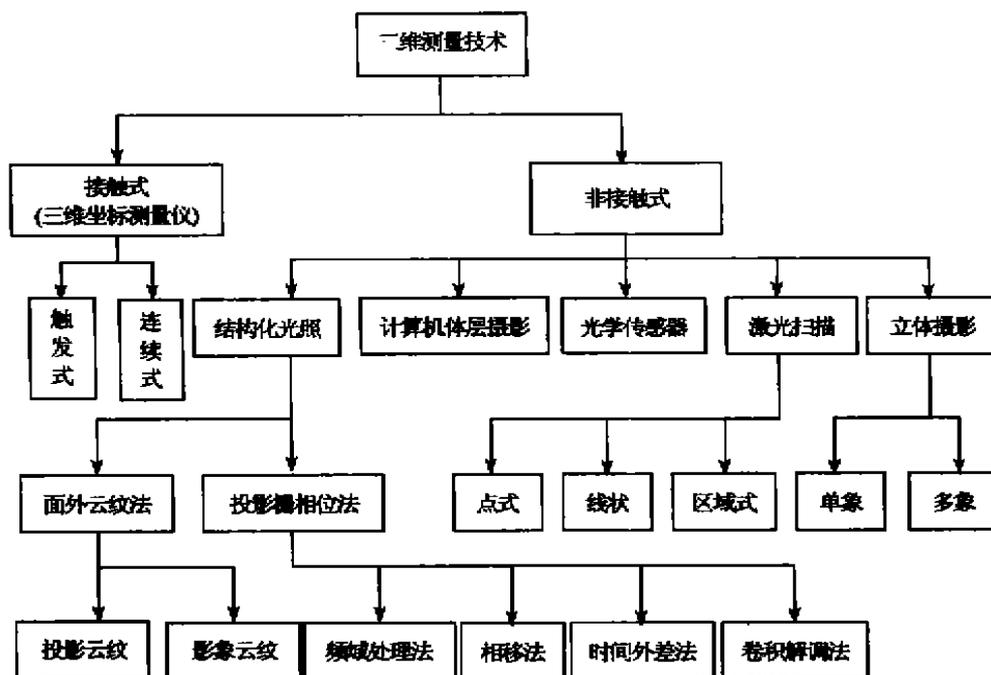


图 1 三维测量技术的分类

The classification of the three-dimensional measurement

1.2 连续式数据采集

近年出现了被称为高速扫描机的连续式数据采集系统, 即采样头的探针沿着模型表面以某一切向速度移动后就产生对应各坐标偏移量的电流或电压信号并转换成对应点的坐标值。

机械接触式测量技术已非常成熟, 但这类方法要求必须与实物接触, 因而不适合柔软物体的测量, 且对测头不能触及的表面无法测量; 另外, 它的扫描数字化速度受到机械限制, 速度较慢, 且需补偿测头直径, 从而影响了测量效率。测量仪的机械结构复杂, 对工作环境要求很高, 必须防震、防灰、恒温等, 使其应用范围受到一些限制。尽管世界各国生产厂家试图用各种高新技术来改变这一现状, 至今都未能从根本上解决测量仪原理本身所造成的结构庞大和复杂的不足, 难以满足当今高效率、高精度测量的需求。

三维坐标测量仪在 80 年代被引入口腔医学领域, 主要用于牙齿大小、形态、殆曲线等方面的研究 (曾祥龙, 1991)。山田晃弘 (1987) 报道用三维测量仪测量牙颌模型; 1991 年北京医科大学口腔医学院正畸科研制出计算机辅助的接触式测量系统——YM-2115 型三维测量仪, 使牙颌模型的测量精度达到新水平。该仪器工作范围 $150\text{mm} \times 200\text{mm} \times 100\text{mm}$ 。光栅的分辨率为 0.01mm , 三维坐标各轴的精确度为 0.01mm (张丁, 1991)。

近年来, 随着计算机视觉这一新兴学科的兴起和发展, 用非接触的光、电方法对曲面形体的三维快速测量已成为大趋势。

2 非接触式测量

主要方法有激光扫描法、立体摄影法、光学传感器法、结构光照法（又称为密栅云纹法、莫尔云纹法）及计算机体层摄影（CT）等。

2.1 激光扫描法（Laser scanning）（Moss *et al.*, 1989; MDTV 公司, 1997）

根据光源特点和性质又可分为以下几种：

（1）点式激光扫描器

单束激光打在测试件表面，由摄像头摄取其反射光点。试件表面每个点的 X、Y 坐标由试件图像每一像素的位置确定，Z 坐标值则根据三角学原理算出。

（2）线状激光扫描器（条带光源）

单束光源方法每次仅能处理一点，因而速度较慢，为了加快速度可使用条带状光源，利用三角学原理同时处理多个点，从而使测量速度大大加快。

（3）区域式激光扫描器（面光源）

比前两种激光扫描器更进一步，这种激光扫描器可对一个方形区域进行激光发射，可以一次性记录整个区域内的三维坐标点。

目前这三种方式都有商品化的激光三维扫描器。激光扫描的速度相当快，但扫描精度受测试件的材料及表面特性影响。例如光泽的镜面、暗而无光的表面、透明或半透明的材料都难以进行测量。为此不得不去寻求专门的材料制作扫描模型或用专门的粉喷涂到被测表面，使之“灰化”；另外激光扫描系统的价格昂贵，非一般用户所能承受。

2.2 立体摄影法（Stereophotography）（曾祥龙, 1991）

人类视觉之所以为立体，是由于左、右两只眼睛与观察物的成角略有差异，形成两个稍不同的影象，再经过大脑的精细综合，形成有长、宽、高度的立体象。立体摄影法就是根据人体双目视觉的原理，从两个不同的角度同步摄取被测物，然后使用二维平面照片进行三维重构。该方法运用解析几何原理，借助于摄影机获得被测物影象，然后用立体测图仪完成所得图象的三维分析。多应用于航空测量、机器人的视觉系统中；在生物医学、口腔医学领域的应用报道始于 60 年代；也曾用在人类学研究中，最近一篇报道是关于灵长目磨牙形态的分类学意义（Hartman, 1989），结果发现灵长目磨牙形态与以分子生物学相似性为基础的进化关系并不一致，认为磨牙牙冠测量不能作为灵长目种系发生的评价指征。

2.3 结构化光照法（又称密栅云纹法、莫尔云纹法，Moiré Topography）

两组相互重叠的栅线，在光的干涉下将产生明暗相间的条纹，称为云纹或莫尔云纹。人们很早就发现这一现象，但将其作为一种测量方法，应用于物体形态、轮廓和位移的量测，却只有几十年的历史。1945 年 Tollenaar 第一次从几何学上解析了云纹现象，奠定了云纹测量计算中几何法的基础；1948 年发表了第一篇云纹法测量变形体位移的论文。1954 年 Dantu 提出“云纹条纹代表等位移线”的学说，奠定了云纹测量计算中位移场法的基础。作为一种新型实验力学研究方法的密栅云纹法，到六十年代初才开始应用于形变体的弹塑性变形和塑性变形测量（曹起骧等 1990）。

所谓结构光就是具有一定特性的光源，主要有单条光栅和密栅两种形式。单条结构光的测量原理与线状激光扫描方法相同，只是光源不同。密栅云纹法是近年来的研究热点之

一, 它包括面外云纹法和投影栅相位法。面外云纹法是将密栅结构光投射到被测物表面, 由于物体高度信息的调制而使栅线发生畸变, 畸变的栅线与基准栅线干涉得到云纹图, 即被测物表面的等高线, 对此云纹图进行处理就可获得高度信息。换言之, 面外云纹的基本原理是: 光 \Rightarrow 基准光栅 \Rightarrow 物体表面 \Rightarrow 形成变形光栅 \Rightarrow 变形光栅与基准光栅间产生干涉条纹, 即反映物体表面凸凹信息的云纹等高线 \Rightarrow 摄影、摄像, 获取云纹图, 供测量分析。

与面外云纹法不同, 投影栅相位法不进行光学干涉, 而是直接利用被调制栅线的相位畸变信息得到物体的三维信息, 它采用数学的方法解调相位。这样就避免了提取云纹中心线、确定云纹级数等过程, 而且可以自动判别物体的凸凹性, 因此图象处理宜于实现自动化、具有较高的精度和灵敏度(由志福, 1998)。

(1) 面外云纹法: 包括影像云纹法、投影云纹法

影像云纹法 (Shadow Moiré method): 最早由 Meadows 等 (1970)、Takasaki (1970) 提出并用于人体形态的测量。该方法是把基准光栅放在靠近被测试件表面处, 将基准光栅(采用点光源或平行光源)投影到被测物体表面, 通过同一栅板观察物体, 从而形成干涉条纹(图 2)。

由于影像云纹法测量的面积必须小于所使用的基准栅栅板的面积, 而制作大面积、高精度的栅板十分困难, 因而影像云纹法对测量的面积有一定的限制, 比较适用于检测较小尺寸的形面。另外, 当被测形面的梯度变化较大时, 投影到被测物体表面的栅线易发生散射而变得模糊不清, 这样就限制了被测物体的可测景深, 所以此方法多用于形面比较平缓物体的测量(由志福, 1998)。为了避免以上不足, 有学者建议在影像云纹中用曲面栅代替平面栅(Wegdam, 1992), 曲面栅线的表面相当于被测物体表面的复制品。曲面栅的研究和开发给影像云纹法增添新的生机和活力, 然而, 应用曲面栅还需建立一套新的基于几何光学系统的影像云纹求解算法, 计算较为复杂。

曲面栅的研究和开发给影像云纹法增添新的生机和活力, 然而, 应用曲面栅还需建立一套新的基于几何光学系统的影像云纹求解算法, 计算较为复杂。

投影云纹法 (Projection moiré method): 1971 年由日本学者 Suzuki 和 Yashizau 提出。该方法利用光源将基准栅经过聚光镜投影到被测试件表面, 经物体表面调制后的栅线与观察点处的参考栅相互干涉, 从而形成云纹(图 3)。其优点是可用较小的高密度栅板代替较大尺寸的栅板来检测较大的形面, 扩大了该检测法的适用范围(钟约先等, 1992)。当然, 该法中所使用的栅线密度也有一定的限制。从理论上推知, 采用普通光作为光源照射时, 所使用栅线的最大密度为 40 线/毫米(转引由志福, 1998)。一般而言, 投影云纹法的检测精度和云纹分辨率没有影像云纹高。

以上两种方法都是通过基准栅和试件栅的干涉得到云纹图。由于云纹图是等位移曲线(即等高线), 二维的图象可反映出三维的信息, 故直观、形象, 在一定程度上得到应用。云纹图像的分析处理包括跟踪云纹中心线、确定云纹级数、判断被测物表面的凸凹性等过程。

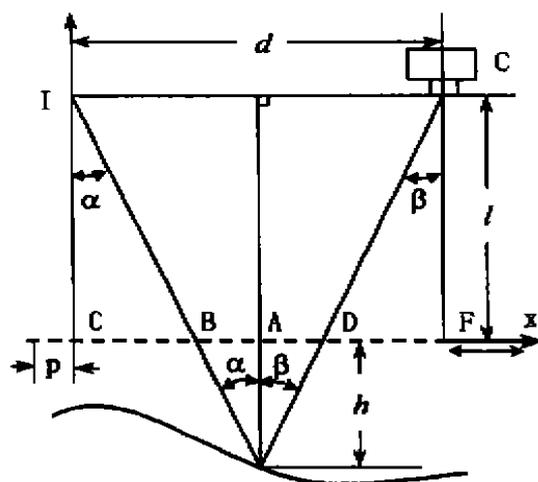


图 2 影像云纹法原理图

The mechanism of the Shadow Moiré method
I—点光源 (Spot lamp-house) C—摄像机 (Camera)

最初,都是靠人工提取等高线,然后在图形数字化仪上将等高线及其级数输入计算机进行分析的,处理起来比较繁琐,耗费大量的时间,且精度较差。80年代,随着科学技术的发展,计算机在各行业的普及和图像处理技术的日趋完善,使得云纹图像的自动处理成为可能,处理的速度和精度均大为提高,但是完全自动化还比较困难。不仅跟踪云纹中心线经常需要人工干预和修补,而且通过单幅图像很难自动地判断出云纹级数的增加或减少。此外,面外云纹法通常只能提取整数级云纹,即使采用一些手段提取分数级云纹,所提供的信息量也有限,因而检测精度受到限制。特别是当被测物表面梯度变化不均匀时,矛盾更为突出。梯度变化比较大的地方,条纹十分密集,甚至堆积;而梯度变化平缓处,条纹则过于稀疏,被测物体表面变化的一些细节部分容易被忽略掉。为此,一些学者进行了深入的探讨和改进,如采用复合栅替代单一频率的栅线或通过移动条纹来使云纹变密集等(转引由志福,1998)。

日本,作为人体云纹仪的首创国,为云纹技术在人类学和医学界的广泛运用提供了高精的技术和优越的设备条件。例如1983年日本大学齿学系法医教研组的铃木猛等用面外云纹法对男女性下颌尖牙(男20枚,女32枚)作性别判断的研究。摄取每枚尖牙的4幅云纹图,即唇面、舌面、近中面和远中面,由此图象计算出各枚牙齿的12项面积值和16项体积值,并对16项体积值作了性别判别分析,判断的正确率达80.8%。显然此方法可用于解决古人类学或古生物学的同类问题(陆庆五,1993)。其实,面外云纹技术近20年来已广泛应用于许多方面:

制造业:包括产品质量检验、形面变形测量等。例如通过比较试件与标准件产生的云纹条纹数目、形态来进行质量控制;用投影云纹法通过测飞机构件的曲率来进行稳定性测量(许庆红,1999)……。

轻工业:用于服装设计,即用投影云纹法代替传统的皮尺进行身体测量,可实时绘制人体胸围等周向尺寸,精度达到0.8mm(丁其渭,1992)。日本现代人类学家中不乏应用莫尔云纹技术者,尤其对人体表面的研究做得较为深入。他们对不同性别、年龄的人体外形,以及静态和动态的人体外形分别作过测量,这些成果为服装设计者提供了科学设计和立体裁剪的确实资料,以东京大妻女子大学的芦泽玖美的研究工作最为出色(陆庆五,1993)。

医学:广泛地用于研究面部软组织形态和对称性(盐入重彰,1979;北条健三,1980;Douglas,1986;王兴,1988;胡林等1988;吕苹,1989);颅骨的对称性(斋腾雄一,1984);牙齿的性别差异(Takei, et al., 1985);以及在外科、骨科用于脊柱及其侧凸的检测(张光汕等,1987;张光铂等,1987);此外在眼科、成型外科的临床检测中也有应用。

人类学:这方面的研究多见于日本学者的报道,在七、八十年代较为集中,包括活体测量和骨骼测量,也见到西方学者对骨骼化石的分析比较(陆庆五,1993)。我国学者陆庆五、张振标、金观昌(1993)曾用投影云纹法研究了现代人颅骨的形态特征。

(2) 投影栅相位法(Phase-approaching method of projected grating)(由志福,1998)

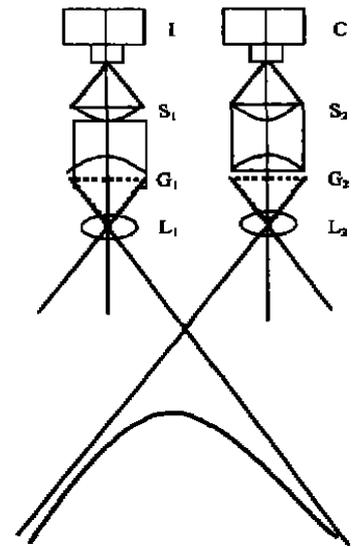


图3 投影云纹法原理图

The mechanism of the Projection moiré method

I—点光源(Spot lamp-house)

S—透镜组(group of lens)

G—光栅(raster) L—透镜(Lens)

C—摄像机(Camera)

与面外云纹法不同的是, 投影栅相位法不进行光学干涉, 而直接利用被调制栅线的相位畸变信息得到物体的三维信息。这种方法避免了提取云纹中心线、确定云纹级数等处理过程, 而且可以自动判别物体的凸凹性, 故图象处理宜于实现自动化。该检测系统包括解相、相展开、系统标定三个环节(图4)。解相方法有频域处理法、相移法、卷积法和时间外差法。该技术提供的是密集网格点的数据, 数据量的多少取决于图像的采集密度, 即 CCD 摄像机的象元个数和图象采集

卡的分辨率, 通常情况下, 一幅图像上具有均匀分布的 512×512 个像素点, 每一个像素点对应一个数据, 因而数据量相当大, 具有较高的精度和灵敏度。

投影栅相位法最早由日本学者 Takeda 在 1982 年提出。他首先将傅立叶频谱分析技术运用到调制栅线的解相处理上, 1983 年又将其应用到三维曲面形体检测上(转引许庆红, 1999)。此后 10 多年来, 该技术得到迅速发展, 各种相位处理方法不断出现, 它们有各自的特点和应用范围, 适用于机械工程的不同研究领域。金观昌和高柠(1990)曾经用其基本原理进行人体头面部的自动三维测量的尝试性研究; 近几年, 清华大学机械工程系将该方法试用于艺术雕塑人像的检测与复制、活体人头像的检测与复制, 并取得了可喜的结果。

面外云纹法是用实光栅进行光学干涉形成云纹图而达到解调相位值的目的。就这一点而言, 投影栅相位法在高度信息的表达上不如面外云纹法直观, 然而采用数字信号处理技术, 用数值模拟的虚光栅图象对变形栅线图象解调, 不但可实现相位的自动解调, 且可获得形象直观的云纹图。由此可见, 随着相关技术的进步, 投影栅相位法可完全取代面外云纹法, 在面外云纹法获得应用的领域, 都可应用投影栅相位法并获得更好的效果(许庆红, 1999)。

总之, 结构光照法具有广阔的应用前景, 必将在三维测量技术中发挥更大的作用, 也将推动生物医学和人类学测量方法不断进步。

2.4 计算机断层摄影(Computer Tomography, CT) (Hounsfield, 1973; Ledley *et al.*, 1974)

前面所介绍的光学三维测量方法的一个共同特点是只能重构物体表面光线照得到的地方, 而隐藏的地方如内腔、孔洞等则由于其信息难以提取而无法得到表面数据。计算机断层摄影技术的发展正是解决了这样的难题。

计算机断层摄影, 又称为计算机断层摄影, 简称 CT。包括医用 CT 与工业 CT, 是一种通过计算机处理 X 线扫描结果, 重构物体截面图像的成像技术。CT 最早于 70 年代出现, 首先应用于医学诊断, 后来推广应用于工业领域, 是无损检测领域的重要技术手段之一。

当 X 线束环绕某一部位作断层扫描, 通常是横断扫描时, 部分 X 线(光子)被吸收, X

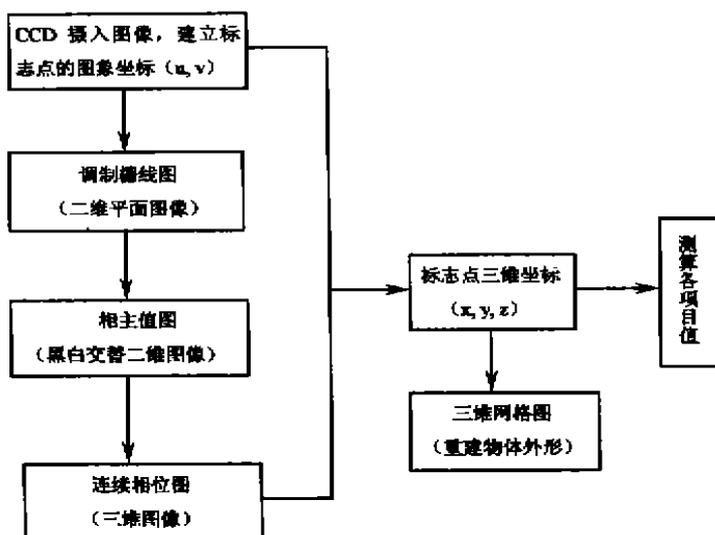


图 4 投影栅相位法检测程序

The measurement procedure of the Projection moiré method

线强度因而衰减。未被吸收的 X 线穿透人体后, 被探测器所接收。探测器接收的大量信息经模数 (A/D) 转换器将模拟量转换成数字量输入计算机, 计算机计算出该断层面上各单位体积的 X 线吸收值 (CT 值), 并排列成数字矩阵, 再经数模转换器 (D/A) 用黑白不同的灰度等级在荧屏上显示, 就获得该层面的解剖结构图像。

X 线穿过人体的某一部位时, 不同密度的组织对 X 线的吸收量不同, 组织密度越高的骨骼吸收 X 线越多, 探测器接受到的信号越弱, 反之, 如脂肪组织吸收 X 线量少, 探测器接受到的信号越强。X 射线在穿过人体的过程中, 骨骼、肌肉、脂肪组织和体内的腔隙因吸收的 X 线量有差异, 将形成不同的影像, 从而为研究者提供有效的信息。组织对 X 线的吸收量, 用吸收系数表示。像素 (pixel) 是用黑白不同的灰阶将吸收系数反映在 CT 平面图像上, 是构成 CT 图像的最基本单位, 换句话说像素就是 CT 图像中的一个图像点, 为 CT 矩阵上的小方格。矩阵 (Matrix) 是构成一幅 CT 图像吸收系数 (像素) 的排列方式。矩阵越大, 像素单元越小。探测器的数目越多, 所收集的信息成几何倍数增加。

如果将人体 (或物体) 某一部位连续的 CT 图象进行计算机叠加处理, 便可重构该部位的三维立体结构, 能够更加直观地反映所研究对象的内部构造和整体图象, 是为三维 CT。

CT 技术的主要优点: 1. 可以在不破坏被测试物的情况下准确地测量出其内外表面、内部特征、空隙和裂缝, 这是其它检测方法难以做到的。其精度可高达几个微米, 可与三维坐标测量仪的测量精度相媲美。2. 对被测试物的复杂程度没有限制, 不存在由于被测试物表面过于复杂而使反射光变形造成测量数据失真或无法测量。3. 适用性好。对构成被测试物的材料一般没有限制。CT 技术也存在缺点: 1. 对于较小的被测试物及观察细小的孔、隙结构, 如神经孔等, 由于精度不够, 尚不能满足研究者的要求。2. 对于被测试物的三维立体重建, 还存在一些技术、分析软件上的问题。3. CT 扫描的费用较高, 使其应用受到一定限制。但是, 我们相信随着科学技术的发展, 这些问题终将得到解决。

目前 CT 被广泛应用于临床医学诊断及医学科研中。也有一些学者将其用于考古学、人类学的化石形态结构研究中。而三维 CT 作为一种研究方法, 也日趋成熟。

随着考古学的发展, 仅仅对动物化石的外部特征进行观察描述已经不能满足需要。而动物化石的内部构造特征对于研究该动物起着重要作用, 有时却又难以从其外部观察到。为此不得不对化石进行磨片或切片, 这样便会破坏化石的完整性。对于化石材料较多的类群来说, 这样做还勉强可以, 但对于标本稀少或者独模标本来说, 采用这种方法是不可能的。CT 技术可以在不损伤标本的情况下, 通过对标本不同部位的体层摄影, 获得标本内部构造的信息。这一方法正好可以弥补对脊椎动物化石内部构造研究的不足。自从 Conroy (1984) 首次把这一技术运用到脊椎动物化石研究上以来, 这一技术逐渐被应用到不同门类的脊椎动物化石研究中。CT 技术在脊椎动物化石研究上的应用在我国起步较晚, 九十年代方见报道 (张法奎等, 1994; 吕君昌等, 1997), 但它所起作用肯定的。

值得一提的是, 瑞士学者已经尝试用三维 CT 技术研究古人类化石头骨 (Zollikofer 等, 1999), 重构尼安德特人的颅骨形态和内耳结构, 其研究成果在 1999 年纪念北京人头骨发现七十周年的国际古人类学学术研讨会上引起关注。

综上所述, 计算机技术的飞速发展, 信号自动处理技术的不断成熟, 都为三维测量技术的发展提供了良好的软硬件基础, 必将推动三维测量技术的进一步发展, 也将引起计量医学、人类学测量方法的重大变革, 以适应日益增长的现代医学和人类学定量研究的需求。

参 考 文 献

- MDTV 公司, 1997. STRIM 与逆向工程技术-Surface Reconstruction 功能在产品设计与开发中的应用. 技术资料.
- 丁其渭, 1992. 相位测量技术在人体尺寸自动测量中的应用. 北京服装学院学报, 10: 54—60.
- 王兴, 1989. 中国人容貌美学的三维颅面结构基础研究. 北京医科大学研究生学位论文.
- 由志福, 1998. 曲面形体三维相位法检测技术与 CAD/CAM 集成的研究. [博士学位论文]. 清华大学机械工程系, 北京.
- 吕君昌, 杜湘河, 朱奇志等, 1997. CT 观察魏氏准喙尔翼龙 (*Dsungaripterus weii*, Pterosauria) 头骨的脑腔形态. 科学通报, 42 (5): 519—523.
- 吕萃, 1989. 青少年面部对称性的影象云纹测量研究. 北京医科大学研究生学位论文.
- 许庆红, 1999. 基于小波变换的相位法三维检测高精度解相和复杂形状识别技术研究. [博士学位论文]. 清华大学机械工程系, 北京.
- 张丁, 1991. 前列腺素和丹参对矫治牙移动的临床和基础研究. 北京医科大学研究生学位论文.
- 张光汕等, 1987. 云纹照相技术在脊柱检测中的应用. 中华骨科杂志, 7: 261—263.
- 张光汕等, 1987. 波纹照相技术在脊柱侧凸普查中的应用. 中华外科杂志, 25 (7): 387—389.
- 张法奎等, 1994. CT 观察杨氏中国尖齿兽 (*Sinocondon youngi*) 头骨化石标本的鼻部. 古脊椎动物学报, 32 (3): 195—199.
- 张曙, 1996. RENISHAW 数字化扫描系统. 机电一体化, (1): 10—14.
- 邵象清, 1985. 人体测量手册. 上海: 上海辞书出版社.
- 陆庆五, 张振标, 金观昌, 1993. 阴影云纹法在颅骨形态研究中的应用. 人类学学报, 12 (1): 23—32.
- 陆庆五, 1993. 人类学测量方法的重大革新. 化石, 93 (4): 12—15.
- 金观昌, 高柠, 1990. 自动三维度量学在人体头面部测量中的应用. 人类学学报, 9 (2): 164—168.
- 胡林等, 1988. 计算机化莫尔等高条纹对颌面形态的三维测量分析. 华西口腔医学杂志, 6: 13—17.
- 钟约先等, 1992. 曲面零件面外云纹法三维无接触检测与 CAM 研究. 清华大学学报, 32 (增第 2 期): 94
- 曹超群, 谢冰, 钟约先, 1990. 云纹法工程应用及图象自动处理. 北京: 中国铁道出版社.
- 曾祥龙, 1991. 现代口腔医学中人体头面部测量方法. 人类学学报, 10 (2): 116—126.
- 山田晃弘, 1987. 口腔石膏模型三次元计测の信頼度の検討. 日矫齿志, 46: 18—31.
- 北条健三, 1980. モアレ高による顔面の対称性に関する研究. 齿科学报, 81: 203—210.
- 斋藤雄一, 1984. ヒト头蓋骨における対称性に関する研究. 齿科学报, 84: 301—321.
- 益人重彰, 1979. モアレトポグレイの医学齿学应用について. 口病志, 45: 185—186.
- Conroy GC, Vennier MW, 1984. Noninvasive three-dimensional computer imaging of matrix-filled fossil skulls by high-resolution computed tomography. *Science*, 226: 456—458.
- Douglas, 1986. Moiré topography. Its application in measuring soft tissue asymmetries. *Am. J. Orthod.* 89: 177—189.
- Hartman SE, 1989. Stereophotogrammetric study of occlusal morphology of extant hominoid; phenetic and function. *Am. J. Phys. Anthropol.* 80: 145—166.
- Hershkovitz I, Pinhasov A, Arbel G *et al.* 1991. Skull surface contours by Moiré patterns: An experiment. *Homo*, 42 (3): 216—231.
- Hounsfield GN, 1973. Computerized transverse axial scanning tomography. *British Journal of Radiology*, 46: 1016.
- Ledley RS, Chiro Gdi, *et al.* Computerized transaxial X-ray tomograph of the human body. *Science*, 1974, 186, 207—212.
- Meadows D M, Johnson W O and Allen JB, 1970. Generation of surface contours by Moiré patterns. *Appl Opt*, 9 (4): 942—947.
- Moss JP *et al.* 1989. A laser scanning system for the measurement of facial surface morphology. *Optics and Lasers in Engineering*, 10: 179.
- Takasaki H, 1970. Moiré topography. *Appl Opt*, 9 (6): 1467—1472.
- Takei *et al.* 1985. Application of Moiré topography to forensic odontology. *J Nihon Univer. School Dent.* 27: 87—104.
- Wegdam AMT, 1992. Projection moiré system simulation. *Appl Opt*, 31 (19): 3755.
- Zollikofer CPE, Ponce de Leon MS, 1999. New evidence from Le Moustier 1, computer-assisted reconstruction and morphometry of the skull. *Anat Rec*, 254: 474—489.