

基于光学相干层析图像的眼底黄斑部三维重建

蔡海萍, 王博亮*, 鞠 颖

(厦门大学计算机科学系, 福建 厦门 361005)

摘要: 基于眼底黄斑部光学相干层析(OCT)图像提出一套建立视网膜局部三维模型的方法, 并为实现三维 OCT 临床诊断技术进行前期探索. 本文以梯度结合数学形态学的方法分割图像, 采用基于互信息的配准算法进行图像配准, 并设计了一种改进的线性插值算法进行片间插值, 最后用体绘制方式重建出眼底黄斑部三维模型. 基于上述方法在 PC 机上成功构建出视网膜黄斑部三维模型. 该模型外观平滑, 较为精确, 为临床应用奠定了基础.

关键词: 黄斑; 光学相干层析; 线性插值算法; 三维重建

中图分类号: TP 391. 41

文献标识码: A

文章编号: 0438 0479(2007)03-0342-05

眼底黄斑部是指视网膜的黄斑部, 是视觉系统发育最精细的部分, 也是视功能最敏锐之处, 故黄斑出现病变对视力会造成严重损害. 眼底检查能及早准确地发现各种眼部病变(黄斑病变、网脱), 而且临床上相当多的全身性疾病是经眼底检查首先发现的, 因此眼底检查对人体的健康非常重要, 通常医生要借助仪器辅助眼底检查.

光学相干层析(Optical Coherence Tomography, OCT)是近 10 年迅速发展起来的一种对人体无损害的高质量成像技术, 它利用弱相干光干涉仪的基本原理, 检测生物组织不同深度层面对入射弱相干光的背向反射或几次散射信号, 通过扫描, 可得到生物组织二维或三维结构图像. OCT 扫描时, 纵向先定位于一点, 横向线扫描即可得一幅层析图, 在系统对样品的扫描过程中检测相应的干涉信号就可得到一系列样品二维的结构图像. 放在三维坐标系中来说, OCT 扫描时先确定 Z 轴坐标, 每次的扫描结果即为平行于 XOY 平面的二维图像.

眼底检查时, 医生通常仔细观察 OCT 图片序列判断病人眼底是否有发生病变, 继而拟定出治疗计划. 但二维图片序列的缺点是无法直观看到前后两片间的关系, 换句话说医生无法直接获取 Z 轴上的信息. 而三维 OCT 临床诊断技术能直接观察三维形态, 全方位三维的信息能帮助医生更直接地发现病变位置、病变性质等重要信息. 因此三维 OCT 临床诊断技术将对临床检查治疗技术的有益补充, 将图片序列重建

成三维形态则是该技术的核心部分. 另外, 用于临床的三维重建技术中比较成熟的是眼底超声图像的三维重建在眼科检查中的应用^[1], OCT 的无害性和高质量无疑使它具有更大的临床应用优势. 近年来, 国内外医院陆续引入 OCT 机辅助诊疗, 但从计算机处理方面来说 OCT 的研究比较少, 对获取的图像进行重建很少见, 主要是针对硬件进行改进^[2]. 本文是对 OCT 图像三维重建技术用于临床的先期探讨, 通过对 OCT 眼底黄斑部图像的处理重建出眼底三维模型. 用于实验的序列图像是正常眼在临床治疗的 OCT 机上拍摄的, 由 OCT 机在同一方向上等间隔扫描得到, 精度为 10 μm /像素.

1 数据处理方法

本文数据处理按照分割→配准→插值→重建顺序进行, 整个算法流程图如图 1 所示. 首先, 对源 OCT 图像进行分割以保证最终三维模型的精确性, 再将分割后的图像序列作前后两图像的配准, 第三步是在配准

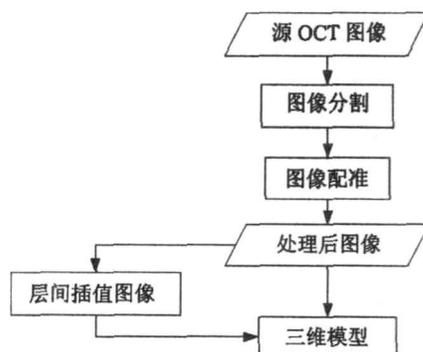


图 1 算法流程图

Fig. 1 Flow diagram of the arithmetic

收稿日期: 2006-10-08

基金项目: 国家自然科学基金(60371012, 60601025), 厦门市科技计划重点项目(3502Z20041044)资助

* 通讯作者: blwang@xmu.edu.cn

所得的图像间进行层间插值以保证重建出来的三维模型较为平滑, 最后将配准所得的图像以及层间插值所得的中间图像作为输入, 重建出三维模型。

1.1 OCT 眼底图像的分割

现有的图像分割技术非常丰富, 但在实际应用中需要根据图像特点来设计合适的算法. 根据 OCT 眼底图像的特点, 只需完成上表面及下表面的提取, 眼底 OCT 图像即位于上下表面间, 图像分割即完成。

OCT 眼底图像上表面轮廓已经比较清晰, 经过中值滤波平滑噪声后, 背景上只有极少数远离上表面的噪声点. 本文设计的提取上表面轮廓算法的流程图如图 2 所示. 值得一提的是, 根据图像特点, 可以认为上表面是平滑的, 因此上表面各点的竖直梯度分量不应过大, 在算法里设置竖直梯度不应大于 4. 算法具体计算过程如下:

(1) 将图像进行中值滤波后, 自上而下扫描找到各列像素值大于 25 的第一个点, 记录下这些点的坐标, 这个坐标集合记为 f_c ; 计算 f_c 中各元素纵坐标的平均值, 扫描 f_c , 找到纵坐标为该平均值的点, 记该点坐标为 (x_0, y_0) , 并记 $lWidth$ 为图像的宽度值. 令 $x_1 = x_0, y_1 = y_0, x_2 = x_0 + 1$;

(2) 从 f_c 中取出横坐标为 x_2 的元素 (x_2, y_2) , 令 $|\Delta y| = |y_1 - y_2|$, 若 $|\Delta y| > 4$, 则令 $y_2 = y_1$, 并更新 f_c 中横坐标为 x_2 的元素, 否则转(3);

(3) $x_1 = x_2, y_1 = y_2, x_2 = x_2 + 1$, 若 $x_2 < lWidth$, 则转(2), 否则令 $x_1 = x_0, y_1 = y_0, x_2 = x_0 - 1$, 转(4);

(4) 从 f_c 中取出横坐标为 x_2 的元素 (x_2, y_2) , 令 $|\Delta y| = |y_1 - y_2|$, 若 $|\Delta y| > 4$, 则令 $y_2 = y_1$, 并更新 f_c 中横坐标为 x_2 的元素, 否则转(5);

(5) $x_1 = x_2, y_1 = y_2, x_2 = x_2 - 1$, 若 $x_2 \geq 0$ 则转(4), 否则, f_c 集合即为上表面轮廓点集合, 算法结束。

下表面的分割, 利用数学形态学对图像进行处理. 形态运算的基本思想是用具有一定形态的结构元素 g 去度量 and 提取图像 f 中的对应形状. 作为基本运算, 膨胀运算的数学定义为: $f \oplus g = \{z | (\hat{g})_z \cap f \neq \emptyset\}$, 腐蚀运算的数学定义为: $f \ominus g = \{z | (g)_z \subseteq f\}$. 闭运算是在膨胀的基础上再进行一次腐蚀运算, 粗化运算可通过对原图像求补后再进行细化^[3] 处理而得到. 以形态学为基础, 设计的提取下表面轮廓算法如下:

- (1) 将提取上表面后所得图像通过中值滤波;
- (2) 在(1) 所得结果上使用闭运算, 其中, 膨胀运

算中使用 3×3 结构: $\begin{bmatrix} 1 & 1 & 1 \\ 1 & 0 & 1 \\ 1 & 1 & 1 \end{bmatrix}$, 腐蚀运算中使用 $3 \times$

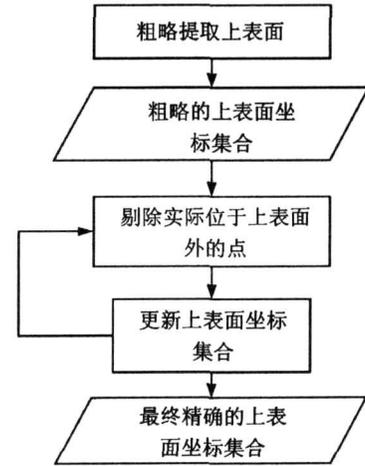


图 2 分割算法流程图

Fig.2 Flow diagram of the segmentation

3 结构: $\begin{bmatrix} 1 & 0 & 1 \\ 0 & 1 & 0 \\ 1 & 0 & 1 \end{bmatrix}$;

(3) 将(2) 所得结果进行粗化运算提取下轮廓。

使用以上两个算法分别提取出上下表面后, 将位于上下表面外的背景设置为黑色, 得到分割的结果如图 3 所示. 分割后的图像排除了干扰信息, 有利于最后重建较精确的眼底三维模型。

1.2 OCT 图像序列的配准

在医学图像配准中, 两幅图像都是基于共同个体的同一部分的解剖信息, 所以当两幅图像在空间位置配准时, 其重叠部分所对应的像素对的灰度的互信息达到最大值, 以此时的变换参数作为空间变换的参数, 通过空间变换达到图像配准的目的, 这种配准方法称为互信息法^[4], 是目前最为精确的配准方法, 互信息定义如下:

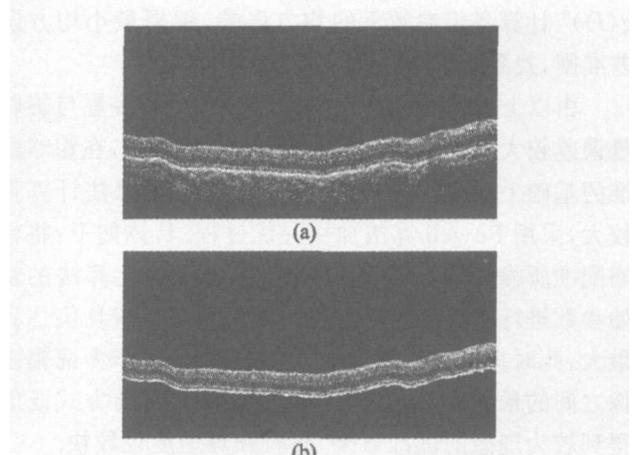


图 3 分割后与分割前的图像对比

(a) 分割前图像; (b) 分割后图像

Fig.3 Contrast of images primary and segmented

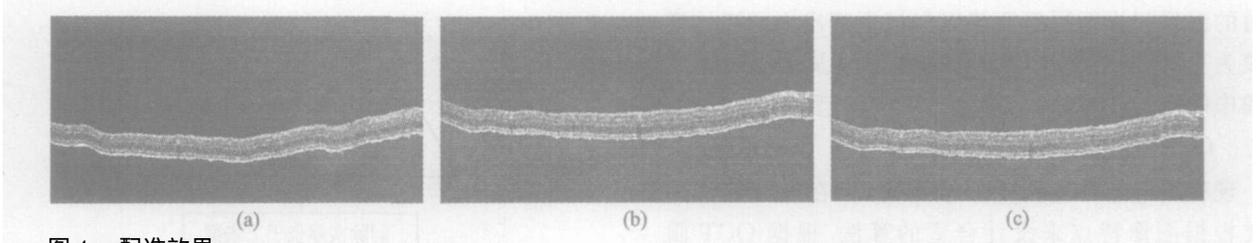


图4 配准效果

(a) 配准参考图像;(b) 待配准图像;(c) 以(a) 为参考图像(b) 的配准结果

Fig. 4 The result of registration

将两幅待配准的图像的灰度值看作两个随机变量 A 和 B , 其灰度值为 $0 \sim 255$, 随机变量 A 和 B 的互信息可以表示为:

$$I(A, B) = H(A) + H(B) - H(A, B),$$

其中 $H(A)$ 、 $H(B)$ 和 $H(A, B)$ 为随机变量 A 与 B 的个体熵和联合熵, H 定义为:

$$H(A) = - \sum p(a) \log p(a), a \in A.$$

故 A 和 B 的互信息可表示为:

$$I(A, B) = \sum_{a,b} p(a, b) \log \frac{p(a, b)}{p(a) \cdot p(b)},$$

其中 $p(a, b)$ 为 A 、 B 的联合概率分布, $p(a)$ 、 $p(b)$ 分别为边缘概率分布, 对于离散的医学图像, 联合概率分布可以用归一化的联合直方图表示, 边缘概率即可由联合概率分布推算.

互信息法虽然精确, 但计算量较大, 本文根据眼底图像特点先提出一种较简单的算法进行粗略配准. 粗略配准的基本思想如下(对每组图像, 将前一张图像视为参考图像):

(1) 以分割后的图像为输入, 并用 f 、 g 分别表示两张眼底 OCT 图像的上表面轮廓;

(2) 以 f 为标准, 变换参数, 利用 $\sum_i (f(i) - g(i))^2$ 计算各组参数下的均方误差, 根据最小均方误差准则, 找到一组参数使均方误差最小.

由以上方法得到的参数, 刚性变换平移量与旋转量误差较大. 为了达到更为精确的配准效果, 在粗略配准的基础上采用互信息法, 同时因为互信息法计算量较大, 采用 Powell 算法加快寻优过程. 具体如下: 将粗略配准所得的数值作为 Powell 多参数优化算法的初始参数进行寻优, 使得两幅图像之间的互信息值达到最大, 此时得到的平移量和旋转量就可以作为两幅图像之间的最佳配准参数了. 采用这样的配准方式既能得到较为理想的配准效果, 同时处理速度也较快.

图4中, 以(a) 为参照图像, (b) 为待配准图像, (c) 为(b) 以(a) 为参照图像运用以上算法得到的配准结果图像

1.3 层间插值

从断层扫描设备输出的是互相平行的二维断层图像序列时, 这些二维图像之间的间距一般都远大于断层图像上像素之间的间距. 断层间信息的不确定性会对三维重建的效果造成影响. 为了实现层间结构的合理过渡, 需要在二维断层图像之间进行插值.

综合考虑临床应用的实时性和精确性, 这里需要快速而又精确的插值算法. 线性插值是插值算法中快速的算法之一, 但这种插值算法的效果较差. 本文根据眼底 OCT 图像的特点, 设计出一种改进后的线性插值算法来进行中间图的插值, 算法中的 $Ratio$ 表示中间图的位置, 值为中间图跟前图的距离与前后两图间距离的比值, 并记 $lWidth$ 为图像的宽度值, 图5 描述了该算法.

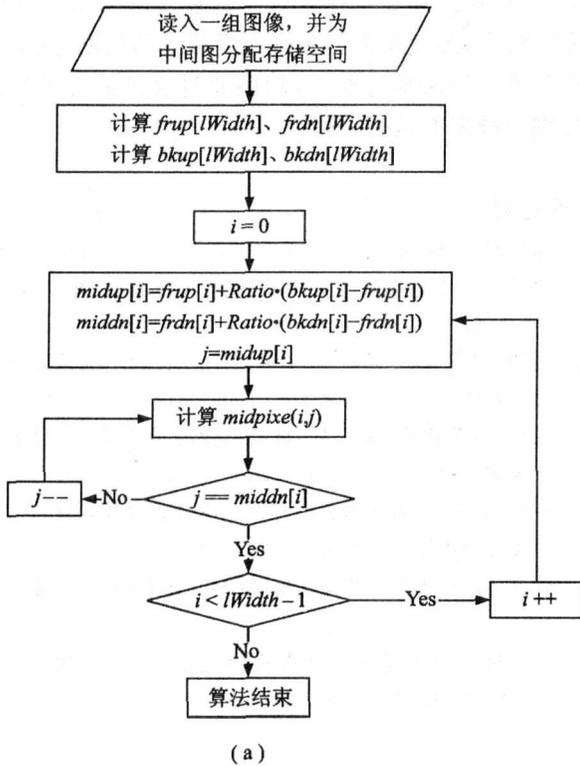
图5(a) 中 $f_{rup}[lWidth]$ 、 $f_{rdn}[lWidth]$ 分别表示前图的上下表面坐标集, $b_{kup}[lWidth]$ 、 $b_{kdn}[lWidth]$ 分别表示后图的上下表面坐标集, $midup[lWidth]$ 、 $middn[lWidth]$ 分别表示中间图上下表面坐标集. $midpixel(x, y)$ 是计算中间图中坐标为 (x, y) 的像素值的过程, 计算方法如下:

(1) 计算出该点映射于前后两幅已知图像的位置. 映射方法: 将前后两幅图像的第 x 列在上下限间的像素分成 $midup[x] - middn[x] + 1$ 份, 该点即对应前后两图的第 $midup[x] - y + 1$ 份. 如图5(b) 所示, 点 (x, y) 映射到前后两幅图像的点为 (x, y_1) 和 (x, y_2) ;

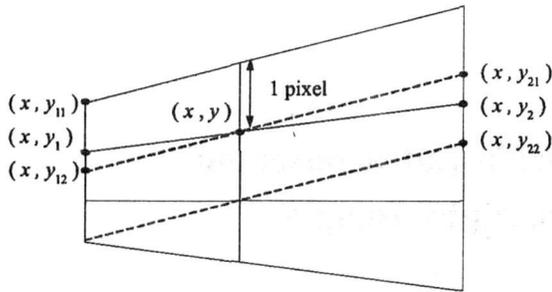
(2) 计算 (x, y_1) 及 (x, y_2) 像素值, (x, y_1) 由上下相邻两点 (x, y_{11}) 和 (x, y_{12}) 的像素值线性插值得到, 以此类推得到 (x, y_2) 像素值;

(3) 计算中间图坐标为 (x, y) 的像素值, 由 (x, y_1) 和 (x, y_2) 线性插值得到.

在图6 中, (a)、(c) 为配准后的一组相邻图像, (b) 为用以上方法插值得到的中间图, (d) 是用线性插值算法得到的中间图, (b)、(d) 两图 $Ratio$ 均为 0.4. 可以看到, 用本文的方法得到的中间图在前后两图间的过



(a)



(b)

图 5 改进后的线性插值算法

(a) 改进算法的流程图; (b) 改进算法中的像素映射

Fig. 5 The improved interpolation arithmetic

渡比较平滑自然, 同时, 这种插值方法计算速度相当快.

1.4 建立与绘制体数据^[5]

在必要的层间插值后, 即可进行三维重建. 为提供

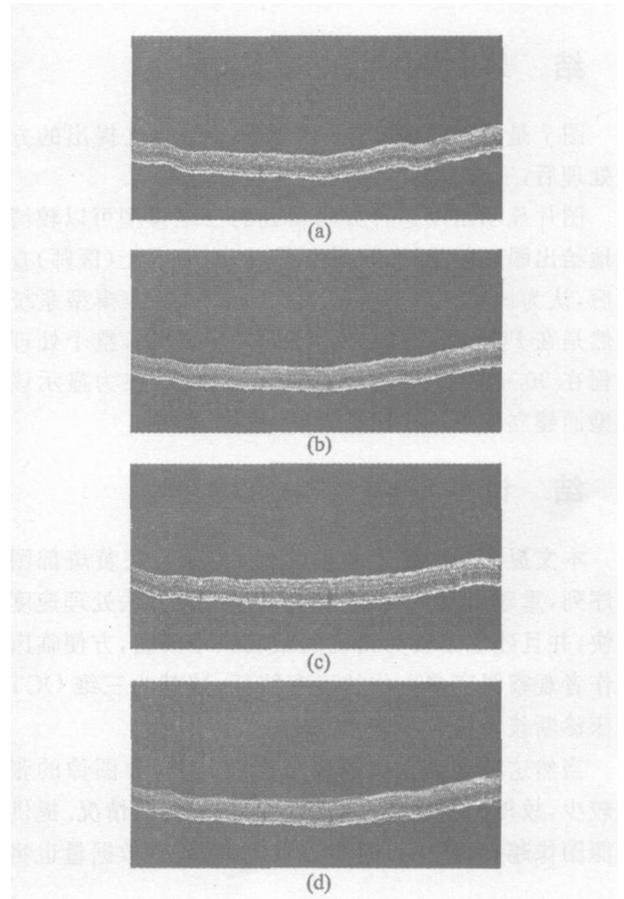


图 6 用改进的线性插值算法得到的层间插值效果

(a) 已知的前图; (b) 用改进的线性插值得到的中间图; (c) 已知的后图; (d) 用线性插值算法得到的中间图

Fig. 6 The result of intermediate interpolation by using the improved linear interpolation arithmetic

尽可能多的信息用于临床, 本文采用基于光线投射法的体绘制算法, 重建在 PC 机和 Windows 平台上进行, 并使用 VTK^[6] 工具包来建立显示系统. 如前文所述, OCT 眼底图像只处于上下表面间, 而我们希望得到一个比较逼真立体的眼底三维形态, 因此需要将除眼底之外的黑色部分设置为透明, 解决方法是赋予这部分像素点同一个特殊的像素值, 再将这个特殊值的透明度设为 0.

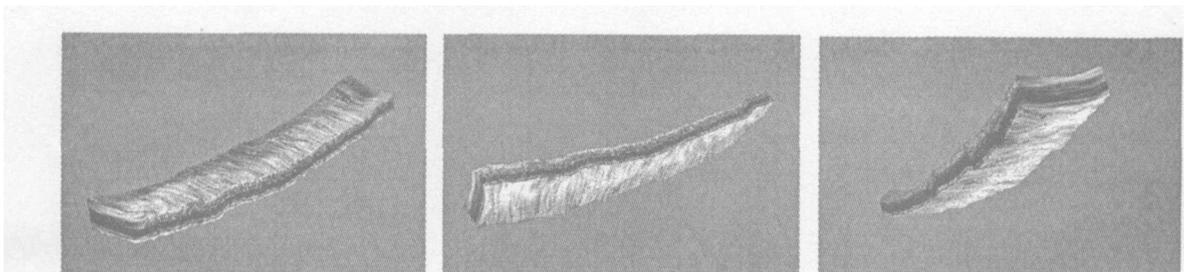


图 7 OCT 黄斑图像三维重建后的结果

Fig. 7 The result of 3D reconstruction based on OCT macula images

2 结 果

图 7 是同一眼底 OCT 图像序列用本文提出的方法处理后, 三维成像的不同角度观察的效果。

图片显示出用这种方法得到的三维模型可以较清晰地给出眼底的结构, 极具立体感。专业人士(医师)查看后, 认为该模型形象逼真, 较为精确。且该模型系统虽然是在 PC 机上建立的, 但处理速度较快, 整个处理过程在 90 s 内完成, 显示速度也很快, 可在为显示该模型而建立的系统中快速转动、放大、缩小。

3 结 论

本文提出并实现了一种基于 OCT 眼底黄斑部图像序列, 重建出眼底三维模型的方法。该方法处理速度较快, 并且建立了较为精确的眼底三维模型, 方便临床工作者观察眼底多方位的形态特征, 这就为三维 OCT 临床诊断技术提供了研究基础。

当然这种方法得到的模型存在缺陷, 源图像的张数较少, 故得出的模型不能最好的反映实际情况。提供的源图像越多, 结果将越接近现实, 但同时数据量也将

增大, 处理速度和显示速度也会变慢, 而临床诊断实时性要求较高, 因此还需解决数据量较大的问题, 这也是本研究进一步探索的地方, 希望通过改进能为眼科诊断提供一种新的检查手段。

参考文献:

- [1] 杨文利, 王兰, 胡士敏. 常见眼底疾病的计算机辅助三维超声诊断检查特征[J]. 中华眼底病杂志, 2005, 21(6): 381-383.
- [2] 刘新文, 王惠南. 提高 OCT 分辨率的多 LED 合成新光源[J]. 南京航空航天大学学报, 2005, 37(4): 530-534.
- [3] 余锦华, 陈建华, 施心陵. 指纹图像的预处理[J]. 计算机工程与设计, 2004, 25(12): 2210-2212.
- [4] 罗述谦, 李响. 基于最大互信息的多模医学图象配准[J]. 中国图象图形学报, 2000, 5(7): 551-558.
- [5] 管伟光. 体视化技术及其应用[M]. 北京: 电子工业出版社, 1998.
- [6] 黄绍辉. 基于体素的国人脑图谱三维可视化关键技术研究[D]. 厦门: 厦门大学, 2002.

3D Reconstruction of the Macula Lutea Based on Optical Coherence Tomography Images

CAI H aip ing, WANG B o liang^{*}, JU Y ing

(Department of Computer Science, Xiamen University, Xiamen 361005, China)

Abstract: This paper was the primary study on 3D OCT (Optical Coherence Tomography) diagnosis technology. An approach was proposed to reconstruct a 3D model of macula based on OCT images. A segmentation method of mathematic morphology combining with grads and an image registration founding on mutual information was adopted, and then, a linear interpolation arithmetic improved was designed to get intermediate images, and finally, volume rendering method was used in 3D reconstruction. With this method, a 3D model of the macula was founded successfully in PC. The model, which has a rather smooth appearance and is quit exact, provides a good base for clinical applications later.

Key words: macula lutea; optical coherence tomography; linear interpolation arithmetic; 3D reconstruction