

CT, MR kesitleri ve dijital görüntüler kullanılarak tümörlerin belirlenmesi

Sedat DOĞAN*, **M. Orhan ALTAN**

İTÜ İnşaat Fakültesi, Jeodezi ve Fotogrametri Mühendisliği Bölümü, 34469, Ayazağa, İstanbul

Özet

Bu çalışmada CT, MR kesitleri ve dijital görüntüler kullanılarak, insan vücudunun 3-boyutlu modellerinin oluşturulması ve bu modellerle tümör gibi oluşumların konumlarının yüksek doğrulukta belirlenmesi sağlanmıştır. Çalışmada, hastanın kafasının CT, MR görüntüleri ve dijital fotoğrafları çekilmiştir. Bu görüntülerle hastanın hem beyninin hem de dış yüzünün 3-boyutlu hacim ve yüzey modelleri oluşturulmuş, oluşturulan modeller kontrol noktaları yardımıyla nesne koordinat sistemine dönüştürülmüştür. Dijital fotoğraflar kullanılarak hastanın yüzünün fotorealistik görüntüsü elde edilmiştir. Daha sonra tümör dokuları belirlenmiş ve tümörün konumu hesaplanmıştır. Bu işlemleri gerçekleştirmek için bir medikal görüntüleme ve fotogrametri yazılımı geliştirilmiştir.

Anahtar Kelimeler: 3D tıbbi görüntüleme, texture mapping, hacim kaplama, yüzey kaplama.

Detection of tumours by using CT, MR slices and digital images

Abstract

In this study, it's provided to reconstruct 3D models of a human body by using CT, MR slices and digital images and thus precisely finding locations of abnormalities such as tumors on these 3D models. Volume and surface rendering techniques have been used to construct 3D models of tissues. In this study, an application has been made to find the location of tumor cited on human brain. During the application some control points have been located on to the face of the patient and then her/his head has been scanned with CT and MR scanners. Digital images of the patient's head, have also been taken. By using CT and MR images, 3D models of both brain tissues and outer face surface have been constructed. These models have been transformed to object coordinate system by using control points. On the other hand, by using digital photographs of patient's head, photo-realistic visualization of the 3D face model has been obtained by texture mapping. Finally, tumor has been detected and its location has been obtained. In order to realize above works, medical imaging and photogrammetry software has been developed. This software has been coded with Borland C++ Builder. Furthermore, open source VTK C++ libraries, which supports OpenGL have been used and when required, VTK's functions have been modified.

Keywords: 3D medical imaging, texture mapping, volume rendering, surface rendering.

*Yazışmaların yapılacağı yazar: Sedat DOĞAN. sedatdo@samsun.omu.edu.tr; Tel: (362) 457 60 00 dahili: 2767.

Bu makale, birinci yazar tarafından İTÜ İnşaat Fakültesi'nde tamamlanmış olan "CT, MR kesitleri ve dijital görüntüler kullanılarak dokuların üç boyutlu modellerinin oluşturulması ve değerlendirilmesi" adlı doktora tezinden hazırlanmıştır. Makale metni 18.03.2003 tarihinde dergiye ulaşmış, 25.04.2003 tarihinde basım kararı alınmıştır. Makale ile ilgili tartışmalar 31.12.2003 tarihine kadar dergiye gönderilmelidir.

Giriş

Günümüzde, tıp dünyasında bir çok hastalığın tanısında, tedavi sürecinde ve gerektiğinde cerrahi operasyonlarda hasta dokuların görüntülerinden yararlanılır. Görüntüleme için farklı teknikler kullanılır. Bunlara örnek olarak CT, MR, NMR ve Ultrasound görüntüleme teknikleri verilebilir. Her bir yöntemde farklı donanımlar ve farklı fiziksel ve matematiksel modeller kullanılır. Bu görüntüleri tam otomatik olarak yorumlayabilen sistemlerin henüz geliştirilememiş olması nedeniyle, yorumlar daha çok görüntüleri yorumlayan radyoloji uzmanları ya da klinik hekimlerinin bilgisi ve deneyimlerine bağlı olmakta bu da yanlış bir değerlendirmeye yol açmaktadır. Radyoloji uzmanları kesit görüntülerini doğru olarak yorumlasalar bile, tedaviyi yapacak olan klinik hekimleriyle 2-boyutlu görüntüleri kullanarak yeterince bilgi alışverişi yapamamaktadırlar. Ayrıca, gerek radyoloji uzmanları gerekse tedaviyi yapacak olan hekimler, şüpheli dokuların konumlarını tam olarak belirleyememektedirler (Ney vd., 1990). Özellikle de cerrahi operasyonlardan önce ve operasyon esnasında hastalıklı dokuların yerlerinin tam olarak belirlenmesi ihtiyacı ortaya çıkmaktadır. Bunun için dokuların; genel bir ifadeyle insan vücudunun 3-boyutlu modellerinin oluşturulması gerekmektedir.

CT ve MR tarayıcılarından elde edilen görüntü verileri genelde 2-boyutlu görüntü formatında görüntülenmektedir. 2-boyutlu görüntüler genel olarak tanı için yeterli olsalar da, dokuların 3-boyutlu anatomik yapıları hakkında uzman olmayanlara yeterli fikirler verememektedir. Bu konuda eğitim almış radyoloji uzmanlarının çoğu 2-boyutlu kesitlere baktıklarında, mantıksal olarak dokuların 3-boyutlu doğasını hayal edebilseler bile, dokuların 3-boyutlu yapısı hakkında oluşturdukları imge ve yorumları kolay bir şekilde tedaviyi yapacak hekimlere aktaramamaktadırlar (Ney vd., 1990). Halbuki dokuların 3-boyutlu modelleri oluşturulduğunda, dokuların anatomisini uzman olmayanlar bile kolayca anlayacaktır. Bunların yanısıra, 3-boyutlu görüntüleme ile dokuların hacimlerinin, alanlarının ve birbirlerine olan uzaklıklarının ölçülmesi ve tümörlerin tam olarak konumlarının belirlenmesi de mümkün olacaktır.

Bu çalışmada, CT, MR görüntüleri kullanılarak 3-boyutlu hacim ve yüzey kaplama için kullanılan bütün teknikleri bir araya getiren etkin bir medikal görüntüleme yazılımı geliştirilmiştir. Bu sisteme ayrıca, fotogrametri modülü de eklenerek tıbbın gerek duyduğu ihtiyaçların büyük bölümünün karşılanması sağlanmıştır. Söz konusu sistemde ayrıca, 2-boyutlu dijital görüntüler olan CT ve MR kesitlerinin bölümlenmesi ve sınıflandırılmasını (segmentation and classification) sağlayan etkin fonksiyonlar sunulmuştur. Gerektiğinde kesit görüntülerinin filtrelenmesi, düzeltilmesi, onarılması ya da görüntülerin iyileştirilmesi amacıyla uygulanan ön işleme tekniklerini sunan görüntü işleme fonksiyonları da sağlanmıştır. Bütün bu sistem, Borland C++ Builder programlama dili kullanılarak geliştirilmiş, ayrıca, OpenGL standartlarını sağlayan açık kod VTK C++ kütüphaneleri de kullanılmıştır.

Geliştirilen yazılımda, dokuların 3-boyutlu modellerinin oluşturulması için hacim ve yüzey kaplama teknikleri kullanılmıştır. Hastanın dış yüzünün yüzey modelinin fotorealistik olarak görüntülenmesi için dijital fotogrametri ve doku haritalama teknikleri kullanılmıştır.

3-boyutlu modellerin oluşturulması

3-boyutlu verilerin görüntülenmesi için genellikle iki farklı teknik kullanılır: Hacim kaplama ve yüzey kaplama teknikleri. Nesnelerin görüntüleri, nesne yüzeylerinin ışıkla etkileşimi sayesinde oluşur. Bunun yanısıra yüzeyi saydam olan yani, ışığı geçiren nesnelere de vardır. Örneğin; sis, duman, cam vs. gibi nesnelere ışığı geçirirler. Bu tür saydam nesnelere, ışığın kendi yüzeyleriyle etkileşimleri ile modellenemezler. Bunun yerine bu nesnelere, iç yapılarının ışıkla etkileşimi yoluyla modellenirler. Buradan anlaşılacağı gibi, nesnelerin modellenmesi için iki farklı durum ortaya çıkmaktadır. Nesnelerin yüzey etkileşimleriyle modellenmesi ve nesnelerin iç özelliklerinin modellenmesi. Bu iki durum sırasıyla yüzey ve hacim kaplama teknikleri olarak adlandırılır.

Yüzey kaplama

Gerçek nesnelerin yüzeyleri, matematiksel bakış açısıyla, sürekli fonksiyonlar olarak düşünülmür.

Sadece düzgün geometriye sahip olan nesnelere kesin fonksiyonlarla ifade edilebilirler. Örneğin; küre, elipsoid, düzlem gibi geometrik şekle sahip yüzeyler matematiksel fonksiyonlarla ifade edilebilirler. Düzensiz geometriye sahip yüzeyler ise kesin fonksiyonlarla ifade edilemezler. Bunun yerine bu yüzeyler küçük yüzey elemanlarıyla tanımsal olarak ifade edilirler. Yüzey modeli oluşturmak için kullanılacak yüzey elemanlarını tanımlayan yüzey modelinin, gerçek yüzeyi en iyi yaklaşıklıkla ifade edebilmesi için yüzeyi tanımlayan sınırlı sayıda noktanın, yüzeyin karakteristik özelliklerini en iyi şekilde temsil etmesi gerekir. Bu nedenle, yüzey modeli oluşturmak için öncelikle nesnelere sınırlarının bulunması gerekir. Nesnelere sınırlarının ve şekillerinin bulunması için görüntü bölümlenme (image segmentation) teknikleri kullanılır. Görüntü bölümlenme işleminden sonra, yüzey noktaları eş yüzeylerin (isosurfaces) çıkarılması yoluyla belirlenir. Eş yüzeylerin çıkarılması için kullanılacak eş yüzey değeri (isovalue), görüntü bölümlenme işlemi sonucunda nesne yüzeyinin sabit bir renkle etkilenmesi yoluyla elde edilir. Eş yüzey değeri belirlendikten sonra, bu değere eşit olan yüzey noktaları enterpolasyon yöntemi ile bulunur. Enterpolasyon sonucunda çıkarılan yüzey noktaları, üçgen gibi poligonal ilkelerle birbirine bağlanırlar. Poligonal temsili elde edilen yüzey modeli, bilgisayar grafikleri teknikleri ile renklendirilip ışıklandırılarak görüntülenir.

Eş yüzeylerin çıkarılması için farklı teknikler kullanılabilir. Bu çalışmada, eş yüzeylerin çıkarılması için marching cubes algoritması kullanılmıştır (Schroeder vd., 1997). Marching cubes algoritması; üçgenlerle temsil edilen klasik yüzey algoritmalarını, gri düzey gradyanları ile hesaplanan yüzey normallerini de kullanarak daha da etkin hale getiren bir yaklaşımdır. Bu yaklaşımda, bir vokselle hücrenin nesnenin içinde ya da dışında oluşuna göre belirlenen durumlara göre, vokselle hücrenin oluşturduğu kübün içine dörde kadar sayıda üçgen yüzeyler yerleştirilir. Daha sonra, üçgenlerin köşe noktalarındaki yüzey normalleri hesaplanır. Yüzey normalleri, küplerin kenarlarındaki gri düzey gradyanlarının lineer enterpolasyonu ile hesaplanır. Bu şekilde yüzey normalleri de hesaplanmış olan poligonal yüzey, gölgelendirme

modelleri ile gölgelendirilebilir. Bunun için örneğin Phong gölgelendirme tekniği kullanılabilir (Schroeder vd., 1997; Ney vd., 1990; Lorensen ve Cline, 1987).

Hacim kaplama

Hacim kaplama amacıyla kullanılan temel yöntemler, görüntü sıralama ve nesne sıralama olmak üzere iki ana yaklaşımla gerçekleştirilir. Görüntü sıralama yönteminde, her vokselde geçen ışınlar hacim boyunca izlenerek vokselin değeri belirlenmektedir. Nesne sıralama yönteminde ise; hacim, arkadan öne ya da önden arkaya doğru gidilerek, nesnelere ait vokseller işlenmektedir. Bunlardan başka, ne görüntü sıralama ne de nesne sıralama olarak adlandırılacak başka hacim kaplama yöntemleri de vardır. Örneğin, hem görüntüde hem de hacim verilerinde bir ışının aynı anda izlenmesiyle yapılan hacim kaplama ya da frekans uzayında yapılan hacim kaplama teknikleri yukarıda bahsedilen iki gruba da girmez, (Schroeder vd., 1998).

CT ve MR verilerinin hacim kaplama yöntemi ile modellenmesi işlemi genel olarak altı adımda gerçekleştirilir. Bunlar; (Tiede vd., 1990).

- Hacim oluşturma (vokselleri oluşturma),
- Sınıflandırma,
- Yüzey tanımlama,
- Geometrik dönüşümler,
- Gölgelendirme ve
- İzdüşüm görüntüsünü oluşturma

adımlarıdır. Yukarıdaki adımlardan yüzey tanımlama ve gölgelendirme adımları, hacim kaplama tekniklerinde seçimlidir. Yani isteğe bağlı olarak bu adımlar atlanabilir. Bu adımlar atlandığında hacim kaplama işlemi oldukça hızlı olur. Ancak, bir tıbbi görüntüleme sistemi bu iki adımı da hacim oluşturmak için seçimlik olarak sunmalıdır. Çünkü, örneğin CT kesitleri ile oluşturulan bir hacim modelinde kemik dokuları gölgesiz hacimde daha iyi görülürken, yumuşak dokular gölgeli hacim modellerinde daha etkin görüntülenmektedir.

Görüntü sıralama yöntemiyle hacim kaplama işlemine ışın izleme yöntemi (ray casting) adı da

verilir. Bu yöntemde hacim verilerine belli bir noktadan bakıldığı varsayılır. Bu bakış noktasını matematiksel olarak ifade etmek için, bu noktaya bir kamera konduğu ve hacim görüntüsünün kameranın resim düzlemine izdüşürüldüğü varsayılır. Sonuçta ekrandaki görüntü, kameradaki pozitif izdüşürülmüş görüntü olur. Bu sayede hacme hem perspektif geometriyle bakmak hem de paralel izdüşümle ortografik bakış yapmak mümkün olur. Kameranın konumuna göre, görüntü düzleminden hacme doğru hacimden geçecek şekilde ışınlar gönderilir. Işınlar boyunca tanımlanan bir fonksiyona göre görüntü düzlemindeki piksellerin piksel değerleri (skalar) hesaplanır. Işın fonksiyonuna göre ışın izleme tekniği, maximum intensity projection (MIP), average intensity projection (AIP) gibi farklı türlere sahiptir, (Schroeder vd., 1998).

Nesne sıralama yaklaşımı ile hacim kaplama yöntemlerinde, veri kümesi içindeki vokseller, kamera parametreleri ile yeniden düzenlenir. Alfa birleştirme (Alpha composite) yöntemi kullanıldığında, doğru sonuçların elde edilebilmesi için voksellerin önden arkaya ya da arkadan öne doğru sırayla izlenmesi gerekir. Bu durumda, her vokselin saydamlık değerleri kullanılan alfa kanalına göre daha doğru bir şekilde belirlenecektir. Alfa değerlerini birleştirmek için grafik donanım kullanılırsa, arkadan öne doğru sıralama daha çok tercih edilir. Çünkü, arkadan öne doğru yapılan sıralamada, grafik adaptörün tampon belleğinde, alfa bit değerlerine gerek kalmadan, alfa katlama işlemi yapılabilmektedir (Schroeder vd., 1998)

MIP ya da ortalama yoğunluk ışın fonksiyonu ile yapılan ışın izleme işlemlerinde, herhangi bir yönde sıralama yapılabilir. Bu nedenle, MIP tekniği, nesne sıralama değil görüntü sıralama yaklaşımına dahil edilir.

CT, MR görüntülerinin bölümlenmesi

Bölümlenme işlemi, bir görüntüdeki ya da hacimdeki piksellerin sınıflandırılması işlemidir. Dokuların 3-boyutlu modellerinin oluşturulması için, bu dokuların sınırlarının bütün görüntüler üzerinde diğer dokulardan ayırt edilmesi gerekir. Sınırlar bulunduktan sonra, sınırlar içinde kalan

ve ilgili dokuya ait olan görüntü bölgelerine sabit bir gri-düzey ya da renk değeri atanır. Bu sabit değeri sadece bu dokuyu temsil eder.

Yüzey oluşturma işleminde, sabit etiket değerleri eşyüzey değeri olarak kullanılabilir. Hacim kaplamada ise, dokuların iç özellikleri de önemli olduğundan, her vokselin ayrı ayrı saydamlık değerlerinin hesaplanmasına da gerek vardır. Bunun yanı sıra, farklı dokulara ait voksellerin farklı renklerde görüntülenmesi de gerekir. Bu amaçlar için de görüntü bölümlenme sonuçları kullanılabilir. Bu çalışmada üç farklı görüntü bölümlenme yaklaşımı kullanılmıştır. Bunlar; etkileşimli histogram eşikleme, kontur bölümlenme ve manuel bölümlenmedir.

Etkileşimli histogram eşikleme

Görüntü bölümlenmenin en basit şekli histogram eşikleme yöntemidir. Bu yöntemde, görüntü histogramları kullanılarak olası eşik değeri bulunur. Bu eşik değerlerinden yukarı veya aşağıda bir değere sahip olan piksellere sabit bir değeri atanır, (Gonzalez, 1987). Böylece sonuçta binary bir görüntü elde edilir. Bu çalışmada, histogram eşikleme yönteminin yanı sıra, benzer bir yaklaşım kullanılarak interaktif bölümlenme yapan fonksiyonlar geliştirilmiştir. Buna göre programda kaydırma çubukları kullanılmıştır. Bu çubukların değeri değiştirildikçe bu değere göre aynı anda görüntü bölümlenmekte ve bölümlenen görüntü ekranda gösterilmektedir. Kullanıcı en iyi bölümlenme sonucunu elde ettiğini gördüğü anda bölümlenme işlemi biter. Kullanıcı isterse, bölümlenme hatalarını elle düzeltebilir. Elle düzeltmenin yanı sıra, bölümlenme hatalarını otomatik olarak ayıklamak için piksellerin birbirine bağlantıları analiz edilerek, küçük parçalar silinebilmekte ve istenirse morfolojik filtrelerle etiketlenmeyen alanlar da doldurulabilmektedir (Doğan ve Altan, 2002).

Kontur bölümlenme

Bu yöntemde bir dokunun olası sınır piksel değeri histogram analizi ile seçilmekte ve bu seçilen değeri kontur değeri kabul edilerek, görüntüdeki bu değere sahip konturlar otomatik olarak çizdirilmektedir, (Gonzalez, 1987), (Teuber, 1993). Aynı değere sahip olup da, ilgilenilen dokuyla ilgisi olmayan konturlar elle silinebilmektedir.

Manuel (elle) bölümleme

Bölümlenecek dokunun sınır çizgileri mouse ile nokta nokta işaretlenir. Doku, elle çizilen sınır çizgileri ile bölümlenir. Manuel bölümleme, en duyarlı bölümleme yöntemidir. Ancak, bu yöntem çok zaman alıcıdır.

Bu çalışmada, hacim oluştururken, voksellerin renk ve saydamlık düzeylerini belirlemek için transfer fonksiyonları kullanılmıştır. Bu fonksiyonlar, vokselleri sınıflandırmak için kullanılmıştır. Kullanıcı, renk ve saydamlık transfer fonksiyonlarını değiştirdikçe, ekrandaki hacim modeli de bu değişiklikleri anında yansıtmaktadır. İstenilen görüntü oluştuğunda, örneğin tümörün görüntüsü oluştuğunda, tümörü temsil eden vokseller diğerlerinden ayrılmış demektir. Bu sayede hacim vokselleri bölümlenmiş ve sınıflandırılmış olmaktadır.

Fotorealistik yüz modelinin elde edilmesi

Oluşturulan yüzey modelleri, ışıklandırma ve gölgelendirme teknikleriyle ve sahte renklerle görüntülenebilir. Bu çalışmada geliştirilen sisteme, hastanın 3-boyutlu katı yüz modelini, fotorealistik olarak gösterebilen fonksiyonlar eklenmiştir. Bunun için hastanın dış yüzünün resimleri dijital fotoğraf kamerası ile çekilmiş ve çekilen bu resimler oluşturulan katı yüz modeline gerçeğe uygun şekilde yapılandırılmıştır. Bilgisayar grafikleri literatüründe bu işleme genel olarak doku haritalama (texture mapping) adı verilir (Shirman ve Kamen, 1997). Fotoğraf detaylarının, yüzeyi oluşturan üçgen poligonlar üzerine tam anlamıyla istenilen şekilde yerleştirilebilmesi için, yüzeydeki üçgenlerin köşe noktalarının koordinatları ile dijital resimler üzerinde bu köşelerin karşılık geldiği piksellerin resim koordinatlarının hesaplanması gerekir. Daha sonra da, üçgenlerin içine resimdeki karşılık gelen üçgenlerin içindeki piksellerin renkleri çizdirilir (Watt ve Watt, 1992). Ölçeklerin farklı olması nedeniyle model ve resimdeki karşılıklı üçgenlerin alanlarının birbirine eşit olamayacağı açıktır. Bu durumda, resimdeki piksellerin hepsinin bire-bir modelde karşılığı bulunmaz. Bu nedenle, hangi piksellerin modelde çizileceğini belirlemek için ya da başka bir ifadeyle modeldeki üçgen alanı içindeki piksellerin renklerinin ne

olacağıının bulunması için, gri-düzyey ya da renklerin yeniden örneklenmesi gerekir. Bunun için de enterpolasyon teknikleri kullanılır.

Doku haritalaması yapılmış bir model ekranda görüntülenirken, modelin doku renkleri, gölge ve ışık denklemleriyle bütünleştirilerek yansıma ve gölge efektleri ile birlikte görüntülenebilirler. Bunlar için gerekli olan hesaplar çok fazla olduğundan ve oldukça zaman alıcı işlemler olduğundan, bu işlemler grafik donanımına eklenen çiplerle gerçekleştirilir. Bu çiplerin çoğu OpenGL kütüphanesindeki ışık ve gölge modellerini hesaplayacak şekilde programlanmıştır. Bu çipleri kullanabilmek için grafik sürücülerini OpenGL fonksiyonlarını kullandıran API (Application Programming Interface) fonksiyonlarını sunarlar (Hill, 2000). Programcılar bu API'leri kullanarak oluşturdukları modellere gölge ve ışıklandırma etkilerini kendileri kod yazmadan ekleyebilirler. Benzer şekilde, doku haritalama yapılmasını sağlayan olanaklar da OpenGL ile sunulmuştur. Bunun için programcıların OpenGL'in sınırlı olanaklarına uygun olacak şekilde doku koordinatlarını kendilerinin hesaplaması gerekir. Hesaplanan bu koordinatların da OpenGL'e uygun olacak şekilde yorumlanması gerekir.

Bu çalışmada, doku koordinatlarını elde edebilmek için birkaç değişik ve de etkin yöntem kullanılmıştır. Bunlardan birisi, fotogrametrik kolinearite eşitlikleri ile model ve resim koordinatları arasındaki ilişki ile doku koordinatlarının bulunmasıdır. İkinci yol ise, model ve resim koordinatları arasındaki ilişkinin 3-boyutlu (uzay) Affine dönüşümü ile modellendirilmesi yöntemidir.

Yukarıda bahsedilen iki yöntemden farklı olarak, dış yüzün nokta bulutu (point cloud) şeklinde, tamamen fotogrametrik yöntemlerle oluşturulması ve renklendirilmesi esasına dayanan üçüncü bir yöntem daha vardır. Bu yöntemde, iç ve dış yöneltmesi yapılan görüntüler kullanılarak, resimler üzerinden otomatik görüntü eşleştirme tekniği ile çok sayıda nokta çiftinin resim koordinatları ölçülür. Bunun için yaklaşık 40,000 kadar nokta çifti ölçülmelidir. Otomatik görüntü eşleştirme için resimler üzerinde eş noktaların ayırt edilmesini sağlayan ve aralarında

yüksek korelasyon bulunan ton değişimlerine (ya da doku/texture) gereksinim duyulur. Bu amaçla, resim çekilirken resmi çekilecek nesne yüzeyine yapay doku projekte edilir. Eşleştirme sonucunda resim koordinatları ölçülen noktaların, 3-boyutlu nesne koordinatları yine otomatik olarak kolinearite eşitlikleri kullanılarak hesaplanır. Her noktanın renk değerleri de ayrıca bellekte depolanır. Sonuçta elde edilen 3-boyutlu noktalar, nokta bulutu şeklinde 3-boyutlu görüntüleme teknikleriyle görüntülendiğinde noktalar sanki yüzeymiş gibi görünür (D'apuzzo, 1998; D'apuzzo, 2001; Jansa vd., 1999). Bu kadar çok sayıda işlemin yapılmasını sağlayan grafik donanım bulunmamaktadır. Bu nedenle böyle yoğun hesapların kısa sürede yapılabilmesi için paralel işlemciler gereksinim duyulur.

Yukarıda özetle anlatılan işlemlerin gerçekleştirilmesi için hastanın yüzüne kontrol noktaları yerleştirilmelidir. Bu noktalar sadece fotogrametrik değerlendirmeler için değil dokuların konumlarının bu noktaların tanımlı olduğu koordinat sisteminde belirlenmesi için de gereklidir. Bu çalışmada, plastikten yapılmış küre şeklinde kontrol noktaları kullanılmıştır.

Ek parametrelerle demet dengelemesi

Çalışmada, metrik olmayan dijital kamera kullanıldığı için, fotogrametrik değerlendirme yapılabilmesi için kameranın kalibre edilmesi gerekmektedir. Kalibrasyon işlemi, ışınların yeniden oluşturulması için gerekli olan parametrelerin, eldeki ölçüler ve öncül bilgilerle hesaplanması işlemi olarak tanımlanabilir (Remondino, 2000). Kalibrasyon işlemi, kameranın performansını en iyi şekilde tanımlayabilmek için gerekli olan parametrelerin belirlenmesi sürecini de içerir. Fotogrametride kullanılan kamera modelleri genelde kolinearite şartına dayanır. Kolinearite şartının yanısıra iç yöneltme, mercek ve diğer distorsiyon etkilerinin modellenmesi için ek parametreler de kullanılır. Bu çalışmada kamera kalibrasyonu, referans noktaları kullanılarak demet dengelemesiyle self kalibrasyon tekniği ile yapılmıştır. Bunun için hastanın yüzüne yerleştirilen kontrol noktaları ve resimden ölçülen bağlantı noktaları kullanılmıştır. Kontrol noktalarının koordinatları jeodezik yöntemlerle ölçülmüştür.

Demet dengelemesi için gerekli resim koordinatlarının ölçülmesi

Dengeleme hesabının yapılabilmesi için hem kontrol noktalarının resim koordinatları hem de bağlantı noktaları ölçülmelidir. Bunun için ilk resimden bir noktanın koordinatı ölçülünce, diğer resimlerden aynı noktanın karşılığının çok doğru bir şekilde ölçülmesi gerekir. Resimler arasında dönüklük ve ölçek farkları olması nedeniyle bu noktaları elle kullanıcının ölçmesi bazen sorunlar çıkarabilir. Bu tür sorunları gidermek için ilk resimden seçilen noktanın karşılığının diğer resimlerden otomatik olarak bulunmasını sağlayan yöntemler geliştirilmiştir. Bu yöntemlere görüntü eşleştirme (image matching) adı verilir. Görüntü eşleştirme problemi, bir resimden seçilen bir bölgenin diğer resimlerdeki karşılığının bulunması problemi şeklinde de tanımlanabilir (Gruen, 1985; Gruen, 1998; Doğan ve Altan, 2001).

Sayısal görüntü eşleştirme için kullanılan ilk teknikler çapraz korelasyon hesabı esasına dayanmaktadır.

İki resim arasında ölçek farkının büyük olması durumunda çapraz korelasyonla görüntü eşleştirme yöntemi doğru çözümü üretmez. Bunun yerine, iki resim arasındaki ölçek farklarını da modelleyen "adaptive least squares matching" (ALSM) yöntemi şu anda kullanılan en etkin yöntemdir. Bu yöntem, eşleştirme anında iteratif dengeleme adımlarında ana pencerenin ölçeğini ve konumunu kendi kendine değiştirdiğinden adapte olan anlamında "adaptive" ön ekiyle adlandırılmıştır. Bu çalışmada, ALSM tekniği ile görüntü eşleştirme fonksiyonları da yazılmıştır.

Üç boyutlu affine dönüşümü

Çalışmada, doku koordinatlarını elde etmek için ayrıca 3-boyutlu Affine dönüşümü de kullanılmıştır. Bunun için 3-boyutlu model koordinatları 2-boyutlu resim koordinatlarına Affine dönüşümü ile dönüştürülmüştür. Dönüşümün yapılabilmesi için, resim koordinatlarının üçüncü boyutu z, bütün noktalar için sıfır kabul edilmiştir. Bu sayede, matematiksel olarak 3-boyutlu Affine dönüşümü yapılabilmiştir. Model ile doku haritalama amacıyla kullanılan resim arasında,

koordinat eksenleri yönünde ölçekler farklı olduğu için Affine dönüşümü kullanılmıştır. Dengeleme işlemi için, dönüşüm matrisinin elemanları üç eksen yönündeki λ_x , λ_y , λ_z ölçek faktörleriyle çarpılmış ve matrisin elemanları bu çarpma işleminden sonra bilinmeyen olarak seçilmiştir.

Üç boyutlu benzerlik dönüşümü

Çalışmada, model koordinatlarının nesne koordinatlarına dönüştürülmesi için 3-boyutlu benzerlik dönüşümü kullanılmıştır. Bu durumda bilinmeyenler 3 dönüklük açısı, 3 öteleme ve 1 ölçek faktörü olacaktır. Bilinmeyenlerin yaklaşık değerleri tek anlamlı çözüm için gerekli sayıda nokta kullanılarak direkt çözümle elde edilmiştir. Bu yaklaşık değerler kullanılarak, model koordinatları hatalı ölçüler olarak varsayıp düzeltme denklemleri kurulmuş ve Gauss-Markoff modeli ile dengeleme yapılarak dönüşüm parametreleri bulunmuştur.

Doku haritalama (texture mapping)

Poligonal nesnelere üzerine resimlerin yapıştırılması işlemine doku haritalama (texture mapping) adı verilir. Bu yöntem, poligonal yüzeylerin gerçeğe daha yakın görünümde görüntülenmesi için gerekli olan detayları sağlar. Örneğin bir evin bir odasını gösteren küp şeklindeki bir poligonal modelin yan yüzeylerinin iç tarafına, odanın duvarlarının resmi yapıştırılabilir. Bu sayede odanın gerçekçi bir modeli elde edilmiş olur (Watt ve Watt, 1992).

Doku haritalamada iki tür bilgiye gereksinim duyulur. Birincisi doku haritası, diğeri ise doku koordinatlarıdır. Doku haritası, yüzeye yapıştırılacak resmi, doku koordinatları ise resmin yüzeyin neresine yapıştırılacağını belirleyen konum bilgileridir. Daha genel anlamda, doku haritalama işlemi, poligon yüzeyinin renklendirilmesi için kullanılan bir renk tablosu uygulaması (color lookup) olarak da ifade edilebilir (Schroeder vd., 1997). Doku haritaları ve doku koordinatları daha çok 2-boyutludur. Son zamanlarda 3-boyutlu doku haritaları ve doku koordinatları, hacim modellerinde kullanılmaya başlanmıştır. Bu çalışmada, 2-boyutlu görüntüler, 3-boyutlu yüzey üzerine yapıştırıldığından, problemin doğası gereği 2-boyutlu doku haritalama yöntemleri

kullanılmıştır. Doku haritalama sonucunda yüzeye yapıştırılan resimler, ışıklandırma ve gölgelendirme denklemleriyle de birleştirilebilir.

İki boyutlu doku koordinatları, bilgisayar grafikleri terminolojisinde (u,v) gösterimleri ile gösterilir. u ve v koordinatları (0,0) ile (1,0) arasında değişirler. u değeri görüntünün eni yönünde v ise yüksekliği yönünde tanımlanır. Başka bir ifadeyle, $0.0 \leq u \leq 1.0$ ve $0.0 \leq v \leq 1.0$ 'dır. Diğer taraftan (u,v)=(0.5,0.5) değeri, görüntünün yani doku haritasının tam orta noktasına karşılık gelir. Bu açıklamalara göre doku haritalama işlemi 3-boyutlu nesne koordinat sisteminin 2-boyutlu görüntü uzayına projekte edilmesi şeklinde tanımlanır (Watt ve Watt, 1992).

Doku haritalama işleminin aşamaları

Doku haritalama işlemi iki adımda gerçekleştirilir:

- Poligonal modelin köşe koordinatlarının (u,v) koordinatlarıyla ilişkilendirilmesi,
- Poligonların içlerinin doldurulması için (u,v) koordinatlarının enterpolasyonu ile poligon içlerindeki noktaların (u,v) koordinatlarının bulunması.

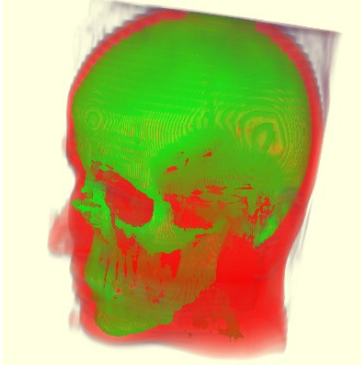
Bu çalışmada, fotorealistik yüz modelinin oluşturulması için (u,v) doku koordinatları, hem kolinearite eşitlikleri hem de 3-boyutlu Affine dönüşümü ile elde edilmiştir. Örnek görüntüler uygulama bölümünde verilmektedir.

Geliştirilen sistemle gerçek bir uygulama

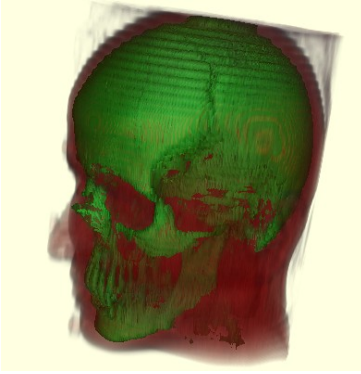
Bu bölümde, çalışmada geliştirilen sistemle gerçekleştirilen bir uygulamadan örnek görüntüler verilmiştir.

Hacim kaplama örnekleri

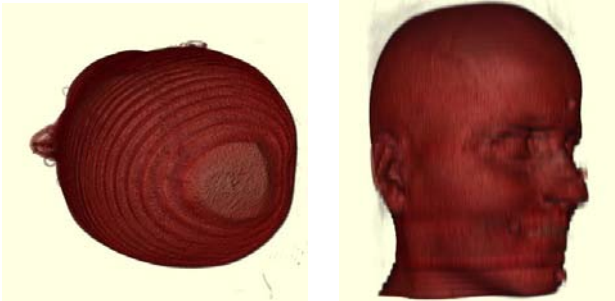
Bu bölümde öncelikle geliştirilen yazılımla oluşturulan hacim görüntülerine örnekler verilecektir. Hekimlerin kesit verilerini kullanarak dokuların iç kısımlarını hacim görüntüleri ile izlemeleri mümkündür. Şekil 1 ve şekil 2'de, alfa katlama ışın izleme (kompozit) yöntemiyle oluşturulmuş deri ve kemik doku görülmektedir. Deri dokusu saydam tanımlanmıştır. Şekil 3'te, deri modeli opak tanımlanmıştır.



Şekil 1. Deri ve kemik doku (gölgesiz)

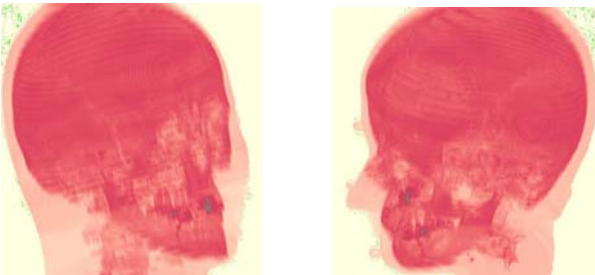


Şekil 2. Deri ve kemik doku (gölgeli)



Şekil 3. Opak deri modeli farklı açılardan

Şekil 4'te MIP yöntemiyle hacim kaplama örnekleri görülmektedir.

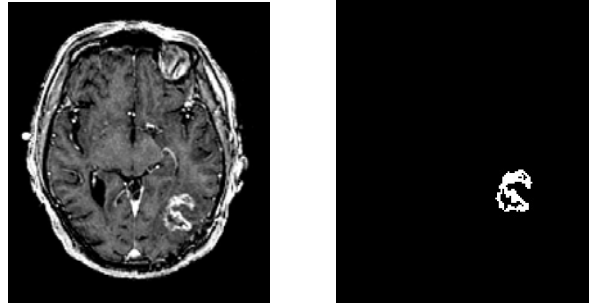


Şekil 4. MIP hacimleri (farklı açılardan)

Yüzeylerin oluşturulması ve tümörün belirlenip ölçülmesi

Bu bölümde, hastanın kafa dokularının yüzey modellerinin geliştirilen yazılımla nasıl oluşturulacağı ve analiz edileceği konusu gerçek örneklerle anlatılacaktır.

Her bir dokunun yüzey modelinin diğer dokuların yüzey modellerinden bağımsız olarak oluşturulabilmesi için, her bir dokuyu oluşturan bölgelerin CT ve MR kesit görüntülerinden birbirinden bağımsız olarak bölümlenip çıkarılması gerekir. Bunun için görüntü bölümlenme teknikleri kullanılır. Örneğin tümörün yüzey modelinin oluşturulabilmesi için, sadece tümörü oluşturan piksellerin bulunup, diğer bütün piksellerin silinmesi (ya da farklı bir renge boyanması) gerekir. Şekil 5'te, tümörün görüldüğü bir axial kesit ve tümörün bölümlenmiş hali görülmektedir.



Şekil 5. Tümörün bölümlenmesi

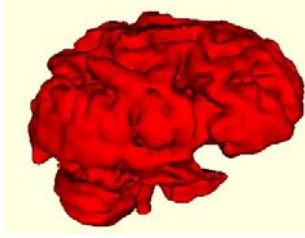
Şekil 6'da, tümör yüzeyi görülmektedir.



Şekil 6. Tümör yüzeyi

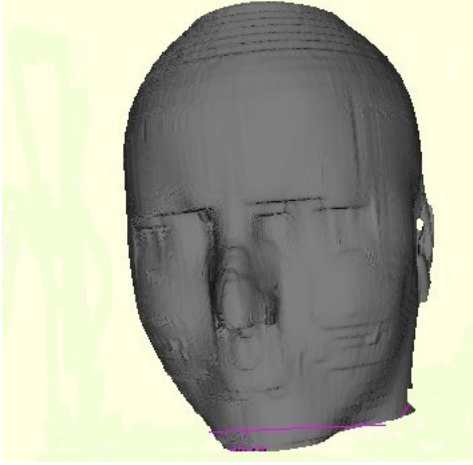
Tümör yüzeyini oluşturan bütün noktaların koordinatları liste halinde yazılımla görüntü-

lenebilmektedir. Tümörün yüzey alanı ve hacmi hesaplanabilmektedir. Yüzey modelleri istenen yerlerden kesilebilmekte ve istenen açılardan her türlü ışık koşullarında görüntülenebilmektedir. Şekil 7’de, beynin yüzey modeli görülmektedir.



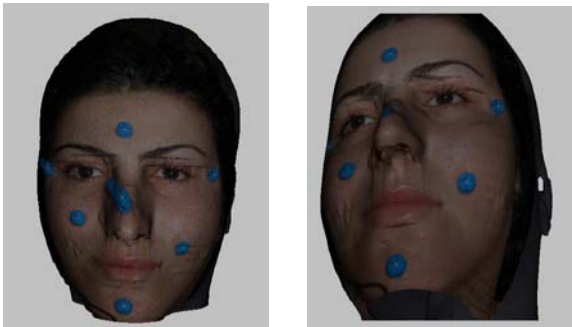
Şekil 7. Beyin yüzey modeli

Şekil 8’de hastanın yüzünün deri yüzey modeli görülmektedir.



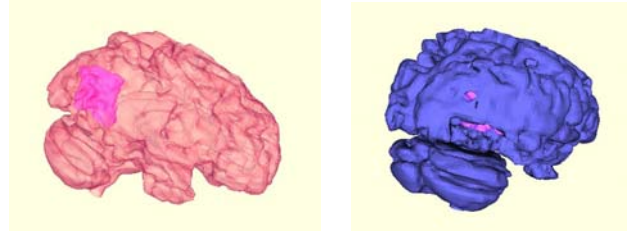
Şekil 8. Dış yüz modeli

Şekil 9’da ise, hastanın dış yüz modelinin doku haritalama sonucunda fotorealistik görüntüsü görülmektedir.



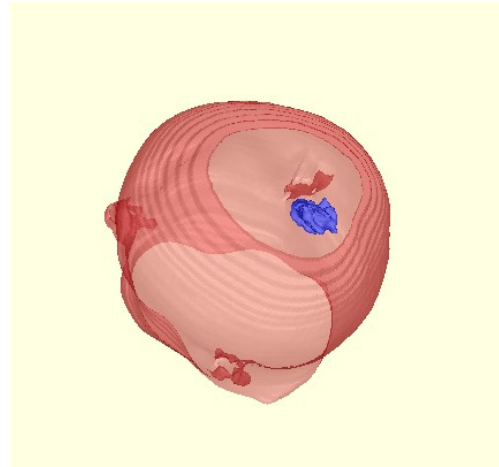
Şekil 9. Fotorealistik yüz modeli

Geliştirilen sistemde, tümör dokularını, farklı anatomik dokularla da birlikte görüntülemek mümkündür. Bu sayede, hekimlerin tümör dokusunun yeriyle ilgili daha iyi bilgilenmesi sağlanmaktadır. Şekil 10’da, beyin ve tümör birlikte görülmektedir. Solda beyin saydam tanımlanmıştır. Bu sayede tümör görülmektedir. Sağda ise beyin opak tanımlanmıştır.



Şekil 10. Beyin ve tümör (solda beyin saydam, sağda ise opak tanımlanmıştır.)

Şekil 11’de, deri yüzeyi ve tümör birlikte görülmektedir. Burada da deri yüzeyi saydam tanımlanmıştır.

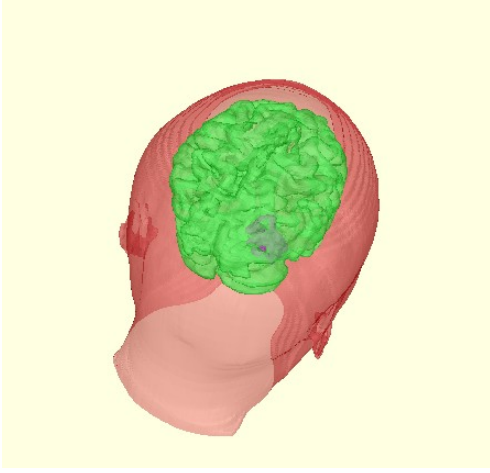


Şekil 11. Deri yüzeyi ve tümör

Şekil 12’de ise, deri yüzeyi, beyin ve tümör birlikte görülmektedir. Burada, deri yüzeyi ve beyin yüzeyi saydam tanımlanmış olup, tümör yüzeyi opaktır.

Buraya kadar verilen örneklerden başka, geliştirilen sistemde daha birçok etkin fonksiyonlar sunulmuştur. Yüzey veya hacim modelleri istenen yerlerinden kesilip kırılabilir. Geometrik işlemler sonucunda oluşan hatalar

hesaplanıp görüntülenebilmektedir. Dokuların birbirine göre konumları, hem koordinat bilgisi olarak hem de görsel olarak gösterilebilmektedir.



Şekil 12. Deri, beyin ve tümör yüzeyi

Sonuçlar

Bu çalışmada, tıbbi amaçlar için, CT, MR ve diğer medikal görüntüleme teknikleri kullanılarak hastalıkların ya da hasta dokuların konumlarının noktasal olarak duyarlı bir şekilde belirlenebileceği gösterilmiştir. Ayrıca tıbbi tanı, tedavi planlarının hazırlanması ve tedavi sürecinde fotogrametrik yöntemlerle bütünleştirilmiş 3-boyutlu görüntüleme sistemlerinin sayısız yararları olacağı da ortaya konmuştur. Böyle bir sistemle, tedavi planlaması aşamasında her türlü analizin yapılması olanaklıdır. Hekimler, dokuları istedikleri açılardan, istedikleri ölçeklerde izleyebilir ve her türlü ölçüyü duyarlı şekilde yapabilirler.

İnsan vücudundaki hastalıklı dokuların belirlenmesinden sonra yapılacak tedavi planlarının hazırlanması aşamasında ve tedavi sürecinde, böyle bir sistemle hastalığın zamanla değişimi de kolay bir şekilde izlenebilir. Bunun için tedavi sürecinde farklı zamanlarda çekilen görüntülerle oluşturulan 3-boyutlu modellerin, birbiriyle karşılaştırılması ve buna göre hastalığın seyri hakkında daha etkin yorumların yapılması kolay olacaktır.

Bu çalışmada, yukarıda sayılan kolaylıkları sağlayan bir sistem geliştirilmiş ve bu sistemde

bir uygulama gerçekleştirilmiştir. Sistemin duyarlılığı hem kontrol noktalarıyla hem de simülasyonlarla test edilmiştir. Ancak, bu sistemin tıp alanında kullanılabilmesi için eksikliklerinin giderilmesi ve yoğun bir test sürecinden geçirilmesi gerekir. Sistemin gerçek hayatta kolayca uygulanabilmesi için, özel olarak kontrol noktaları tasarlanmalı ve görüntülerin alınması sırasında hastanın kımıldamasını engelleyecek düzenekler yapılmalıdır. Hastanın dijital fotoğraflarının otomatik olarak çekilmesi için de en az iki dijital kameradan oluşan bir fotoğraf sistemi kurulmalıdır.

Dünyada 3-boyutlu tıbbi görüntüleme konusunda kullanılmakta olan sistemler çok pahalı sistemlerdir. Bununla beraber, bu sistemlerde fotogrametrik teknikler yeterince kullanılmamaktadır. Tıbbın farklı dallarında, özellikle diş hekimliği ve plastik cerrahi alanında dijital fotogrametri mutlaka kullanılmalıdır. Bu çalışmada, bu tür sistemlerin ülkemizin beyin gücüyle geliştirilmesinin hiç de zor olmayacağı konusunda cesaretlendirici sonuçlar alınmıştır. Ülkemizde bu tarz çalışmalara ciddi destek sağlanmalıdır. Bu sayede, ülkemiz hem bilimde daha ileri düzeylerde yer alacak hem de ülkemizin kaynakları daha etkin kullanılmış olacaktır.

Bu çalışmanın tıp doktorlarıyla birlikte kurulacak bir ekiple daha da geliştirilmesi yönünde çalışmalar planlanmaktadır. Gelecekte, dokuların otomatik olarak bölümlenmesi için yapay sinir ağlarının kullanılması düşünülmektedir.

Kaynaklar

- D'apuzzo, N., (1998). Automated Photogrammetric Measurement of Human Faces. *International Archives of Photogrammetry and Remote Sensing*, **B5**, 32, 402-407, Hakodate.
- D'apuzzo, N., (2001). Human Face Modelling from Multi Images. *Proc. of 3rd International Image Sensing Seminar on New Development in Digital Photogrammetry*, 28-29, Gifu.
- Doğan, S. ve Altan, O., (2001). Image Matching with Artificial Neural Networks. *4th Turkish-German Joint Geodetic Days*, 29-36, Berlin.
- Doğan, S. ve Altan, O., (2002). 3D Brain Volume and Surface Visualization with CT and MR

- Images for Diagnosis Abnormal Structures: Integration with Photogrammetric Techniques. *ISPRS Commision V Symposium*, 250-257, Corfu.
- Gonzalez, R., C., (1987). Digital Image Processing. Addison Wesley Publ.Comp, USA.
- Gruen, A. W., (1985). Adaptive Least Squares Correlation: A Powerful Image Matching Technique, *South African Journal of Photogrammetry Remote Sensing and Cartography*, **14**, 175-187.
- Gruen, A., (1998). DTM Generation and Visualization, *Symposium on Digital Photogrammetry*, V1-V16, Istanbul.
- Hill, F. S., (2000). Computer Graphics Using OpenGL, Prentice Hall Inc., USA.
- Jansa, J., Balazs, M., Öhrender, C. ve Rasse, M., (1999). A Videometric Set-up for Surface Determination of Human faces, *3rd Turkish-German Joint Geodetic Days*, 257-263, Istanbul.
- Lorensen, W., E., ve Cline, H., E., (1987). Marching Cubes: A High Resolution 3D Surface Construction Algorithm. *Computer Graphics*, **3**, 21, 163-169.
- Ney, D. R., Fishman E. K. ve Magid, D., (1990). Volumetric rendering of Computed Tomography Data: Principles and Techniques, *IEEE Computer Graphics ans Applications*, **17**, 24-32.
- Remondino, F., (2000). Investigation and Calibration of Digital Camera Sony DSC-F505 Cybershot, IGP, ETH, Zurich.
- Schroeder, W., Martin, K. ve Lorensen, W., (1997). The Visualization Toolkit An Object Oriented Approach to 3D Graphics, Prentice Hall PTR, New Jersey.
- Shirman, L. ve Kamen, Y., (1997). Fast and Accurate Texture Placement, *IEEE Computer Graphics and Applications*, **270**, 60-66.
- Teuber, J., (1993). Digital Image Processing, Prentice Hall, UK.
- Tiede, U., Hoehne, K., Bomans, M., Pommert, A., Riemer, M. ve Wiebecke, G., (1990). Investigation of Medical 3D-Rendering Algorithms, *IEEE Computer Graphics and Applications*, **17**, 41-53.
- Watt, A., ve Watt, M., (1992). Advanced Animation and Rendering Techniques. Addison-Wesley, USA.