

PAPER DETAILS

TITLE: ÜÇ BOYUTLU ÖRNEKSEL VERİDEN YÜZEY MODELİ ÜRETİMİ

AUTHORS: Ahmet ÖZKURT

PAGES: 27-36

ORIGINAL PDF URL: <https://dergipark.org.tr/tr/download/article-file/590847>



ÜÇ BOYUTLU ÖRNEKSEL VERİDEN
YÜZEY MODELİ ÜRETİMİ

*SURFACE MODEL EXTRACTION FROM
THREE DIMENSIONAL SAMPLED DATA*

Ahmet ÖZKURT

ÖZET/ABSTRACT

Bu çalışmada üç boyutlu örneklenmiş noktasal verilerden özellikle de medikal alanda MRI ve CT gibi medikal görüntüleme yöntemleri ile elde edilmiş hacimsel veriler kullanılarak ilgili alanların üç boyutlu yüzey modelleri çıkarılmıştır. Kullanılan yöntem "Marching Cubes" algoritmasıdır (Lorensen vd., 1987). Bu sayede büyük miktardaki ham verinin çok daha kısa zamanda ve etkileşimli olarak görüntülenmesi mümkün olmuştur. Çalışma özellikle medikal veri kümeleri üzerine yoğunlaşmış olmasına rağmen uzaklık ve lazer tarama yöntemleri ile alınmış tüm hacimsel mühendislik verileri üçgensel yüzeyler şeklinde modellenebilir.

In this study, three-dimensional surface models of volumetric sampled data especially three-dimensional MRI and CT image pages are extracted by using "Marching Cubes" algorithm (Lorensen vd., 1987). By using this method, it is possible to process and interactively display of large amounts of sampled raw data in very short times relative to direct visualization. Although the work has focused on medical datasets, most of engineering data in three-dimensional structure like range-data and laser scans can be easily modeled as triangular surface patches.

ANAHTAR KELİMELER/KEYWORDS

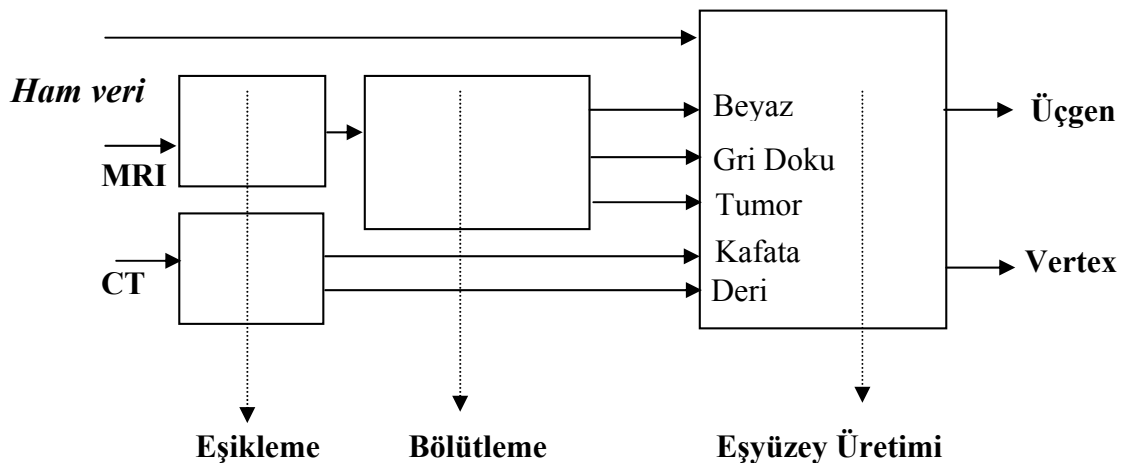
Üç boyutlu modelleme, Eşyüzey üçgenleme
Three-dimensional modeling, Isosurface triangulation

1. GİRİŞ

Günümüzde mühendislik ve biyomedikal alanlarla ilgili işaretler çok çeşitlilik göstermektedir. EKG gibi tek boyutlu sinyaller ve MRI (Magnetic Resonance Imaging) ve CT (Computed Tomography) gibi temel görüntüleme sistemlerinin ürettiği iki boyutlu görüntüler kolayca işlenebilmektedir. Bununla beraber gelişen işleme ve görüntüleme teknoloji ile 3 boyutlu hacimsel görüntülerin alınması veya iki boyutlu sistemlerden üçüncü boyutun üretilmesi de mümkündür. Veri alınması konusunda yeni çalışmalar bulunmasına rağmen bilimsel çalışmalar elde edilen verinin işlenmesi, daha etkileşimli ve özellikle hacimsel olarak görüntülenmesi ve bu verinin altında yatan gerçeklerin anlaşılması üzerine yoğunlaşmaya başlamıştır (Özkurt, 2001). Bu çalışma bilinen yöntemlerle elde edilen verinin daha etkin ve etkileşimli görüntülenmesi amaçlı bir çalışmadır. Çalışma özellikle tıp alanındaki kafatası ve beyin dokularını hedef almasına rağmen yaklaşımı tüm tıbbi ve benzer yapıdaki diğer mühendislik verilerine de uygulanabilir niteliktedir.

Bu çalışmada temel amaç, vücut bölgelerinin hacimsel bilgisini içeren MRI veya CT tabanlı işaretlerin üç boyutlu etkileşimli gösterimi için benzer yoğunluk yüzeylerinin, "Marching Cubes" yöntemiyle elde edilen üçgenler yoluyla belirlenmesidir (Lorensen vd., 1987). Bu sayede en küçük alan tanımı sağlayan üçgensel bölgelerin anatomik yapıya uygun olacak şekilde yerleştirilmesi yoluyla benzer özelliklerdeki ilgili bölge kapalı yüzeyler şeklinde elde edilmektedir. Bu yüzey bilgisi kullanılarak ilgili bölge poligon ve üçgen bazlı görüntüleyicilerle rahatlıkla bilgisayar ortamında yeniden oluşturulup istenen uygulamalarda yararlanılabilir.

MRI verilerinde gri doku, beyaz doku ve beyin sıvısı gibi beyin dokuları birbirlerinden çok keskin şekilde ayıramayabilirler. Bu durumda verinin yüzey modelinin oluşturulması aşamasından önce belli ön işlemlerin yapılması gereklidir. Şekil 1'de kısaca gösterilen bu ön işlemler verinin üç boyuta çıkarılması, gürültüden arındırılması ve benzer özelliklere göre sınıflandırılması adımlarıdır. Verinin tipine göre farklı ön işlemler gerekebilir. Örneğin CT datasında bölütleme işlemine gerek kalmadan çok basit bir eşikleme uygulaması ile kafatası kemik dokusu rahatlıkla ayrılabilir. Daha sonra her doku grubu bölgesine kendi içinde modelleme işlemi yapılır.



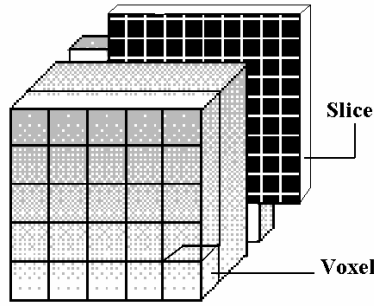
Şekil 1. Eşyüzey üretim metodu

CT verisi yumuşak doku ve kemik dokusu ayrıştırılmak istendiğinde oldukça uygun sonuçlar vermektedir. Ancak MRI verisinde sadece eşikleme işlemi eşyüzey üretimi öncesi

için yeterli değildir. Belli gürültü ve arka plan tonundan ayırmak için yapılan basit eşiklemeden sonra yumuşak dokuların ayrıştırılması için bölütleme işlemi gerekmektedir. Bu işlem için çalışmada kullanılan yöntem yarı otomatik SOM (Self Organizing Maps) neural bir yaklaşım içerir (Özkurt, 2001).

2. VERİ FORMATI VE ÖZELLİKLERİ

Çalışmada kullanılan veriler bilgisayar ortamında yöntem denemesi için yaratılan sentetik küreler ile gerçek anomali ve tumor içeren hastalıklı ve sağlıklı hastalardan alınan 1mm ve 2mm gibi belli aralıklarla alınmış MRI ve CT kesitlerin Şekil 2’de verilen şekilde hacimsel bir yapıda birleştirilmesi ile elde edilmiştir. MRI için T1, T2 parametrelerinde alınmış, CT için ise standart formattaki veriler kullanılmıştır. İnternet üzerinden BrainWEB veritabanından elde edilen bu veriler ve özellikleri Çizelge 1’de verilmiştir.



Şekil 2. Üç boyutlu MRI ve CT veri formatı

3. EŞYÜZEYLER

Bir hacimsel veriden eşyüzey çıkarımı problemi kısaca aşağıdaki gibi verilebilir. Skalar hacim bilgi seti çifti (V, W) dir. Burada $V = \{v_i \in R^3, i = 1, \mathbf{K}, n\}$ sonlu bir küme olup $\Omega \subset R^3$ düzlemindedir. $W = \{w_i \in R, i = 1, \mathbf{K}, n\}$ ise ilgili skalar değerlerdir. Bunlar bir skalar alandan $f(x, y, z)$ V üzerinden örneklenmiş $w_i = f(v_i)$ noktalarıdır.

Hacimsel veri seti (V, W) için sayısal interpolasyon modeli ise benzer şekilde verilebilir. (Σ, Φ) çifti; Σ , Ω nın $s_1, s_2, \mathbf{K}, s_m$ noktaları üzerine örneklemiş halidir ve Φ da ilgili üç değişkenli $f_j : s_j \rightarrow R, j = 1, \mathbf{K}, m$ fonksiyonların ailesidir. Bunlar W değerlerini V nin bütün noktalarında kapsar. Eğer Φ fonksiyonları Σ nin ortak komşuluk hücreleri ile bağlı ise aşağıdaki Σ üzerinde Φ tarafından belirli f sürekli fonksiyonları şeklinde tanımlanabilir.

$$\phi(p) = \phi_j(p) \text{ if } p \in \sigma_j, \forall j = 1, \mathbf{K}, m \quad (1)$$

Daha önceden belirlenen değer $q \in R$ için,

$$S(q) = \{p \in \Omega \mid \phi(p) = q\} \quad (2)$$

İfadesi f fonksiyonunun q eşdeğer (Isovalue) durumundaki eşyüzeyi (Isosurface) olarak isimlendirilir (Cignoni vd., 1996). Eğer ϕ sürekli ve q uygunsa farklı eşdeğerler için farklı eşyüzey tanımları üretilir.

$$S_j(q) = \{p \in \sigma_j \mid \varphi_j(p) = q\} \text{ burada } \min_{\sigma_j} \varphi_j \leq q \leq \max_{\sigma_j} \varphi_j \quad (3)$$

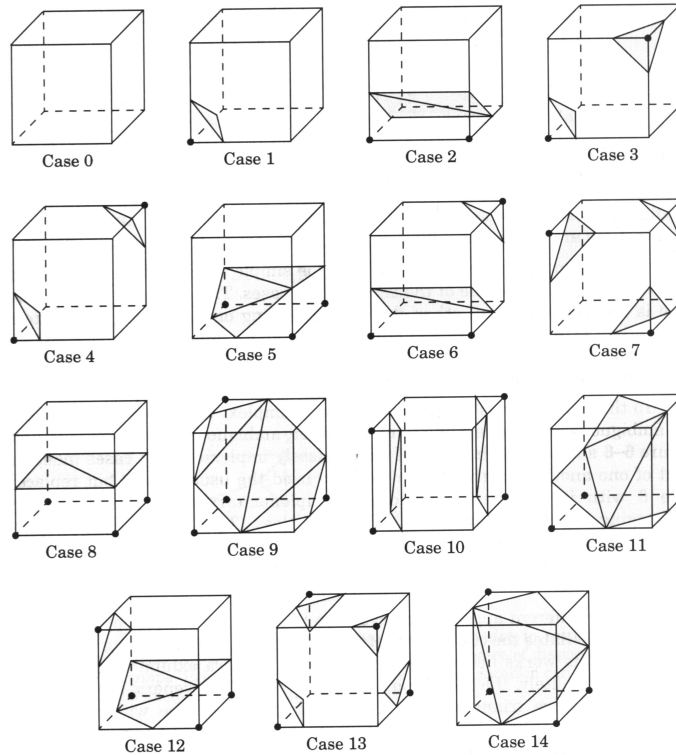
Eşyüzey çıkartımı problemi verilen (Σ, Ω) koşul ve q değerlerine uygun $S_j(q)$ yüzey parçacıklarının bulunması esasına dayanır. Bunun için Marching Cubes ve Marching Tetrahedra yöntemleri geleneksel olarak önerilir (Berg vd., 1997). Bu çalışmada Marching Cubes metodundan yararlanılmıştır (Lorensen vd., 1987; Chan vd., 1997).

	j=0	1	2
i=0	2	2	0
1	0	5	7
2	1	6	6

Şekil 3. Eşyüzey çıkartım metodu eşdeğer=5

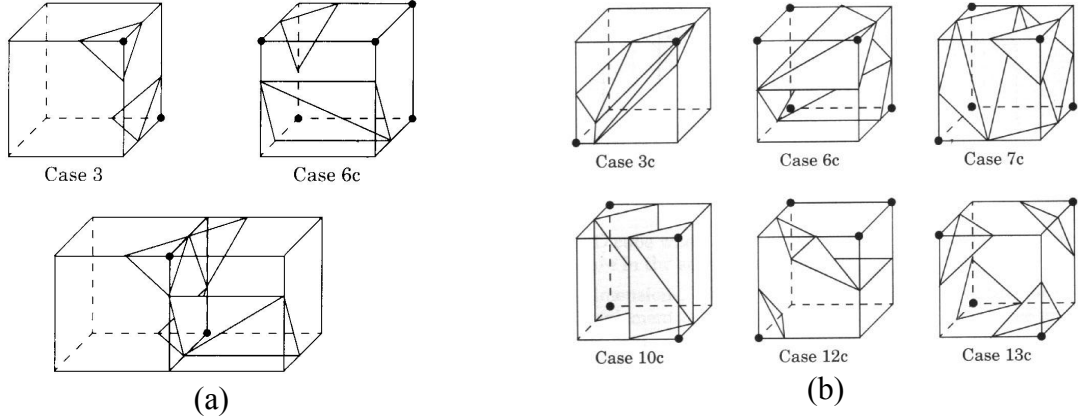
4. “MARCHING CUBES” YÖNTEMİ

Marching Cubes yöntemi, sayısal şekilde örneklenmiş skalar alanların özellikle üç boyutlu verilerden böl ve işle tipi bir mantıkla kesitler arasında poligonlaştırılması esasına dayanır. Bu şekilde örneklenmiş alanların 8 hacimsel noktadan oluşan küpler halinde bölünerek bu noktaların eşyüzeylerin içinde kalıp kalmamasının belirlenmesi sağlanır. 8 köşeli bir küp yapısında düşünülen temel hücrelerde 256 farklı durum oluşabilir. Ancak bunlar simetri düşünüldüğünde Şekil 4’te verilen 15 duruma indirilebilir.



Şekil 4. Marching cubes için temel 256 durumun indirildiği 15 durum (Shroeder vd., 1998)

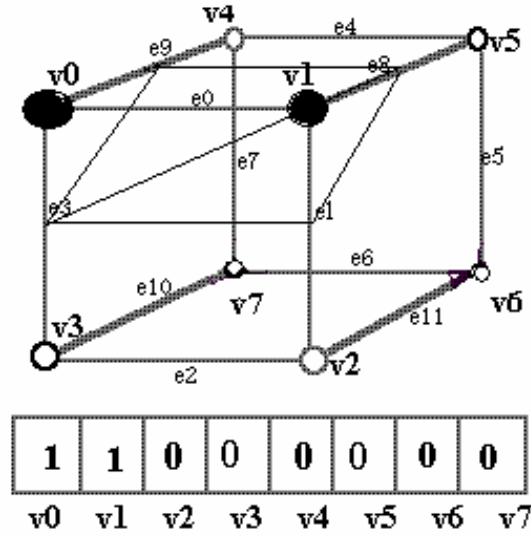
Şekil 4'te verilen topolojiler kullanıldığında belli köşe değerleri için üretilen üçgenlerin uygunsuzluğu (Ambiguity) sorunu yaşanır. Bunu engellemek için alternatif yapılar (Shroeder vd., 1998) geliştirilmiştir. Bu sorun ve çözümsel yapı Şekil 5'te verilmiştir.



Şekil 5. Marching cubes algoritmasında, (a) Tutarsızlık problemi, (b) Çözümsel yapı

Marching Cubes yöntemi Voronoi diagramlarını kullanan Delaunay eşyüzey belirleme algoritması gibi benzerlerinden çok daha basit bir yapıdadır (Guha, 1994). Yapılan işlem genelde hacimsel küp üretimi ve bir okuma (lookup) çizelgesinden üçgen oluşturulmasıdır. Yüksek bir hesaplama kabiliyeti gerekmez. Voronoi diagramları iki boyutta marching cubes yöntemi ile benzer sonuçlar verse de üç boyutlu uygulamalarda performansı daha düşüktür (Berg vd., 1997).

Marching Cubes Algoritması temelde iki adet okuma çizelgesine dayanır. Bunlar Şekil 7 a'da verilen Kenar çizelgesi (Edge table) ve Şekil 7 b'de verilen Üçgen çizelgesidir (Triangle Table). Şekil 6'da benzeri verilen bir topolojide köşe noktalarının benzer eşdeğerleri "1", diğerleri "0" alınarak oluşturulan sözcük kenar çizelgesindeki 256 farklı durumdan birini işaret eder. Kenar çizelgesinin ilgili pozisyonu da üçgen çizelgesinde oluşturulacak alan parçasığının hangi kenarlara temas ettiğini verir. Aşağıdaki örnek çizelgeden "00000011" köşe noktalarında oluşan eşdeğerlerin kenar çizelgesinde "30A" değerini verdiği bu değer de üçgen çizelgesinde 1,8 ve 3 kenarları ile 9,8 ve 1 kenarlarından oluşan 2 adet üçgeni doğurduğu görülmektedir.



Şekil 6. (a) Temel küp ve örnek topoloji, (b) Kenar çizelgesi, (c) Üçgen çizelgesi

```
Int edgeTable[256]=
{0x000, 0x109, 0x203, 0x30a, 0x406, 0x50f,
0x605, 0x70c, 0x80c, 0x905, 0xa0f, 0xb06,
0xc0a, 0xd03, 0xe09, 0xf00, 0x190, 0x99 ,
0x393, 0x29a, 0x596, 0x49f, 0x795, 0x69c,
.....}
```

(a)

```
Int triTable[256][16] =
{{-1,-1,-1,-1, -1, -1, -1, -1, -1, -1, -1, -1, -1, -1, -1, -1},
{ 0, 8, 3,-1, -1, -1, -1, -1, -1, -1, -1, -1, -1, -1, -1, -1},
{ 0, 1, 9,-1, -1, -1, -1, -1, -1, -1, -1, -1, -1, -1, -1, -1},
{ 1, 8, 3, 9, 8, 1, -1, -1, -1, -1, -1, -1, -1, -1, -1, -1},
{ 1, 2, 10,-1, -1, -1, -1, -1, -1, -1, -1, -1, -1, -1, -1, -1},
...}
```

(b)

Şekil 7. Şekil 6’da verilen temel küp ve örnek topoloji için, (a) kenar çizelgesi, (b) Üçgen çizelgesi

5. DENEYSEL ÇALIŞMA

Yukarıda teorik yapısı verilen yöntem aşağıdaki gibi bir algoritmaya çevrilebilir (Özkurt, 2001). Burada elde ikili sayı sistemine göre bölütlenmiş ve var/yok düzenine göre hacimsel olarak yerleştirilmiş hücrelerden oluşmuş verinin olduğu varsayılmaktadır.

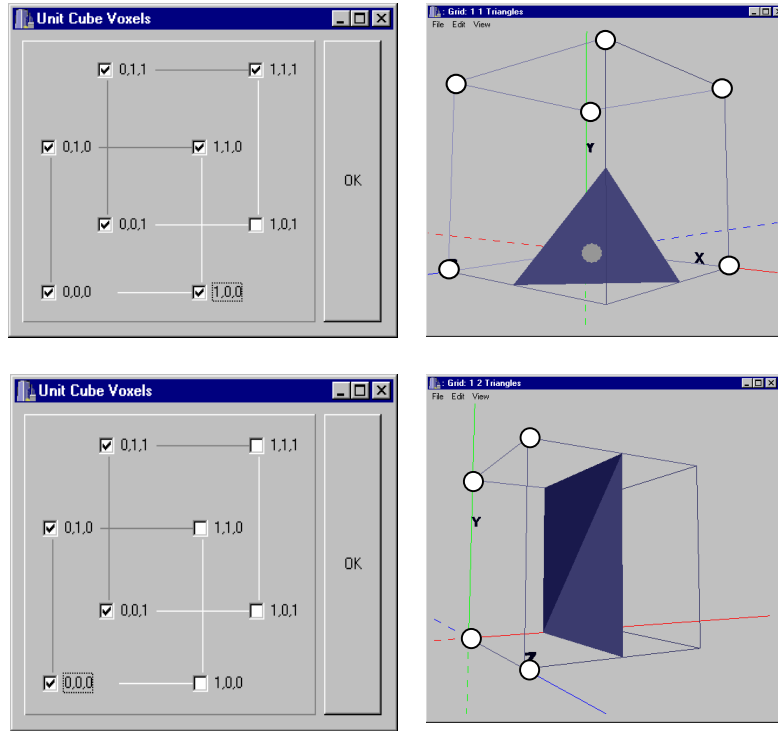
1. Verilen ızgara ölçütünde bir hücre seçilir,
2. Her köşe için içeride / dışarıda durumu belirlenir,
3. Her köşe için içeride/dışarıda durumuna göre bir ikili çıkarılır,
4. Bu indeks kullanılarak kenar çizelgesine bakılarak ilgili üçgen çizelge satırına ulaşılır,
5. Ulaşılan üçgen çizelgesinden elde edilen üçgenleri köşe noktalarından ortalama ile belirlenir.

Çalışmada daha önceden eşik değerlerinde süzgeçlenerek gürültü, arka alan ve istenmeyen bileşenlerden ayrılan CT ve bu işlemlerden sonra bölütlenerek farklı bölgeleri belirlenen MR verileri yukarıda verilen algoritma ile işlenmiştir. Ancak yöntemin güvenilirliği açısından basit yapıdaki test verileri de kullanılmıştır. Şekil 5 birim küp üzerinde yapılan iki farklı denemeyi göstermektedir. Şekil 6 ise yapay olarak yaratılmış küresel bir hacim için oluşan çerçeve ve yüzey üç boyutlu görünüşleridir.

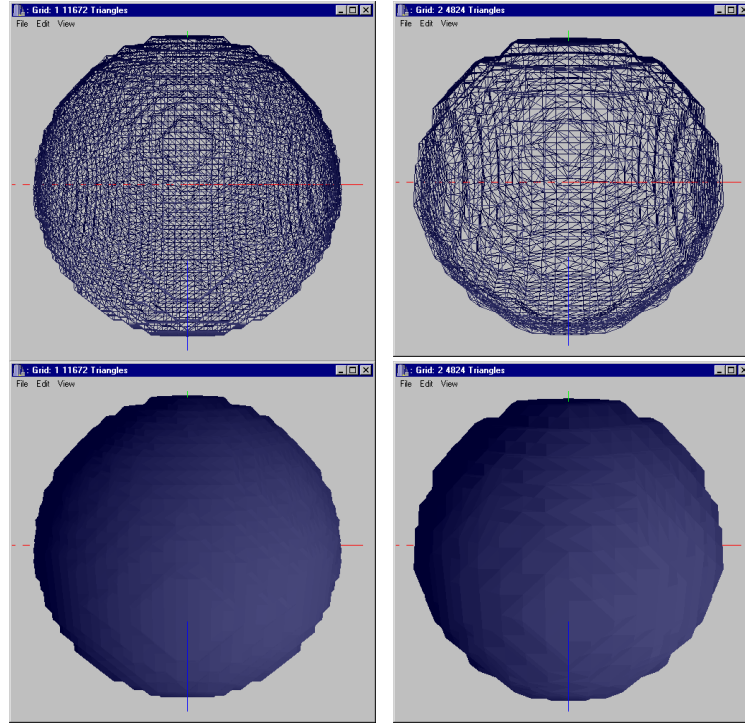
Şekil 10 ve Şekil 11, CT ve NMR data kullanılarak elde edilmiş tıbbi yüzeyleri göstermektedir. Oluşturulan yüzeyler üçgen veya poligon bazlı herhangi bir görüntüleme aracında kullanılmaya uygundur. İstenirse dxf veya 3ds gibi çok kullanılan üç boyutlu model formatlarına da çevrilebilir. Bu sayede piyasada bulunabilecek bazı programlardan da uygulamada yararlanılabilir.

Çizelge 1 bazı veri setleri için çalışmada üretilen üçgen sayıları ve ızgara boyutlarını göstermektedir. Bu çizelgeden görüldüğü gibi belli değerlere kadar ızgara boyutu artımı ile üçgen sayısı önemli ölçüde azalmaktadır. Ancak ızgara boyutunun artırılması daha büyük birim küpler yarattığından oluşturulan yüzeylerin temsil ettiği hassasiyet azalmakta, anatomik detaylar kaybolmakta veya hatalı yerleşebilmektedir. Bu nedenle istenilen detay seviyesine göre ızgara miktarı ayarlanmalıdır.

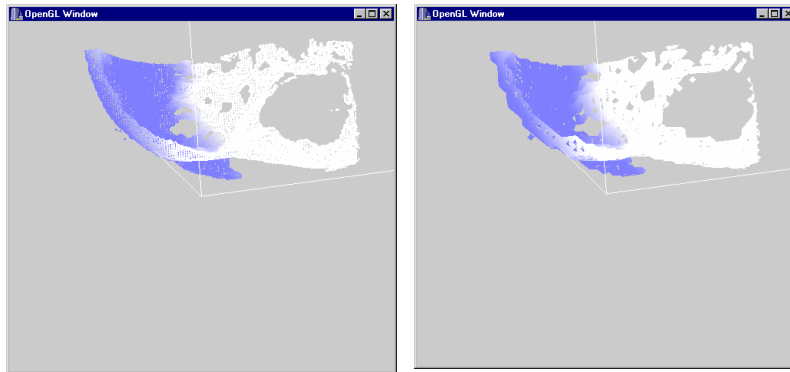
Çalışmada Şekil 3 b’de görülen “Tutarsızlık” (Ambiguity) probleminin çözümü için Şekil 3 c’de verilen çözümsel yaklaşım doğrultusunda Cory Gene Bloyd ve Heller tarafından geliştirilen şekil 4’te bir miktarı verilen çizelgeler kullanılmıştır. Bu çizelgeler <http://www.swin.edu.au/astronomy/pbourke/modelling/polygonize/> adresinden sağlanmıştır.



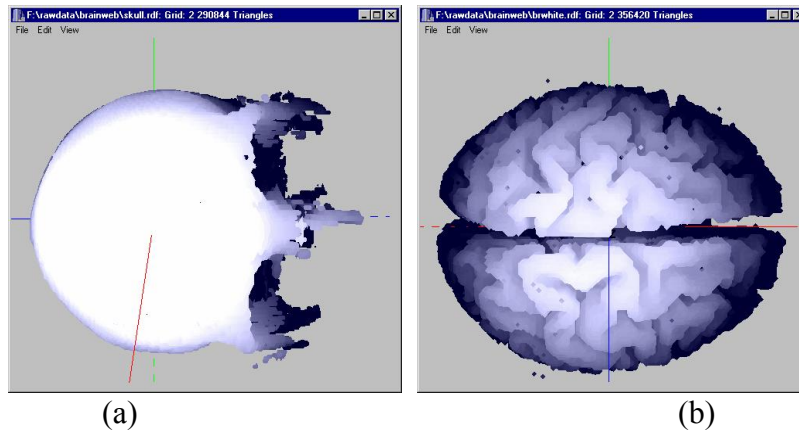
Şekil 8. Temel küp ve örnek yüzeyler



Şekil 9. Izgara 1 ve 2 için test küresi çerçeve ve yüzey görünüş



Şekil 10. Izgara 1 ve 6 için üretilen CT kafatası yüzey görüntüsü



(a) (b)
Şekil 11. BrainWeb dataseti için (a) CT kafatası, (b) NMR beyin gri dokusu yüzey gösterimi

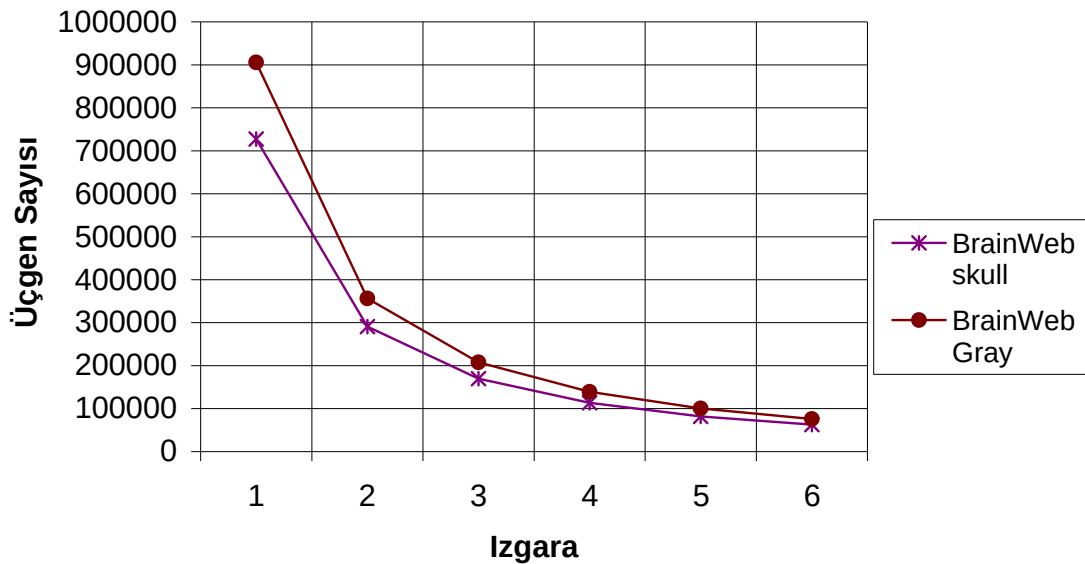
Çizelge 1. Değişik veri setleri için üretilen üçgen sayıları

Izgara	Test Küresi 80x80x80	Gri Bölge 128x128x23	Beyaz Bölge 128x128x23	BrainWeb Kafatası 181x217x181	BrainWeb Gri Bölge 181x217x181
1	46160	90462	53498	727310	905700
2	19360**	30984	17672	290844*	356420*
3	11956	16270	9270	169844	207624
4	8640	10382	5850	113712	139226
5	6616	7278	4074	81934	100546
6	5620	5240	3026	63052	76074

*Şekil 11’de OpenGL gösterimi verilmiştir

** Şekil 9’da OpenGL gösterimi verilmiştir

Üretilen Üçgen Sayıları



Şekil 12. Yöntemce üretilen üçgen sayıları ve ızgara boyutu ilişkisi

6. SONUÇ VE YORUMLAR

Bu çalışmada üç boyutlu sentetik hacim verileri ile iki boyutlu kesitler halinde alınmış üç boyutlu hacimsel MRI ve CT verilerinden eşyüzey çıkartımı yoluyla yüzey modellemesi yapılmıştır. Oluşturulan üçgensel yüzeyler işlenecek veri miktarını azaltıp ham verinin direkt olarak görüntülenmesi durumundaki yüksek veri işleme koşulu ve performanslı ekipman ihtiyacını ortadan kaldırmaktadır. Ayrıca poligon bazlı bu yöntem sayesinde daha etkileşimli ve neredeyse gerçek zamanda görüntüleme yapılması olasıdır.

Tıbbi açıdan bakıldığında hastalık şüphesi içeren veya belli bir anomali bulunan bölgenin tam bir üç boyutlu modelinin oluşturulmasının ve gerçek zamanlı olarak incelenebilmesinin büyük bir önemi vardır. Bu sayede büyüklük, şekil ve kritik bölgelere yakınlık gibi önemli parametreler tedavi öncesi belirlenebilmekte ve tedaviye hasta için en doğru yön

verilebilmektedir. Bu tip üç boyutlu modeller tıp eğitiminde de yararlı olarak kullanılabilir (Özkurt, 2001).

Önerilen yöntemle üretilen üçgen bazlı yüzey modelleri günümüzde yaygın olarak kullanılan poligon görüntüleme tabanlı işleme programları ile görüntülenebilir. Çalışmada bu tür verileri işleyen bir program da geliştirilmiştir. Bu program OpenGL grafik kütüphanesi kullanarak işletim sistemi ve donanımdan bağımsız görüntülemeye imkan vermektedir. Şimdilik sadece kendi formatındaki veriyi işleyebilen programın benzer endüstriyel program formatlarını da işleyebilmesi için çalışmalar devam etmektedir.

Yöntem medikal alanlar ve özellikle kafatası ve beyin bölgesi için uygulanmış olsa da mekanik ve matematiksel diğer tüm alanlarda kullanıma uygundur.

Kullanılan yöntemin yanında bu tür modelleme için kullanılabilecek başka yöntemler de olmasına rağmen üç boyutlu veriler için yapı uygunluğu, işlem zamanı ve algoritma basitliği bakımından Marching Cubes yöntemi en iyi sonuçları vermektedir (Chan vd., 1997; Cignoni vd., 1996; Guha vd., 1994). İlerdeki çalışmalarda bu yöntemlerin de yeraldığı karşılaştırmaların yapılması planlanmaktadır.

Üretilen üçgen sayısı verinin boyutuna bakıldığında oldukça düşüktür. Ancak Çizelge 1 de verilen bazı büyük veriden üretilen üçgen sayısı da oldukça yüksektir. Bu da görüntüleme performansını etkileyen önemli bir parametredir. Temel Küp boyutu (Grid) değiştirilerek üçgen sayısı azaltılabilmektedir. Ancak bu durumda yüksek ayrıntı içeren veride hassasiyet kaybına yol açılabilir. Bu yüzden verinin özelliğine göre temel küp boyutu büyütülebilir.

Çalışmada kullanılan kafatası ve beyin verisi için 2'nin üzerindeki ızgara boyutları anatomik detayların kaybolabilmesi nedeniyle kabul edilebilir değildir. Ancak makine parça modellerinin bazıları gibi içinde ve çevresinde çok hassas girinti ve ayrıntılar bulunmayan model üretimlerinde gereken görüntüleme hızı düşünüldüğünde ızgara sayısı yükseltilecek gerçek zamanlı etkileşimli manipulasyonlar mümkündür.

Temel küp boyutunun değiştirilmesi yerine elde edilen üçgenler üzerinden birden fazla geçiş yapan daha verimli üçgen veya poligon azaltım (Decimation) yöntemleri de mevcuttur ve bunlar üçgen sayısının yükseldiği uygulamalarda denenebilir (Cignoni vd., 1996). Bu yöntemlerde adaptif bir yaklaşımla sabit olan ızgara boyutları değişken hale getirilebilir.

KAYNAKLAR

- Berg M.D., Kreveld M.V., Overmars M., Schwarzkopt O., (1997): "Computational Geometry: Algorithms and Applications", Springer Verlag, ABD.
- Chan S.L., Purisima E.O., (1997): "A new Tetrahedral Tessellation Scheme for Isosurface Generation", Comput. & Graphics, 22, 1, s. 83-90.
- Cignoni P., Montani C., Puppo E., Scopigno R., (1996): "Optimal Isosurface Extraction from Irregular Volume Data", Proceedings of IEEE Symposium on Volume Visualization Symposium, s. 31-38.
- Guha S., (1994): "An Optimal Mesh Computer Algorithm for Constrained Delaunay Triangulation", 8th Inter. Parallel Processing Symp. IPPS'94, s. 102-109.
- Lorensen W.E., Cline H.E., (1987): "Marching Cubes: A High Resolution 3D Surface Reconstruction Algorithm", Proc. of SIGGRAPH'87 Computer Graphics, 21, 4, s. 163-169.
- Shroeder W., Martin K., Lorensen B., (1998): "The Visualization Toolkit: An Object Oriented Approach to 3D Graphics", 2nd edition, Prentice Hall, ISBN 0-13-954694-4, ABD, s. 159-164.
- Özkurt A., (2001): "Three Dimensional Medical Visualization for Surgical Operations", PhD Thesis, Dokuz Eylül University, The Graduate School of Natural and Applied Science, February, İzmir.