



Stereolitografi Yöntemi ile Elde Edilen Üç Boyutlu Katı Biyomodelin Hassasiyetinin İncelenmesi

Evaluation of the Sensitivity of 3 Dimensional Solid Biomodel Obtained by the Stereolithography Method

ÖZET

Bu çalışmada, iskeletsel bir ünitenin bilgisayarlı tomografi (BT) ve stereolitografi yöntemleri yardımı ile elde edilen üç boyutlu katı biyomodelinin (Anatomik Replikasyonunun); kopyası alınan iskeletsel üniteye benzerliğinin hassasiyeti ve kopyalama yönteminin güvenilirliği araştırılmıştır. Bu amaçla, öncelikle 13 yaşında vefat eden ve bütün dişleri eksiksiz var olan kız çocuğunun alt çene kemiğinden bilgisayarlı tomografi (BT) ile 1 mm'lik kesitler alınmıştır. Elde edilen alt çene kemiğinin sayısal verileri, özel bir yazılım aracılığı ile sanal ortamda üç boyutlu olarak yeniden yapılandırılmıştır. Daha sonra elde edilen bu üç boyutlu sanal biyomodel, stereolitografi aygıtı (SLA) aracılığı ile sıvı reçine polimerizasyonu ile üç boyutlu katı biyomodel haline getirilmiştir. İskeletsel birim ve katı biyomodel üzerinde elektronik sayısal kompas yardımı ile on iskeletsel ve yedi dişsel olmak üzere toplam on yedi lineer ölçüm yapılmıştır. Elde edilen veriler, korelasyon analizi kullanılarak istatistiksel olarak değerlendirilmiştir. Elde edilen veriler 'intra-class correlation coefficient', eşleştirilmiş t testi ve yüzde değişim analizleri kullanılarak istatistiksel olarak değerlendirilmiştir. İskeletsel bütün parametreler %95 güven aralığı içinde kopyalanmıştır. 4 Dişsel parametrelerden 4 tanesi %95 güven aralığı içinde kopyalanırken, diğer 3 dişsel parametre ise %95 güven aralığı dışında kalmıştır. Bu çalışma sonucu elde edilen üç boyutlu katı biyomodel, kraniyofasiyal cerrahi ve implant planlamalarında güvenle kullanılabilirken; henüz sabit veya hareketli diş protezleri ve ortognatik cerrahi splint yapımı için gerekli hassasiyeti sağlamadığı düşünülmektedir. (*Türk Ortodonti Dergisi 2005;18:195-203*)

Anahtar Kelimeler: Stereolitografi, Üç boyutlu biyomodelleme, Boyutsal hassasiyet, Hızlı prototipleme

SUMMARY

In this study, the similarity and the reliability of the simulation method of the 3-dimensional solid biomodel (anatomic replication) of a skeletal unit obtained by computerized tomography (CT) and the stereolithography method was investigated. 1mm CT sections of a mandible of a completely dentate girl who died at the age of 13 were used. The digital data of mandibular bone were reconstructed with special software on a virtual basis 3-dimensionally. This 3D virtual biomodel was then transferred into a 3D solid biomodel with liquid resin polymerization by stereolithography appliance (SLA). Using electronic numerical caliber compass, 10 skeletal and 7 dental (a total of 17) linear measurements were made on the skeletal unit and solid biomodel. Data obtained were evaluated statistically using the correlation analysis, intraclass correlation coefficient, matching t test and % variation analysis. All the skeletal parameters were copied within the 95 % reliability range. 3 dental parameters were out of the 95 % reliability range while 4 dental parameters were simulated within the 95 % reliability range. The solid 3D biomodel obtained as a result of this study can be utilized safely in the treatment planning of craniofacial surgery and implantology while it is not thought to provide the sensitivity required for the fabrication of fixed or removable dental prostheses and orthognathic surgical splint yet. (*Turkish J Orthod 2005;18:195-203*)

Key Words: : Stereolithography, 3D biomodeling, Dimensional sensitivity, Rapid prototyping



Yrd.Doç.Dr. Toros ALCAN
Dr. Bekir BAYSAL

Marmara Üniv. Dişhek.
Fak. Ortodonti A.D. /
Marmara Üniv., Dept. of
Orthodontics
İstanbul-TURKEY

İletişim Adresi
Correspondence:
Dr. Toros Alcan
Marmara Üniv. Dişhek. Fak.
Ortodonti A.D.
Büyükciftlik Sk. No:6
Nişantaşı
İstanbul/TURKEY
Faks: +90 212 232 3625
E-mail:
talcan@marmara.edu.tr



GİRİŞ

Bilgisayar teknolojisi ve medikal görüntüleme tekniklerinin gelişimine paralel olarak, 1980'li yılların başında 3 boyutlu sanal modellerin katı model olarak elde edilmesi hayalleri de gerçekleşme yolunda önemli aşamalar kaydetmiştir. Önce bloktan aşındırma teknikleri ile oluşturulan 3 boyutlu modeller elde edilmeye başlanmışsa da, bu teknikle elde edilen modellerin kopyalama hassasiyetinin çok düşük olması, yeni arayışlara neden olmuştur (1). Bu arayışlar sonucunda karmaşık nesnelerin ayrıntılı 3 boyutlu modellerini elde edebilen LOM (Laminated object manufacturing), SLA (Stereolitografi), SCG (Solid curing Ground), 3D yazıcılar gibi teknikler ortaya çıkmıştır (2). Bu teknikler her gün daha da gelişerek günümüzde endüstri yanında tıp alanında da tanı, cerrahi simülasyon, kişiselleştirilmiş protez ve distraktör hazırlanması gibi klinik uygulamaların yanı sıra, tedavi eden hekim grubunun kendi içinde ve hekimlerin hasta ile olan iletişiminin artırılması ve tıp eğitimi gibi beşeri amaçlarla yoğun olarak kullanılmaya devam etmektedir.

Ülkemizde de endüstride çeşitli amaçlarla kullanılan bu hızlı prototipleme tekniklerinin, tıp alanında kullanımı ne yazık ki gecikmiştir. Literatüre bakıldığında bu konuyla ilgili ülkemizdeki ilk çalışmanın 2003 yılı gibi çok yakın bir zamanda olduğunu görmekteyiz (3).

Bu çalışmanın çıkış noktası, ülkemizde endüstri alanında kullanılan hızlı prototipleme yöntemlerinden olan ve ışıkla sertleşen bir reçinenin laser yardımı ile katman katman polimerizasyonu esasına dayanan SLA tekniğiyle elde edilen katı modellerin tıbbi amaçla da kullanılabileceğinin gösterilmesidir. Bu amaca yönelik olarak çalışmamızda, kafa, yüz ve çene kemiklerinin bilgisayarlı tomografi ve stereolitografi (SLA) yöntemleri yardımı ile elde edilen üç boyutlu katı modellerinin (biyomodel), kopyalanan iskeletsel ünitelere benzerliği ve hızlı modelleme işleminde kullanılan yöntemlerin güvenilirliği araştırılmıştır.

GEREÇLER ve YÖNTEM

Çalışmamızın gereci iskelet üniteyi teşkil eden gerçek bir alt çene kemiği ve bu kemiğin kopyalanmasından elde edilen bir katı biyomodelden oluşmaktadır. Bu amaçla, 13 yaşında vefat eden bir kız çocuğuna ait alt çene kemiği (mandibula), kopyalanacak iskeletsel ünite olarak kullanılmıştır. Alt çene kemiğinin bu

INTRODUCTION

With the development of computer technology and medical imaging techniques, the dream of obtaining solid models through 3D virtual models has seemed to become real since the 1980's. At the beginning, 3D models were used to be produced by block abrasion techniques; however, the fact that models produced in this way provided very low simulation sensitivity has led to new researches (1), and techniques capable of producing detailed 3D models of complicated objects, i.e. LOM (Laminated Object Manufacturing), SLA (Stereolithography), SCG (Solid Curing Ground), 3D printers were introduced (2). These developing techniques today are used in medical as well as industrial fields for diagnosis, surgical simulation, individualized prostheses and distractor fabrication. Additionally, improving the quality of communication between the patients and the doctors and among the treating doctors' group, medical education are other continuing popular issues of use.

Unfortunately, utilization of these rapid prototyping techniques in medical fields has been introduced later than in industrial fields in our country. Literature review shows that the first study concerning this subject belongs to the year 2003 (3).

SLA technique is a sort of rapid prototyping method and based on the polymerization of a light-cured resin in layers by laser. The point of this study is to reveal that solid models obtained by SLA technique can also be used for medical purposes in our country. To achieve this goal, the similarity of 3D solid models of cranial, facial and alveolar bones obtained by CT and SLA techniques to the simulated skeletal units and reliability of the methods used in rapid modeling have been researched.

MATERIAL and METHODS

The material of our study consists of a genuine mandibular bone constituting the skeletal unit and a solid biomodel obtained from simulation of the bone. Mandibular bone belonging to a girl who died at the age of 13 was used as the skeletal unit to be simulated. Criteria that the mandibular bone had to fulfill were as follows:

1. Maximum tooth bearing capacity
2. Absence of any metal filling or prostheses
3. Symmetry of the jawbone proportionally



BT Bilgileri CT Specifications

Tarama Cihazı: SIEMENS / Emotion	Scanning apparatus: SIEMENS/Emotion
Voltaj: 110KV	Volt: 110KV
Düz: 101mAs	Dosage: 101mAs
Işılama Süresi: 1500	Exposure time: 1500

Kesit Bilgileri Slicing Information

Geniçlik: 512	Width: 512
Yüksaklık: 555	Height: 555
Piksel Boyutu: 0.315	Pixel: 0.315
Oryantasyon: RAB	Orientation: RAB
Gantry eğimi: 25 Derece	Gantry : 25 degree
Kesit sayısı: 109	Number of sections: 109
Yan dan yapılandırma algoritması: H40s	Algorithm: H40s

Tablo I: Bilgisayarlı tomografide kullanılan tarama bilgileri.

Table I: The scanning protocol information of CT.

tür bir çalışmaya uygun olabilmesi için şu kriterler göz önünde tutulmuştur:

- 1) Mümkün olduğunca çok sayıda diş bulunması
- 2) Dişlerde herhangi bir metal dolgu yada protez vb. bulunmaması
- 3) Çenenin oransal ve yapısal olarak normal fizyolojik sınırlar içerisinde "simetrik" olması
- 4) Kemikte herhangi bir kırık, çatlak veya ölçümü etkileyecek düzeyde madde kaybı olmaması
- 5) Ölçümde kullanılacak anatomik unsurların (foramenler, çıkıntılar vs.) kemik üzerinde görsel olarak belirgin ve tam olarak ifade edilebiliyor olması

Bu kriterler çerçevesinde, çalışmada kullanılan alt çene kemiği tüm dişleri eksiksiz ve yapısal olarak tam olmakla birlikte, diğer tüm kriterleri sağladığı için tercih edilmiştir.

Katı Biyomodel

Hızlı prototipleme işleminin gerçekleştirilmesi için, öncelikle alt çene kemiğinin (iskeletsel ünitenin) bilgisayarda işlenebilir hale gelmesi ve sonrasında da sayısal üç boyutlu modelinin elde edilmesi gerekmektedir. Bu amaçla alt çene kemiğinin üç boyutlu yapısının sayısal verilere dönüştürülebilmesi için bilgisayarlı tomografisi çekilmiştir.

Bilgisayarlı Tomografi (BT)

Alt çene kemiği, tomografi cihazına (Somatom Emotion, Siemens, Erlangen, Almanya) yatarak konumlanan bir kişinin alt çenesinin alacağı şekilde konumlandırılarak, yüksek çözünürlükte bilgisayarlı tomografik kesitleri alınmıştır. 25°'lik Gantry eğimi eşliğinde, 1 mm'lik kesit aralığında toplam 109 adet kesit, bilgisayar yazılımı ile üç boyutlu sayısal model oluşturmak amacıyla standart DICOM verisi olarak elde edilmiştir (4-7).

and structurally within physiologic limits

4. Absence of any fracture, crack or loss of material that could affect the measurement
5. Complete visual clarity of the anatomical landmarks (foramens, processes, etc.) to be used for the measurement on the bone

Within the borders of these criteria, the mandibular bone used in this study was preferred due to its dentate and complete structure, and also because it fulfilled all of the above requirements.

Solid Biomodel

For rapid prototyping procedure, first of all, mandibular bone (the skeletal unit) has to become processed and then its numerical 3-dimensional model has to be obtained. For the 3-dimensional structure of the mandibular bone to be converted into numerical data CT was taken.

Computerized Tomography (CT)

The mandibular bone was placed in the tomography unit (Somatom Emotion, Siemens, Erlangen, Germany) in a way that the mandible of a lying person is positioned and computerized topographic sections with high resolution. With 25° Gantry, within the section range of 1mm, 109 sections were obtained as standard DICOM data to produce 3-dimensional numerical model using a computer software (4-7).

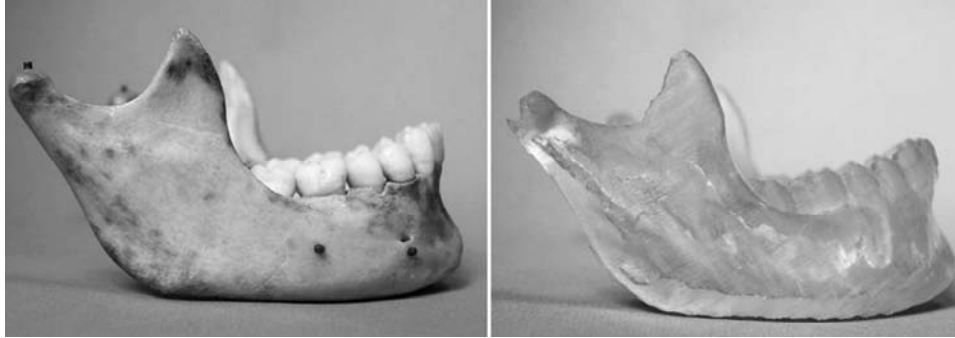
Computer Software

Topographic sections were then calculated as numerical 3-dimensional model using special computer software (Mimics7.3, Materialise, Leuven, Belgium). During this procedure, data from CT were used without any correction, treatment or resizing. The data from CT were prepared for numerical model production, and then converted into the accurate format to be used in the SLA for the production of



Resim 1: Kopyalanacak olan alt çene kemiği (solda) ve reçineden elde edilen kopya (Katı Biyomodel).

Figure 1: The mandible and the solid biomodel.



Bilgisayar Yazılımı

Elde edilen tomografik kesitler, daha sonra özel bir bilgisayar yazılımı (Mimics 7.3, Materialise, Leuven, Belçika) kullanılarak sayısal üç boyutlu model olarak hesaplatılmıştır. Bu işlem sırasında BT'den gelen veriler birebir kullanılmış, hiçbir düzeltme, iyileştirme, boyutlandırma gibi işlemler uygulanmamıştır. BT'den gelen verilerin üç boyutlu sayısal model üretimine hazırlanması sonrasında, katı biyomodel üretimi için SLA' da kullanılacak uygun biçime dönüştürülmüştür.

Hızlı Prototipleme

Bilgisayar yazılımı ile hesaplatılan üç boyutlu sayısal model, SLA' ya (SLA 250, 3D Systems, Valencia, California, ABD) aktarılmış ve sıvı reçineden lazerle polimerize edilerek, iskeletsel birimin üç boyutlu katı biyomodeli (reçine modeli) elde edilmiştir (Resim 1).

Ölçüm Yöntemi

Alt çene kemiğinin üç boyutlu katı reçine modeli elde edildikten sonra, hem orjinal iskeletsel ünite hem de kopyalanan kemiğin katı biyomodeli üzerinde ölçümler gerçekleştirilmiştir. İskeletsel ünite ve katı biyomodel üzerinde doğrusal ölçümler yapılmak üzere 10 iskeletsel ve 7 dişsel referans noktası belirlenmiştir. Bu referans noktaları (Tablo II) sayısal bir kompas yardımı ile ölçülmüştür (Resim 2). Ölçümlerarası ve gözlemcilerarası metotla, her ölçüm üç defa ve üç ayrı araştırmacı tarafından

solid biomodel.

Rapid Prototyping (Solid Modeling)

The 3-dimensional numerical model calculated with the computer software was transferred to SLA (SLA 250, 3D Systems, Valencia, CA, USA), polymerized through liquid resin by means of laser and 3-dimensional solid biomodel (resin biomodel) of the skeletal unit was obtained.

Measurement Method

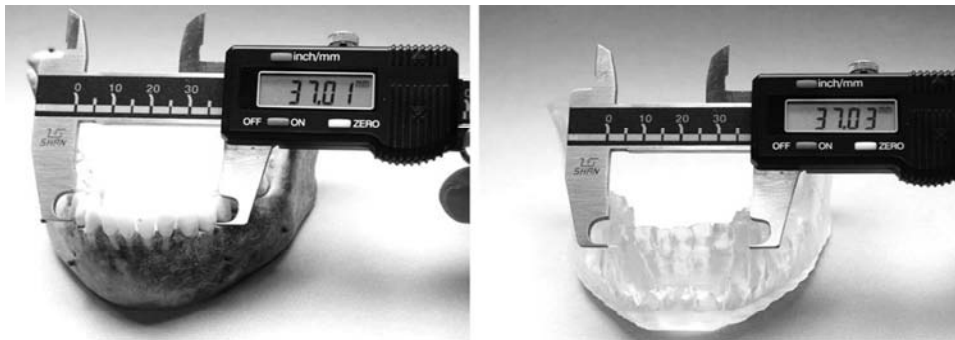
After the 3-dimensional solid resin model of the mandibular bone was obtained, measurements were made over both the original skeletal unit and the solid biomodel of the simulated bone. 10 skeletal and 7 dental reference points were determined on the skeletal unit and the solid biomodel in order to make linear measurements. These reference points (Table II) were measured by means of a caliper compass (Figure 2). Each measurement was performed three times by three separate researchers using the same reference points utilizing the intraobserver and the interobserver methods. Data obtained were evaluated using the correlation analysis (intraclass correlation coefficient).

RESULTS

Among the skeletal parameters there was advanced correlation while dental measurements showed little correlation (Table III). In the light of this information, the sensitivity of

Resim 2: Alt çene kemiğinin orijinal ve üç boyutlu katı reçine modeli üzerinde yapılan hassas ölçümler.

Figure 2: The measurements on the original mandible and the solid biomodel.





Parametreler/Parameters	Açıklama / Description
İnter Mandibular Foramen	Mandibular foramenler arası mesafe / Distance between mandibular foramina
İnter Coronoid (ç/İn)	Koronoid proseslerin iç yüzeyleri arası mesafe / Distance between inner surfaces of Coronoid process
İnter Coronoid (dış/Ext)	Koronoid proseslerin dış yüzeyleri arası mesafe / Distance between outer surfaces of Coronoid process
İnter Coronoid (uç/apex)	Koronoid proseslerin uçlarının tepe noktaları arası mesafe / Distance between apices of Coronoid process
İnter Cor. NOTCH	Koronoid prosesin ve kund I arasındaki çarpma nokta / The contact point of curvature of Coronoid notch
İnter 2. molar (iç/İnt)	Birinci büyükazı lingual yüzeyleri arası mesafe / Distance between lingual surfaces of first molar teeth
İnter 1. molar (dış/Ext)	Birinci büyükazı bukal yüzeyleri arası mesafe / Distance between buccal surfaces of first molar teeth
İnter Karın - Canina	Küçük dişi uç noktaları arası mesafe / Distance between apices of tip of canines
İnter Ramus (iç/İnt)	Ramusun içi yüzü arası / Distance between inner surfaces of ramus of mandible
İnter Ramus (dış/Ext)	Ramusun dış yüzeyi arası / Distance between outer surfaces of ramus of mandible
Coronoid h L	Koronoid prosesin yer düzleminde yüksekliği (SOL) / Height of apex of coronoid process from basal surface (Left)
Coronoid h R	Koronoid prosesin yer düzleminde yüksekliği (SAĞ) / Height of apex of coronoid process from basal plane (Right)
Menton h	Kesici karanın orta hatla yer düzleminde yüksekliği / Height of incisor tip from basal plane of dental midline
R 1.Molar (BL)	Sağ 1. Büyükazı dişinin bukalüingual genişliği / The buccolingual width of right first molar
L 1.Molar (BL)	Sol 1. Büyükazı dişinin bukalüingual genişliği / The buccolingual width of left first molar
R 2.Molar (BL)	Sağ 2. Büyükazı dişinin bukalüingual genişliği / The buccolingual width of right second molar
L 2.Molar (BL)	Sol 2. Büyükazı dişinin bukalüingual genişliği / The buccolingual width of left second molar

Tablo II: Ölçümü yapılan parametreler (BL: Bukolingual; h: yükseklik).
Table II: Parameters for measurements (BL: Buccolingual; h: height).

aynı referans noktaları kullanılarak gerçekleştirilmiştir. Elde edilen veriler, korelasyon analizi (intraclass correlation coefficient) kullanılarak istatistiksel olarak değerlendirilmiştir.

BULGULAR

İskeletsel parametrelerde ileri derecede korelasyon bulunmuşken; dişsel ölçümlerde ise korelasyon azalmıştır (Tablo III). Bu bilgilerin ışığında bu yöntemle elde edilen üç boyutlu katı modelin hassasiyetinin iskeletsel bölümlerde mükemmel yakın iken; dişsel yapılardaki hassasiyetin daha az olduğu saptanmıştır (Tablo IV).

TARTIŞMA

Çalışmamızda, hızlı modelleme (prototipleme) yönteminin ülkemizde var olan aygıtlar kullanılarak tıbbi uygulamalarda kullanılabilirliğinin gösterilmesi amaçlanmıştır. Bilgisayar ortamında geliştirilmiş üç boyutlu nesnelere

the solid model produced with this technique is said to be almost perfect in the skeletal areas, while the sensitivity in the dental areas is found to be lower (Table IV).

DISCUSSION

In our study, it was aimed to reveal that rapid modeling (prototyping) method can be used for medical applications with the appliances present in our country. Solid model production with rapid prototyping techniques after designing 3-dimensional objects developed on a virtual basis (CAD) and the manufacture of these objects (CAM) has been used in the engineering area for years. However, the production of solid biomodels of anatomical structures with no standard dimension requires that the issues of sensitivity and the reliability must be concerned. Because anatomical structures vary among individuals, the solid biomodels of these structures will also vary dimensionally.



Tablo III: Parametreler arasındaki hassasiyet ölçümü.

Table III: The sensitivity measurements between parameters.

		İskelet Ünite/ Skeletal Unit	Katı Biyomodel Solid Biomodel	t	p	% Değişim Change
İskeletsel / Skeletal	İnter Mandibular Foramen	59,93±0,3±	70,29±0,23	-5,27	<0,001	-0,52±0,41
	İnter Coronoid (İnternal)	74,93±0,4±	74,32±0,47	40,60	<0,001	0,51±0,08
	İnter Coronoid (External)	79,07±0,1±	77,08±0,79	27,60	<0,001	1,16±0,16
	İnter Coronoid (apex)	77,46±0,10	70,53±0,11	16,12	<0,001	1,20±0,31
	İnter Cor. NOTCH	77,99±0,5±	70,90±0,3±	10,35	<0,001	1,39±0,57
	İnter Ramus (int)	55,60±0,52	55,00±0,20	5,70	<0,001	1,21±0,68
	İnter Ramus (ext)	79,22±0,10	79,02±0,2±	-3,37	<0,01	-0,35±0,46
	Coronoid R L	49,64±0,13	49,70±0,15	3,79	<0,01	0,26±0,36
	Coronoid R R	49,77±0,13	49,06±0,25	-4,24	<0,001	-0,58±0,57
Menton h	32,96±0,20	33,77±0,19	-10,70	<0,001	-2,24±0,97	
Dişsel / Dental	İnter 2. molar (int)	35,23±0,12	34,77±0,11	11,09	<0,001	1,47±0,53
	İnter 1. molar (ext)	49,25±0,12	49,65±0,10	-7,30	<0,001	-0,01±0,35
	İnter Canine (top)	22,70±0,70	23,54±0,21	-13,05	<0,001	-3,24±1,06
	R 1. Molar (BL)	10,02±0,21	10,00±0,21	-3,40	<0,001	-5,70±0,74*
	L 1. Molar (BL)	9,54±0,04	10,45±0,7±	-52,45	<0,001	-6,14±0,33*
	R 2. Molar (BL)	9,90±0,03	9,74±0,13	-10,62	<0,001	-4,03±1,56
	L 2. Molar (BL)	9,56±0,09	9,50±0,09	-49,05	<0,001	-6,95±0,62*

* (% Değişim > 5, ** (% Değişim > 10, *** (% Değişim > 15))

tasarımları (CAD) ve bu nesnelerin üretimleri (CAM) sonrasında hızlı prototipleme teknikleri ile katı model elde edilmesi, mühendislik alanında yıllardır kullanılmaktadır. Ancak tıp alanında, belirli bir sabit/standart boyutu olmayan anatomik yapıların katı biyomodellerinin üretilmesi, hassasiyet ve güvenilirlik konularını da beraberinde getirmektedir. Çünkü, anatomik oluşumların her insanda farklı olacağı için, bu anatomik yapıların katı biyomodelleri de boyutsal olarak farklı olmak zorundadır. Her kişide değişkenlik gösteren ve sabit boyutları olmayan anatomik yapıların kopyalanması için, hassas ve güvenilir sistemler kullanılması ve kopyalama hassasiyetinin aralıklı olarak kontrol edilmesi zorunludur.

Katı biyomodel üretimi, bilgisayarlı tomografi sistemi, yazılım ve katı modelleme cihazlarının sayısız parametreleri ile değişkenlik gösterebilecek sonuçlar doğurabilecek düzeyde karmaşık işlemdir. Bu yüzden katı biyomodel üretimindeki başarı, evrelerin her birinin de kendi içinde hassas olmasına bağlıdır. Kopyalanacak iskeletsel ünitenin standardize edilmiş ve hassasiyet analizleri yapılmış güvenli sistemler tarafından katı biyomodel elde etmede kullanılması, tıbbi bir zorunluluktur. Çünkü gerçek iskeletsel bölgeyi çok iyi temsil etmeyen bir katı biyomodel, tanı ve tedavide gerçek anlamda yararlı olamayacaktır. Bu sebeplere dayanarak, çalışmamızda, ülkemizde var olan cihaz altyapısı ile üretilen katı biyomodelerin, tıbbi uygulamalarda kullanılacak güvenlik aralığında olup olmadığı araştırılmıştır. Kaynaklara bakıldığında, kafatası ve katı biyomo-

For the simulation of anatomical structures with no standard dimensions and varying from person to person, sensitive and reliable systems should be used and the sensitivity of simulation should be checked periodically.

Solid biomodel manufacture is such a complicated procedure that it can produce results with variations due to the computerized tomography system, software and the countless parameters of solid biomodeling appliances. That is why the success of solid biomodeling is dependent on the sensitivity of each step individually. Use of the skeletal unit to be simulated in solid biomodeling by standardized and reliable systems whose sensitivity analysis has been made is a medical obligation. A solid biomodel that does not represent the real skeletal unit well would not be advantageous in the treatment. Accordingly, it was researched in our study whether the machinery foundation present in our country and the solid biomodels produced were in the reliability range allowing medical applications or not. Literature review shows studies similar to ours, concerning the anatomical sensitivity between the skull and the solid biomodel (8).

The skeletal unit used in the study was thoroughly chosen to have as many teeth as possible. Possible anatomical changes and lack of symmetry in the edentulous zones could be an inconvenience for the measurement criteria.

Any artificial extras, i.e. metal filling or prostheses that could impair the imaging through reflection were excluded at the computerized tomography stage. Such reflections origi-



del arasında anatomik hassasiyetin araştırıldığı, çalışmamıza benzer araştırmalar mevcuttur (8).

Çalışmada kullanılan iskeletsel ünite mümkün olduğunca çok sayıda diş bulunmasına dikkat edilmiştir. Eksik diş bölgelerinde olabilecek anatomik değişimler ve çenenin eksik dişler bölgesinde oluşabilecek simetri kaybı gibi durumların olması ölçüm kriterlerini zorlaştırabilecektir.

Bilgisayarlı tomografi aşamasında herhangi bir yansıma sebep olarak görüntülemeyi bozabilecek metal dolgu, protez gibi doğal olmayan eklentilerin bulunmamasına özen gösterilmiştir. Metalden kaynaklanacak bu tür yansımalar, görüntülemeyi bozacağı için, sayısal ve katı modellerdeki boyutsal hassasiyeti de negatif yönde etkileyecektir.

İleriye yaşlarda insanların diş kayıpları ve dolgu, protez gibi diş tedavileri görmüş olma olasılığı da göz önünde bulundurularak, çalışmada 13 yaşında vefat eden ve herhangi bir diş kaybı ve restorasyonu bulunmayan bir kız çocuğuna ait alt çene kemiği iskeletsel ünite olarak kullanılmıştır. Kemikte, ölçümü etkileyecek derecede oransal ve yapısal bir asimetri yoktur. Ayrıca herhangi bir kırık, çatlak veya ölçümü etkileyecek düzeyde madde kaybı olmamasının yanı sıra ölçümde kullanılacak anatomik unsurların (foramenler, çıkıntılar vs.) kemik üzerinde görsel olarak belirgin ve tam olarak ifade edilebiliyor olduğu görülmüştür. Sonuç olarak kopyalanacak ünitenin bu çalışmaya uygun olduğu görülmüştür.

Çalışmamızda, iskeletsel ünite ile kopya katı biyomodel arasındaki boyutsal hassasiyet bir sayısal kompas ile doğrusal ölçümler yapılarak değerlendirilmiştir. Burada ölçümün sadece doğrusal olarak yapılmış olması, ölçüm için elle kontrol edilen bir kompas kullanılması ve yüzey topografilerinin karşılaştırılmamış olması hassasiyet konusunda akla soru işaretleri getirebilir. Ancak, tıp alanında, özellikle kemikte kullanılan kesi aletlerinin kalınlığına ve fiksasyonda kullanılan vida çaplarına bakıldığında çalışma toleransının milimetre mertebesinde olduğu, mühendislik uygulamalarına kıyasla oldukça toleranslı boyutlarda çalışılabildiği görülmektedir. Kaynaklara bakıldığında hızlı prototipleme cihazlarının hassasiyetinin ölçüldüğü çalışmalarda, hızlı prototipleme cihazlarının 1 mm'nin altında hassasiyette üretim yapabildikleri bildirilmektedir (9). Ayrıca yüzey ve kurvatür hassasiyeti ile boyutsal ilişkileri, bu

İskeletsel ölçümler / Skeletal measurement	*
Fürün parametreler % 95 güven aralığı için / All parameters are in reliability range % 95	-2.29/-2.44
Dişsel ölçümler / Dental measurement	
3 parametre %95 güven aralığı için / 3 parameters in reliability range % 95	-5.9/-5.75
4 parametre % 95 güven aralığı için / 4 parameters out of reliability range % 95	-0.6/-3.44

Tablo IV: İskeletsel ve dişsel referans noktalar arasında yapılan ölçümler.

Table IV: The measurements of dental and skeletal reference points.

nating from metals would also have a negative effect on the dimensional sensitivity of numerical and solid biomodels.

Regarding the possibility of elder people lacking their teeth or having dental treatments such as fillings or prostheses, a mandibular bone completely dentate and devoid of any restoration belonging to a girl who had died at the age of 13 has been used as the skeletal unit. There is neither a proportional or structural asymmetry nor a fracture, crack or any material loss that could affect the measurement in the bone. Additionally, the anatomical landmarks (foramen, processes etc.) to be used in the measurement were visualized clearly on the bone. Consequently, the simulation unit has been found to be appropriate for this study.

In our study, dimensional sensitivity between the skeletal unit and the simulated solid biomodel was assessed with linear measurements using a numerical caliper compass. There may be a question about the sensitivity because the measurement was only a linear one, a caliper compass was used manually and surface topographies were not compared. However, when thickness of the cutting instruments used for bone and diameter of the fixation screws are considered, it is clearly seen that working tolerance is at the millimeter level, especially comparable to the engineering applications. Studies measuring the sensitivity of rapid prototyping machines reveal that they are capable of manufacturing at sensitivity less than 1 mm (9). Although their dimensional relations between surface and curvature sensitivity are beyond the scope of this study, there are many studies concerning the sensitivity of these prototyping machines; these data for these machines are considered as 'gold standard' today. Hence, other structures of a solid biomodel which is in conformity with the linear



çalışmanın amaçlarının dışında olmakla birlikte, ilgili prototipleme aygıtlarına ait çok sayıda hassasiyet çalışması bulunmakta; bu cihazlar için bu veriler bugün "altın standart" veriler olarak kabul görmektedir. Bu bilgiler ışığında, doğrusal ölçümler ile uyum gösteren bir katı biyomodelin diğer yapılarının da boyutsal uyumu beklenmektedir.

Bu kompas ile yapılan ölçümler, gerçek iskelet ünite ile katı biyomodel arasındaki ilişkiyi yansıtabilecek hassasiyettedir. Kaynaklara bakıldığında, özellikle hızlı prototipleme işlemlerinde üretim hassasiyetini ölçen çok ayrıntılı araştırmalar bulunmaktadır (9). Ayrıca BT' den gelen verilerin, boyutsal olarak doğru veriler olup olmadığı da bir tartışma konusudur. Katı modellemede kullanılan prototipleme aygıtı ne kadar hassas olursa olsun, BT'den elde edilen verilerin sınırladığı ölçüdeki hassasiyet değerlerinde katı biyomodel elde edilebilecektir. Bu konuda yapılan çalışmalara bakıldığında (10, 11) taranan nesnenin orjinal boyutları ile BT'den gelen veriler arasında $0,17 \text{ mm} \pm 0,07$ aralığında bir hata payı olabileceği belirtilmektedir. Bu, çalışmamızda vurgulanan kriterler göz önünde tutulduğunda milimetrenin onda biri olarak kabul edilebilir bir hata payıdır.

Çalışmada 10 iskeletsel ve 7 dişsel olmak üzere toplam 17 kriter üzerinden ölçümler yapılmıştır. Ölçümlerarası ve gözlemcilerarası metotla, her ölçüm üç defa ve üç ayrı araştırmacı tarafından aynı referans noktaları kullanılarak gerçekleştirilmiştir. Elde edilen veriler, korelasyon analizi (intraclass correlation coefficient) kullanılarak istatistiksel olarak değerlendirilmiştir.

Ölçümü yapılan iskeletsel değerlerin tamamı, iskeletsel ünitenin %95 güven aralığı içerisinde (%0,28 - %-2,44) kopyalandığını göstermiştir. Bu parametreler, iskeletsel ünite olarak adlandırılan alt çene kemiğinin transversal ve vertikal yöndeki uzunluklarıdır (Tablo IV).

Yapılan 7 dişsel ölçümün 4'ünde, kopyalama işleminin %95 güven aralığı içerisinde gerçekleştiği görülmüş olsa da (%-0,6 - %4,03), 3 ölçüm kriterinde bu aralığın dışına çıktığı bulunmuştur (%-6,9 - %-5,76). Güven aralığı dışına çıkan bu ölçümlere bakıldığında, bunların birinci ve ikinci büyük azı dişlerinin boyutları ile ilgili ölçümler olduğu görülmektedir. Bu durumun nedeni araştırılırken, dişler ile aynı kesitlerde yer alan kemik

measurements are also expected to be in agreement.

Measurements made with this caliper compass are sensitive enough to reflect the relationship between the real skeletal unit and the solid biomodel. There are very detailed researches throughout the literature measuring the production sensitivity, especially in rapid prototyping procedures (9). Furthermore, whether data from CT are dimensionally accurate or not is another issue of discussion. Obtaining solid biomodel does not depend on how sensitive is the prototyping appliance used for solid modeling; sensitivity values limited by the data from CT determine the production.

Studies relating to this subject report that there may be errors between the original dimensions of the scanned object and data from CT within the $0.17 \text{ mm} \pm 0.07$ range (10,11). When the previously mentioned criteria are taken into account, this is an acceptable error as one tenth of a millimeter.

In our study, 10 skeletal and 7 dental measurements have been made in view of 17 criteria. Each measurement has been performed three times by three separate researchers with intraobserver and interobserver methods using the same reference points. Data obtained have been evaluated statistically using the correlation analysis (intraclass correlation coefficient).

All of the skeletal values that were measured have showed that the skeletal unit had been simulated within the 95 % reliability range (0.28 % - 2.44 %). These parameters are the transversal and vertical lengths of the mandibular bone named as the skeletal unit (Table IV).

While 4 of the 7 dental measurements reveal that simulation has taken place within the 95% reliability range (0.6 % - 4.03 %), 3 measurement criteria were out of it (6.9 % - 5.76 %). The measurements out of the reliability range were inspected and they were associated with dimensional measurements of the first and second molar teeth. Despite the high measurement sensitivity of the dimensions of the bone tissues placed in the same section as the teeth, the rate of errors merely due to teeth has been more. Dental tissue is much more calcified and harder than bone tissue; as a result of this, some tissues cannot be taken on a numerical basis completely during CT and at the following software and virtual model ob-



dokuların boyutlarında ölçüm hassasiyetinin yüksek olmasına rağmen sadece dişlerde hata oranının yüksek olduğu fark edilmiştir. Bu durum, hatanın SLA katı biyomodelleme tekniğinden değil, diş dokusunun kemik dokusuna göre çok daha kalsifiye ve sert olması sonucu, BT sırasında bazı dokuların tam olarak sayısal ortama alınamamasından ve sonrasında yazılım ile sanal model elde edilmesi aşamasında verilerin bu boyutsal farkı oluşturacak yönde etki etmesinden kaynaklandığını düşündürmektedir. Kısacası hata daha BT ve sanal model oluşturma aşamasında oluşmakta ve bu durum katı biyomodel üretimine yansımaktadır. BT aşamasında oluşan bu yetersizliklerin, gerek BT çekim tekniklerinin iyileştirilmesi, gerekse yazılım teknolojilerinin geliştirilmesi ile ortadan kaldırılması mümkün olabilecektir.

SONUÇ

Bu çalışma sonucunda, elde ettiğimiz katı biyomodelin, dünya standartlarına uygun ve tıp alanında kullanılabilecek hassasiyette olduğu saptanmıştır. Bununla birlikte, bu katı biyomodelin çene-yüz cerrahisi ve implant planlamaları ve uygulamalarında güvenle kullanılabilirdiği fakat sabit veya hareketli diş protezleri ve cerrahi splint yapımı için gerekli hassasiyeti sağlamadığı açıktır.

taining stage, data are thought to affect in a way that there will be such a dimensional difference. And that is why the error is not thought to originate from the SLA solid biomodeling technique. Briefly, the error occurring at CT and virtual model formation stage extends to solid biomodel production. These inadequacies occurring at the CT stage will probably be eliminated by improvements in the CT imaging techniques and software technologies.

CONCLUSION

As a consequence of this study, it has been found out that the solid biomodel we have obtained is harmonious with global standards and sensitive enough to be used in medical fields. However, this solid biomodel obviously lacks adequate sensitivity for utilization in fabricating fixed or removable dental prostheses and surgical splints while it can be safely used for maxillofacial surgery and implantology treatment planning.

This method has been brought to our country with its global levels using the present available foundation. When continuing developments in BT technologies, improved software systems and the rapid progress in prototyping technology are considered, it is obvious that more reliable results will be achieved in a short time. Therefore, due to the developments in the afore mentioned production stages, sensitivity studies should be periodically repeated.

KAYNAKLAR/REFERENCES

1. Christensen A, Masters RT. Stereolithographic anatomical modeling: An overview. *THA TMJ Journal* 2002;1:30-35
2. Lehtonen T. Rapid prototyping and manufacturing. Tampere University of Technology, Production engineering postgraduate seminar 1999;4-11
3. Alcan T, Baysal B. Stereolitografi (SLA) yöntemi ile elde edilen üç boyutlu katı modellerin hassasiyetinin incelenmesi. 8. Uluslararası TOD sempozyumu bildiri kitapçığı. 20;2003
4. Barker TM, Earwaker WJ, Lisle DA. Accuracy of stereolithographic models of human anatomy. *Australas Radiol* 1994;38:106-111
5. Bushberg JT, Seibert JA, Leidholdt EM, Boone JM. *The Essential Physics of Medical Imaging*. Baltimore, Williams & Wilkins, 2002
6. Wang G, Vanier MW. Stair-step artifacts in three-dimensional helical CT: an experimental study. *Radiology* 1994;191:79-83
7. Lu B, Dai RP, Bai H, et al. Effects of scanning and reconstruction parameters on image quality in electron-beam CT angiography: coronary artery phantom study. *Acad Radiol* 2000;7:927-933
8. Wulf J, Vitt KD, Gehl H, Busch LC. Anatomical Accuracy in Medical 3D Modeling; *Phidias Newsletter* 2001;7:12
9. Van Lierde C, Huysmans T, Depreitere B, et al. Curvature accuracy of Rp skull models. *Phidias Newsletter* 2002;8:1-4
10. Kozak J, Stern A. Data-transfer from CT into CAD - Investigation of accuracy. Tuttlingen, Aesculap AG & Co. KG, 2003
11. Kozak et al. Semiautomated Registration Using New Markers for Assessing the Accuracy of a Navigation System, *Comput Aided Surg* 2002;7:11-24