

T.C.
SAĞLIK BAKANLIĞI
ANADOLU KUZEY HASTANELER BİRLİĞİ
GENEL SEKRETERLİĞİ
SAĞLIK BİLİMLERİ ÜNİVERSİTESİ
ÜMRANIYE EĞİTİM VE ARAŞTIRMA HASTANESİ
NÖROŞİRURJİ KLİNİĞİ

KLİNİK EĞİTİM VE İDARİ SORUMLUSU:

PROF. DR. SAİT NADERİ

**KRANIOPLASTİ CERRAHİSİNDE KULLANILAN
PROTEZLERİN MALZEME VE MUKAVEMET
ÖZELLİKLERİNİN SONLU ELEMANLAR METODU İLE
ANALİZİ VE KİŞİYE ÖZEL PROTEZ TASARIMI**

DR.SİNEM AKAY

(UZMANLIK TEZİ)

TEZ DANIŞMANI:

DOÇ.DR. ARİF TARKAN ÇALIŞANELLER

TEŞEKKÜR

Ümraniye Eğitim ve Araştırma Hastanesi Beyin ve Sinir Cerrahisi kliniğinde geçen uzmanlık eğitimim boyunca bilgi ve tecrübelerini koşulsuz olarak paylaşan, her türlü zorlukta maddi ve manevi desteğini esirgemeyen, mesleki ahlakı ve insan hayatının önemini bana her gün yeniden hatırlatan değerli hocam Prof. Dr. Sait NADERİ'ye sonsuz teşekkür eder, saygılarımı sunarım.

Eğitim süresi boyunca deneyim ve bilgilerinden istifade imkanı bulduğum, bilimselliğini örnek olarak aldığım, hoşgörü ve sabırla çalışmama ve eğitimime sonsuz özveri ile desteğini esirgemeyen Doç. Dr. Arif Tarkan ÇALIŞANELLER'e teşekkür ederim.

Tüm eğitim süresince destek ve teşvikleri ile beni motive eden ve tüm bildiklerini özveri ile aktaran Op. Dr. Mehmet Reşid ÖNEN, Op. Dr. Murat Sait SEÇKİN, Op. Dr. Evren YÜVRÜK, Op. Dr. Ali Erhan KAYALAR, Op. Dr. Aydın GERİLMEZ , Op. Dr. Ali Fatih RAMAZANOĞLU, Op. Dr. Ersin HACIYAKUPOĞLU ' na teşekkür ederim.

Tüm bu zaman aralığında beraber çalışma onuruna eriştiğim asistan arkadaşlarım Dr. Haydar GÖK, Dr. Mehmet ŞİMŞEK, Dr. Tuncay DEMİRBİLEK, Dr. Eyüp VAROL, Dr. Caner SARIKAYA, Dr. Reha Can KÖYLÜ ' ye teşekkür ederim.

Mesai saatlerimde ve nöbetlerimde beraber emek verdiğimiz hemşire arkadaşlarıma, servis sorumlusu hemşirelerimiz Fatma ÖZKAN ve Ayşe ÇANKAYA' ya, ameliyathanede öğrenimimde büyük yardımlarını gördüğüm Uğur KILIÇ, Niğmet BALCI' ya , teknisyenimiz Serdal ÇURKU'ya, her zaman yanımda olan yardımcı personellerimiz ve bölüm sekreterimize gösterdikleri ilgi saygı ve yardımları için teşekkür ederim.

Uzmanlık eğitimim süresince iyi ve kötü zamanlarda sonsuz sevgisi ve sabırla desteğini esirgemeyen canım eşim Barış AKAY'a ve bu günlere gelmemde en büyük destekçilerim olan annem Memnune TUNÇER , babam İsmail TUNÇER'e sonsuz teşekkür ederim.

Dr. Sinem AKAY

ÖZET

AMAÇ

Bu çalışmanın amacı; travma sonrası kraniyektomi uygulanan hastaların preoperatif ve postoperatif çekilmiş bilgisayarlı tomografileri (BT) kullanılarak kişiye özel kranioplasti materyallerinin sonlu elemanlar yöntemi ile incelenmesi ve bu malzemelerin mukavemet özelliklerinin bilgisayar ortamında karşılaştırılmasıdır.

GEREÇ VE YÖNTEM

2011-2015 yılları arasında hastanemize yüksek enerjili kafa travması nedeniyle başvuran ve dekompresif kraniyektomi yapılan 3 hastanın dosyaları incelendi ve çalışmaya uygun profilli hastalar tespit edildi. Çalışmaya sırasıyla çökme fraktürü sebebiyle opere edilen (Vaka 1, 42 yaşında, erkek), sol parietal bölgede 22.9 cm² alanında kemik defekti bulunan bir hasta, çökme fraktürü sebebiyle opere edilen (Vaka 2, 26 yaşında erkek), sağ frontal bölgede 4.94 cm² alanında kemik defekti bulunan bir hasta ve akut travmatik subdural hematoma sebebiyle dekompresif kraniyektomi operasyonu gerçekleştirilen (Vaka 3, 19 yaşında erkek), sol frontotemporoparietal bölgede 237.8 cm² kemik defekti bulunan bir hasta dahil edilmiştir. Hastaların preoperatif ve postoperatif BT'leri radyoloji departmanından elektronik ortamda temin edilerek bilgisayar ortamında aktarıldı. Bilgisayar ortamında ise hasta BT sonuçlarının dijitalleştirilmesi, görselleştirilmesi için Mimics Scientific ve Medical versiyonları, Dassault Systems CATIA CAD (Computer Aided Design) ve Comsol FEA (Finite element analysis) yazılımları kullanılarak bilgisayar üzerinde kemik, Polyether-ether-keton (PEEK), Titanyum ve Polimetilmetakrilat (PMMA) malzemelerinin şok ve yükleme simülasyonları gerçekleştirildi. Son olarak simülasyon sonuçları görselleştirildi. Görselleştirilen kontur ve skalalardan Von Mises stress değerleri ve deplasman (yer değiştirme) değerleri okunarak farklı malzemeler için mukavemet sonuçları karşılaştırıldı. Stres ve yerdeğiştirme sonuçları karşılaştırılırken istatistiksel analiz sonuçları için Statistical Package for the Social Sciences (SPSS)

programı kullanılmıştır. Bu program içerisinde Paired-T testi ve Wilcoxon Signed-Rank Testi uygulanmıştır.

BULGULAR

Çalışmamızda 3 hasta için ayrıntılı simülasyonlar gerçekleştirilmiştir. Bu analizler sonucunda farklı büyüklükteki kranioplasti alanları için uygulanan kemik, PEEK, titanyum, PMMA malzeme bazlı protezlerden sonuç olarak Von Misses stresleri ve yer değiştirme verileri elde edilmiştir.

Vaka 1 için kraniektomi defekti sol parietal bölgede 22.9 cm² olarak ölçüldü. Analiz sonuçlarına göre Vaka 1 için en büyük stres değerleri 78 Mpa ile kemik ile tasarlanan modellemede izlenmiş olup, en büyük yer değiştirme 0.126 mm ile PEEK malzeme ile modellemede gözlemlenmiştir. Bunun yanında en düşük stres 57 Mpa ve yer değiştirme 0.00277 mm değerleri ile titanyum malzeme ile modellemede gözlemlenmiştir.

Vaka 2 için kraniektomi defekti sağ frontal bölgede 4.94 cm² olarak ölçüldü. Analiz sonuçlarına göre Vaka 2 için en büyük stres değerleri 28 Mpa ile kemik ile tasarlanan modellemede izlenmiş olup, en büyük yer değiştirme 0.199 mm ile PEEK malzeme ile modellemede gözlemlenmiştir. Bunun yanında en düşük stres 22 Mpa ve yer değiştirme 0.00519 mm değerleri ile titanyum malzeme ile modellemede gözlemlenmiştir.

Vaka 3 için kraniektomi defekti sol frontotemporoparietal bölgede 237.8 cm² olarak ölçüldü. Analiz sonuçlarına göre Vaka 3 için en büyük stres değerleri 8.15 Mpa ile kemik ile tasarlanan modellemede izlenmiş olup, en büyük yer değiştirme 0.0474 mm ile PEEK malzeme ile modellemede gözlemlenmiştir. Bunun yanında en düşük stres 7.41 Mpa ve yer değiştirme 0.00105 mm değerleri ile titanyum malzeme ile modellemede gözlemlenmiştir.

TARTIŞMA VE SONUÇ

Sonlu elemanlar yöntemi ile kompleks mühendislik sistemlerinin incelenmesi uzun zamandır kabul gören bir uygulamadır. Artan teknolojik gelişmeler, bilgisayar kapasitelerinde ve görüntüleme sistemlerindeki gelişmeler, mühendislik ve bilgisayar uygulamalarının tıp ve cerrahi alanında daha fazla kullanımına imkan vermektedir. Bu süreçte insan vücudundaki sert yapılar olan kemiklerin ve protezlerin mühendislik uygulamalarında simüle edilmeleri hem malzeme seçiminde, hem uygun geometrilerin operasyon öncesi hazırlanmasında hemde cerrahlara operasyon öncesi öngörü sağlaması açısından oldukça önemlidir. Bu ve benzeri pozitif geri beslemeler sayesinde tıp alanında sonlu elemanlar (FEM) analizleri giderek daha fazla yer bulmakta ve bu analizleryöneticikuruluşlar tarafından standardize edilmektedir.

Bu çalışmada farklı kranial kemik defekti alanına sahip vakalar için kemik, PEEK, titanyum, PMMA malzeme modellerinin kullanıldığı şok ve sabit yük (steady structural analizler) analizleri gerçekleştirilmiştir.

Vaka 1 için en mukavemetli malzeme titanyum olup bu açıdan titanyumdan sonra PEEK, PMMA ve kemik olarak sıralanmaktadır. Mukavemet açısından kemiğe en yakın malzeme PMMA olarak gözlemlenmektedir. Esnekliği en fazla olan malzeme PEEK olup esneklik açısından sırasıyla PMMA, kemik ve titanyum olarak tespit edilmiştir. Esneklik açısından kemiğe en yakın malzeme PMMA olarak elde tespit edilmiştir.

Vaka 2 için en mukavemetli malzeme titanyum olup bu açıdan titanyumdan sonra PEEK, PMMA ve kemik olarak sıralanmaktadır. Mukavemet açısından kemiğe en yakın malzeme PMMA olarak gözlemlenmektedir. Esnekliği en fazla olan malzeme PEEK olup esneklik açısından sırasıyla PMMA, kemik ve titanyum olarak tespit edilmiştir.Esneklik açısından kemiğe en yakın malzeme PMMA olarak elde tespit edilmiştir.

Vaka 3 için en mukavemetli malzeme titanyum olup bu açıdan titanyumdan sonra PEEK, PMMA ve kemik olarak sıralanmaktadır. Mukavemet açısından kemiğe

en yakın malzeme PMMA olarak gözlemlenmektedir. Esnekliği en fazla olan malzeme PEEK olup esneklik açısından sırasıyla PMMA, kemik ve titanyum olarak tespit edilmiştir. Esneklik açısından kemiğe en yakın malzeme PMMA olarak elde tespit edilmiştir.

Bu veriler doğrultusunda defekt alanının büyüklüğünden bağımsız olarak tüm vakalarda farklı malzemeler için kemik ile karşılaştırıldığında stres ve yer değiştirme karakteristiğinin PMMA için kemiğe benzer olduğu tespit edilmiştir. En sağlam malzemenin titanyum en esnek malzemenin PEEK olduğu izlenmiştir

Anahtar Sözcükler:

Elastik malzeme, Kafa travması, Kemik, Kraniektomi, Kranioplasti, PEEK, PMMA, Protez, Sonlu elemanlar metodu, Simlasyon, şok, Titanyum

SUMMARY

OBJECTIVE

High-energy traumas are caused by various etiologies. The patients who go through these traumas are exposed to cranioplasty operations in which many different prostheses are employed. In this study, three patients' pre- and post-operative CTs and the accordingly prepared prostheses were examined in the computerized environment. Afterwards, the models in this environment were handled using the finite element method that took into account several materials and loading conditions.

MATERIAL AND METHODS

Three patients with high-energy head trauma who underwent decompressive craniectomy between 2011 and 2015 were examined and patients with appropriate profiles were identified. The first patient with a bone defect at 22.9 cm² in the left parietal region (Case 1, 42 years old male) , was operated on due to depression fracture, the second patient with a (case 2, 26 years old male) bone defect of 4.94 cm² in the right frontal region was operated due to depression fracture and, and the third patient with a 237.8 cm² bone defect in the left frontotemporoparietal region (Case 3, 19 years old male) was operated due to acute traumatic subdural hematoma. Preoperative and postoperative CT scans of the patients were obtained from radiology department in electronic environment and transferred in to computer environment. In the computer medium, for digitalization and visualization of patients CT data Mimics Scientific and Medical versions were utilized. Dassault Systems CATIA Computer Aided Design and Comsol FEA softwares were utilized for shock and loading simulations for bone, PMMA, titanium and polymethylmethacrylate (PMMA) materials. By using Von Mises stress values and displacement values obtained from the visualized contours and scales, and the strength results were compared for different materials. Stress and displacement results were compared via Statistical Package for the Social Sciences (SPSS) program. Paired-T test and Wilcoxon Signed-Rank test were applied in this program.

FINDINGS

In our study, detailed simulations were performed for 3 patients. As a result of these analyzes, Von Misses stresses and displacement data were obtained for as a result of bone, PEEK, titanium and PMMA materials for different size cranioplasty fields.

The craniectomy defect for Case 1 was measured as 22.9 cm² in the left parietal region. According to the analysis results, the greatest stress values for Case 1 were observed in the model with bone with 78 MPa and, the largest displacement was observed in the model with PEEK material with 0.126 mm. However, the lowest stress and displacement were observed in modeling with titanium material with 57 MPa and 0.00277 mm respectively.

For Case 2, the craniectomy defect was measured as 4.94 cm² in the right frontal region. According to the analysis results, the greatest stress values for Case 2 were observed in the model with bone with 28 MPa, and the largest displacement was observed in the model with PEEK material with 0.199 mm. However, the lowest stress and displacement were observed in the model with titanium material with a value of 22 MPa and 0.00519 mm respectively.

For Case 3, the craniectomy defect was measured as 237.8 cm² in the left frontotemporoparietal region. According to the results of analysis, the greatest stress values for Case 3 were observed in bone model with 8.15 MPa and the largest displacement was observed in model with PEEK material with 0.0474 mm. However, the lowest stress and displacement were observed in modeling with titanium material with a value of 7.41 MPa and 0.00105 mm respectively.

CONCLUSION

Examination of complex engineering systems with finite element method is an accepted practice for a long time. Increasing technological developments enable more use in the medical and surgical field of development, engineering and computer applications in computer capacities and imaging systems. In this process, it is very important to simulate the bones and prostheses, which are hard structures in the human body, in engineering applications both in terms of material selection, preparation of appropriate geometries before operation and foreseeing of surgeons before operation. FEM analysis in the field of medicine finds more places and is standardized by engineering executives.

In this study, shock and constant load (steady structural analysis) analyzes of bone, PEEK, titanium and PMMA material models were performed for cases with different cranial bone defect sites and sizes.

The most resistant material for Case 1 is titanium, which is followed by PEEK, PMMA and bone. The material closest to the bone in terms of strength is PMMA. The material with the greatest flexibility is PEEK, that is followed by PMMA, bone and titanium respectively. In terms of flexibility, the material closest to the bone was detected as PMMA.

For Case 2, the most resistant material is titanium, which is followed by PEEK, PMMA and bone. The material closest to the bone in terms of strength is PMMA. The material with the greatest flexibility is PEEK, that is followed by PMMA, bone and titanium respectively. In terms of flexibility, the material closest to the bone was detected as PMMA.

The most resistant material for Case 3 is titanium, which is followed by PEEK, PMMA and bone. The material closest to the bone in terms of strength is PMMA. The material with the greatest flexibility is PEEK, that is followed by PMMA, bone and titanium respectively. In terms of flexibility, the material closest to the bone was detected as PMMA.

According to our data, regardless of the size of the defect area, it was found that the stress and displacement characteristics of PMMA is similar to bone as

compared to other materials. The strongest material was observed to be titanium and the most flexible material was observed to be PEEK.

Keywords

Cranioplasty, Elastic material, Finite element methods, Head trauma, Load condition, Material properties, Shock



TABLÖLAR DİZİNİ

Tablo.1	ICD sınıflandırması (9. Revizyon)	30
Tablo.2	ICD sınıflandırması , 10. revizyon.	31
Tablo.3	Kafa yaralanmaları tolerans indeksi	35
Tablo.4	Literatürde kafa yaralanmaları için önerilen çeşitli eşik stres değerleri	41
Tablo.5	İmplant malzemeleri ve kemik yapının mekanik özellikleri.....	55
Tablo.6	Kemik,PEEK,titanyum,PMMA malzemeler için FEM yöntemi ile bulunmuş stres ve yerdeğiştirme değerleri.....	57
Tablo.7	Çalışmada incelenen kraniyektomi materyallerinin özet karşılaştırması.....	70

ŞEKİLLER DİZİNİ

Şekil.1	Bilinen ilk Türkçe beyin cerrahisi kitabı “Dimağ ve Cümcüme Afetleri ve Tedavileri” kitabından kranioplasti tekniğinin anlatıldığı bir sayfa.....	18
Şekil.2	İnsan kafatasının katmanlı yapısı.....	26
Şekil.3	Kranial kemikler ve yüz kemikleri	27
Şekil.4	Travmatik beyin yaralanması sınıflandırma ve kategorilendirilmesi	29
Şekil.5	Kafa travması ile mekanik yük arasındaki ilişki.....	34
Şekil.6	Hosey ve Liu tarafından yaratılan sonlu elemanlar kafa modeli . (A) Sagittal kesit (B) Koronal kesit.....	39
Şekil.7	Wayne State Üniversitesi tarafından geliştirilen WSUBIM modelinin farklı versiyonları	40
Şekil.8	Luis Pasteur (ULP) FEHM model (114).....	42
Şekil.9	Kungliga Tekniska Högskolan (KTH) FEHM [100, 101]	43
Şekil.10	Simüle edilmiş yaralanma takip modeli (SIMon) FEHM [(117), 103].....	44
Şekil.11	University College Dublin Brain Trauma Modeli (UCDBTM) (A) Kafatası; (B) Beyin; (C) Intrakranial kesit	44
Şekil.12	Mesh üretiminde kullanılan bazı elemanlar tipleri	49
Şekil.13	Tetrahedra elemanlar kullanılarak üretilmiş beyin dokusu mesh modeli	49
Şekil.14	Mimics programında okunmuş hasta verisi ve oluşturulmuş nokta bulutu	54
Şekil.15	Mimics programında nokta bulutu ve sonrasında hastaya göre oluşturulmuş implant.	55
Şekil.16	Vaka 1 farklı materyaller için stres karşılaştırma grafiği.....	58
Şekil.17	Vaka 1 farklı materyaller için yerdeğiştirme karşılaştırma grafiği	58
Şekil.18	Vaka 2 farklı materyaller için stres karşılaştırma grafiği.....	59
Şekil.19	Vaka 2 farklı materyaller için yerdeğiştirme karşılaştırma grafiği	59
Şekil.20	Vaka 3 farklı materyaller için stres karşılaştırma grafiği.....	60
Şekil.21	Vaka 1 farklı materyaller için yerdeğiştirme karşılaştırma grafiği	60
Şekil.22	SPPS yazılımında kemik ile PMMA, PEEK, titanyum bazlı protezlerin FEM sonuçlarının Paired Samples Test ile karşılaştırma sonuçları	64
Şekil.23	Örnek malzeme çekme diagramı	69

KISALTMALAR

BT: Bilgisayarlı tomografi

CAD: Computer Aided Design-Bilgisayar destekli tasarım

FEM:Finite Element Method-Sonlu elemanlar yöntemi

FEHM: Finite Element Head Model-Sonlu elemanlar kafa modeli

HA:Hidroksi apatit

ICD :International Statistical Classification of diseases and related health problems

MRI: Manyetik rezonans görüntüleme

PEEK:Polyether-ether-keton

PMMA : Polimetilmetakrilat

SPSS: Statistical Package for the Social Sciences

TBY: Travmatik Beyin Yaralanması

2B :İki boyutlu

3B: Üç boyutlu

İÇİNDEKİLER

TEŞEKKÜR.....	2
ÖZET	3
AMAÇ	3
GEREÇ VE YÖNTEM.....	3
TARTIŞMA VE SONUÇ	5
Anahtar Sözcükler:.....	6
SUMMARY	7
OBJECTIVE	7
MATERIAL AND METHODS.....	7
CONCLUSION.....	9
Keywords	10
TABLolar DİZİNİ	11
GRAFİKLER DİZİNİ.....	11
KISALTMALAR.....	12
1 GİRİŞ VE AMAÇ.....	15
2 GENEL BİLGİLER	17
2.1 KRANIOPlastİ	17
2.1.1 Kranioplasti Operasyonlarının ve Protezlerin Tarihçesi	17
2.1.2 Kranioplasti Endikasyonları.....	19
2.1.3 Defekt Genişliği ve Lokalizasyonu	20
2.1.4 Cerrahi Zamanlama.....	21
2.1.6 Kranioplasti Komplikasyonları	22
2.1.7 Allogreft Materyal Uygulamalarında Malzeme Seçimi	23
2.2 KALVARYAL KEMİK ANATOMİSİ	26
2.2.1 Kemik.....	27
2.3 KAFA TRAVMALARI VE KAFATASI FRAKTÜRLERİ.....	27
2.3.1 Kafa Yaralanması ve Kafatası Fraktürlerinin Sınıflandırılması.....	29
2.3.2 Beyin Yaralanma Mekanizması	31
2.3.3 Kafa Yaralanma Kriterleri	34
3 SONLU ELEMENLAR METODU.....	36
3.1 SONLU ELEMENLAR METODUNUN TARİHÇESİ	36
3.2 SONLU ELEMENLAR KAFA MODELLERİ(FEHMs)	37
3.3 SONLU ELEMENLAR KAFA MODELLERİNİN GELİŞTİRİLME SEBEPLERİ	37
3.4 MODEL GEOMETRİSİNDEKİ EVRİMLER VE KOMPLEKSİTE	37
3.5 MALZEME MODELLERİ.....	45

4.1 KAFA GEOMETRİSİNİN OLUŞTURULMASI.....	47
4.2 KAFA GEOMETRİSİNİN SONLU SAYIDA ELEMAN (Finite Element) İLE TEMSİLİ(Meshing-Meshleme):	48
4.3 MESH TEKNİĞİNİN TIPTA KULLANIMI	51
5 GEREÇ VE YÖNTEM.....	53
6 BULGULAR.....	57
7 TARTIŞMA	65
8 SONUÇ	73
9 KAYNAKÇA.....	74
10 EKLER.....	82



1 GİRİŞ VE AMAÇ

Kraniyoplasti, kranial kemik defekt veya deformitelerinin cerrahi olarak onarılması işlemidir. Kraniyoplasti estetik görünümün sağlanması ve nöral dokunun darbelerden korunması amacıyla uygulanmaktadır.

Kranial kemik defekti oluşumunun başlıca nedeni yüksek enerjili kafa travmalarıdır. Bunu kalvarial kemik tümörleri izlemektedir (1,2,3,4). Kranial kemik defektlerinin oluşum nedenleri incelendiğinde travmanın (% 67), tümörlerin (% 17), dekompressif kraniektominin (% 12.5), ve osteomyelitin (% 5) oranında bir paya sahip oldukları bildirilmiştir (5). Konjenital defektler, intrakranial anevrizma ve intraserebral apse nadir görülen diğer sebepler arasındadır.

Mevcut kemik defekti bir süre sonrakapatılmalıdır (6). Çoğu zaman parçalı kemikler yerlerine konulamaz ya da dekompresif kraniektomi uygulanır. Hastanın kendi kemiği ile onarım yapılamadığı durumlarda suni materyaller ile kranioplasti operasyonlarına ihtiyaç duyulmaktadır.

Kranioplasti uygulamalarında esas problem kırık nedeniyle kemiğin elverişsiz yada çok parçalı olması ve bu nedenle kemik yerine bu özellikleri sağlayan bir malzemedan üretilmiş materyal koyma gerekliliğidir. Materyaller, otolog kemiklerden, metaller ve oksijen etkisi ile sertleşen polimerlere kadar uzanır. Her malzemenin kendine göre elastikiyeti ve darbelere karşı mukavemeti mevcuttur. Bunun yanında kemik defektine uygun geometriyi elde etmekten, bağlantı noktalarından bağlantı elemanlarının yerleşimine kadar her değişken protezin mukavemetini etkiler. Tüm bu nedenlerden etkili ve hafif protezler elde etmek amacıyla mühendislik biliminden, özellikle mühendisliğin uygulamalı bilimler dalından yardım alınır. Yapıların mukavemetleri, farklı koşullar altındaki davranışları, ömürleri, belirli yükler altındaki deplasmanları gibi belirsizliğin hakim olduğu alanlar mühendislik biliminin çalışma alanına girmektedir. Günümüzde mekanik, kinematik ve dinamik bilimleri oldukça gelişmiş seviyelerdedir. Ancak her çözüm arayışında daha yeni ve daha kompleks problemler ortaya çıkmakta ve problemler analitik hesaplar ile çözülemeyecek seviyelere ulaşmaktadır. Bu tarz mekanik problemlere en yaratıcı çözümlerden biri ise havacılık sanayinden gelmiştir. Havacılık sanayi yapısal

mukavemet problemlerinin bilgisayar temelli metodlarla özölmesine öncölük etmiştir. Sonlu elemanlar metodu bu özölüm odaklılığının bir sonucudur. Günümüzde tıp alanında ve özellikle tıbbın biyomekanik, fraktür mekaniğı, fizyodinamik gibi alanlarında etkili olarak kullanılmaktadır. Çalışmamızda ise kraniyoplasti cerrahisindeki sonlu elemanlar metodu uygulamaları, bu uygulamalarda kullanılan bilgisayar destekli tasarım ve analiz süreçleri ile bu uygulamalardan elde edilen sonuçlar irdelenmektedir.

Bu çalışmanın amacı; travma sonrası kraniektomi uygulanan hastaların preoperatif ve postoperatif çekilmiş bilgisayarlı tomografileri (BT) kullanılarak kişiye özel kranioplasti materyallerinin sonlu elemanlar yöntemi ile incelenmesi ve bu malzemelerin mukavemet özelliklerinin bilgisayar ortamında karşılaştırılmasıdır.

2 GENEL BİLGİLER

2.1 KRANİOPLASTİ

2.1.1 Kranioplasti Operasyonlarının ve Protezlerin Tarihçesi

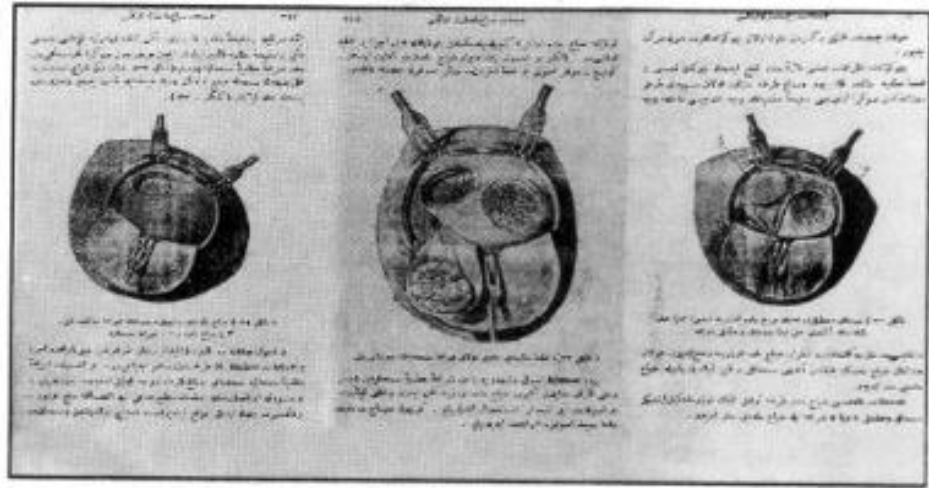
Kraniyoplasti operasyonları beyin cerrahisinin önemli operasyonlarından biri olup sıklıkla dekompresif kraniektomi operasyonları sonrasında uygulanmaktadır.

Paul Broca 19. yüzyılın başlarında milattan 4000 yıl önce İnkalar tarafından trepanasyon adı altında kafatasına cerrahi amaçlarla delik açıldığını ve deliklerin kabak ve değerli metaller ile kapatıldığını bildirmiştir (42,43). Hipokrat döneminde trepanasyon Hipokrat'ın kitabında yer almış, bundan yüzyıllar sonra Galen intrakranial hematomları tedavisinde trepanasyonun üzerinde durmuştur (43,44).

Dekomresif kraniektomi ilk olarak Kocher tarafından 1901 yılında postravmatik beyin ödemi olan hastalarda uygulanmıştır (45,46,47). 1905 yılında Cushing bir beyin tümörü hastasında kafa içi basıncın azaltılması amacıyla dekompresif kraniektomi uygulamış, post travmatik ödem tedavisinde dekompresif kraniektomiyi kullanmıştır. 1968 yılında Greenwood serebral akut enfarktli hastalarda dekompresif kraniektomi uygulamış ve mortalitenin anlamlı azaldığını bildirmiştir (48). Dekompresif kraniektomi günümüzde uygulanan şekliyle Rengachery tarafından 1981 yılında uygulanmıştır (49).

Kranioplasti uygulamalarının geçmişi milattan önce 3000 'li yıllara dek uzanmaktadır (2,50). 16. yüzyılda Osmanlılar zamanında kranial kemik defektlerinin onarımı ile ilgili metinler bulunmuştur (43,51). Fallopius tarafından 16. yüzyılda altın plak ile kranioplasti uygulamasından söz edilmiştir. 1668 yılında Meereken bir köpekten alınan kranial kemikleri, rus bir hastada kranial defekt onarımında kullanmıştır. 1917 yılında hastane yemeklerinden alınan sığır skapulası kranioplasti materyali olarak kullanılmış ve “soup bone” kranioplasti olarak adlandırılmıştır (34).

Bilinen ilk türkçe beyin cerrahisi kitabı olan ve 1924 yılında genel cerrah Mim Kemal Öke tarafından yayımlanan “Dimağ ve Cümcüme Afetleri ve Tedavileri” kitabının ikinci bölümünde kranioplasti tekniğine resimli olarak yer verilmiştir (52).



Şekil .1 Bilinen ilk Türkçe beyin cerrahisi kitabı “Dimag ve Cümcüme Afetleri ve Tedavileri” kitabından kranioplasti tekniğinin anlatıldığı bir sayfa

1937 yılında Orell kemik defekt rekonstrüksiyonunda rezeke insan kemiği kullanımını ilk kez rapor etmiştir (53).

İkinci dünya savaşından sonra kranioplasti büyük oranda ihtiyaç haline gelmiştir (54). Kranioplasti uygulamalarında otojen kemik kullanımı 1950 yıllarında başlamıştır. Başlangıçta ucuz olması ve genetik uygunluk açısından avantajlı olması sebebiyle otojen kemik kullanımı tercih edilirken; ortaya çıkan komplikasyonlar ve otojen greftin reabsorbsiyonu sebebiyle greft kaybı , otojen kemik greftinin fragmente oluşu sebebiyle yerine konulamaması, otogreft alınan donör yeri problemleri, yeterli rekonstrüksiyonun sağlanamaması ve saklama koşullarının zorluğu gibi pek çok nedenden dolayı yerini allogreft materyallere bırakmıştır.

PMMA 1940 yılında üretilmiş ve ilk olarak diş hekimliği alanında uygulanmakta iken kranioplasti amacıyla öncelikle hayvan deneylerinde uygulanmıştır. Yapılan çalışmalarda görülmüştür ki; polimetilmetakrilat herhangi bir reaksiyona yol açmaksızın ve çevre dokulara zarar vermeksizin duraya yapışmaktadır. 1954 de William Spence ile insanda kranioplasti materyali olarak kullanılmaya başlanmıştır (55,56).

Titanyum 1796 yılında keşfedilmiş bir metaldir. 70 yıldır nöroşirurji, ortopedi ve diş hekimliği alanlarında kullanılmaktadır (127).

PEEK 2000'li yılların başından bu yana kranioplasti materyali olarak kullanılmaktadır (126).

Kranioplasti uygulamalarında zamanla en uygun malzemenin kullanılması amacıyla pek çok yeni materyal üretilmiş ve kullanıma sunulmuştur. Bu amaçla pek çok çalışma halen devam etmektedir.

2.1.2 Kranioplasti Endikasyonları

Kranioplasti uygulamalarında sıklıkla amaç; kozmetik ve darbelere karşı koruyucu rekonstrüksiyonun sağlanmasıdır. Bunun yanında literatürde kranioplastinin serebral hemodinamiyi ve metabolizmayı düzenlemek suretiyle nörolojik bulguları iyileştirici etki gösterdiği ve intraserebral hipotansiyonun engellenmesinde etkili olduğu rapor edilmiştir (7,8,9,10,11).

Kranioplasti çeşitli sebeplerle dekompresif kraniektomi uygulanmış hastalarda kemik defektinin kapatılması amacıyla sıkça uygulanmaktadır. Kraniektomi uygulanan hastalarda serebral kan akımı ve metabolizması ile nörolojik tablo uygunsuz olarak etkilenir.

Dekompresif kraniektomi, akut kafa içi basınç artışı tedavisinde etkili bir yöntemdir. Akut beyin ödemi, akut subdural hematom, spontan veya travmatik intraserebral hematom ve serebrovasküler hastalıklarda serebral dokunun korunması amacıyla da uygulanmaktadır. Sıklıkla yüksek enerjili kafa travmaları sebebiyle meydana gelen ağır serebral yaralanmalarda, medikal tedaviye dirençli intrakranial hipertansiyonun önlenmesi ve ikincil beyin hasarını en aza indirmek amacıyla uygulanır. Dekompresif kraniektomi geniş serebral enfarkta sekonder gelişen malign serebral ödem tedavisinde, medikal tedavinin yetersiz olduğu durumlarda da uygulanmaktadır. Cerrahide amaç yeterli genişlikte kraniektomi uygulanarak intrakranial alanın genişletilmesi suretiyle serebral perfüzyonun düzenlenmesi, serebral ödem ve herniasyonun önlenmesidir. Kranioplasti gerektiren kalvarium lezyonları ise neoplastik, inflamatuvar ve konjenital lezyonlardır (12).

Kranioplasti kalvarial kitle eksizyonları sonrasında sıklıkla uygulanmaktadır. Kalvarial kemik neoplastik lezyonları; primer tümörler, metastatik tümörler veya

metabolik hastalıklara bağılı değişiklikleri içerir. Kalvarial kemik primer benign lezyonları primer malign lezyonlarından daha sıktır (26). Osteom, fibröz displazi, osseoz hemanjiom, epidermoid kist, dermod kist, eozinofilik granülom, interosseoz menenjiom, Ewing's sarkomu, osteosarkom, multiple myelom primer kalvarial tümörlerdir. Kalvarial metastazlar ikinci sıklıkta görülürler ve insidansı % 12,4' tür (13). Bunlar erişkinlerde en sık akciğer, meme, prostat, tiroid, böbrek, multiple myelom; çocuklarda ise nöroblastomdur. Tedavide amaç geniş cerrahi rezeksizyon ve kranioplasti uygulanmasıdır. Kranioplasti, operasyon esnasında veya sonrasında uygulanabilir.

Kranioplasti operasyonlarının diğer nadir endikasyonları; osteomyelit sebebiyle uygulanmış kraniektomi operasyonu sonrası, konjenital defektler, metabolik kemik hastalıkları ve büyüyen kafatası kırıklarıdır (14).

Kranioplasti endikasyonları arasında; defektin oluşumundan birkaç ay sonra ortaya çıkan, özellikle geniş kemik defekti varlığında izlenen, baş ağrısı, huzursuzluk, davranış değişiklikleri, motor defisit, afazi ve epileptik nöbet gibi psikişik ve nörolojik bulguları içeren trephine sendromu sayılmaktadır (15,16,17) . Trephine sendromu en sık pariyetal ve frontal kemik defektlerinde izlenmektedir.

2.1.3 Defekt Genişliği ve Lokalizasyonu

Kemik defektinin genişliği direkt primer nedenle ilişkilidir. Literatürde kranial kemik defektinin genişliği sıklıkla üç şekilde sınıflandırılmıştır ;

1. 100 cm² den dar ve geniş olmak üzere
2. 150 cm² den dar ve geniş olmak üzere
3. <25 cm² küçük ,25-200 cm² orta ve >200 cm² büyük olmak üzere (18).

Kemik defektinin lokalizasyonu en sık frontal, pariyetal, frontopariyetal ve frontotemporal bölge olarak bildirilmektedir. Kemik defektinin genişliği ve lokalizasyonunun önemi; kullanılacak olan kranioplasti materyalinin seçimi hususundadır. Ancak pek çok tartışmaya rağmen bu hususta net bir algoritma henüz ortaya konamamıştır.

2.1.4 Cerrahi Zamanlama

Cerrahi zamanlama kranioplasti operasyonları için halen büyük bir tartışma konusudur. Bunun sebebi kranioplasti operasyonlarından sonra anlamlı oranlarda artmış enfeksiyon riskidir. H. Becker ve ark. (19) enfeksiyon şüphesi varlığında bu süreyi 3 ay, R.L.Timmons (20,21) ise kranioplastinin 6-12 ay sonra uygulanması gerektiğini bildirmişlerdir. Genel görüş yararı tam olarak ortaya konamamış olsa da kranioplasti uygulaması için ortalama 1 yıl beklenmesi yönündedir (6).

2.1.5 Kranioplasti Standart Operasyon Prosedürü

Kranioplasti operasyonları genel anestezi altında gerçekleştirilmektedir. Cerrahi esnasında daha önce travmaya bağlı ya da cerrahi sonucu oluşmuş kemik defekti üzerindeki skar dokusunun diseksiyonuna dikkat edilmelidir. Cilt diseksiyonu cilt flebinin vaskülaritesine uygun yapılmalıdır. Skalpin duradan diseksiyonu esnasında dura defekti oluşmaması için azami özen gösterilmelidir. Eğer dura defekti gelişirse, beyin omurilik sıvı koleksiyonu oluşumu ve ortaya çıkabilecek enfeksiyonun serebral dokuya yayılımını engellemek amacıyla defekt su geçirmez tarzda duraplasti ile onarılmalıdır. Kraniektomi defektinin sınırları, kranioplasti materyalinin kemiğe iyi temasının sağlanması ve osteogenezisin desteklenmesi amacıyla olabildiğince ortaya konulmalıdır. Kranioplasti materyalinin stabilizasyonu operasyonun en önemli aşamasıdır. Stabilizasyonun sağlanmasının önemi kranioplasti materyalinde hareketlilik olması durumunda füzyonun gecikecek olmasıdır. Kranoplasti materyali yerleştirilirken stabilizasyonun sağlam yapılması amacıyla miniplak ve vidalar kullanılmalıdır (57).

2.1.6 Kranioplasti Komplikasyonları

Kranioplasti operasyonlarının en önemli komplikasyonu enfeksiyonlardır. Enfeksiyonların önlenmesinde ana önlemleri profilaktik antibiyotik uygulaması, cerrahi zamanlama ve kullanılan materyalin özellikleri oluşturmaktadır.

Profilaktik antibiyotik uygulamalarıyla bu sorunun önüne geçilmeye çalışılmaktadır. Bu amaçla hastalara uygulanacak antibiyotik etken maddesi, uygulama dozu ve süresi ile ilgili net bir protokol henüz oluşturulamamıştır. Enfeksiyonlar erken dönem ve geç dönem enfeksiyonlar olarak iki gruba ayrılır. Genel görüş geç dönem görülen enfeksiyonların ve sistemik enfeksiyonların daha ciddi olduğu yönündedir. Enfeksiyonlarda yara kültürlerinde en sık tespit edilen etkenler staphylococcus aureus ve staphylococcus epidermidis olarak bildirilmektedir.

Enfeksiyon oluşumunda en önemli risk faktörünün daha önce geçirilmiş enfeksiyon öyküsü olduğu bildirilmiştir (22,23,24,25). Tokoro ve ark. çalışmalarında, kraniektomi alanında daha önce geçirilmiş enfeksiyon öyküsü varlığında, kranioplasti uygulaması sonrası ortaya çıkan enfeksiyon oranını %23.1 olarak bildirmişlerdir (23). Rish ve ark. ise bu oranı %32 olarak bildirmişlerdir (24).

Kranioplasti sonrası ortaya çıkan enfeksiyonlarda diğer bir risk faktörü ilk operasyon ile kranioplasti uygulaması arasındaki bekleme zamandır. Bir çok çalışmacı kranioplasti zamanının ertelenmesi hususunda hemfikirlerdir (23). Yamaura ve ark. çalışmalarında, enfeksiyon görülen tüm olguların dekompresif kraniektomi operasyonu sonrası ilk 3 ay içerisinde kranioplasti uygulanmış olgular olduğunu bildirmişlerdir (26).

Kranioplasti uygulamalarında pek çok farklı materyal kullanılmaktadır. Başlangıçta bu amaçla otolog ve heterolog kemik greftleri kullanılmıştır. Otojen greftlerin ucuz olması ve genetik uygunluk açısından avantajlı olması sebebiyle otolog kemik kullanımı yaygın iken; artmış enfeksiyon oranları, aseptik nekroz gelişmesi, travma sebebiyle kemiğin fragmente ya da enfekte ve nekrotik oluşu, subkutan dokuda resorbsiyona ve kranioplasti operasyonu sonrası kemiğin resorbsiyona uğraması sebebiyle defektin yeterli kapatılamaması ve saklama koşullarının zorluğu gibi pek çok nedenden dolayı yerini allogreft materyallere bırakmıştır. Otojen kemik grefti

kullanımında enfeksiyon oranı %33olarak bildirilmiştir (27). Otologkranioplasti uygulamalarında %25' lere varan oranda aseptik kemik nekrozu ve bu sebeple greft kaybı izlenmekte olup,allogreft materyal ile değiştirilmesi gerekebilmektedir.

Allogreft materyal kullanımında hangi malzemenin seçileceği özellikle ortaya çıkabilecek komplikasyonlar açısından en büyük tartışma konusudur. Enfeksiyon oranlarının ortaya konması hususunda yapılan çalışmalarda pek çok farklı sonuç bildirilmiştir. Bu sebeple tam bir fikir birliği henüz sağlanamamıştır(28).

Kranioplasti operasyonlarının olası diğer komplikasyonları; akut enfarkt, epileptik nöbet,epidural hematoma, subdural hematoma, intraserebral hematoma, yara açılması, ısı sensitivitesi, cilt altı koleksiyon, subgaleal ve epidural koleksiyon, implant dislokasyonu ve fraktürü olarak belirtilmiştir (28).

2.1.7 Allogreft Materyal Uygulamalarında Malzeme Seçimi

Allogreft kranioplasti uygulamalarında uygun malzeme seçimi,implantasyon başarısını belirleyen en önemli faktörlerdendir. En büyük tartışma her hasta için en uygun malzemenin seçimi hususunda olmuştur. Malzeme seçiminde reoperasyon ve komplikasyon oranları, klinik ve nörolojik sonuçlar, hastanede kalış süreleri, yaşam kalitesi, defektin büyüklüğü, lokalizasyonu, şekli, maliyet, uygulama kolaylığı ve kozmetik sonuçlar ön plandadır.

Allogreft malzemeler belli kriterlere uygun olmalıdır. Biyolojik olarak dokular ile uyumlu olmalı, antijenik olmamalı, rezorbe olmamalı, esnek ve hafif olmalı, darbelere karşı dayanıklı olmalı, osteogenezisi engellememeli, radyolojik tetkiklere engel teşkil etmemeli, ısı ve elektirik iletkenliği düşük olmalı, inflamasyon ve enfeksiyon oluşturma eğilimi düşük olmalı, düşük maliyetli olmalı, kolay üretilbilmeli, uygulaması kolay olmalıdır. Özellikle çocuklarda kullanılacak malzemelerin osteogenezisi engellememesi gerekmektedir.

Allogreft kranioplasti malzemeleri olarak; polimetilmetakrilat (akrilik), polietilen, hidroksilapatit (HA) kaplı seramik, titanyum, poly-ether-ether ketone (PEEK), demineralize kemik matriks, polipropilen polyester, platin, altın, gümüş, kobalt, krom, molibden, zirkonyum, aliminyum, paslanmaz çelik kullanılabilmektedir

(29,30,31). Hasta için en uygun malzemenin seçimi kranioplasti uygulamalarında en büyük tartışma konusudur (32,33).

Alloplastik kranioplastide en sık polimetilmetakrilat (PMMA) kullanılmaktadır. PMMA doku uyumluluğu yüksek, sağlam, hafif, ucuz olması ve radyolojik tetkiklere imkan vermesi sebebiyle tercih edilmektedir. Dezavantajları ise; erken ve geç dönem görülen artmış enfeksiyon riski, artmış ekstrakranial ve intrakranial kanama riski, ekzotermik reaksiyona sebep olup doku hasarına sebep olması, yaygın subgaleal koleksiyona sebep olabilmesidir (34,35). Kozmetik sonuçları tartışmalıdır. Özellikle geniş kemik defekti olan hastalarda kozmetik şekil verilmesi oldukça güç bir materyaldir. Buna rağmen geniş kemik defektlerinde en sık tercih edilen malzemedir. PMMA ile kranioplasti uygulamalarında enfeksiyon oranı literatür serilerinde % 1-12 oranları arasında bildirilmiştir (36,37,38,24).

Kranioplasti uygulamalarında hidroksiapatit (HA) diğer sık tercih edilen malzemedir. Avantajları; minimal doku reaksiyonu, kemik onarımını desteklemesi ve gözenekli yapısı sayesinde iyi osteointegrasyon sağlamasıdır. Osteointegrasyonu desteklemesi sebebiyle genç hastalarda tercih edilmektedir. Ancak yapılan osteogenetik çalışmalar hayvan deneyleriyle sınırlıdır. Dezavantajları; mekanik strese yeterince dayanıklı olmaması sebebiyle kolay kırılabilmesi ve %3-50 oranları arasında reabsorbsiyon görülmesidir (34). Materyalin sağlamlaştırılması amacıyla titanyum mesh ile birlikte kullanımında daha dayanıklı hale getirilebileceği bildirilmiştir. Literatür taramalarında beklenen enfeksiyon oranı ortalama %2 olarak bildirilmiştir (39) .

Titanyum özellikle geniş kemik defektlerinde kullanılan metal kranioplasti materyalidir. Şekil verilmesi zor bir malzemedir. Titanyum sağlam, biyouyumluluğu yüksek, radyolojik tetkiklere engel teşkil etmeyen yapıda, enfeksiyon riski sinüs onarımlarında dahi düşük, operasyon esnasında iyi fiksasyon sağlaması açısından avantajlıdır. Son yıllarda titanyum mesh sıklıkla sement materyalleri desteklemek amacıyla kullanılmaktadır. Bu şekilde kombine uygulamalarda amaç; titanyumun mekanik strese karşı direncinden, sement materyallerin remodelling özelliklerinden faydalanmaktır (34).

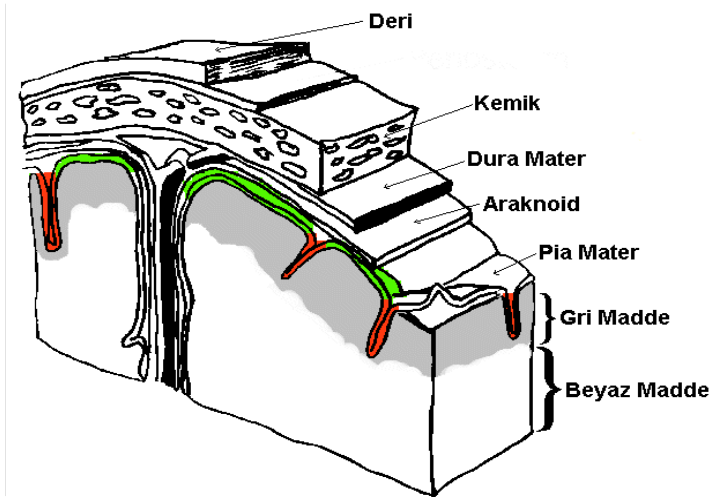
Küçük ve orta büyüklükte kemik defektlerinin kapatılmasında polietilen uygun bir malzeme olarak görülmektedir. Yapılan çalışmalarda polimetilmetakrilat (PMMA) ile karşılaştırıldığında enfeksiyon oranının daha düşük ve kozmetik sonuçların daha iyi olduğu belirtilmiştir (40). Ayrıca diğer kranioplasti materyalleri ile karşılaştırıldığında enfeksiyon oranlarının daha düşük olduğu ve sistemik antibiyotikler ile enfeksiyon tedavisinin materyal çıkarılmaksızın mümkün olduğu belirtilmiştir(34). Ancak büyük defektlerin kapatılmasında yetersizdir ve sağlam değildir(41).

Literatürde yapılan çalışmalar incelendiğinde kranioplasti uygulamalarında materyal seçiminde hala en uygun malzeme ortaya konamamıştır ve seçim cerrahın tercihine bırakılmıştır. Günümüzde en iyi kozmetik sonuçların elde edilebilmesi amacıyla kişiye özel kranioplasti materyal üretiminin popülaritesi artmaktadır.

2.2 KALVARYAL KEMİK ANATOMİSİ

Kalvarium; frontal, parietal kemikler, oksipital ve temporal kemiğin küçük bir kesimi ile ilişkili kemikler arasındaki sütural bağlantılar ile birlikte meydana gelen ve beyin dokusunu çevreleyen yapıdır. İç ve dış tabula olmak üzere iki kortikal tabaka ve bunların arasında yer alan kemik iliği aralığından (diploe) oluşur.

Kafa insan vücudunda kaza yada şiddet nedenli dış yükler etkisinde yaralanmaya en müsait yapıdır. Bu yapı anatomik olarak insan vücudundaki en kompleks ve önemli yapıdır ancak sadece irregüler ve kompleks kemik yapısıyla değil ayrıca beyin nörovasküler yapısı, sinüs ve membran sistemleri de bu hassasiyette etkilidir. Kafa yaralanmalarını daha iyi anlamak için insan kafa anatomisini temel seviyede anlayacak bilgiye sahip olmak gereklidir. Kafa çoklu katmanlı bir yapı olarak en dışta skalp (cilt, ciltaltı yağ ve bağ doku, aponevroz doku, gevşek areolar bağlayıcı dokular ve perikranium) ; altında dış tabula, diploe ve iç tabulanın oluşturduğu kemik; altında dura mater, arachnoidea mater, serebrospinal sıvı ve pia mater den oluşan beyin zarları, altında beyin dokusu (beyaz madde ve gri madde) ve vasküler yapılardan oluşur. Bu yapılanma aşağıdaki Şekilde gösterilmektedir.

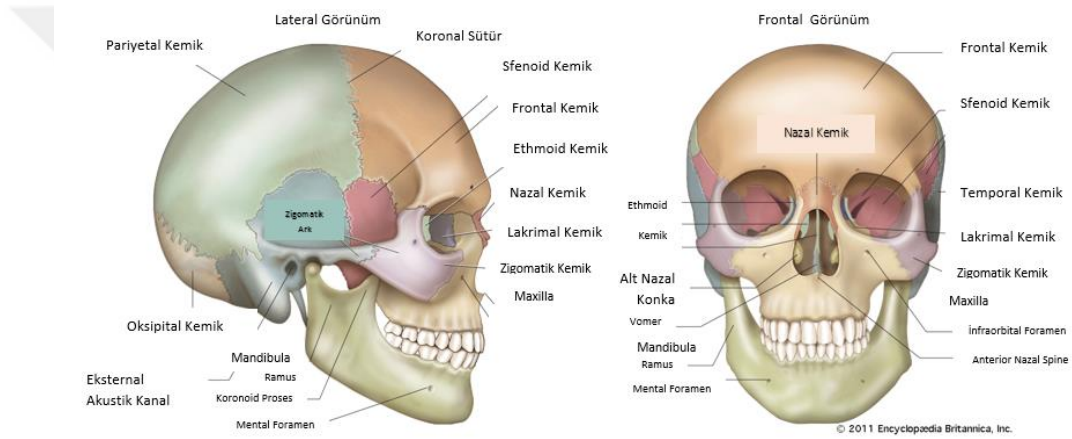


Şekil.2 İnsan kafatasının katmanlı yapısı

2.2.1 Kemik

Kalvarium kemik dokudan oluşan yüz kemiklerini destekleyen ve beyin boşluğunu şekillendiren yapıdır. İki kemik grubundan oluşur bunlardan 8 tanesi kranial ve 14 tanesi fasial kemiktir (Şekil 3).

Kranial kemiklerin başlıca amacı kranial boşluktaki beyin dokusunu darbelerden korumaktır. Bunun yanında bu kemikler kafa ve çene kemikleri için bağlantı noktası olma görevi üstlenirler. Fasial kemikler özel işlevli duyu organlarına boşluk yaratmak ve hava ve yiyecek alımını sağlayan boşlukları oluşturmak görevini üstlenmektedir. Bunun yanında dişler için bağlantı noktası oluşturmaktadırlar.



Şekil.3 Kranial kemikler ve yüz kemikleri

2.3 KAFA TRAVMALARI VE KAFATASI FRAKTÜRLERİ

Kafa travmaları; kranial kemik fraktürlerini, diffüz beyin yaralanmasını ve fokal beyin yaralanmalarını içermektedir. Epidural hematoma, akut subdural hematoma ve travmatik intraserebral hematoma fokal beyin yaralanmaları içinde değerlendirilmektedir. Kranial fraktürler lineer, komünike, diastatik, kafa tabanı ve çökme fraktürleri şeklinde görülmektedir.

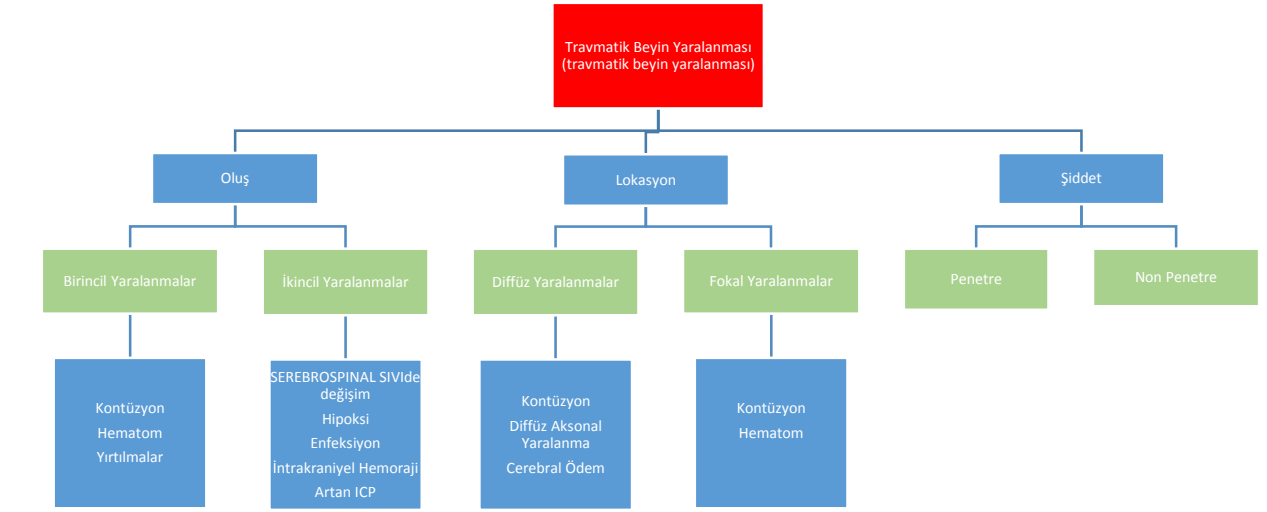
Kafa travması, özellikle gelişmekte olan ülkelerde meydana gelen ölüm ve sakatlıkların başlıca sebeplerindendir (60). Yapılan çalışmalarda tüm dünyada olduğu

gibi ülkemizde de başta trafik kazaları olmak üzere , iş kazaları, düşmeler ve ateşli silah yaralanmaları kafa travmasının en sık nedenleri olarak bildirilmiştir.

Kafa travmasında travmatik kuvvetlerin fiziksel tipleri şunlardır:

- Kompresyon
- Rotasyon
- Akselerasyon
- Deselerasyon

Dünya Sağlık Örgütü (DSÖ) verilerine göre tüm dünyada her yıl 3,5 milyon insan travma sebebiyle hayatını kaybetmektedir (61,62,63). Travma kaynaklı en sık görülen ve en ciddi yaralanmalar kafa yaralanmalarıdır (64). Kafa travmaları tüm toplumlarda %6 ile %23 arasında mortalite oranına sahiptir (65). Gelişmiş ülkelerde ise travma kaynaklı ölümlerin yaklaşık yarısı kafa travmaları nedeni ile olmakta ve yüksek morbidite oranlarıyla seyretmektedir (66). Kafa travmalarındaki ölüm oranı, kafa travması içermeyen travmalardaki ölüm oranının yaklaşık üç katıdır. Bunun yanında kafa travmaları sadece ölümden değil, daha fazla oranda morbiditeden de sorumludur (67). Aynı zamanda ekonomik olarak toplumu etkileyen ve Amerika Birleşik Devletleri'nde iş gücü kaybı ve sağlık harcamaları nedeniyle 35 ile 50 milyar dolar kayba sahip olan bir sorundur. Bu travmaların en büyük sebebi ise trafik kazaları olmakla birlikte diğer sebepler; düşme, şiddet, intihar, yangın ve spor olarak sıralanabilir.



Şekil. 4 Travmatik beyin yaralanması sınıflandırma ve kategorilendirilmesi

2.3.1 Kafa Yaralanması ve Kafatası Fraktürlerinin Sınıflandırılması

Literatürde sıklıkla kafa yaralanması ve beyin yaralanması birbirlerinin yerine kullanılabilmektedir (69,70). Kafa yaralanmasının epidemiyolojik tanımlanmasında her vakanın farklılığı nedeniyle uzlaşma bulunmamaktadır. Kafa yaralanması tanımı kesin netlikte olmayıp literatürde yüz, skalp ve kalvariuma alınan darbelerle oluşan yaralanmaları içerir (71). Basit haliyle kafatası ve beyin yaralanmalarını ifade eder (72).

Anatomik olarak ise kafa yaralanmaları mandibulanın alt sınırının üstüne alınan fiziksel travmalar olarak tariflenir (73). Bu tarif beyni içerebilir yada içermeyebilir. Epidemiyolojik raporlara göre (74), kafa travması ayrıca “bilinç kaybı, post travmatik amnezi, kafatası kırığını ve beyin yaralanmasını gösteren kanıtlar olması durumu olarak tanımlanır”.

Goldsmith tarafından tanımlanan ve klinik bulgularla desteklenen çalışmasında; kafatası kırığı, beyin hasarının eşlik ettiği veya etmediği durumlarda gerçekleşebilir. Bununla birlikte beyin hasarı kafatası kırığı olmaksızın da görülebilir (75). Jagger tarafından beyin yaralanması daha net tanımlanmıştır. Beyin yaralanması doğum travması haricinde mekanik kaynaklı fiziksel hasar veya fonksiyonel bozulma

olarak tanımlanır (76). Dünya Sağlık Örgütü (DSÖ) hastalıkların sınıflandırılması ile ilgili düzenli dökümantasyonlar yayınlamaktadır. Kafa travmaları ve yaralanmalarından; yaralanma, zehirlenme ve dış kaynaklı kesin sonuçlar başlığı altında bahsedilmiştir. 1950 öncesinde travma dış kaynaklı olarak E kodu ile kodlanmış ve sistematik olarak kafa travmasının sonuçlarının elde edilmesi ile ilgili metod kullanılmamıştır. Kafa travmalarından sadece ICD ‘nin 5 inci düzeltmesinde bahsedilmiş ve yaralanmanın doğasına bağlı olarak N kodu ile tanımlanmıştır. Yaralanmanın diagnozu ise ICD-9-CM de dahil edilmiş ve 3 rakamlı başlıklarla başlıca diagnoz grubu olan kafatası fraktürü ve intrakranial yaralanma olarak ayrılmıştır. (Tablo 1). ICD(ICD-10) da ise kafa yaralanmaları daha ayrıntılı olarak başlık kodları ile klinik diagnozu yansıtacak şekilde indekslenmiştir (77,78) . (Tablo 2).

Başlık	Tanımlama
<i>Kafatası Fraktürü</i>	
N800	Kafatası kubbe fraktürü
N801	Kafatası taban fraktürü
N802	Yüz kemikleri fraktürü
N803	Diğer veya kesin kafa fraktürleri
N804	Multipl fraktürler
<i>Intrakraniyal Yaralanma</i>	
N850	Bilinç Kaybı
N851	Serebral yaralanma ve kontüzyon
N852	Subaraknoid, subdural ve ekstradural hemoraji
N853	Diğer ve tanımlanmamış intrakranial hemoraji
N854	Diğer ve tanımlanmamış sebeplerle intrakranial yaralanma

Tablo.1 ICD sınıflandırması (9. Revizyon)

Başlık	Tanımlama
S00	Süperfisyal yaralanma (Serebral kontüzyon, fokal yaralanma hariç)
S01	Kafada açık yara (Kafanın kopması, orbita yaralanması, travmatik amputasyon hariç)
S02	Kafatası ve yüz kemiklerinde fraktür Kapalı fraktür (0) Açık fraktür (1)
S03	Dislokasyon, bağlantı ve ligamanların gerilmesi
S04	Kranial sinirlerde yaralanma
S05	Göz ve orbita yaralanması
S06	İntrakranial yaralanma
S07	Ezici yaralanmalar
S08	Kafanın bir parçasının travmatik amputasyonu
S09	Diğer ve tanımlanmamış yaralanmalar

Tablo.2 ICD sınıflandırması , 10. revizyon. [25, 26]

2.3.2 Beyin Yaralanma Mekanizması

Günümüzde travmatik beyin yaralanmasını açıklamaya yönelik birçok mekanizma bulunmaktadır. Bunlar pozitif basınç, negatif basınç, basınç gradyeni ile birlikte rotasyonel etki olarak sıralanabilir. Kafa yaralanmasında kafa statik yada dinamik olabilen dış yük etkisi altında kalmaktadır. Kafanın katmanlı yapısında kontakt fenomeni, fraktür, ve kafatasının penetre olması dış kaynaklı kuvvet etkisiyle gözlemlenir ve bu darbe kafa derisinde yırtılma, ekstradural hematoma, kafatası fraktürü, serebral kontüzyon ve intraserebral kanamaya neden olur (68). Ayrıca skalp mekanik yüklenmeden gelen kuvvetleri yayar. Bu dış kaynaklı darbe kafanın lineer ve rotasyonel hareket etmesine neden olur. Daha çok gözlemlenen yaralanma ise kafanın ivmeli olarak yerdeğiştirme ve dönmenin kombine hareketi şeklinde ekzantrik olarak yüklenmesi sonucunda oluşmaktadır. Kraniumun şekli önemli bir koruma geometrisi oluşturmasına rağmen taban boyunca uzanan şekli yavaşlama ve hızlanma nedeniyle oluşan ivmelenmelerde beynin kemiksi kranial kompartman ile çarpışması sonucu yaralanmasına neden olur (80).

Saf yerdeğiştirmede ise hızlanma ivmesi intrakranial basınç gradiyeni oluşturarak bölgeler arasında serebrospinal sıvı basıncında varyasyonlar oluşturur (81). Rotasyonel ivmeler ise kafatasının beyne göre relatif olarak hareket ederek parasagittal venlerin yırtılmasına neden olur (68). Doku deformasyonu, burulma ve eğilmeye neden olan bu hareketler ekstrakranial ve intrakranial yaralanmalara neden olabilir.

Kafatası deformasyonu ve açısal ivmelenme teorisi 1943 yılında Holbourn tarafından önerilmiştir. Holbourn bu teoriyi önerirken beyin yaralanmalarının iki sebebi olarak lokal beyin distorsiyonu nedeniyle oluşan kafatası deformasyonu ve açısal ivme nedeniyle oluşan kayma gerilmesi olarak açıklamıştır (79). Kafa yaralanmalarının şiddeti ivmelenme seviyelerinin artışı ile artmaktadır. Başlangıç hayvan deneyleri kontüzyonlu ya da kontüzyonsuz serebral çarpışmanın düşük ve orta seviyeli ivme değerlerinde yaşanırken, yüksek ivmeli vakalarda subdural hematom görüldüğünü bildirmişlerdir (82,83). Katmanlı kafa yapısında katmanların fiziksel özellikleri ve yerleşimi nedeniyle her katman farklı davranışlar göstermektedir. Rijit kafatası künt cisim ile darbe aldığında beyne göre daha hızlı hareket etmektedir. Bu durum kontakt noktasında darbe beyin içine yayılmadan basınç dalgası yaratır. Sonuç olarak kontakt noktasındaki pozitif basınç darbe yaralanmasına neden olur (coup injury).

Pozitif basınç genellikle kafatasına künt cisim ile vurulması sonrasında oluşsa da , düşme gibi bazı durumlarda kontra darbe yaralanmaları oluşur. Bu durum genellikle kafanın sabit cisimlere vurulması sırasında gerçekleşir (84). Negatif basınç ise kontralateral tarafta vurma esnasında beynin darbeye tepkisinin kafatasına göre gecikmeli olması sebebiyle gerçekleşir. Negatif basınç pozitif basınçta olduğu gibi basınç dalgası yaratır ancak bu dalga kompresif değil germe (tensile) karakteristiğindedir.

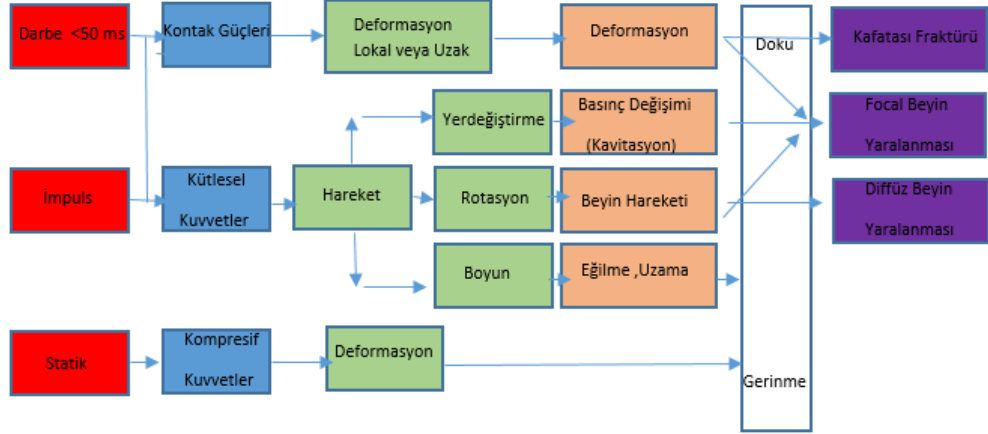
Denny-Brown , Russell (85) ve Gross (86), kontur kup yaralanmanın sadece negatif basınç nedeniyle olmadığını buna neden olan mekanizmanın kavitasyon

nedenli çökme olduğunu belirtmektedir. Beyin yaralanması kısa süreli intrakranial basınçtaki azalmalardan kaynaklı kavitasyon nedeniyle olabilir (68).

Holbourn bir başka teorisinde ise sadece açısal ivmenin neden olduğu kayma gerilme ve gerinmelerinin kup ve kontur kup kontüzyonlara neden olacağını iddia etmektedir (87). Lowenheilm ise yüzeyde yaralanma yokken artan ivme atımlarında maksimum kaymanın olduğu bölgenin daha derinde görüldüğünü söylemektedir (88). Kafa yaralanmalarında rotasyonun önemli sebep olduğunun savunucuları Gennarelli ve arkadaşlarıdır. Bu savunmayı primatlar ve fiziksel modeller üzerinden yürütmüşlerdir (89,90). Çalışmaları sonucunda hipotezleri sarsıntı, diffüz aksonal yaralanma ve subdural hematomun rotasyonel ivme kaynaklı kayma gerilmesiyle tetiklendiği şeklindedir.

Gurdjian ve Lissner (91) ve Thomas ve ark. (92) ise darbeye indüklenen ivmelenme ve basıncın basınç gradyeni oluşumundan sorumlu olduğu teorisini geliştirmişlerdir. İntrakranial dokular yüksek basınç bölgesinden düşük basınç bölgesine hareket etme eğilimindedirler. Darbe kaynaklı bu basınç gradiyenleri nedeniyle oluşan beyin lokal deformasyonunun kaynağı intrakranial kayma gerilmeleridir.

Basınç ve ivme artışı basınç gradyeninin artmasına ve sonucunda artan kayma gerilmelerine neden olmaktadır (93). Darbeden kaynaklanan kontak sonrası katmanlı yapı skalp lacerasyonu, kafatası fraktürü, ekstradural hematom, serebral kontüzyon, intraserebral hematoma neden olmaktadır (68). Tam tersi olarak ivmelenme sonucu oluşan basınç gradiyeni ise kayma, çekme ve basma gerinmeleri ile hem fokal hem diffüz hasarlara yol açmaktadır. Bu atalet kuvvetleri mekanizması akut subdural hematom gibi önemli ve ölümcül yaralanmalardan sorumludur (68). Tüm yaralanma mekanizmaları Şekil 5 de özetlenmektedir.



Şekil.5 Kafa travması ile mekanik yük arasındaki ilişki

2.3.3 Kafa Yaralanma Kriterleri

Son kırk yılda medikal bilimler, fizik ve mühendislik bilimleri klinik patoloji, epidemiyoloji, nöroşirürjikal ve biyomekanik çalışmalar ile kafa yaralanmalarını azaltmak için oldukça ciddi efor sarfetmektedir. Biyomekanik çalışmalar kafa yaralanması mekanizmalarını daha fazla anlamak ve sıklıklarını azaltmak adına çalışmalar yürütmektedir. Biyomekanik bakış açısıyla kafa yaralanmaları kompleks çok katmanlı beyin yapısı ile fiziksel çevresi arasındaki art arda gerçekleşen mekanik etkileşimlerdir. İvme, gerilme, gerinme gibi parametreler kafa yaralanmalarının kaynağı olarak belirlenmiştir ve kafa yaralanmalarının sonuçlarının tahmininde kullanılabilmektedir. GSI (Gadd Severity Index) (94) ve Head Injury Criterion (HIC) (95) standartları yaralanmaları tespit etmek ve tahmin etmek için kullanılmaktadır. Bu standartlar spor ve otomotiv endüstrisi tarafından koruyucu önlemler için geliştirilmiştir. Bu iki standart ise rotasyonel olmayan yerdeğiştirme ivmesinin kafa ağırlık merkezindeki zamana bağlı tarihçesini esas alan Wayne state tolarence curve (WSTC) 'den geliştirilmiştir. Yine de bu indeksler sadece frontal darbeleri esas alan WSTC indeksinden türetilmiştir ve diğer yönlü kuvvetleri dikkate almazlar (96). Head impact Power (HIP) kriteri ise kombine rotasyonel ve yerdeğiştirme eksenli kuvvetleri de dikkate alan bir indekstir (97,98). Kafa kinematığı yanında literatürde yaralanma

toleranslarını öneren birçok biyomekanik indeks bulunmaktadır ve bunlar Tablo 3 de gösterilmektedir.

Parametere	Lokasyon	Eşik
Beyin yaralanması	Intrakraniyel basınç (IKB)	<i>Ward ve ark. (1980)</i>
		>235 kPa Yaralanma
		<173 kPa Minör veya yaralanma olmaksızın
		<i>Newman ve ark. (2000)</i>
		≥300 kPa Orta şiddet travmatik beyin yaralanması (TBY)
		<i>Zhang ve ark. (2004)</i>
		66 – 114 kPa Yaralanma
		44 – 78 kPa Yaralanma olmaksızın
		<i>Zhang ve ark. (2004)</i>
		-101 – -51 kPa Yaralanma
		-59 – -23 kPa Yaralanma olmaksızın
	Kayma Gerilmesi	<i>Kang ve ark. (1997)</i>
		11 – 16.5 kPa Ciddi Yaralanma
		<i>Anderson ve ark. (1999)</i>
		8 – 16 kPa Ciddi Yaralanma
	Ortabeyin	<i>Zhang ve ark. (2004)</i>
		6.2 – 10.6 kPa Yaralanma
	Ortabeyin	<i>Zhang ve ark. (2004)</i>
		>6.6 kPa Yaralanma
	Beyin sapı	<i>Zhang ve ark. (2004)</i>
		>7.8 kPa 50% olasılıkla orta seviye TBI
	Talamus	<i>Zhang ve ark. (2004)</i>
		3.3 – 5.7 kPa Yaralanma

Tablo.3 Kafa yaralanmaları tolerans indeksi

Tablo 3’de gösterilen değerler çeşitli biyomedikal çalışmalarda deney hayvanları, test mankenleri ve kadavralar kullanılarak elde edilmiş ve farklı türde yaralanmalar için gerekli eşik stres değerlerini göstermektedir.

3 SONLU ELEMENLAR METODU

3.1 SONLU ELEMENLAR METODUNUN TARİHÇESİ

Sonlu elemanlar yöntemi "parçadan bütüne gitme" genel prensibine dayanmaktadır. Sonlu eleman; iki veya üç boyutlu yapıların bir parçası veya bir bölgesidir. Bu yöntemin ilk ve en geniş uygulama alanı "gerilme analizi"dir. Sonraları ısı analizi, akışkan analizi, piezoelektrik analizi, elektrik analizi vb. alanlarda da kullanılmıştır (58). Bu yöntem ilk olarak 1950 yılında uzay mühendisliğinde kullanılmaya başlanmıştır.

İlk kullanıcılar Boeing, Bell Aerospace ve Rolls Royce firmaları olmuştur. Yöntemin ‘‘Sonlu Elemanlar Yöntemi Hakkında Genel Bilgiler’’ (57) ana fikrini oluşturan ilk makale 1956 yılında Turner ve arkadaşları tarafından yayınlanmıştır. Teknolojinin ilerlemesine paralel olarak 1970’lerde olgun hale gelen yöntem günümüzde makine, elektrik, uçak, inşaat, hidrodinamik, atom gibi çeşitli mühendislik alanlarının yanı sıra, tıpta beyin cerrahi, ortopedi, kalp ve damar cerrahisi, plastik cerrahi dallarında da kullanılmaktadır .

Diş hekimliğinde sonlu elemanlar gerilme analizi ile ilgili yapılan ilk çalışma Ledley and Huang'ın (1968) yaptıkları araştırmadır. Bu çalışmada, matematik modeli elde edilmiş, bir dişe çeşitli yönlerde kuvvetler uygulanmış ve bu kuvvetlerin dişi destekleyen kemik dokusunda meydana getirdiği gerilmeler değerlendirilmiştir (59). Yöntemin bugünkü anlamıyla diş hekimliğinde uygulanması ise; 1970’li yıllarda Farah ve arkadaşlarının yaptıkları araştırma ile başlamış, son 20 yıldır da implant, tedavi ve protez alanlarında kullanılmıştır.

Sonlu elemanlar gerilme analizinde gerçek geometrik cismin, tam olarak formüle edilmesinin güçlüğü nedeniyle, bilgisayarda hesaplanması kolay olan elemanlardan oluşturulmaktadır. Daha sonra bilinen bütün fizik kuralları daha basit geometriye sahip olan bu küçük elemanların her birine uygulanmaktadır. Bütün cismin elemanlara bölünebilmesi için bir ağ yapısına ihtiyaç duyulmaktadır. Cismin boyutuna ve geometrisine uygun olarak seçilmiş elemanlara bölünmüş haline sayısal model denilmektedir. Sayısal modeli oluşturan elemanların birbirlerine temas ettiği

yüzeylerde düğüm noktaları oluşturulmaktadır. Mümkün olduğunca çok sayıda eleman kullanmak, kuvvet dağılımının daha duyarlı ölçülebilmesi açısından önemlidir

3.2 SONLU ELEMANLAR Kafa MODELLERİ(FEHMs)

Kafa yaralanma eşiklerini açıklamak için birçok indeks ve metod geliştirilmiştir. Bunun yanında bu modellerden SIMon ve ULP kriterleri kafatası ve içindeki kompleks yapıların dış kaynaklı kuvvetler etkisinde etkileşimlerini incelemek için geliştirilmiş (FEM) sonlu elemanlar metodlarıdır .Bu metodlar bilinen yaralanma mekanizmaları ile sonuçlar arasında eşleşme sağlama için mekanik gözlemler yapma imkanı sağlamaktadır.

3.3 SONLU ELEMANLAR Kafa MODELLERİNİN GELİŞTİRİLME SEBEPLERİ

Uzun zamandır kafa yaralanma problemlerinin çözümü için hayvanlar, kadavralar ve insan gönüllüler kullanılmıştır. Bu deneylerden elde edilen büyük miktarda veriye rağmen bu yöntemler üzerinde ahlaki ve etik tartışmalar sürmektedir. Bunun yanında deneyler için dummy mankenler kullanılmaktadır. Örnek olarak frontal darbeler için Hibridler , yanıl yükler için SID, arkadan darbeler için BioRID, çocuklar için CRABI ve THOR mankenleri kullanılmaktadır. Ancak bu mankenlerde test sonrası kırılan ve bozulan parçaları nedeniyle ekstra maliyetler getirmektedir. Ayrıca beynin bazı iç tepkileri gözlemlenebilse bile test mankenlerinde bu ölçümleri gerçekleştirmek oldukça zordur. Sonlu elemanlar modelleme ise maliyet etkili bir model olup kafatası içi biyomekanik modelleme konusunda deneysel modellere alternatif oluşturmaktadır.

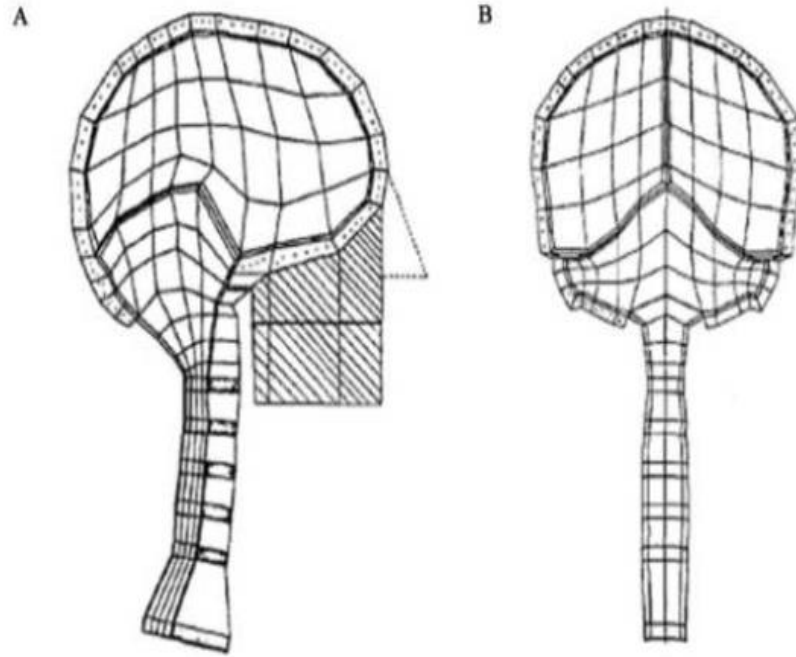
3.4 MODEL GEOMETRİSİNDEKİ EVRİMLER VE KOMPLEKSİTE

1940’lardan bu yana insan kafatasını analitik olarak modellemek için birçok girişim olmuştur. Ancak formülasyondaki matematiksel zorluklar ve analitik sonuçları elde etmedeki efor nedeniyle modeller sadece dairesel, elipsoid geometrilerde basit sınır koşulları ve homojen malzemeler ile gerçekleştirilebilmiştir.

Diğer yandan sonlu elemanlar metodu analitik problemleri yaklaşık çözümlerle gerçekleştirerek modellemeyi kolaylaştırmaktadır. Bu durum ise sonlu elemanlar metodunu sayısal hesaplama tekniklerine daha uygun ve formal hale getirmektedir. FEM metodu yaklaşımının yeteneği irregular şekilleri homojen olmayan malzemelerle analiz edebilmesinden kaynaklanmakta ve bu sayede mekanik yapıları ve insan kafatasını modellemeye uygun kılmaktadır.

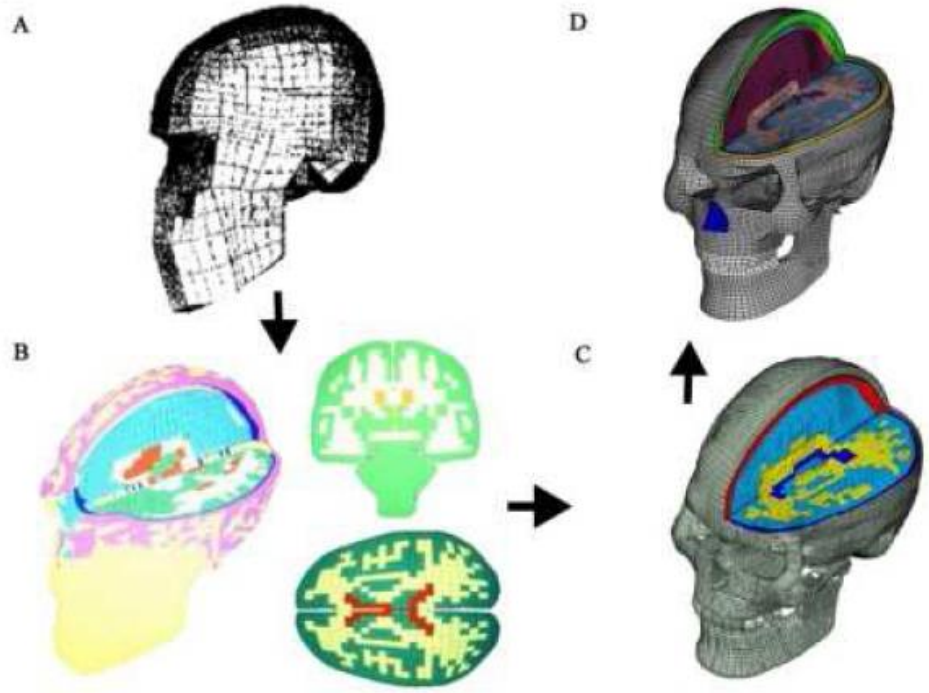
Bu amaçla gerçekleştirilen ilk çalışma iki boyutlu insan kafatası modelinde sonlu elemanlar modellemesi olup Hardy ve Marcal (99) tarafından gerçekleştirilmiştir. Bu çalışmayı geliştiren Shugar (100) ise sadece kemik içeren bu modele sıvı dolu beyin modelini eklemiştir. Bu çalışmaların yetmişli yıllardaki bilgisayar kapasitesi nedeniyle gerçekçi olmayan sonuçlarına rağmen farklı kafatası kesitlerinde darbe kaynaklı deformasyonlar gösterilebilmiştir.

Üç boyutlu daha yakın tarihli çalışmalar ise genellikle regüler geometriler kullanılarak (küresel veya elipsoid katı veya tabaka) basitleştirilmiştir (101,102). Örneğin Chan (103) insan kafasını küresel tabaka olarak modelemiş, Khalil ve Hubbard (102) ise kemik için elipsoid tabaka ve intrakranial içerik için invizid sıvı kullanmıştır. 1981 yılında Hosey and Liu (104) her iki yapıyı da (kemik ve beyin) içeren basit 3B homomorfik modeli geliştirdiler. Bu model seksenli yıllardaki en kapsamlı model olarak gösterildi ve bu model kafanın basit bir anatomik modeli olmaktan ziyade kafanın ve boynun atalet ve malzeme özelliklerini de kapsamaktaydı (105) (Şekil6).



Şekil.6 Hosey ve Liu tarafından yaratılan sonlu elemanlar kafa modeli (1981) [59]. (A) Sagittal kesit (B) Koronal kesit

Yine de bu model teknolojik yetersizlikler nedeniyle tamamiyle geliştirilemedi. Ancak doksanlı yıllarda gelişen bilgisayar teknolojileri ve kapasiteler sayesinde gerçek insan kafasını temel alan daha kapsamlı ve realistik 3B kafa modelleri geliştirilebildi. Wayne State Üniversitesinden (WSU) Rua ve ark. kafatası ve beynin detaylı anatomisini simüle etmek için detaylı FEHM'i geliştirdiler (106) (Şekil 7).



Şekil.7 Wayne State Üniversitesi tarafından geliştirilen WSUBIM modelinin farklı versiyonları

(A) Ruan ve ark. tarafından geliştirilen ilk model. (1993), (B) Zhou ve ark. tarafından geliştirilmiş model (1995), (C) Zhang ve ark. tarafından revize edilmiş model (2001), (D) King ve ark. tarafından son haline getirilmiş model. (2003).

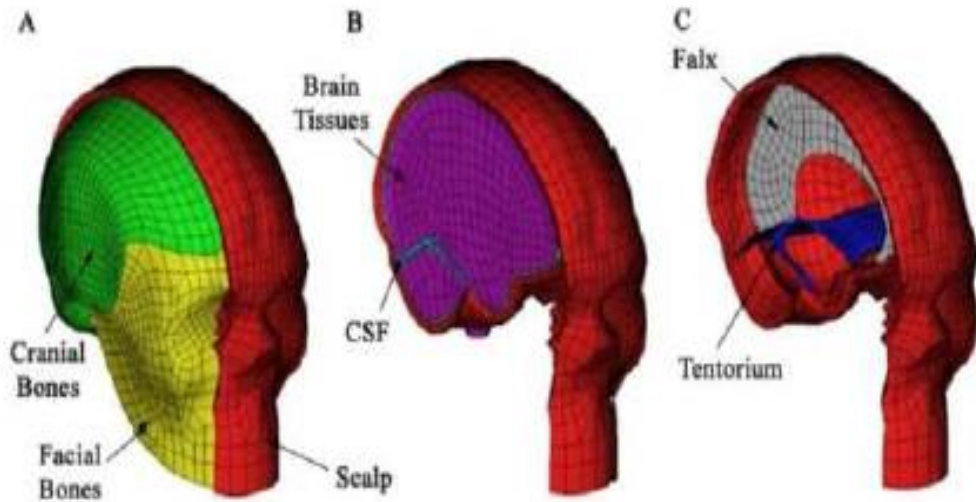
Bu model en çok bilinen Wayne State Üniversitesi Beyin Yaralanma Modeli'nin ilk versiyonu olarak ortaya çıkmıştır (WSUBIM). Ruan ve arkadaşlarının (106) WSUBIM modeli 6080 düğüm ve 7351 eleman içermektedir. Kafatası, beyin ve serebrospinal sıvı 8 düğümlü hexahedron elemanlardan oluşmakta iken skalp, dura ve falks serebri 4 düğümlü kabuk elemanlardan oluşturulmuştur. WSUBIM daha sonra 1995 yılında Zhou ve ark. tarafından 17656 düğüm ve 22995 eleman ile geliştirilmiştir.

Tablo.4 Literatürde kafa yaralanmaları için önerilen çeşitli eşik stres değerleri

Parametre	Lokasyon	Esik
VonMisesstres		1.9 – 3.7 kPa Yaralanma olmaksızın <i>Zhou ve ark. (1996)</i> ≥11 kPa Beyinyaralanması (Trafik kazası) <i>Kangve ark.(1997)</i> ≥15 kPa Beyin yaralanması(Motorsiklet kazası) <i>Miller ve ark. (1998)</i> >7 or 8.6 kPa Kontüzyon <i>Anderson (2000)</i> ≥27 kPa Beyinyaralanması(Canlı hayvan testleri) <i>Newmanve ark.(2000)</i> ≥20 kPa Orta şiddette travmatik beyin yaralanması(TBY) <i>Willingerve ark. (2000)Baumgartnerve ark.(2001)</i> 15-20 kPa Yaralanma(sarsıntı) <i>Willingerand Baumgartner(2001)</i> >27 kPa 50%olasılıkla orta şiddette nörolojik yaralanma >39 kPa 50%50% olasılıkla ciddi nörolojik yaralanma <i>Willingerve Baumgartner(2003);Baumgartnerve Willinger(2005)</i> >18 kPa 50%50% olasılıkla orta şiddette nörolojik lezyon >38 kPa 50%50% olasılıkla ciddi nörolojik lezyon <i>Deck and Willinger(2008)</i> ≥26 kPa Axonalhasar
Gerinme		<i>Galbraith ve ark. (1993)</i> >0.25 Yapısalhasar >0.20 Fonksiyonel defisit <0.10 Döndürülebiliryaralanma <i>Shreiberve ark. (1997)</i> >0.188 Kan-beyin bariyerindeyaralanma <i>Bain&Meaney(2000)</i> >0.13 25%olasılıkla orta şiddette TBY >0.18 50%olasılıkla orta şiddette TBY >0.28 80%olasılıkla orta şiddette TBY <i>Zhanave ark.(2004)</i> >0.14 25%olasılıkla orta şiddette TBY >0.19 50%olasılıkla orta şiddette TBY >0.24 80%olasılıkla orta şiddette TBY <i>Deck and Willinger(2008)</i> ≥0.18 Axonalhasar
Gerinme Enerjisi	Subaraknoid boşluk	<i>Baumgartnerve Willinger(2005)</i> >5.4 J Subduralveya subaraknoidalhematom
Translationalivmelenme		23 – 140s⁻¹ Yaralanma 11 – 67 s⁻¹ Yaralanma olmaksızın <i>McElhaneyve ark. (1973)</i> >76g (746ms⁻²) Kapalı yaralanma(20mssüre boyunca) <i>Ono ve ark. (1980)</i> >220g (2158 ms⁻²) Yaralanma(2mssüre boyunca) >90g (88 ms⁻²) Yaralanma(9mssüre boyunca) <i>Zhangve ark.(2004)</i> 73 – 133g (716 – 1305 ms⁻²) Yaralanma 34 – 76g (334 – 746 ms⁻²) Yaralanma olmaksızın
Rotasyonel ivmelenme		<i>Ommaya ve ark. (1967)</i> >1800 rads⁻² 50% olasılıkla yaralanma <i>Löwenhielm (1975)</i> ≥4500 rads⁻² kontüzyon <i>Princemailleve ark.(1989)</i> >16000rads⁻² Yaralanma <i>Marguliesve Thibault(1992)</i> >16000rads⁻² orta veya ciddi DAI <i>Zhangve ark.(2004)</i> 4457 – 10251 rads⁻² Yaralanma 2793 – 5615rads⁻² Yaralanma olmaksızın
Kombine ivmelenme		<i>Zhangve ark.(2004)</i> ≥85g (834ms⁻²) Geri döndürülemezbeğin yaralanması
a)Translationalivmelenme b)		≥6000 rads⁻² Geri döndürülemez beyin yaralanması
Rotasyonelivmelenme		<i>McElhaneyve ark. (1970)</i>
Kemik fraktürü	VonMisesstres	

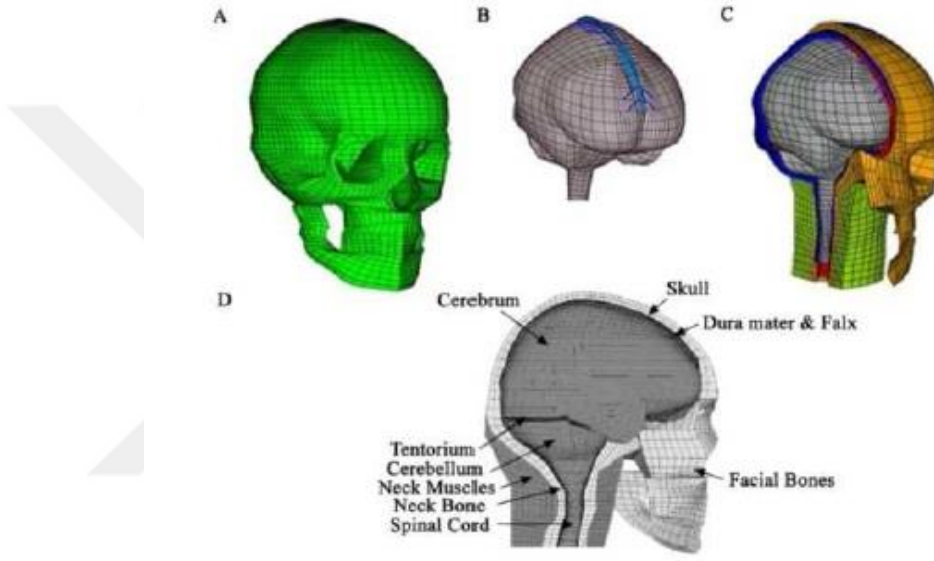
Daha sonraları Zhang ve ark. (107) modeli revize ettiler ve geliştirdiler. 2001 yılında ise modelde kafatası ile beyin arasında kayan arayüz modelini geliştirdiler. 2003 yılında ise King ve ark. WSUBIM modelini daha hassas kafa modeline revize ettiler (88). Tamamiyle revize edilmiş model %50 oranda erkek kafasında önemli anatomik yapılar olan skalp, 3 katmanlı dura, falks serebri, tentoryum, pia, serebrospinal sıvı, beyaz ve gri madde, serebellum, damarlar, beyin sapı ve yüz kemiklerini içermektedir.

WSUBIM modelinin en son revize edilmiş hali 281800 düğüm ve 314500 eleman içermektedir. Bu model araştırmacılar tarafından sıklıkla kullanılmıştır. Diğer bir etkili model ise Kang ve Willinger tarafından 1997 yılında (ULP) FEHM (University of Luis Pasteur) adıyla geliştirilmiştir (108). Grup fraktürleri simüle edebilmek adına kafatası-beyin arayüzü mekanik davranışları için serebrospinal sıvı Lagranjyan ve elastik-kırılgan kurucu (governing equation) kanunu geliştirdiler. ULP FEHM modeli 13208 eleman içermektedir. Skalp, kafatası, serebrospinal sıvı, tentoryum, ve falks homojen materyalden ve isotropik, beyin ise viskoelastik olarak modellenmiştir(109) (Şekil 8).



Şekil.8 Luis Pasteur (ULP) FEHM model (114).

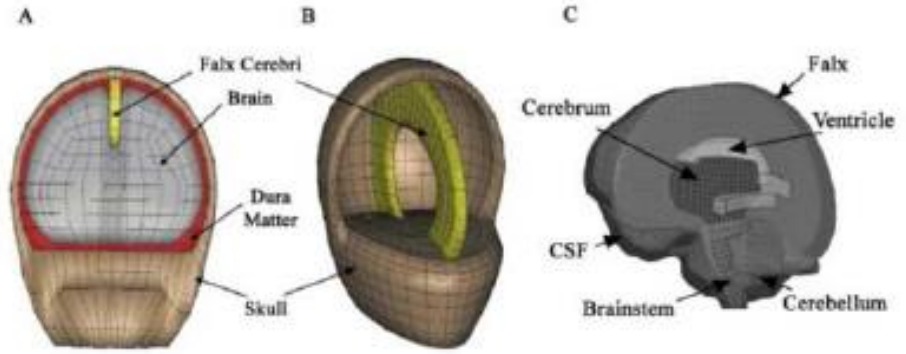
2002 yılında Kleiven ve Hardy (115) Kungliga Tekniska Högskolan (KTH) FEHM modeli olarak bilinen ve kafatası, beyin, meninksler, CSF, 11 adet parasagittal köprü venleri ve basitleştirilmiş boyunu içeren parametrik detaylı modeli geliştirdiler. Bu model 18400 eleman içermekte ve Mendis ve ark. çalışmalarına dayanan isotropik, nonlineer, viskoelastik malzemeler kullanmaktadır (111) (Şekil 9). Bunun yanında çalışmada viskoz stres modelleride çalışmaya eklenmiştir.



Şekil.9 Kungliga Tekniska Högskolan (KTH) FEHM [100, 101]

(A) Kafatası modeli; (B) 11 parça köprü venleri içeren model; (C) Kafa ve boyunun sagittal kesiti ; (D) KTH modelinde anatomik yapılar.

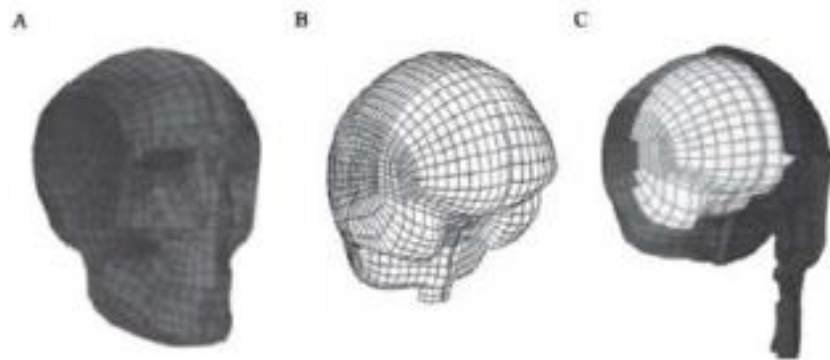
Takhounts ve Eppinger (112) ise 2003 yılında basitleştirilmiş geometri ile iki saatlik işlemci süresi kısıtlılığı bulunan Simulated Injury Monitor (SIMon) FEHM'i yayınlamışlardır. SIMon FEHM modeli rijit kafatası, kombine serebrospinal sıvı ve dura, beyin, falks serebri ve köprü venlerini içermekte ancak serebellum ve ortabeyini kapsamamaktadır (Şekil 10).



Şekil.10 Simüle edilmiş yaralanma takip modeli (SIMon) FEHM [(117), 103].

(A) Koronal kesit görüntüsü, (B) Beyin içi dokusunu gösteren kesit modeli, (C) Revize SIMonFEHM [103] modeli.

Bu arada Horgan ve Gilchrist ise University College Dublin BrainTrauma Model (UCDBTM) modelini zamana bağlı koşullarda aynı yıl içinde yayınlamışlardır. Horgan ve Gilchrist'in kafatası-beyin kompleks modeli, skalp, 3 katmanlı kafatası,dura,serebrospinal sıvı, pia, falks, tentoryum, serebral hemisferler, serebellum ve beyinsapını 50000 elemanla temsil etmektedir (113) (Şekil 11).



Şekil.11 University College Dublin Brain Trauma Modeli (UCDBTM) (A) Kafatası; (B) Beyin; (C) Intrakranial kesit

3.5 MALZEME MODELLERİ

FEM analizlerinde malzeme seçimi dış yükler altında insan kafatasının tepkilerini belirleyen en önemli parametredir. Daha önce anlatılan FEM modellerinde uzmanlar malzeme seçimi için kabuller ve deneylerden elde edilen verileri kullanmışlardır. Biyolojik perspektiften bakıldığında kemik mikroskobik kompleks yapıda, multifaz, heterojen ve anizotropik yapıdadır (119). Yinede birçok FE modeli tüm anizotropik yapıyı modellemenin zorluğu dolayısıyla izotropik kabuller yapmaktadırlar (114). Bunun yerine modele sabit anizotropi oranı katsayısı eklenmiştir (114,115). Kafatasının kompleks yapısına rağmen birçok çalışmada kafatası kemiği homojen ve izotropik olarak modellenmiştir (99,116,117). Ancak yeni çalışmalarda kafatası kemiği gözeneklilik oranına göre katmanlı olarak modellenmektedir (kompakt kemik 5-10% gözenekli, kansellöz kemik 50-95% gözenekli) (99,102). Literatüre göre güncellenmiş tüm modellerde kartilaj, yüz kemikleri gibi iskelet kemikleri lineer elastik ve izotropik olarak modellenmektedir.

Daha geniş kapsamlı çalışmalar beyin dokusunun malzeme özelliklerinin belirlenmesi ile ilgilenmektedir. Son 40 yılda kadavralar üzerinde gerçekleştirilen çalışmalar FEHM modellerinde beyin dokusu ile malzeme özelliklerinin belirlenmesi üzerine yoğunlaşmaktadır. Hem viskoelastik hemde lineer elastik malzeme modelleri FEHM çalışmalarında kullanılmaktadır. Öncül çalışmalarda beyin lineer elastik modellenirken diğer çalışmalarda beyin viskoelastik yapıda modellenmektedir (104,117). İki farklı yaklaşım arasında tartışmalar gerçekleşmesine rağmen önemli noktalardan biri olan modeller arasında beyin dokusu tepkilerinin yükleme zamanları arttıkça farklılaştığı gözden kaçırılmamalıdır (111). Bu nedenle hızlı yükleme koşullarında beyin dokusu malzeme modeli gözardı edilebilirken yavaş yükleme koşullarında (düşük ivme ve uzun yükleme) malzeme modeli gözardı edilemez.

Lineer viskoelastik model ile büyükdeformasyon teorisi birleştirilerek beyindeki büyük hareketlerin ve viskoelastik etkilerin temsil edilmesi sağlanmıştır. Günümüzde birçok FEHM modeli bu lineer viskoelastik malzeme özelliklerini

kendilerine adapte etmiş ve bu sayede zamana bağılı beyin kafatası etkileşimini simüle edebilmiştir (118,119).



4. SONLU ELEMANLAR METODOLOJİSİ

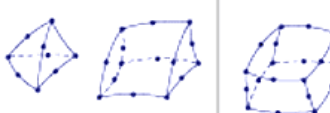
Sonlu Elemanlar Yöntemi; sayısal bir yöntem olup, özellikle katı mekaniği, akışkanlar mekaniği, ısı transferi ve titreşim gibi problemlerin bilgisayar yardımıyla çözümünde kullanılan çok gelişmiş bir tekniktir. Sonlu Elemanlar Yönteminde (Finite Elements Method (FEM) modeller sonlu sayıda elemanlara bölünür. Bu elemanlar belli noktalardan birbirleriyle bağlanır, bu noktalara düğüm (node) denir. Mesela katı modellerde her bir elemandaki yer değiştirmeler doğrudan düğüm noktalarındaki yer değiştirmelerle ilişkilidir. Düğüm noktalarındaki yer değiştirmeler ise elemanların gerilmeleriyle ilişkilidir. Sonlu Elemanlar Yöntemi bu düğümlerdeki yer değiştirmeleri çözmeye çalışır. Böylece gerilme yaklaşık olarak uygulanan yüke eşit bulunur. Bu düğüm noktaları mutlaka belli noktalardan hareketsiz bir şekilde sabitlenmelidir. Sonlu Elemanlar Yöntemi düğüm noktaları için tanımlanmış şartları, cebrik lineer denklemlere çevirir, önce bu denklemler çözülür ve bütün elemanlardaki gerçek gerilmeleri bulmaya çalışır. Sonuç olarak model ne kadar çok sayıda elemana bölünürse o elemente uygulanan yüke göre daha gerçekçi sonuç verir.

4.1 KAFA GEOMETRİSİNİN OLUŞTURULMASI

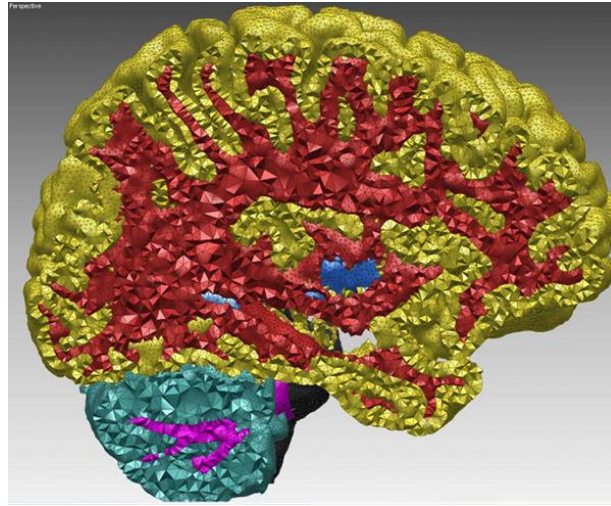
Sonlu elemanlar metodu uygulanırken öncelikle analiz edilecek parçanın geometrik şekli çizilir. Tıbbi uygulamalarda ise geometrilerin çizilmesi mümkün olmadığından kemik yapı verisinin elde edilmesi gerekir. Bu verilerin eldesi için BT veya MR kesitleri alınarak bu kesitlerden elde edilen veriler nokta bulutu olarak adlandırılan ve noktaların geometriyi temsil ettiği verilere çevrilir ancak nokta bulutunun analiz programında kullanılması oldukça zordur. Bu nedenle kesitlerden nokta bulutu oluşturan ve sonrasında geometrinin, implantın sonlu sayıda elemanla temsil edilmesini sağlayan yazılımlar gereklidir. Bu çalışmada bu amaçla Mimics Scientific ve Mimics Medical yazılımları kullanılmıştır.

4.2 KAFA GEOMETRİSİNİN SONLU SAYIDA ELEMAN (Finite Element) İLE TEMSİLİ(Meshing-Meshleme):

Sonlu elemanlar yöntemi günümüzde öncelikle mühendislik tasarımları ve analizleri için bir dayanak noktası haline gelmiştir. Giderek daha büyük ve daha kompleks tasarımlar sonlu elemanlar yöntemi kullanılarak simüle edilmektedir. Sonlu elemanlar yönteminin yaygınlığı otomatik mesh üretme algoritmalarının geliştirilmesini teşvik etmektedir. Yönteminin tarihçesinde de anlatıldığı gibi sonlu elemanlar yönteminin başlangıç dönemlerinde, bir çok kullanıcı için tasarımlarının son şeklinin onlarca veya yüzlerce eleman kullanılarak oluşturulmuş çok basit benzetimlerinin simüle edilmesi yeterliydi. Buna rağmen tanımlı geometrileri kullanışlı elemanlara bölmek için çok uğraşı gerekiyordu. Fakat tasarımların analizi için giderek daha fazla elemana ihtiyaç duyulunca el ile mesh üretmenin çok zor olacağı ve çok zaman alacağı anlaşılmıştır. Bilgisayar teknolojisinin gelişmesiyle el ile yapılan mesh üretme işlemlerinin bilgisayara geçirilmesine başlanmıştır. İşlemlerin tamamen bilgisayar ortamına aktarılması bile tüm görevi bilgisayara vermemiştir. Bu durumda dahi kullanıcıların yani tasarımcıların üzerine düşen görevler vardır. Oluşturulacak mesh konusunda bilgisayara çeşitli seçenekler arasında hangi seçimi yapacağını söylemelidir. Çünkü mesh üretirken kullanılan bir çok eleman şekli vardır. Ve her şekil her türlü tasarım için uygun olmamaktadır. Akışkanlar mekaniğinde analiz yaparken kullanılan elemanlar ile yapı tasarımı (köprü, alt geçis, vs.) analizinde kullanılan elemanlar birbirinden farklı olabilmektedir. Bunlara karar verirken konu hakkındaki tecrübelerden, yayınlardan, sonuçların gerçeğe uygunluğundan vs. faydalanılır. Ayrıca aynı analiz içinde birden çok değişik eleman kullanılabilir. Şekillerde (Şekil 12,13) değişik elemanlarla çeşitli mesh örnekleri verilmiştir.

boyut	el. derece.	eleman şekli	eleman tipi
1D (eğri)	lineer		kiriş
	kuadratik		kiriş
	kübik		kiriş
2D (alan)	lineer		tabaka, kabuk
			
	Cubic		
3D (hacim)	lineer		
	kuadratik		

Şekil.12 Mesh üretiminde kullanılan bazı elemanlar tipleri



Şekil.13 Tetrahedra elemanlar kullanılarak üretilmiş beyin dokusu mesh modeli

Mesh üretme konusunda kullanıcının ayrıca üzerinde mesh üretilecek alanda, hangi bölgelerin eleman yoğunluğunun fazla olacağına hangi bölgelerin eleman yoğunluğunun daha az olacağına karar vermesi gerekebilir. Genellikle, önemli olduğu

veya kendi içinde büyük gradyen (değişim)'e sahip olduğu bilinen veya tahmin edilebilen bölgelerde birim alana daha fazla eleman yerleştirilir. Mesh üretirken yukarıda bahsedilenlerden başka, seçim yapılabilecek bir çok seçenek vardır. Mesela mesh üretirken üretilecek elemanların belli bir fonksiyona bağlı olarak büyüklükleri değişebilir.

Günümüzde kullanıcılar (tasarımcılar) karmaşık tanım aralıkları üzerinde tek bir tuşla, fazla uğraşmadan binlerce, milyonlarca eleman oluşturmak istemektedir. Havacılık ve otomotiv endüstrisi gibi sonlu elemanlar teknolojilerinin kullanıcısı olan sektörler, tasarım denemelerini ve tasarım süreleçlerini azaltmaya ihtiyaç duymaktadırlar. Ayrıca bu endüstri dallarının ürettiği ürünlerin çok güvenli olması gerekmektedir. Güvenli, kendi karar verebilen, hızlı mesh üreticiler geliştirmek bu endüstrilerin gelişmesine büyük katkı yapar. Genel olarak sonlu elemanlar mesh üretme konusunun geliştirilmesi üzerinde birlik sağlanırken, bunun nasıl yapılacağı konusunda farklı düşünceler mevcuttur.

Sonlu elemanlar teknolojilerinin kullanıcıları arasında hangi şekildeki elemanların en hassas sonuca ulaştıracağı konusunda çok uzun süreli bir bilgi alışverişi olmuştur. Bu bilgi alışverişlerinin sonucunda, quadrilateral ve hexahedral şeklindeki elemanların tetrahedral şekilli elemanlara göre daha iyi performansa sahip oldukları sonucuna varılmıştır (Aynı serbestlik derecesine sahip olduklarında). Ayrıca hexahedral şekilli elemanların kullanılması eleman sayısını önemli miktarda düşürebilir. Bu düşüş sonucunda da analiz zamanı ve analiz sonrası işlem zamanı düşer. Bunlara ek olarak lineer olmayan sistemler için ve elemanların dizilişinin fiziksel olarak önemli olduğu yerlerde hexahedral ve quadrilateral şekilli elemanların kullanımı daha uygun olmaktadır. Elemanların dizilişinin önemli olduğu uygulamalar hesaplamalı akışkanlar dinamiği ve kompozit malzemelerin simülasyonudur. Otomatik mesh üretimi geometrik bir tanım aralığını çeşitli eleman büyüklüğü ve eleman şekli kriterlerine göre en uygun şekilde tanımlamaktır. Geometri genellikle, noktaların, eğrilerin, yüzeylerin ve hacimlerin bileşimi şeklindedir.

Bir çok uygulama mesh üretimi için aşağıdan-yukarıya doğru bir yaklaşım kullanmaktadır. Bu yaklaşımda önce noktalar meshlenir, daha sonra sırasıyla eğriler, yüzeyler ve son olarak hacimler meshlenir. Bu uygulamada bir sonraki mesh üretme işlemi girdi olarak bir önceki mesh üretme işlemini esas alır. Mesela en önce düğümler

geometrideki bütün noktalara yerleştirilir. Bu düğümler daha sonra geometrik eğriler boyunca dağıtılır. Eğri meshleme işleminin sonucu yüzeysel mesh üretme algoritması için girdi oluşturur. Burada eğriler kümesi kapalı yüzey kümeleri tanımlar. Yüzeyi daha uygun şekilli üçgenlere veya quadrilateral'lere dönüştürmek mesh üretme işleminin diğer bir adımıdır. Son olarak, eğer geometrik tanım aralığı olarak hacimsel bir model gerekiyorsa, kapalı bir hacim tanımlayan meshlenmiş bir alanlar kümesi, tetrahedra, hexahedra veya karışık elemanların otomatik olarak oluşturulması için hacimsel mesh üretici algoritmaya girdi olarak verilir.

4.3 MESH TEKNİĞİNİN TIPTA KULLANIMI

Mesh üretimi ve sonlu elemanlar yöntemi günümüzde bir çok bilim dalının ilgi alanına girmiştir. Bu araçlar artık tıp biliminde de yaygın olarak kullanılmaya başlamıştır. Mesela insanın kemik yapısının dayanımı bu yöntemlerle ölçülebilmektedir ve hastalara uygulanacak protezler bu prensiplere bağlı olarak tasarlanabilirler. Ayrıca herhangi bir tıbbi operasyonda yapılacak müdahalede kemik yapının hangi bölgesinin daha fazla yüke maruz kaldığı yararlı bir bilgi olabilir. Bu konuda diğer bir çalışma alanı kalp üzerinedir. Bu çalışmada yapay bir kalp modeli sonlu elemanlar yöntemi ile analiz edilerek incelenmektedir. Burada düşünülen yapay kalp aksenal akışlı bir pompaya benzetilerek modellenmekte ve akışkanlarla olan ilişkisi gözlenmeye çalışılmaktadır.

3 Boyutlu sonlu elemanlar modelleri uzun yıllardır insan iskelet sistemi ve fonksiyonel bölümlerini modellemek için kullanılmaktadır. Çalışmalar arasında (123, 124,125) spinal parçaların biyomekanik tepkilerini incelediler. Little ve ark., Ezquerro ve ark. , Wang ve ark ise bu modelleri travma ile alakalı cerrahi müdahaleleri araştırmak için kullanmışlardır (126,127,128).

Gerekli geometrileri elde etmek için birçok yöntem kullanılmıştır. Lee ve ark. (129) 2002'de dijital prob Heuer ve ark. (130) ise 2007 yılında lazer tarayıcı kullanarak oldukça hassas geometrileri elde ettiler. Klinder (131) ise 2009 yılında BT kullanarak tahribatsız şekilde geometrileri elde etmeyi başarmıştır. Bunun yanında Pfirrmann ve ark. (132) ise MR, data işleme ve defekt tespit yöntemlerini kullanarak kolaylıkla geometrileri elde etmiştir.

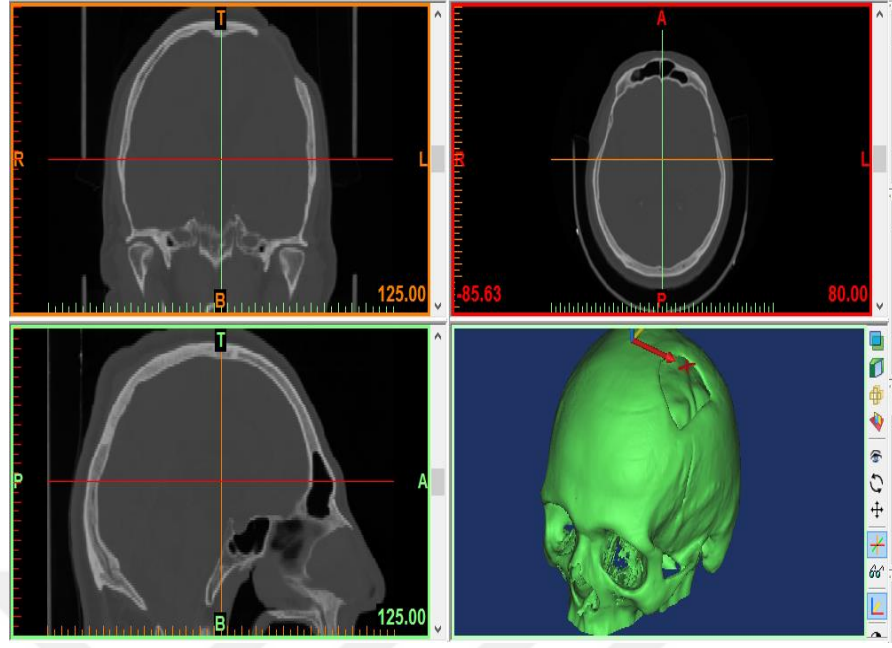
BT'nin diğ er yöntemlere üstünlüğü ise kemik ve doku arasında yüksek çözünürlüklü kontrast farklarını gösterebilmesidir. Bu yöntem sayesinde kesitlerde kemik ve dokular kolaylıkla ayrılabilmekte ve oldukça hassas hacimsel geometriler oluşturulabilmesine imkan verilmektedir. Basitçe bu yöntemde kontrast farkından yararlanarak kemik dokunun dış konturlarını çıkarılmakta ve kesit eksenine dik eksenler boyunca bu konturlardan hacim oluşturulmaktadır (133, 134,135,136).



5 GEREÇ VE YÖNTEM

Bu çalışmada 2011-2015 yılları arasında hastanemize yüksek enerjili kafa travması nedeniyle başvuran ve dekompresif kraniyektomi yapılan 3 hastanın dosyaları incelendi ve çalışmaya uygun profilli hastalar tespit edildi. Çalışmaya sırasıyla çökme fraktürü sebebiyle opere edilen (Vaka 1, 42 yaşında, erkek) , solparietal bölgede 22.9 cm² alanında kemik defekti bulunan bir hasta, çökme fraktürü sebebiyle opere edilen (Vaka 2, 26 yaşında erkek) , sağ frontal bölgede 4.94 cm² alanında kemik defekti bulunan bir hasta ve akut travmatik subdural hematoma sebebiyle dekompresif kraniyektomi operasyonu gerçekleştirilen (Vaka 3, 19 yaşında erkek) , sol frontotemporo-parietal bölgede 237.8 cm² kemik defekti bulunan bir hasta dahil edilmiştir. Hastaların preoperatif ve postoperatif BT'leri radyoloji departmanından elektronik ortamda temin edilerek bilgisayar ortamında aktarıldı. Bilgisayar ortamında ise hasta BT sonuçlarının dijitalleştirilmesi, görselleştirilmesi için Mimics Scientific ve Medical versiyonları, Dassault Systems CATIA CAD (Computer Aided Design) ve Comsol FEA (Finite element analysis) yazılımları kullanılarak bilgisayar üzerinde kemik, PEEK, Titanyum ve PMMA malzemelerinin şok, yükleme simülasyonları gerçekleştirildi. Son olarak simülasyon sonuçları görselleştirildi. Görselleştirilen kontur ve skalalardan Von Mises stress değerleri ve deplasman (yer değiştirme) değerleri okunarak farklı malzemeler için mukavemet sonuçları karşılaştırıldı. Görselleştirilen kontur ve skalalardan Von Mises stress değerleri ve deplasman (yer değiştirme) değerleri okunarak farklı malzemeler için mukavemet sonuçları karşılaştırıldı. Stres ve yer değiştirme sonuçları karşılaştırılırken istatistiksel analiz sonuçları için Statistical Package for the Social Sciences (SPSS) programı kullanılmıştır. Bu program içerisinde Paired-T testi ve Wilcoxon Signed-Rank Testi uygulanmıştır.

Çalışmamızın ilk aşaması kemik dokunun yumuşak dokudan geometrik olarak ayrılmasıdır. Bu aşamada hastaların ince kesit BT'leri Mimics programına kesitler halinde aktarılmış ve bu kesitlerde kontrast farkından yararlanılarak kemik doku konturları oluşturulmuştur.

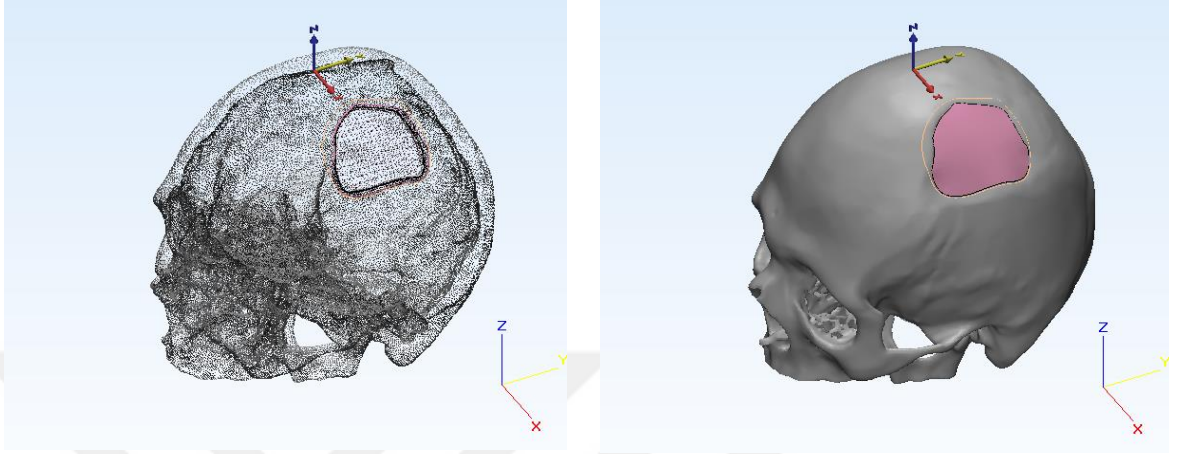


Şekil.14 Mimics programında okunmuş hasta verisi ve oluşturulmuş nokta bulutu

Daha sonrasında kontrast farkı kullanılarak yumuşak doku baskılanarak filtrelenmiş ve sadece kemik yapı elde edilmiştir. Ancak geometrik hacim oluşturulması öncesi keskin kenarların yumuşatılması ve BT de bulunan gürültü nedeniyle oluşan konturların temizlenmesi gerekmektedir. Bu işlemin sonunda kesitlerde bulunan konturlar kullanılarak hacim oluşturulur. Ancak bu hacim hastanın operasyon öncesi travma geçirmiş kafatasını içermektedir.

Sonraki aşamada 3-Matic yazılımı kullanılarak hastanın kafatasında bulunan boşluğa uygun implantın yaratılması gerekmektedir. Bu amaçla boşluğun kenarlarına implantın sınırlarını belirleyecek kontur eğrisi çizilir. Bunun yanında implantın kafanın simetrik yapısına uygunluğu için kafatasının sağlam tarafı referans alınarak rehber (guide) eğrileri oluşturulur. Yazılım bu eğrileri kullanarak implant geometrisini oluşturur. Bu aşamanın ardından bu hacimsel geometrinin yükün uygulanacağı, yapının sabitleneceği ve serbest hareket edecek sınır koşul yüzeylerine bölünmesi gerekmektedir. Bu aşama implantın kontur çizgileri kullanılarak gerçekleştirilir (Şekil 14) Bunun sonunda ise sonlu elemanlar çözümü için gerekli olan meshleme (meshing) işlemi gerçekleştirilir. Yazılım geometrik yüzeyleri referans alarak implantın içini

düğüm noktaları ve elemanlardan oluşacak şekilde hacimsel meshi yaratır (Şekil 15). Yaratılan hacimsel mesh ise FEM çözücüsü olan COMSOL'a aktarılır.



Şekil.15 Mimics programında nokta bulutu ve sonrasında hastaya göre oluşturulmuş implant.

Comsol sonlu elemanlar yöntemi kullanarak lineer ve lineer olmayan yapısal analiz problemlerini çözebilen bir paket programdır. Yazılımda hacimsel mesh içeriye aktarıldıktan sonra problemin tanımlanması gerekmektedir. Tanımlama aşamasında sınır koşulları, yükler, yüklerin uygulama zamanları tanımlanmaktadır. Bunun yanında çalışmanın amaçlarından biri olan farklı malzeme özellikleri referanslardan elde edilerek kullanılmıştır (84) (Tablo 5).

Malzeme	Elastisite modülü [MPa]	Poisson oranı
Kortikal kemik	15.000	0,3
Kansellöz kemik	500	0,3
Ti6Al4V	113.800	0,342
PMMA	2.944	0,375

Tablo.5 İmplant malzemeleri ve kemik yapının mekanik özellikleri

Vakalar iki şekilde çözümlenmiştir. İlk senaryoda 100 N yük altında zamandan bağımsız şekilde yapısal analiz ikinci senaryoda ise 0 zamanında başlayan ve 100 N ile 0.1 sn yüklenen implantın şok tepkisi analiz edilmiştir. Bu analizlerde kullanılan

veriler (Allen et al, 2008) tenis topu çarpması ile elde ettiği şok verileridir. İmplantlar yüzeye dik olarak yüklenmiş ve farklı malzemeler ile farklı vakalar simüle edilmiştir. Sonuçlarda Von-Misses stresleri ve deplasman değerleri incelenmiş çalışmanın farklı malzemeler ile elde edilen sonuçları değerlendirilmiştir.



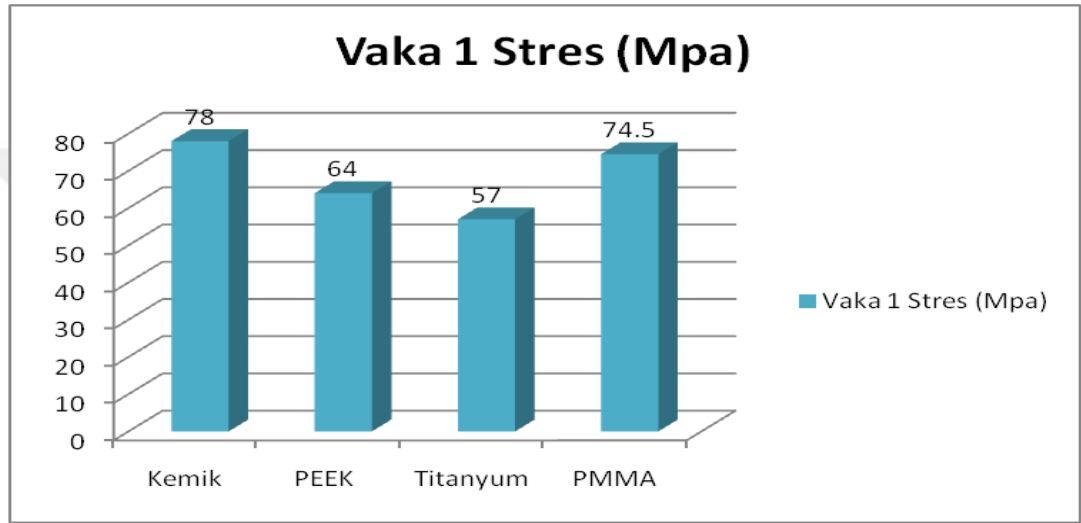
6 BULGULAR

Çalışmamızda 3 hasta için ayrıntılı simülasyonlar gerçekleştirilmiştir. Bu analizler sonucunda farklı büyüklükteki kranioplastik alanlar için uygulanan kemik, PEEK, titanyum, PMMA malzeme bazlı protezlerden sonuç olarak Von Misses stresleri ve yer değiştirme verileri elde edilmiş, aşağıda Tablo 6 ve grafiklerde gösterilmiştir.

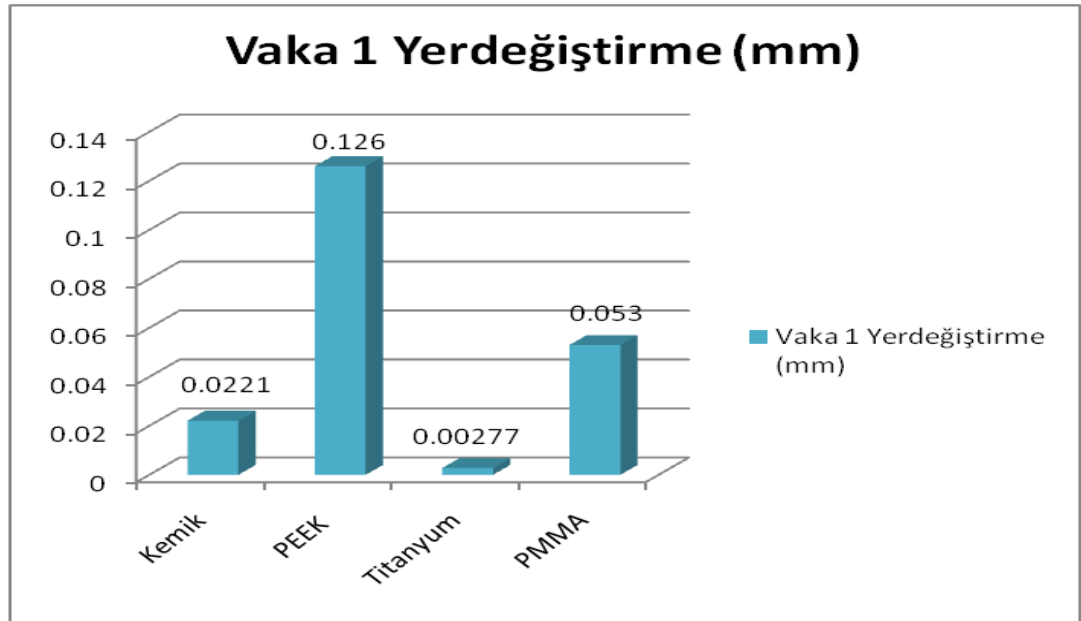
		Kemik	PEEK	Titanyum	PMMA
Vaka 1	Yerdeğiştirme (mm)	0.0221	0.126	0.00277	0.053
	Stres (Mpa)	78	64	57	74.5
Vaka 2	Yerdeğiştirme (mm)	0.0433	0.199	0.00519	0.08
	Stres (Mpa)	28	24	22	27
Vaka 3	Yerdeğiştirme (mm)	0.00813	0.0474	0.00105	0.0196
	Stres (Mpa)	8.15	7.64	7.41	7.96

Tablo.6 Kemik,PEEK,titanyum,PMMA malzemeler için FEM yöntemi ile bulunmuş stres ve yerdeğiştirme değerleri

Vaka 1 için kraniektomi defekti sol parietal bölgede 22.9 cm² olarak ölçüldü. Analiz sonuçlarına göre Vaka 1 için en büyük stres değerleri 78 Mpa ile kemik ile tasarlanan modellemelerde izlenmiş olup, en büyük yerdeğiştirme 0.126 mm ile PEEK malzeme ile modellemelerde gözlemlenmiştir. Bunun yanında en düşük stres 57 Mpa ve yerdeğiştirme 0.00277 mm değerleri ile titanyum malzeme ile modellemelerde gözlemlenmiştir.

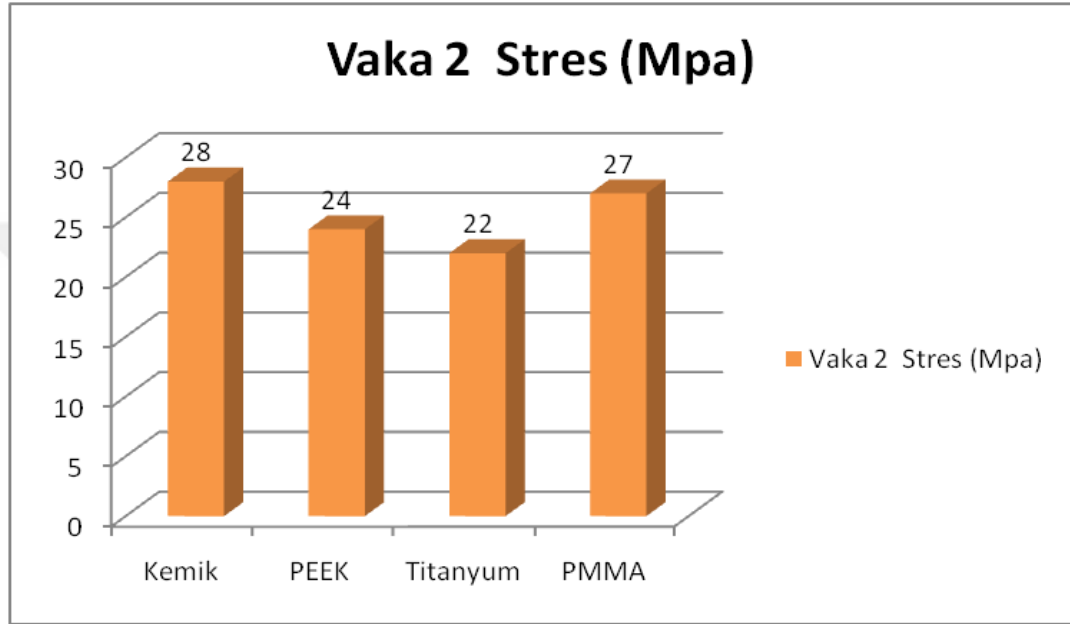


Şekil.16 Vaka 1 farklı materyaller için stres karşılaştırma grafiği

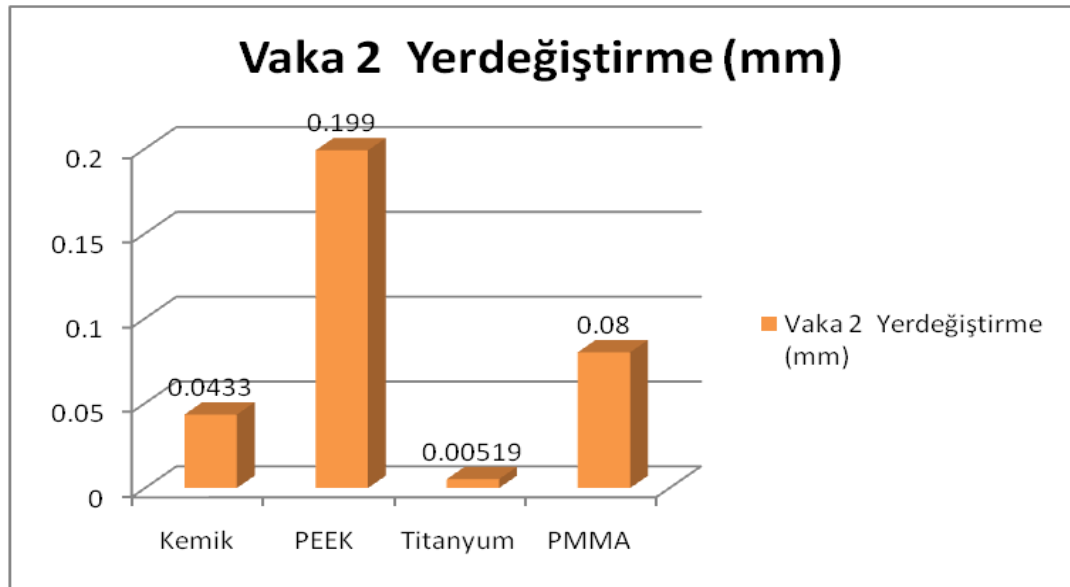


Şekil.17 Vaka 1 farklı materyaller için yerdeğiştirme karşılaştırma grafiği

Vaka 2 için kraniyektomi defekti sağ frontal bölgede 4.94 cm² olarak ölçüldü. Analiz sonuçlarına göre Vaka 2 için en büyük stres değerleri 28 Mpa ile kemik ile tasarlanan modellemede izlenmiş olup, en büyük yerdeğiştirme 0.199 mm ile PEEK malzeme ile modellemede gözlemlenmiştir. Bunun yanında en düşük stres 22 Mpa ve yerdeğiştirme 0.00519 mm değerleri ile titanyum malzeme ile modellemede gözlemlenmiştir.

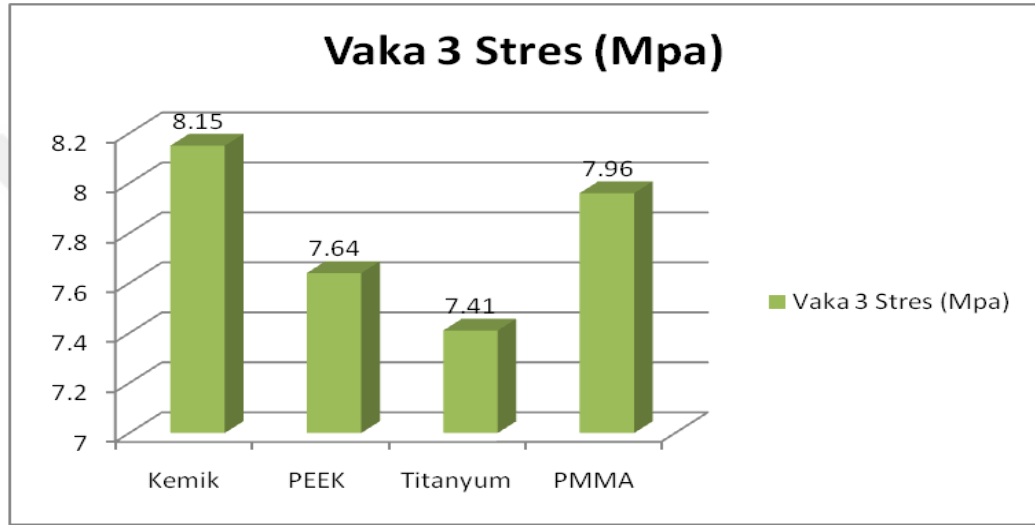


Şekil.18 Vaka 2 farklı materyaller için stres karşılaştırma grafiği

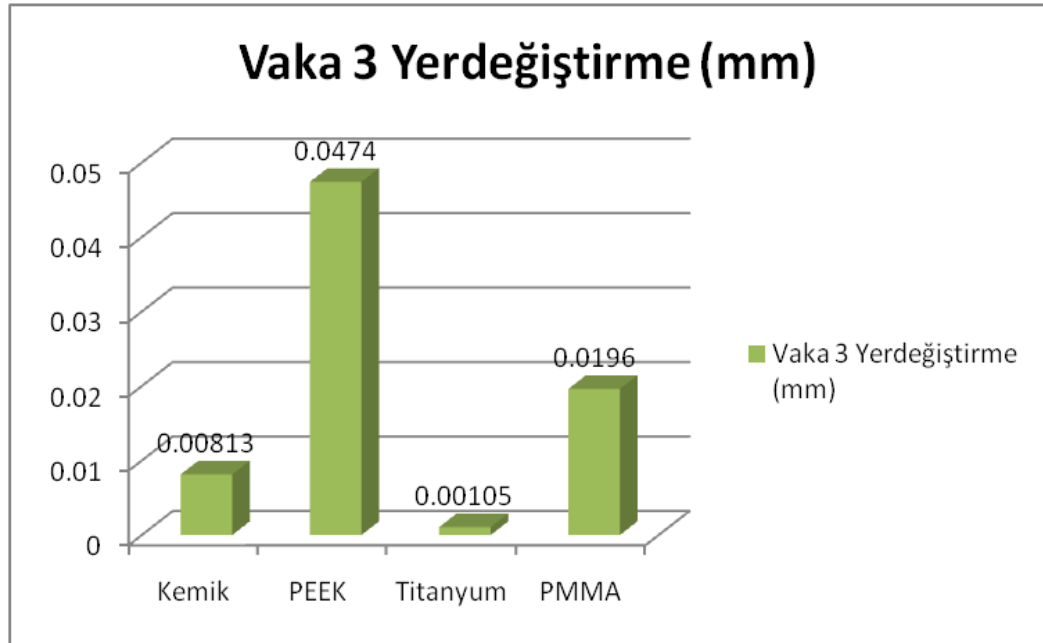


Şekil.19 Vaka 2 farklı materyaller için yerdeğiştirme karşılaştırma grafiği

Vaka 3 için kraniyektomi defekti sol frontotemporo-parietal bölgede 237.8 cm² olarak ölçüldü. Analiz sonuçlarına göre Vaka 3 için en büyük stres değerleri 8.15 Mpa ile kemik ile tasarlanan modellemelerde izlenmiş olup, en büyük yerdeğiştirme 0.0474 mm ile PEEK malzeme ile modellemelerde gözlemlenmiştir. Bunun yanında en düşük stres 7.41 Mpa ve yerdeğiştirme 0.00105 mm değerleri ile titanyum malzeme ile modellemelerde gözlemlenmiştir.



Şekil.20 Vaka 3 farklı materyaller için stres karşılaştırma grafiği



Şekil.21 Vaka 1 farklı materyaller için yerdeğiştirme karşılaştırma grafiği

T-Test

Paired Samples T-Test

		W	p
Kemik YER	- PEEK YER	0.000	0.250
Kemik YER	- Titanyum YER	6.000	0.250
Kemik YER	- PMMA YER	0.000	0.250
Kemik STRES	- PEEK STRES	6.000	0.250
Kemik STRES	- Titanyum STRES	6.000	0.250
Kemik STRES	- PMMA STRES	6.000	0.250

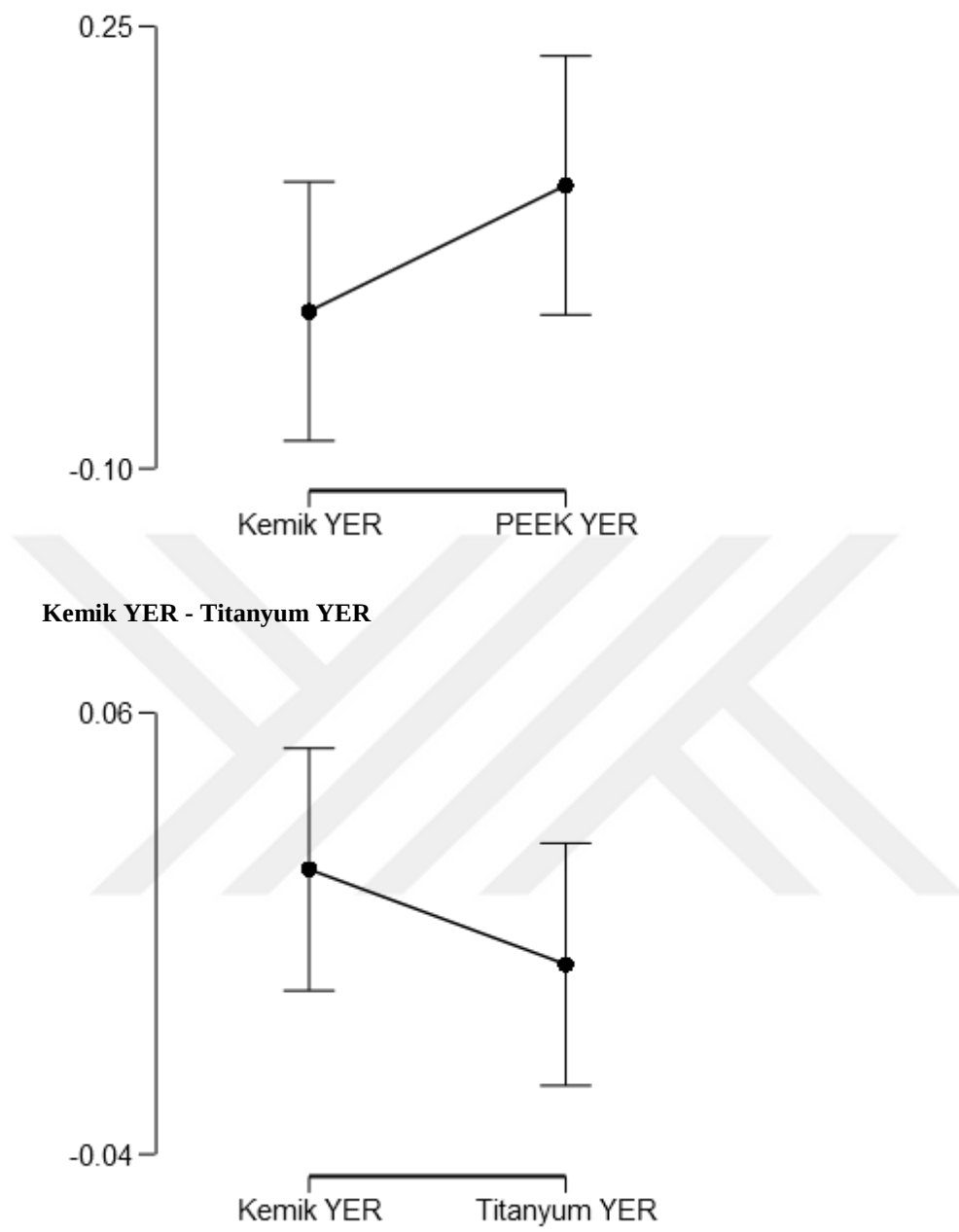
Note. Wilcoxon Signed-Rank Test.

Descriptives

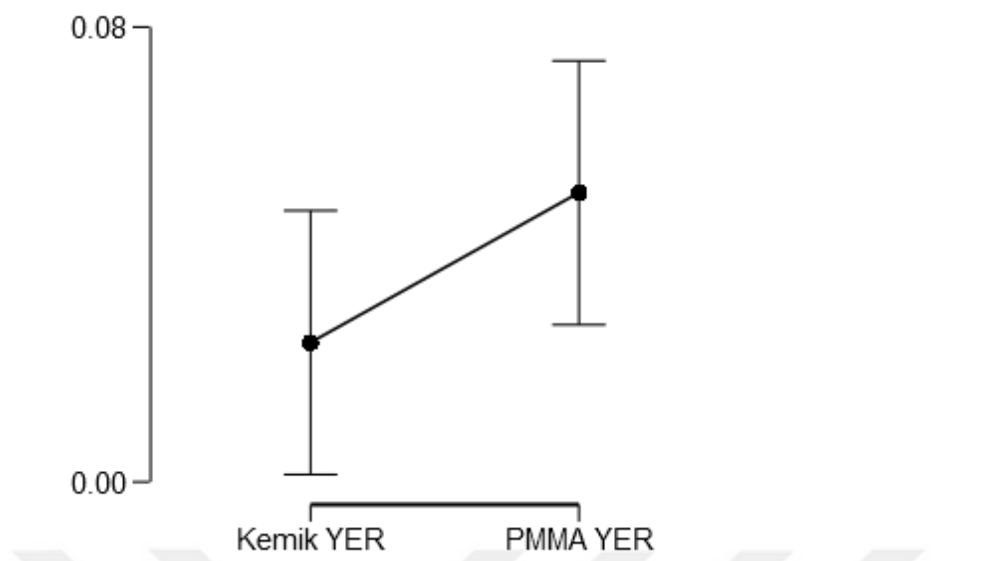
Descriptives	N	Mean	SD	SE
Kemik YER	3	0.025	0.018	0.010
PEEK YER	3	0.124	0.076	0.044
Titanyum YER	3	0.003	0.002	0.001
PMMA YER	3	0.051	0.030	0.017
Kemik STRES	3	38.050	35.993	20.781
PEEK STRES	3	31.880	28.995	16.740
Titanyum STRES	3	28.803	25.485	14.714
PMMA STRES	3	36.487	34.269	19.785

Descriptives Plots

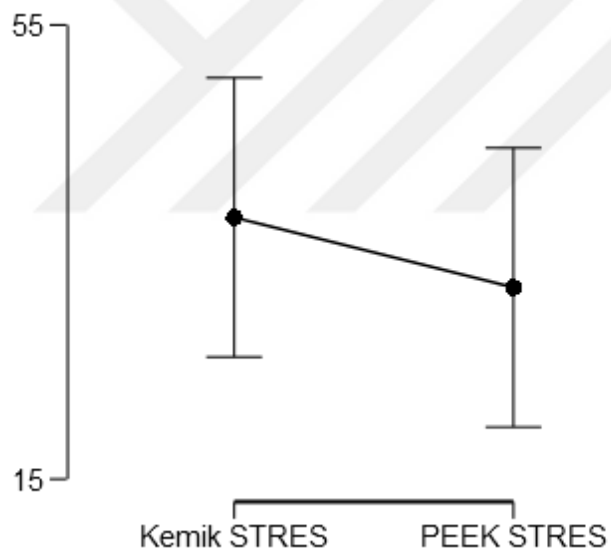
Kemik YER - PEEK YER



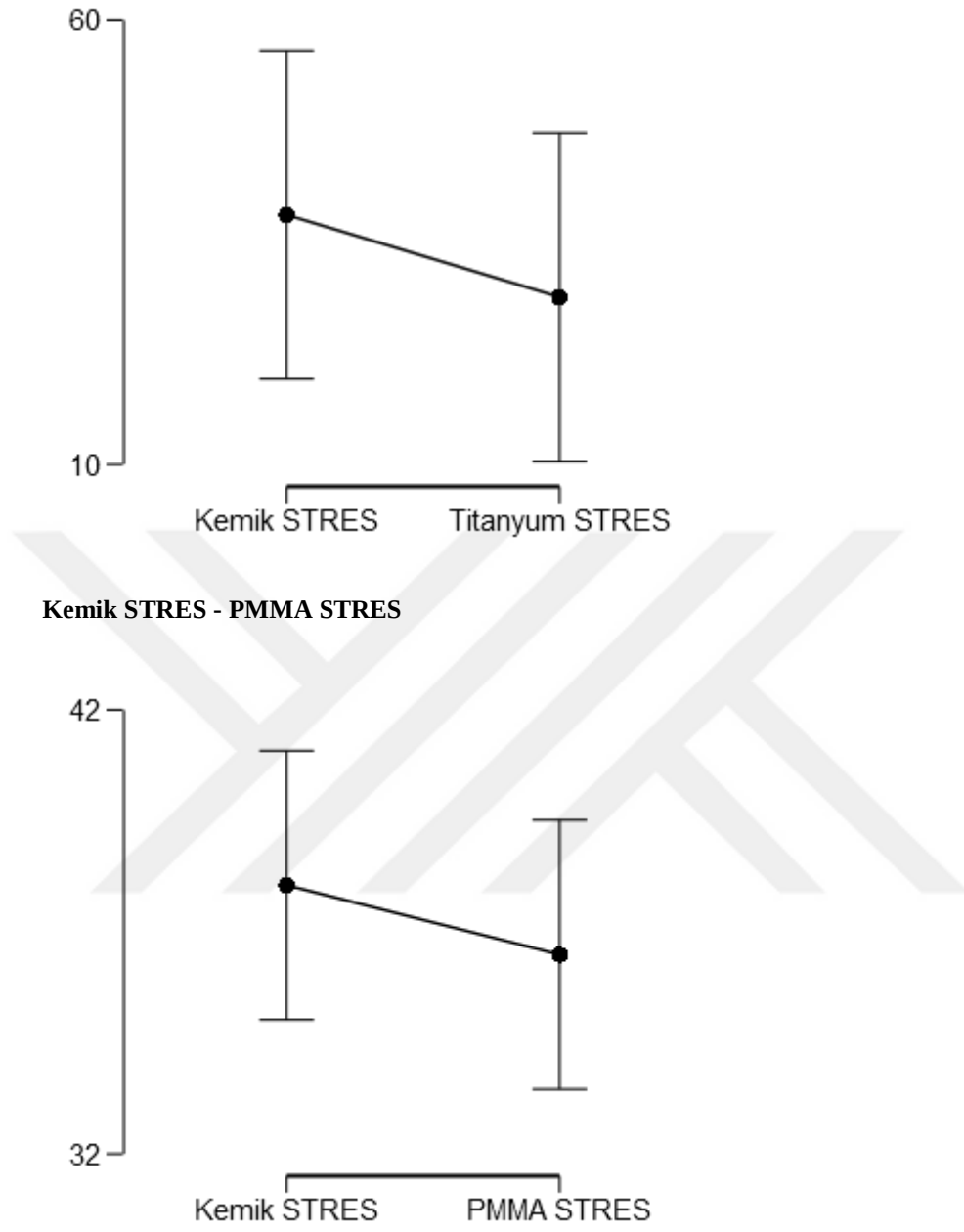
Kemik YER - PMMA YER



Kemik STRES - PEEK STRES



Kemik STRES - Titanyum STRES



Şekil.22 SPSS yazılımında kemik ile PMMA, PEEK, titanyum bazlı protezlerin FEM sonuçlarının Paired Samples Test ile karşılaştırma sonuçları

7 TARTIŞMA

Kranioplasti, kranial kemik defekt veya deformitelerinin cerrahi olarak onarılması işlemidir. Kranioplasti estetik görünümün sağlanması ve nöral dokunun darbelerden korunması amacıyla uygulanmaktadır.

Kranial kemik defekti oluşumunun başlıca nedeni yüksek enerjili kafa travmalarıdır. Bunu kalvarial kemik tümörleri izlemektedir (1,2,3,4).

Kranioplasti operasyonlarında kullanılan allogreft malzemeler belli kriterlere uygun olmalıdır. Biyolojik olarak dokular ile uyumlu olmalı, antijenik olmamalı, rezorbe olmamalı, esnek ve hafif olmalı, darbelere karşı dayanıklı olmalı, osteogenezisi engellememeli, radyolojik tetkiklere engel teşkil etmemeli, ısı ve elektrik iletkenliği düşük olmalı, inflamasyon ve enfeksiyon oluşturma eğilimi düşük olmalı, düşük maliyetli olmalı, kolay üretilmemeli, uygulaması kolay olmalıdır.

Alloplastik kranioplastide en sık polimetilmetakrilat (PMMA) kullanılmaktadır. 1954 de William Spence ile insanda kranioplasti materyali olarak kullanılmaya başlanmıştır (55,56). PMMA doku uyumluluğu yüksek, sağlam, hafif, ucuz, olması ve radyolojik tetkiklere imkan vermesi sebebiyle tercih edilmektedir. Bu malzemenin dezavantajları ise ; erken ve geç dönem görülen artmış enfeksiyon riski, artmış ekstrakranial ve intrakranial kanama riski, ekzotermik reaksiyona sebep olup doku hasarına sebep olması, yaygın subgaleal koleksiyona sebep olabilmesidir (34,35). Kozmetik sonuçları tartışmalıdır. Özellikle geniş kemik defekti olan hastalarda kozmetik şekil verilmesi oldukça güç bir materyaldir.

Kranioplasti için kullanılan diğer bir malzeme de titanyumdur. Titanyum özellikle geniş kemik defektlerinde kullanılan kranioplasti materyalidir. Titanyum şekil verilmesi zor bir malzemedir. Titanyum sağlam, biyouyumluluğu yüksek, MR gibi radyolojik tetkiklere engel teşkil etmeyen yapıda, enfeksiyon riski sinüs onarımlarında dahi düşük, operasyon esnasında iyi fiksasyon sağlaması açısından avantajlıdır. Son yıllarda titanyum mesh sıklıkla sement materyalleri desteklemek amacıyla kullanılmaktadır. Bu şekilde kombine uygulamalarda amaç; titanyumun mekanik strese karşı direncinden, sement materyallerin remodelling özelliklerinden faydalanmaktır (34).

PEEK 2000'li yılların başından bu yana kranioplasti materyali olarak kullanılmaktadır (126). PEEK (poliether-ether-ketone) malzeme ise yüksek mukavemet sertlik, kimyasal direnç,yüksek sıcaklık direnci, düşük yanabilirlik ve radyasyon direnci nedeniyle tercih edilmektedir. Ancak PEEK malzemenin işlenmesi zordur ve oldukça maliyetlidir. Üretim sürecinde ise çok fazla zaiyat verilir ve üretim süreleri oldukça uzundur. Bu nedenle termoplastik bazlı olması kullanılarak HP (Hızlı prototipleme) teknikleri kullanılarak üretim modelleri denenmektedir. Bu amaçla SLA(Stereolitography), SLS(Selective laser sintering),FDM (Fused deposition modelling) teknikleri denenmiştir. Bunlar arasında SLS en iyi sonuçları vermiş ve tercih edilmiştir. Üretim esnasında PEEK içine HA (Hidroksiapatit) katılarak malzemenin osseointegrasyonu arttırılmak istenmiştir. Ancak yüksek oranlı HA yapısal dayanıklılığı azaltmaktadır.

Bu çalışmada 3 farklı kraniektomi patterni olan hasta için BT görüntüleri üzerinden kişiye özel protez tasarlanmış ve tasarımlar farklı malzemeler ve yüklemeler altında analiz edilmiştir. Malzeme ve çözüm aşamasında geometrik, malzeme kaynaklı nonlineerlik ise analizlere dahil edilmiştir. Çalışma esnasında kemik doku, titanyum alaşımı, PMMA ve PEEK malzemeler karşılaştırılmıştır. Karşılaştırma sırasında malzemelerin sabit yükleme ve şok koşulları incelenmiştir. Literatür incelendiğinde analiz sonuçlarında şok koşullarında protezin ne miktarda deforme olduğu, kafatasına bağlantı noktalarına ve/veya bağlantı yüzeylerine iletilen kuvvetler incelenmektedir. Bir başka bakış açısı ise üretilebilirlik ve maliyet açısı üzerinden yürümektedir.

Analiz sonuçlarının güvenilirlik ve benzerlik seviyelerinin belirlenebilmesi için istatistiksel analiz yazılımı olan SPSS den yararlanılmıştır. SPSS üzerinde gerçekleştirilen Paired Samples T-Test (Wilcoxon Signed Rank) testi ile kemik ile PMMA, PEEK ve titanyum malzemelerden kişiye özel tasarlanan protezlerin stres ve yerdeğiştirme açısından karşılaştırılması amaçlanmıştır. Testler gerçekleştirilirken kemik bazlı protezlerin sırasıyla PMMA, PEEK ve titanyum bazlı protezler ile stres seviyeleri ve yerdeğiştirme seviyeleri açısından çift değişkenli olarak karşılaştırması gerçekleştirilmiştir. İstatistiksel analiz sonuçları ise bulgular kısmında verilmektedir.

Vakaların kullanılan materyale göre stres ve yerdeğiştirme düzeylerinin farklılık gösterip göstermediği Wilcoxon testi kullanılarak karşılaştırılmıştır. Gruplar

arasında yapılan istatistiksel değerlendirmelerde gruplar arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılık saptanmamıştır. Yerdeğiştirme ve stres kesin sonuçlarının bulunduğu Tablo 6 da malzeme değişiminin aynı yük altında stres ve yerdeğiştirme sonuçlarını ciddi olarak etkilediği gözlemlenmesine rağmen T testinde sonuçların malzemeden bağımsız çıkmasının başlıca sebebinin örneklem uzayını oluşturan vaka sayısının yeterli olmaması olduğu gözlemlenmiştir. Bu nedenle ileriki çalışmalarda vaka sayısı arttırılarak sonuçların istatistiksel olarak da doğrulanması ve benzerliklerin tespit edilmesi amaçlanmaktadır.

Stres (Gerilme) genel olarak malzemelerde birim alana düşen kuvvettir. Temel olarak aşağıdaki şekilde ifade edilir :

Gerilme= Kuvvet /Alan

$$\sigma = \frac{F}{A}$$

Bir cisim gerilme altında kaldığında, buna farklı şekillerde cevap verir :

Deforme olur (şekli veya hacmi değişir) – Bu çoğu kez elastik deformasyondur ve gerilme kalktığında cisim ilk haline döner. (Plastik deformasyonda, cisim orijinal haline dönemez)

Akar – Bu viskoz davranış biçimidir. Gerilme kalktığında cisim ilk haline dönemez. Kırılmadan şekil verilebilen (ductile) davranış olarak ta bilinir.

Kırılır – Bu kırılğan davranış şeklidir ve sadece katı cisimlerde oluşur. Gerilme kalktığında cisim ilk haline dönemez.

Strain-Gerilme ise uygulanan bir gerilme karşılığında cisim içinde meydana gelen şekil veya hacim değişikliğidir. Sembolü ϵ olup uzama miktarının ilk boyuta oranı olarak tanımlanır, birimsiz ve boyutsuzdur. Bazı materyaller küçük gerilmelerde çok büyük deformasyonlara uğrarken, bazıları ise büyük gerilmelerde çok küçük deformasyonlar gösterirler. Bu nedenle gerilme ve deformasyon arasındaki ilişki materyalin özelliğiyle ilgilidir. Bu stress-strain ilişkisi, materyalin rheology'si olarak tanımlanır.

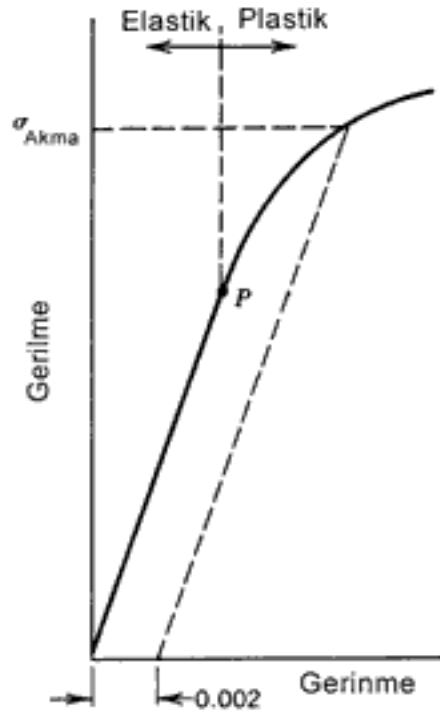
Elastik bir cisim deforme olduğunda, kendisini deforme eden enerjiyi yapısında depolar. Bir fırsat verildiğinde depoladığı enerjiyi serbest bırakabilir. Bir kuvvetin etkisi altında deformasyona uğrayan ve kuvvet kaldırıldıktan sonra eski durumuna dönen cisme elastik cisim, böyle bir deformasyona da elastik deformasyon denir. Lineer elastisite teorisinde deformasyon gerilmenin devamı süresine bağlı değildir ve gerilme ile deformasyon arasında doğrusal bir bağıntı vardır.

Bu bağıntı ise

$$\text{Stress (Gerilme)} = \text{Elastisite modülü} \times \text{Strain (Gerinme)}$$

$$\sigma = E\varepsilon$$

şeklindedir. Elastisite (Young modülü) ise malzemenin fiziksel özelliklerine bağlıdır ve materyalden materyale değişmektedir. Cisimlerin elastik yada plastik deformasyona uğrayacakları ise çekme testi sonuçlarında elde edilmiş grafikler ile tespit edilir. Şekil 23 de örnek çekme testi diagramı verilmektedir. Bu diagramda malzeme bir noktaya kadar lineer bir gerilme-gerinme ilişkisi göstermektedir. Bu bölge malzemenin elastik özellikler gösterdiği kuvvet etkisinde deforme olduğu ancak kuvvet kaldırıldığında eski haline dönebildiği bölgedir. Ancak elastik bölgenin sonunda üzerindeki stres artırıldığında malzeme plastik bölgede deformasyona başlar ve malzeme kalıcı şekil değişikliğine uğrar. Bu şekil değişikliğine plastik deformasyon adı verilir.



Şekil.23 Örnek malzeme çekme diagramı

Bu bilgiler ışığında çalışmamızda farklı kranial kemik defekti alanına sahip vakalar için kemik, PEEK, titanyum, PMMA malzeme modellerinin kullanıldığı şok ve sabit yük (steady structural analizler) FEM analizleri gerçekleştirilmiştir.

Vaka 1 için en mukavemetli malzeme titanyum olup bu açıdan titanyumdan sonra PEEK, PMMA ve kemik sıralanmaktadır. Mukavemet açısından kemiğe en yakın malzeme PMMA olarak gözlemlenmektedir. Esnekliği en fazla olan malzeme PEEK olup esneklik açısından sırasıyla PMMA, kemik ve titanyum olarak tespit edilmiştir. Esneklik açısından kemiğe en yakın malzeme PMMA olarak elde tespit edilmiştir.

Vaka 2 için en mukavemetli malzeme titanyum olup bu açıdan titanyumdan sonra PEEK, PMMA ve kemik olarak sıralanmaktadır. Mukavemet açısından kemiğe en yakın malzeme PMMA olarak gözlemlenmektedir. Esnekliği en fazla olan malzeme PEEK olup esneklik açısından sırasıyla PMMA, kemik ve titanyum olarak tespit edilmiştir. Esneklik açısından kemiğe en yakın malzeme PMMA olarak elde tespit edilmiştir.

Vaka 3 için en mukavemetli malzeme titanyum olup bu açıdan titanyumdan sonra PEEK, PMMA ve kemik olarak sıralanmaktadır. Mukavemet açısından kemiğe en yakın malzeme PMMA olarak gözlemlenmektedir. Esnekliği en fazla olan malzeme PEEK olup esneklik açısından sırasıyla PMMA, kemik ve titanyum olarak tespit edilmiştir. Esneklik açısından kemiğe en yakın malzeme PMMA olarak elde tespit edilmiştir.

Yukarıdaki sonuçlara paralel olarak literatür incelendiğinde ise kemik, PEEK, titanyum ve PMMA için kimyasal ve fiziksel özelliklerini karşılaştıran birçok çalışma bulunmuştur. Bu karşılaştırmalar malzemelerin avantajlarını ve dezavantajlarını içerecek şekilde gerçekleştirilmiş ve aşağıdaki tabloda özet olarak gösterilmiştir.

Materyal	Avantajları	Dezavantajları
otolog kemik	dokusal uyum, düşük fraktür riski	kemik rezorpsiyonu, enfeksiyon
pmma	güçlü, ısıya direnç, inert, düşük maliyet, kolay kullanım	enfeksiyon, fraktür, egzotermik yanma reaksiyonu, inflamasyon, osteointegrasyonun kaybolması
peek	radyolusent, inert, güçlü, elastik, imajlarda artefakt yaratmayan, konforlu,	maliyet, ekstra 3B planlama ve imaj gerektirmesi, diğer materyallere yapışmasının zor olması, enfeksiyon
titanyum	noninflamatuvar, nonkorozif, güçlü, düşük enfeksiyon riski, kozmetik açıdan iyi	pahalı, imajlarda artefakt oluşumu

Tablo.7 Çalışmada incelenen kraniektomi materyallerinin özet karşılaştırması

Bu veriler doğrultusunda defekt alanının büyüklüğünden bağımsız olarak tüm vakalarda farklı malzemeler için kemik ile karşılaştırıldığında stres ve yer değiştirme karakteristiğinin PMMA için kemiğe benzer olduğu tespit edilmiştir. En sağlam malzemenin titanyum en esnek malzemenin PEEK olduğu izlenmiştir

Sonuçlar değerlendirildiğinde titanyum alaşımı olan Ti6Al4V malzemenin üretilen protezler stres koşulları ve şok koşulları altında oldukça iyi performans göstermiş ve düşük deformasyon miktarı ve şok altında esneyebilme yetenekleri sayesinde diğer malzemelere üstünlük sağlamıştır. Bunun yanında günlük yaşam temposunda karşılaşılan yükler için PMMA ve PEEK malzeme yeterlidir. Ancak şok

yükleri altında PEEK ve PMMA titanyum malzemenin gösterdiği başarıyı gösterememektedir. Ancak şok koşulları altında kemik dokudan daha güçlü yapısal dayanıklılıkları nedeniyle daha iyi performans göstermektedirler. Tüm malzemeler arasında titanyum üretilebilirlik, mekanik özellikler, işlenebilirlik ve inkar edilemez diğer avantajları nedeniyle öne çıkmaktadır. Ancak maliyet dezavantajı cerrah tarafından iyi değerlendirilmelidir.

Bunun yanında protezlerin tasarımlarında standart sabit kalınlıklı protez yerine kişiye özel değişken kalınlıkta (thickness distribution) protez tasarımı yapısal dayanıklılığın artırılmasında ciddi öneme sahiptir. Bunun yanında protez yerleşimi esnasında yapılan sabitleme işlemi sırasında malzemenin ön yükleme (parçanın yüksüz durumdaki formunun yerleştirme esnasında zorlanarak değişimi ve protezin bu nedenle parça üzerinde kuvvet oluşması) ile yerleştirilmesi ve malzemenin bu nedenle yay gibi geri dönmesi (springback) yapısal performansını etkilemektedir.

Kişiye özel protezlerin bir diğer avantajı ise fiksasyon elemanları dışında defekt yüzeyine hassas şekilde oturabilmesiyle ve bu yüzeyleri kuvvetin dağıtılması için kullanabilmesiyle çok daha az yerdeğiştirme ve stres değerleri sağlamaktadır. Ancak bu tarz protezler için yeni fiksasyon elemanları (vidalar ve bağlantı elemanları) tasarlanma gerekliliği vardır.

Kişiye özel tasarımların bir diğer avantajı ise BT görüntüleri kullanılarak kafanın simetrik yapısına uygun kozmetik açıdan başarılı protezler geliştirebilmesidir. Operasyon sonrasında hasta kozmetik açıdan herhangi bir sorun yaşamamaktadır.

Bu çalışmada elde edilen sonuçlar değerlendirildiğinde BT görüntüleri işleyip 3B ye çeviren yazılımlar, analiz programları ve sonuçları kullanılarak malzeme seçiminde, operasyonun planlanmasında oldukça ciddi faydalar sağlanabileceği görülmektedir. Ancak bu çalışma sonrasında çalışmaların daha güçlü bilgisayarlarda daha fazla eleman sayısı, katmanlı kemik yapısının modele dahil edilmesi, beyin ve omurilik sıvısı ve tüm beyin bileşenlerinin dahil edilmesi gibi iyileştirmelerle çok daha hassas sonuçlar elde edilebilir. Bunun yanında çalışmalara fiksasyon elemanları delik paternleri vb ekstra iyileştirmelerin dahil edilmesi oldukça elzemdir.

Ayrıca bilgisayar üzerinde yapılan çalışmaların SLS ve benzeri teknolojik üretim metotları kullanılarak üretilen protezlerin test sonuçları ile karşılaştırılması ve FEM modellerinin doğrulanması oldukça önemlidir.

Tüm çalışmalar ışığında sonlu elemanlar metodu ve HP (Hızlı prototipleme) teknolojilerinin hastaların yaşam kalitesini cerrahların ise operasyonlarını yapma biçimlerini etkileyeceği göz önünde bulundurulmalıdır.



8 SONUÇ

Sonlu elemanlar yöntemi ile kompleks mühendislik sistemlerinin incelenmesi uzun zamandır kabul gören bir uygulamadır. Artan teknolojik gelişmeler, mühendislik ve bilgisayar uygulamalarının tıp ve cerrahi alanında daha fazla kullanımına imkan vermektedir. Bu süreçte insan vücudundaki sert yapılar olan kemiklerin ve protezlerin mühendislik uygulamalarında simüle edilmeleri hem malzeme seçiminde, hem uygun geometrilerin operasyon öncesi hazırlanmasında hem de cerrahlara operasyon öncesi öngörü sağlaması açısından oldukça önemlidir.

Bu çalışmada sonlu elemanlar yöntemi kullanılarak kranioplasti cerrahisinde kullanılan 3 değişik materyalin kişiye özel tasarımlardaki mukavemet özellikleri incelenmiş ve egzotermik reaksiyon, zor şekil verme ve osteointegrasyon kaybı gibi dezavantajları olmasına rağmen PMMA materyalinin kemiğe en yakın özellikleri gösterdiği tespit edilmiştir.

Bununla birlikte kranioplasti uygulamalarında malzeme seçiminde hala en uygun malzeme ortaya konamamıştır ve seçim cerrahın tercihinin bırakılmıştır. Günümüzde biyouyumluluğu yüksek, darbelere karşı dayanıklı, enfeksiyon oluşturma eğilimi düşük malzemelerin kullanımı ve en iyi kozmetik sonuçların elde edilebilmesi amacıyla kişiye özel kranioplasti materyal üretiminin gerekliliği üzerinde durulması ve bu hususta ileri araştırma ve çalışmaların yapılması gerekmektedir.

9 KAYNAKÇA

1. **Beumer J, Firtell ON, Curtis TA.** Current concepts in cranioplasty. *J Prost Dent* 1999; 67-76.
2. **Prolo D.** Cranioplasty. Rengachary SS Wilkins RH (Ed) . *Neurosurgery, Vol 2.* New York : Mc Graw Hill 1985; 1647-1655.
3. **Shaffrey ME, Persing JA, Shaffrey CI, Oelashaw JB, Jane JA.** Craniofacial reconstruction. In: Apuzzo MLJ (Ed). *Brain Surgery S.I.* : Churchill Livingstone 1993; 1373-1398.
4. **Stula.** Cranioplasty effects after decompressif craniotomy: CT analysis. *Neurochirurgia* 1980;23
5. Cranioplasty, Indications, Techniques and Results. Wien: Springer Verlag, 1984.
6. **Tokoro K, Chiba Y, Tsubone K.** *Neurol Med Chir.* Late infection after cranioplasty 1989; 196-201.
7. **BL, Meel.** Fatal systemic allergic reaction following acrylic cranioplasty: A case report. *J Clin Forensic Med* 2004(11) ;205-207
8. **Moreira-Gonzalez A, Jackson IT, Miyawaki T, Barakat K, DiNick.** Clinical outcome in cranioplasty: Critical review in long-term follow-up. *J Craniofac Surg* 2003;14(2): 144-153.
9. **Replogle RE, Lanzino G, Francel P, Henson S, Lin K, Jane JA.** Acrylic cranioplasty using miniplate struts. *Neurosurgery* 1996; 747-749.
10. **Sakamoto S, Eguchi K, Kiura Y, Arita K, Kurisu K.** CT perfusion imaging in the syndrome of the sinking skin flap before and after cranioplasty. *Clin Neurol Neurosurg* 2006 108(6); 583-585.
11. **Scolozzi P, Martinez A, Jaques B.** *Complex* orbitofrontotemporal reconstruction using computer-designed PEEK implant. *J Craniofac* 2007, 18(1); 224-228.
12. **Erol FS, Arıcı L , Kaplan M, Akgün B .** Olguda Skalp ve Kalvaryum'un Neoplastik Lezyonlar: Literatür Gözden Geçirilmesi. *Türk Nörosirürji Dergisi.* 2009 19(1); 25-31.
13. **Arana E, Bonmati L.** CT and MR imaging of focal calvarial lesions. *AJR* 1999(172); 1683-1688.
14. **Tatlı M, Güzel A , Güzel E .** Büyüyen Kafatası Kırıkları. *Dicle Tıp Dergisi.* 2005;32(1); 43-46.
15. **Aarabi B, Hesdorffer DC, Ahn ES, Aresco C, Scalea TM, Eisenberg HM.** Outcome following decompressive craniectomy for malignant swelling due to severe head injury. *J Neurosurg* 2006;104(4); 469.
16. **Ausman JJ, Rogers C, Sharp HL.** Decompressive craniectomy for the encephalopathy of Reye's syndrome. *Surg Neurol* 1976; 6(2); 97-99.
17. **Cheng YK, Weng H, Yang JT, Lee MH, Wang TC, Chang CN.** Factors affecting graft infection after cranioplasty. *Journal of clinical neuroscience* 2008;15:1115-1119.

18. **Uygur Ş.** Management of Cranial Bone Defects: A Reconstructive Algorithm According to Defect Size. *J Craniofac Surg* 2013;24:1606-1609.
19. **Becker DP, Miller JD, Young HF.** Diagnosis and treatment of head injury in adults. (Ed) Youmans JR. *Neurological surgery*, 4. Philadelphia : WB Saunders, 1982;1938-2083.
20. **Timmons RL.** Cranial defects and their repair. (Ed) Youmans JR. *Neurological Surgery*. Philadelphia : WB Saunders, 1982; 2228-2250.
21. **Jennett, B.** An introduction to Neurosurgery. London: William Heinemann Medical Books Limited, 1977.
22. **Hammon WM, Kepme LG.** Methyl- metacrilate cranioplasty. 13 years experience with 417 patients. *Acta Neurochir.* 1971; 69-77.
23. **Prolo DJ.** Cranial defects and cranioplasty. (Ed) Rengachary SS Wilkins RH. *Neurosurgery*. New York : Mc Graw- Hill. 1984; 1647- 1656.
24. **Rish, BL .** Cranioplasty: A review of 1030 cases of penetrating head injury. *Neurosurgery* 1979; 4: 381-385.
25. **Timmons RL.** Cranial defects and their repair. (Ed) Youmans JR. *Neurological Surgery*. Philadelphia : WB Saunders. 1982; 2228-2250.
26. **Yamaura A, Sato M, Meguro K, Nakamura T, Uemura K, Makino H.** Cranioplasty following decompressive craniectomy. Analysis of 300 cases. *No Shinkei Geka.* 1977; 5:345-353.
27. **Cheng YK, Weng H, Yang JT, Lee MH, Wang TC, Chang CN.** Factors affecting graft infection after cranioplast. *Journal of clinical neuroscience.* 2008; 1115-1119.
28. **Brommeland, Tor, et al.** Cranioplasty complications and risk factors associated with bone flap resorption. *Journal of Trauma, Resuscitation and Emergency Medicine.* 2015;23: 1-7.
29. **Manson PN, Crawley WA, Hoopes JE.** Frontal cranioplasty: Risk factors and choice of cranial vault reconstructive material. *Plast Reconstr Surg.* 1986;77: 888.
30. **DJ, Prolo.** Cranial defects and cranioplasty. [yazan] Wilkins RH ve Rengachary SS. *Neurosurgery*. New York : Mc Graw-Hill, 1996, s. 2783-2795.
31. **Yamashima, T.** *Modern cranioplasty with hydroxylapatite ceramic granules buttons and plates.* *Neurosurgery.* 1993; 939-940.
32. **Remsen K, Lawson K, Biller HF.** *Acrylic frontal cranioplasty.* *Head Neck Surg* 1986; 9: 32-41.
33. **Richaud J, et al.** *Effects of cranioplasty on neurological function and cerebral blood flow.* *Neurochirurgie.* 1985; 31: 183.
34. **Aydin S ve ark.** Cranioplasty: Review of materials and techniques. *J Neurosci Rural Pract.* 2011; 2: 162-167.
35. **Shah AM, Jung H, Skirboll S.** Materials used in cranioplasty: a history and analysis. *Neurosurgical focus.* 2014, 36(4).
36. **Zotti G, De Vito R.** Cranioplastica con resina acrilica :considerazioni su 139 casi. *Minerva Med* 62. 1971; 3760-3769.

37. **Hammon WM, Kempe LG.** Methyl methacrylate cranioplasty: 13 years experience with 417 patients. *Acta Neurochir.* 1971; 69-77.
38. **Petty PG.** Cranioplasty: a follow-up study. *Med J.* 1974;2: 806-808.
39. **Lindner D et al.** Cranioplasty using custom-made hydroxyapatite versus titanium: a randomized clinical trial. *JNS.* 2017; 175-183.
40. **Moreira-Gonzalez A et al.** *Clinical outcome in cranioplasty: Critical review in long-term follow-up.* *J Craniofac Surg.* 2003; 14(2): 144-153.
41. **Miyake H, Ohta T, Tanaka H.** A new technique for cranioplasty with L-shaped titanium plates and combination ceramic implants composed of hydroxyapatite and tricalcium phosphate. *Neurosurgery.* 2000;46(2): 414-418.
42. **Clower WT, Finger T.** Discovering trepanation: The contribution of Paul Broca. *Neurosurgery.* 2001; 49(6): 1417-1425.
43. **Kakar V, Nagaria J, Kirkpatrick JP.** The current status of decompressive craniectomy. *Br J Neurosurg.* 2009; 23(2): 147-157.
44. **Viale GL et al.** A craniocerebral infectious disease: Case report on the traces of Hippocrates. *Neurosurgery.* 2002; 50(6): 1376-1378.
45. **Bayir H, Kochanek PM, Clark RS.** Traumatic brain injury in infants and children: Mechanisms of secondary damage and treatment in the intensive care unit. *Crit. Care. Clin.* 2003;19: 529-549.
46. **Mussack T, Wiedemann E, Hummel T.** Secondary decompression trepanation in progressive post-traumatic brain edema after primary decompressive craniotomy. *Unfallchirurg.* 2003; 106 : 815-825.
47. **Ziai WC, Port JD, Cowan JA.** Decompressive craniectomy for intractable cerebral edema: Experience of a single center. *J. Neurosurg.* 2003; *Anesthesiol* 15: 25-32.
48. **Greenwood J Jr.** Acute brain infarctions with high intracranial pressure: surgical indications. *Johns Hopkins Med.* 1968; *J* 122: 254-260.
49. **Rengachary SS.** Surgery for acute brain infarction with mass effect Vol 2. (Ed) Wilkins RH, SS Rengachary. *Neurosurgery.* New York : McGraw-Hill. 1985; 1267-1271.
50. **Prolo D, Sally A.** The use of bone grafts and alloplastic materials in cranioplasty. *Clin Orth Rei Res.* 1991; 7: 270-277.
51. **Aciduman A, Belen D.** The earliest document regarding the history of cranioplasty from the Ottoman era. *Surg Neurol.* 2007; 68(3): 349-352.
52. **Naderi S.** Bilinen ilk türkçe beyin cerrahisi kitabı :Dimağ ve Cümçüme afetleri ve tedavileri. *Türk Nöroşirurji Dergisi.* 2002; 12: 267-272.
53. **Orell S.** Surgical bone grafting with “os purum,” “os novum,” and “boiled bone” *J Bone Joint Surg Am.* 1937; 873.
54. **Kriegel RJ, Schaller C, Clusmann H.** Cranioplasty using polymethyl methacrylate prosthesis. *Zentralbl Neurochir.* 2007; 68(4): 182-189.
55. Repairing holes in the head: a history of cranioplasty. *Neurosurgery.* 1997; (40): 588-603.

56. **Sanan A , Haines SJ.**Cranioplasty, vertebral body replacement, and spinal fusion with tobramycin-impregnated methylmethacrylate.Neurosurgery. 199; 28: 789-791.
57. **Şekerci Z, Yılmaz ER.**Temel Nöroşirurji Cilt I. Ankara : Türk Nöroşirurji Derneği Yayınları, 2010.
58. **Turner M, CLOUGH RW, MARTIN HC , Topp LJ.** "Stiffness and deflection analysis of complex structures". Jr. Aeronaut. 1956; ScL 23: 805-823.
59. **Ledley RS , Huang HK.**Linear Model of Tooth Displacement by Applied Forces. J Dent Res. 1968; 47: 427-432.
60. **Gennarelli TA , Thibault LE.** Mechanism of head injury. (Eds) Wilkins RH, SS Rengacory. *Neurosurgery.*New York : Mc Graw-Hill, 1985;1531-1536.
61. **Binder S, Corrigan JD , Langlois JA.**The public health approach to traumatic brain injury: An overview of CDC's research and programs. J Head Trauma Rehabil. 2005; 20: 189-195.
62. **Jennett B.**Epidemiology of head injury.J Neurol Neurosurg Psychiatry 60.1996; 362-369.
63. **Peden M, McGee K, Sharma G.***The injury chart book: A graphical overview of the global burden of injurie.* Geneva : WHO, 2002.
64. Causes of morbidity and mortality in severe pediatric trauma.**Mayer T, Walker ML, Johnson DG, Matlak ME.**JAMA. 1981;245(7): 719-721.
65. **Bruce DA, Alavi A, Bilaniuk L, Dolinskas C, Obrist W, Uzzell B.**"Diffuse cerebral swelling following head injuries in children: the syndrome of "malignant brain edema".J Neurosurg.1981;54(2): 170-178.
66. **Jennett B, Frankowski RF.** The epidemiology of head injury. (Eds) Bruyn PJ , Klawans V. *Handbook of Clinical Neurology.* Amsterdam : Elsevier Science Publishers B.V. 1990; 1-16.
67. **Gennarelli TA, Champion HR, Sacco WJ, Copes WS, Alves WM.**Mortality of patients with head injury and extracranial injury treated in trauma centers. J Trauma. 1989;29(9): 1193-1201.
68. **Bullock R, Graham DI.** Non-penetrating injuries of head. (Ed) H. Cooper. Scientific Foundations of Trauma. Oxford : Butterworth-Heinemann. 1997; 101-126.
69. **Field JH.**Epidemiology of Head Injuries in England and Wales:With Particular Application to Rehabilitation. London : HMSO, 1976.
70. **Kraus JF, McArthur DL.** Epidemiology aspects of brain injury. Golfinos JG. (Eds.) Cooper H . Head injury 4th ed.New York : McGraw Hill. 2000; 1-26.
71. **Imhof HG, Lenzlinger P.** Traumatic Brain Injury.Trentz O, Uranues S. (Eds.) Oestern. Head, Thoracic, Abdominal, and Vascular Injuries: Trauma Surgery.Berlin : Springer. 2010.
72. **Selecki B , Ring I, Simpson D.**Injuries to the head, spine and peripheral nerves. Report on a study. Sydney : NSW Government Printer. 1981.
73. **Fearnside MR, Simpson DA.** Epidemiology. Bullock R. (Eds.) Reilly O. Head injury:Pathophysiology and management of severe closed injury.London : Chapman&Hall Medical. 1997; 1-23.

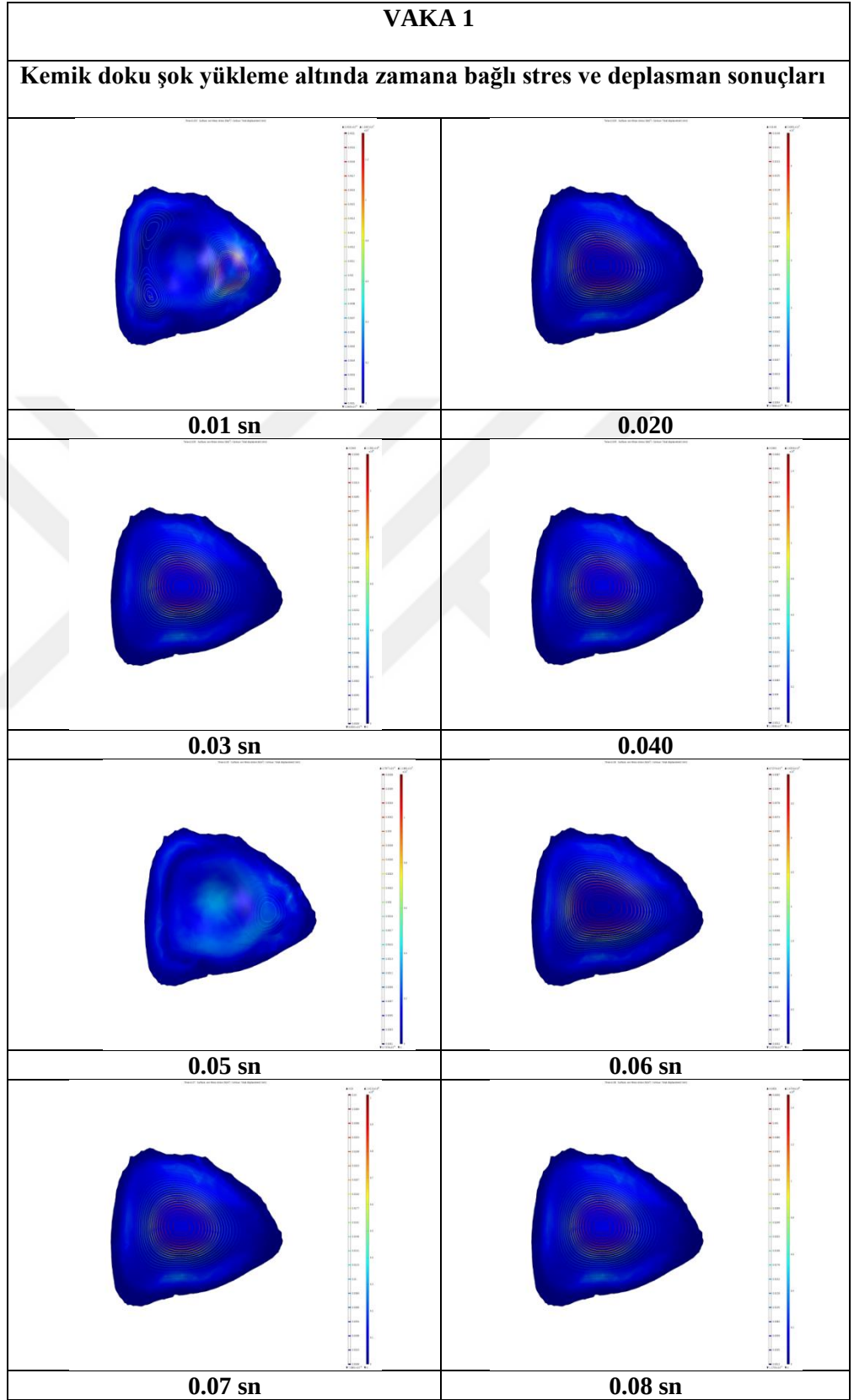
74. **Annegers JF, Grabow JD, Kurland LT, Laws ER.** The incidence, causes, and secular trends of head trauma in Olmsted County, Minnesota. *Neurology*. 1980;9: 912-919.
75. **Goldsmith PDW.** The State of Head Injury Biomechanics: Past, Present, and Future: Part 1. *Critical Reviews in Biomedical Engineering* 5&6. 2001; 441-600.
76. **Jagger J, Levine J, Jane J.** Epidemiologic features of head injury in a predominantly rural population. *Journal of Trauma*. 1984; 40-44.
77. **WHO.** *International Statistical Classification of Diseases and Related Health Problems*. Geneva : World Health Organization, 1992.
78. *International Statistical Classification of Diseases and Related Health Problems, 10th Revision*. Geneva : World Health Organization, 2007.
79. **Lollis SS, Quebada PB, Friedman JA.** Traumatic Brain Injuries. Wijdicks E, Young FM. *Handbook of Clinical Neurology*. Edinburgh : Elsevier Science Publishers. 2008: s. 17-41.
80. **Mansfield, R. T., Marion, D. W. and Kochanek, P. M.** Traumatic head or spinal injury. McCloskey R. *Pediatric Transport Medicine*. St Louis : Mosby. 1995; 285-297.
81. **Johnston IH, Rowan JO.** Raised intracranial pressure and cerebral blood flow. *J Neurol Neurosurg Psychiatry*. 1974; 585-592.
82. **Adams JH, Graham GI, Gennarelli TA.** Neuropathology of acceleration-induced head injury in subhuman primate. Gildenberg PL. (Ed) Grossman. *Head injury: Basic and Clinical Aspects*. New York : Raven Press. 1982; 141-150.
83. **Gennarelli TA, Thibault LE.** *Biomechanics of acute subdural hematoma*. *J Trauma*. 1982; 680-686.
84. **Hardy WN, Khalil TB, King AI.** Literature review of head injury biomechanics. *International Journal of Impact Engineering*. 1994; 561-586.
85. **Denny-Brown D, Russell WR.** Experimental cerebral concussion. *J Physiol*. 1940; 153.
86. **Gross AG.** A new theory on the dynamics of brain concussion and brain injury. *J Neurosurg*. 1958; 548-561.
87. **Holbourn A.** Mechanics of head injuries. 1943; 438-441.
88. **King AI, Yang KH, Zhang L, Hardy W, Viano D.** Is head injury caused by linear or angular acceleration? Lisbon : Portugal. *Proceedings of International IRCOBI Conference on the Biomechanics of Impacts*. 2003; 1-12.
89. **Gennarelli, T. A., Adams, J. H. and Graham, D. I.** Acceleration Induced Head Injury in the Monkey. I. The Model, Its Mechanical and Physiological Correlates. [Yazan] K., Gullotta, F. and Mossakowski, M. (Eds.) *Jellinger. Experimental and Clinical Neuropathology*. Berlin : Springer, 1981, s. 23-25.
90. **Gennarelli TA, Thibault LE, Adams JH, Graham DI, Thompson CJ, Marcincin RP.** Diffuse axonal injury and traumatic coma in the primate. *Ann Neurol*. 1982; 564-574.
91. **Gurdjian ES, Lissner HR.** Mechanism of Head Injury as Studied by the Cathode Ray Oscilloscope. *The Journal of Nervous and Mental Disease*. 1945; 425.

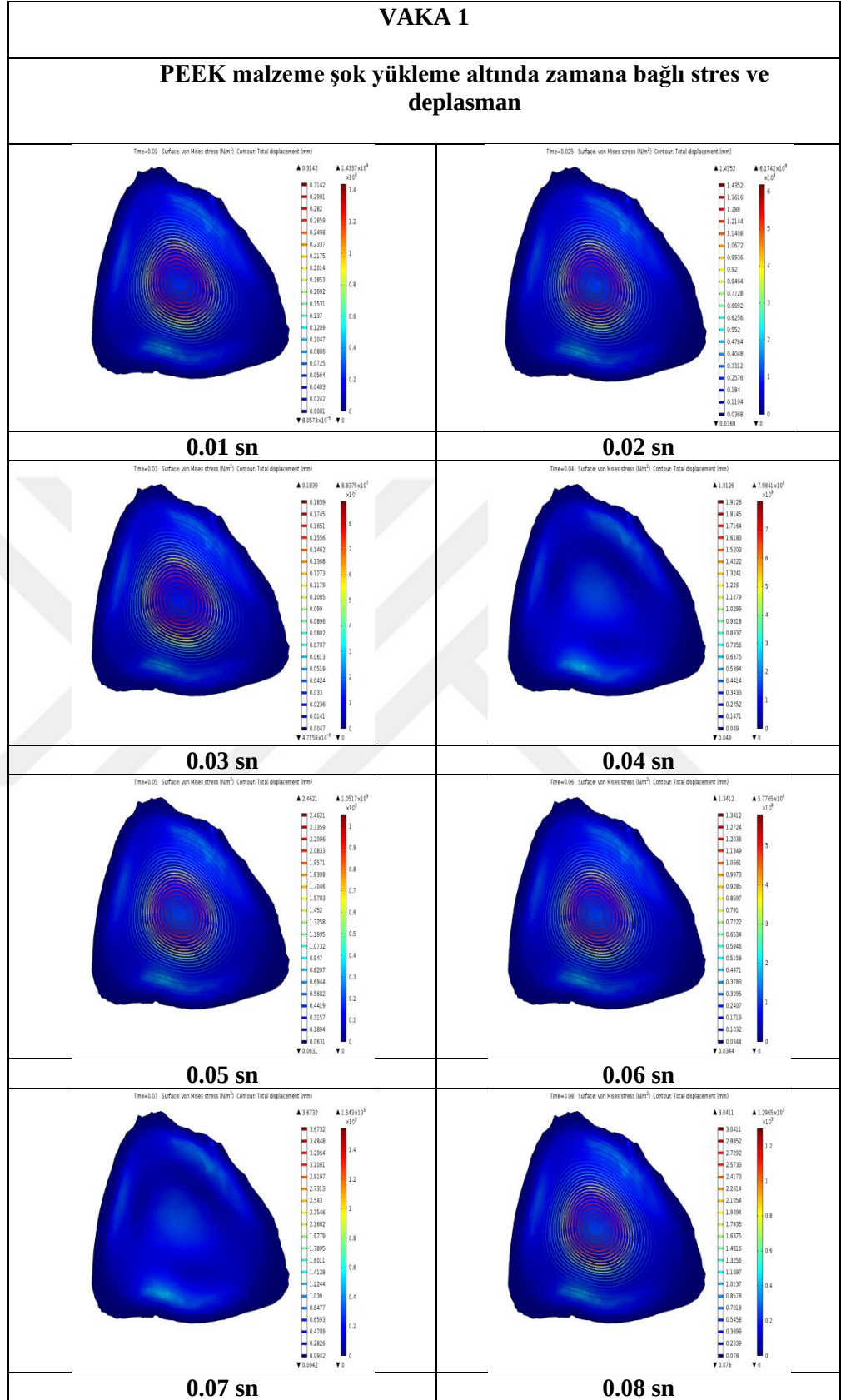
92. **Thomas LM, Roberts VL, Gurdjian ES.** Impact-induced pressure gradients along three orthogonal axes in the human skull. *J Neurosurg.* 1967;316-321.
93. **Thomas LM, Roberts VL, Gurdjian ES.** 1967, *J Neurosurg*, s. 316-321.
94. **Gadd CW.** Use of a weighted impulse criterion for. New York : Society of Automotive Engineers (SAE). Proceedings of 10th Stapp Car Crash Conference. 1966; 164-174.
95. **Versac J.** A review of severity of index . Warrandale : Society of Automotive Engineers (SAE). Proceedings of 15th Stapp Car Crash Conference. 1971; 771-796.
96. **Simms C, Wood D.** Injury mechanisms and injury criteria. In: *Pedestrian and Cyclist Impact Mechanics.* Netherland : Springer, 2009.
97. **Newman JA.** A generalized acceleration model for brain injury threshold (GAMBIT). Zurich : Proceedings of International IRCOBI Conference on the Biomechanics of International IRCOBI Conference on the Biomechanics. 1986; 121-131.
98. **Newman JA, Shewchenko N, Welbourne E.** A proposed new biomechanical head injury assessment function- the maximum power index. Proceedings of 44th Stapp Car Crash Conference. 2000
99. **Hardy CH, Marcal PV.** Elastic analysis of a skull. *Journal of Applied Mechanics.* 1973; 838-842.
100. **Shuga TA.** Transient structural response of the linear skull brain system. San Diego : Society of Automotive Engineers (SAE). Proceedings of 19th Stapp Car Crash Conference. 1975; 581-614.
101. **Kenner VH, Goldsmith W.** Dynamic loading of a fluid-filled spherical shell. *International Journal of Mechanical Sciences.* 1972; 557-568.
102. **Khalil TB, Hubbard RP.** Parametric study of head response by finite element modeling. *Journal of Biomechanics.* 1977; 119-132.
103. **Chan, H. S.** Mathematical model for closed head impact. Ann Arbor : SAE. Proceedings of 18th Stapp Car Crash Conference. 1974; 557-579.
104. **Hosey RR.** A homeomorphic finite element model of the human head and neck. (Eds.) Gallagher BR, Johnson RH, Gross PC, Gross JF. *Finite elements in biomechanics:* Wiley&Son. 1981; 379-401.
105. **Yang J, Dai J, Zhuang Z.** Human head modeling and personal head protective equipment: a literature review. Duffy V. *Digital Human Modeling.* Berlin : Springer. 2009; 661-670.
106. **Ruan JS, Khatil TB, King AI.** Finite element modeling of direct head impact. San Antonio : SAE. Proceedings of 37th Stapp Car Crash Conference. 1993; 69-81.
107. **Zhang L, Yang KH, Dwarampudi R, Omori K, Li T, Chang K, Hardy WN, Khalil TB, King AI.** Recent advances in brain injury research: a new human head model development and validation. San Antonio : SAE. Proceedings of 45th Stapp Car Crash Conference. 200; 369-394.

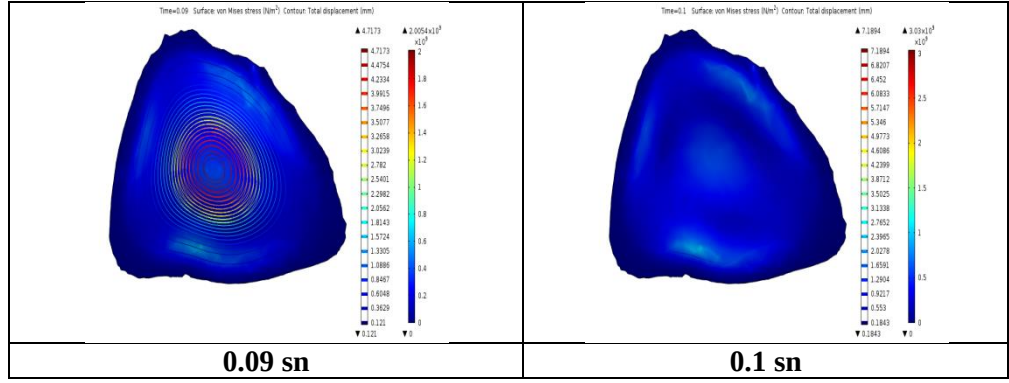
108. **Kang HS, Willinger R, Diaw B, Chinn B.** Validation of a 3D anatomic human head model and replication of head impact in motorcycle accident by finite element modeling. Lake Buena Vista : SAE. Proceedings of 41st Stapp Car Crash Conference. 1997; 329-338.
109. **Khalil TB, Viano DC.** Critical issues in finite element modelling of head impact. Ann Arbor : SAE. Proceedings of 26th Stapp Car Crash Conference. 1982;87-102.
110. **Kleiven S, Hardy WN.** Correlation of an FE model of the human head with local brain motion—consequences for injury prediction. Ponte Vedra : SAE. Proceedings of 46th Stapp Car Crash Conference. 2002; 123-144.
111. **Mendis KK, Stalnaker RL, Advani SH.** A constitutive relationship for large deformation finite element modeling of brain tissue. J Biomech Eng. 1995; 117(3): 279-285.
112. **Takhounts E, Eppinger R.** On the development of the SIMon finite element head model. San Diego : SAE. Proceedings of 47th Stapp Car Crash Conference. 2003; 107-133.
113. **Horgan TJ, Gilchrist M.** The creation of three dimensional FE models for simulating head impact biomechanics. International Journal of Crashworthiness. 2003; 353-366.
114. **Doblaré M, García JM, Gómez MJ.** Modelling bone tissue fracture and healing: a review. Engineering Fracture Mechanics. 2004; 1809-1840.
115. **Pietruszczak S, Inglis D, Pande GN.** A fabric dependent fracture criterion for bone. Journal of Biomechanics. 1999; 1071-1079.
116. **Nickell R, Marcal M.** In vacuo model dynamic response of the human skull. Journal of Engineering Industry. 1974; 490-194.
117. **Ward CC, Thompson RB.** The development of a detailed finite element brain model. New York : Society of Automotive Engineers. Proceedings of 19th Stapp Car Crash Conference. 1975; 641-674.
118. **DiMasi F, Marcus JH, Eppinger RH.** 3D anatomic brain for relating cortical strains to automobile crash. Paris : Proceedings of 13th International Technical Conference on Experimental Safety Vehicles. 1991.
119. **Turquier F, Kang HS, Trosseille X, Willinger R, Trosseille X, Lavaste F, Tarriere C, Domont A.** Validation study of a 3D finite element head model against experimental data. Albuquerque : SAE. Proceedings of 40th Stapp Car Crash Conference. 1996; 283-293.
120. **D Prolo, Oklund SA.** The use of bone grafts and alloplastic materials in cranioplasty. Clin Orthop Relat Res. 1991;(268):270-8
121. **Punchak M.** Outcomes following polyetheretherketone (PEEK) cranioplasty: Systematic review and meta-analysis Journal of Clinical Neuroscience. 2017; 41: 30-35
122. **Blake B, Macfarlane MR, Hinton JW.** Titanium in reconstructive surgery of the skull and face G. Plastic Surgery and Neurosurgery Units and Department of Medical Physics and Bioengineering, Canterbury Area Health Board, Christchurch, New Zealand
123. **Lin D, Li Q, Li W, Duckmanton N, Swain M.** Mandibular bone remodeling induced by dental implant. J Biomech. 2010; 43(2):287-93.

124. **Jung RE, Pjetursson BE, Glauser R, Zembic A, Zwahlen M, Lang NP.** A systematic review of the 5-year survival and complication rates of implant-supported single crowns. *Clin. Oral Impl. Res.* 2008;19: 119-130.
125. **Yokoyama S, Wakabayashi N, Shiota M, Ohyama T.** The influence of implant location and length on stress distribution for three-unit implant-supported posterior cantilever fixed partial dentures. *J Prosthet Dent.* 2004;91(3):234-40.
126. **Little JP, Percy MJ, Tevelen G, Evans JH, Pettet G, Adam CJ.** The mechanical response of the ovine lumbar anulus fibrosus to uniaxial, biaxial and shear loads. *Journal of the Mechanical Behavior of Biomedical Materials.* 2010; 3: 146-157
127. **Ezquerro F, Simón A, Prado M, Pérez A.** Combination of finite element modeling and optimization for the study of lumbar spine biomechanics considering the 3D thorax–pelvis orientation. *Medical Engineering & Physics.* 2004; 26(1): 11-22
128. **Wang JP, Zhong ZC, Cheng CK, Chen CS, Yu CH, Chang TK, Wei SH.** Finite element analysis of the spondylolysis in lumbar spine. *Biomedical Materials Engineering.* 2006;16(5): 301-308.
129. **Lee KK, Teo EC, Qiu TX, Ng HW, Yang K.** Finite element modeling of L2-L3 using digitizer. *International Journal of Computer Applications in Technology (Special issue on Biomedical Engineering and I.T.)* 2003; 20: 1-9
130. **Heuer F, Schmidt H, Claes L, Wilke HJ.** A new laser scanning technique for imaging intervertebral disc displacement and its application to modeling nucleotomy. *Arthroscopy: The Journal of Arthroscopic and Related Surgery.* 2008;23(3): 260-269
131. **Klinder T, Ostermann J, Ehm M, Franz A, Kneser R, Lorenz C.** Automated model-based vertebra detection, identification, and segmentation in CT images. *Medical Image Analysis.* 2009;13: 471–482
132. **Pfirrmann C, Metzdorf A, Zanetti M, Hodler J, Boos N.** Magnetic Resonance Classification of Lumbar Intervertebral Disc Degeneration. *Spine.* 2001;26(17): 1873–1878
133. **Pahr DH, Zysset PK.** From high-resolution CT data to finite element models: development of an integrated modular framework. *Comput Methods Biomech Biomed Engin.* 2009; 12(1): 45-57.
134. **Blankevoort L, Beimers L, Jonges R, Valstar ER, Tuijthof GJM.** The accuracy of a CT-based bone segmentation technique for measuring the range of motion of the joints in the ankle. *J. Foot Ankle Res.* 2008: 1-34
135. **Beimers L, Tuijthof GJM, Blankevoort L, Jonges R, Maas M, Van Dijk CN.** In-vivo range of motion of the subtalar joint using computed tomography. *J. Biomech.* 2008; 41: 1390-1397
136. **Kobayashi K, Odagawa K, Sakamoto M, Tanabe Y.** Accuracy of Single Plane X-Ray Image-Based Technique for Assessment of Knee Kinematics. *Journal of Biomechanical Science and Engineering.* 2009;4:192-200

10 EKLER







Peek malzemededen üretilen implant sabit 100 N yük altında (stationary)

