

Ateşli silah yaralanmalarının tedavisinde, 3D Medikal Teknoloji kullanımı

Alper ERKEN Biotechnica Engineering, Medical Co.Ltd

Giriş

Askeri çatışmalar, artan silahlı suç işleme oranları, intihar vakaları, asker ve sivillere yönelik terör saldırıları gibi nedenlerle, ateşli silah yaralanmaları(ASY) ile maalesef her geçen gün daha sık karşılaşmaktayız. Bazı toplumlarda ASY vaka sayısının, motorlu araç kaza yaralanmalarının önüne geçtiği dahi görülmektedir. Silah kullanımının yaygın olduğu Amerika Birleşik Devletlerinde, ölümlerle sonuçlanmayan ASY vakasının yıllık 100 000 civarında olduğu görülmektedir.(1)

Balistik etki

Merminin/parçanın kütlesi, çapı, hızı, yiv-set, ateş edilen mesafeye göre silahın/patlayıcının yaptığı tahribatta farklılıklar görülebilmektedir. Vücuda giren bir mermi/parça'nın delme gücü onun sahip olduğu kinetik enerji miktarı ile yakından ilişkilidir. Mermi/parça'nın hızı ne kadar artarsa, dokuları penetre etme yeteneği veya öldürücülüğü de o derece artmaktadır. (2,3,4). Mermi /parçanın dokular içinde izlediği yolda(traje), merminin/parçanın bir kemiğe çarparak yön değiştirmesi, takla atması ve dağılan kemiğin parça etkisi de tahribat derecesini artırabilmektedir.

Medikal Teknolojiye Giriş

Yara almış bir hastaya gereken ilk müdahaleler yapıldıktan ve hasta travmayı atlattıktan sonra, eski günlük yaşamına bir an önce kavuşması ve psikolojik olarak kendini iyi hissetmesi için hastanın kayıp yaşanan organın, eski fonksiyonel ve kozmetik yapısına ulaştırılması önem arz etmektedir. Bu aşamada hasar almış kemiklerin tedavisinde, hastanın kendi kemik dokusunun(Flep) yanısıra, hastaya özel tasarlanan implantlarda kullanılmaktadır. Ameliyat sümülasyonunun hasta narkoz altına girmeden önceden yapılması ile narkoz altında kalma süresi düştüğü gibi, kemik segmentlerin yerleri önceden tespit edilmekte, implant-kemik yerleşim yerleri belirlenmekte, vida seçimi ve pozisyonları yapılarak ameliyat süreleri ve hata oranı düşerek, ameliyat başarısı arttırılmaktadır. Yapılan araştırmalara göre, narkoz altında kalınan her 1 saat hastanın günlük yaşantısına dönme süresini 1 gün ötelemektedir.

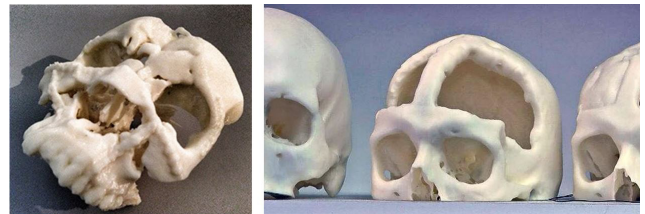
Hastaların 3 Boyutlu Görüntülenmesi

3 Boyutlu Bilgisayarlı Tomografi(BT) cihazları gelişen teknolojisi ile hastaların içerisini oldukça hassas olarak 3D olarak görüntüleyebilmektedir. (DICOM, TIFF, Interfile, GIF, JPEG, PNG, BMP, PGM, MRC, RAW) Bu konuda kullanılan özel yazılımlar, çekilen tomografi görüntülerini üst üste koyarak(segmentasyon) ameliyat simülasyon, 3D medikal model cihazları ve tasarım yazılımlarının kullandığı formata(.stl) çevirmektedir. Bu yazılımlarda kemik, damar, kas dokusu, kan toplar sistemlerdeki taş ve oluşan tümör dahi yoğunluk farkına göre, ilgili pozisyonu ile birlikte 3D elde edilebilmektedir.



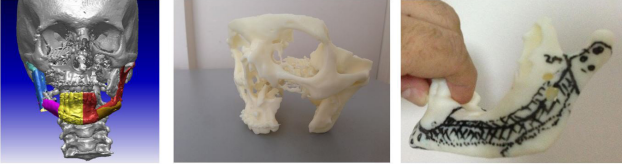
3D Medikal modeller

Kemik ve dokuların birbirleri ile pozisyonlarının 3D boyutlu olarak elle tutulur modellerini yapmak, cerrah ve hasta iletişimi ile implant hatlarının hatasız olarak önceden belirlenebilmesi için kullanılmaktadır. Hasta ile net iletişim kurabilmek, hastanın bilgilenmesi, tedavisine yönelik daha iyi karar alınabilmesi ve yerleştirilecek olan implantın hastaya bire bir uyumu, hastanın daha hızlı operasyona hazırlanması, daha hızlı iyileşmesi ve sonraki yaşamını daha rahat idame ettirebilmesini sağlayacaktır. 3 Boyutlu fiziki modeller, hem cerrahlar hem de cerrahi hastaları için günümüzde artık çok değerli araçlardır. Bu modeller ile vida yörüngeleri belirlenmesi, vida seçimi, cerrahi aletlerin seçimi ve teknik tatbikatlar yapılabilmektedir.



Modeller üzerinde ameliyat planlama

Travma nedeni ile pozisyonunu kaybetmiş kemikler, ilgili hekim ve mühendislerin ortak çalışması ile olması gereken yerlere ilgili yazılım arayüzlerinde getirilir, bu sırada damar, kas, bağ doku gibi daha yumuşak olan yerler görüntülenmekte ve dikkate alınmaktadır. Damara baskı yapan bir implant, sinire denk gelen bir vida veya bağ doku nedeni ile yerine yerleştirilemeyen bir implant istenmeyeceğinden bu hususlar mutlaka gözönünde bulundurulmaktadır. Ayrıca bu yazılımlar ile mesafe, açı, hacim ve yoğunluk ölçümleri yapılabilmektedir.



Kemiğin yapısı hakkında

Kemik makro düzeyde kortikal (veya kompakt) ve kanselloz (veya trabeküler) olmak üzere iki bölüme ayrılır. Bu iki yapı yoğunluk ve porozitelerinden ayrılabilir. Yoğunluktaki küçük değişimler, mukavemet ve elastisite modülü değerlerinde büyük değişimlere neden olur. Kanselloz (trabeküler) kemik trabeküle denen kısa çubuk şeklinde kemik maddesinden oluşur ve süngerimsi bir görünüşü vardır. Kanselloz kemik ise daha çok kortikal kemiğin iç yüzeyinde ve uzun kemiklerin uç kısımlarında bulunur. Her iki kemikte temelde aynı maddeden meydana gelir. Bileşenlerin düzensiz fakat optimize olmuş aranjman ve oryantasyonu kemik malzemesini heterojen ve anizotropik yapar.

İskelet sistemi iç organları koruyan, sağlam bir kinematik link oluşturan, kaslara yapışma yeri sağlayan ve bu sayede vücut hareketlerini destekleyen bir yapıdır. Kemiğin biyomekaniği de bu kompleks görevleri yapabilmesi için özelleşmiştir. Kemik kendini tamir edebilen, internal yapısını ve konfigürasyonunu değişen mekanik ihtiyaçlara göre ayarlayabilen bir dokudur. Uzun süre devam eden aşırı yüklenme ya da az yüklenme mutlaka kemik densitesini değiştirir. Demir ile karşılaştırıldığında kemik 3 kat hafif, 10 kat esnektir. Kollajen içerik burulma, mineral içerik ise basmaya karşı dirençten sorumludur. Burada iki önemli terim mukavemet ve rijitliktir.(5)

Hastanın kendi kemik dokusunun kullanımı

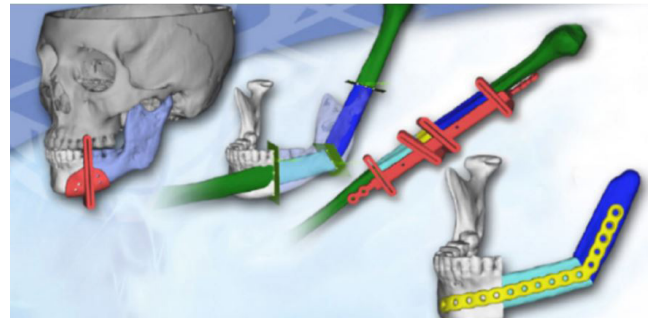
Kemik rekonstrüksiyonlarında hastaların başka yerlerin

den alınan kendi kemikleri (flep) ile onarımlar yapılabilir. Flep, vücutta isimlendirilen ya da isimlendirilemeyen kan damarları ile beslenen doku parçasının bulunduğu yerden kaldırılarak, yakın veya uzak başka bir alanda eksik olan dokunun sağlanması için kullanılmasıdır. Flep dokusu ya kan dolaşımı hiç kesilmeden başka bir noktaya taşınır, ya da götürüldüğü yerde damar onarımı yapılarak o bölgede damarlar vasıtasıyla beslenmesi sağlanır.

Flepler, daha kalın, daha büyük olması ve pek çok dokunun aynı anda nakil için kullanılabilmesi nedeniyle daha geniş, derin ve komplike yaraların kapatılmasında kullanılır. Deri, kas, kemik, fasya dokuları tek tek kullanılabilir gibi, birlikte de kullanılabilir. Fleplerin greftlerden en önemli farkı fleplerde besleyici damar ve/veya sinirlerin de bulunmasıdır.

Flep dokusu içinde cilt, ciltaltı doku, kas, kemik, kıkırdak, sinir, damar, tendon, fasya gibi dokuların biri ya da birkaç tanesi birlikte bulunabilir.(6)

Bu konuda sağlam yerden alınan hastanın kendi kemik flebinin, kayıp yaşanan yere tam olarak konumlandırılmasında, kesme, delme ve referanslama için Cerrahi kılavuzlar kullanılmaktadır. Cerrahi kılavuzlar 3 boyutlu ve bilgisayar destekli yapılmış cerrahi planlamanın, birebir uygulanmasını sağlayan, ameliyat sırasında oluşabilecek riskleri ortadan kaldırmak, ameliyat sürelerini kısaltmak ve operasyon başarısını arttırmak için tasarlanan ve üretilen genellikle polimer ve bazende metalden üretilen rehber parçalardır. Kılavuzların üretimi, gelişmiş 3D Printer cihazları ile maksimum 0,1 hassasiyetle gerçekleştirilir, Etilen oksit ile veya otoklavda steril edilebilir özelliktedirler. Vücut ile herhangi bir reaksiyona girmezler, tek sefer kullanılırlar ve vücut içinde bırakılmazlar. (7)



-Fibula kemiğinin Mandibula rekonstrüksiyonu için kullanılması için tasarlanan cerrahi kılavuzlardan örnek.

Kılavuzlar, tam anatomik uyumlu tasarlanırlar, kemik üzerinde mükemmel oturur ve verilen referans yerine ilgili yerlerinden kesi veya delik delme sırasında hareket etmemeleri için sabitlenirler. Düzgün, hatasız kesi ve deliklerin açılması için bilgisayar ortamında hekim ve mühendislerin ortak çalışması ile yapılan ameliyat simülasyon sonuçları kullanılarak tasarlanırlar.

Yöntemin başlıca avantajları; daha hassas kesi yapıldığı için daha az kemik doku kaybedilir. Kesi düzlemlerinin planlı yapılması neticesinde, kemik segmentler arasında en geniş biçimde tam temas sağlandığından, iyileşme-kemikleşme ve stabilite daha iyi olur. Ameliyat planlaması, hasta ameliyata alınmadan yapıldığı ve karşılaşılabilecek sorunların bir çoğu önceden öngörülebildiği için ameliyat süreleri kısaltmakta, hata oranı düşmekte ve başarı oranı artmaktadır.(8)

“Bezmialem Vakıf Üniversitesi Plastik Cerrahi Kliniğinde geçtiğimiz günlerde Biotechnica Engineering tarafından yerli imkanlar ile tasarlanan ve üretilen kesme kılavuzları kullanılmıştır. Gazze ‘den gelen bu hastanın tüm masrafları Bezmialem Vakıf Üniversitesi tarafından karşılanmıştır. Prof.Dr. Ethem Güneren ve Uzman Doktor Kemalettin Yıldız tarafından gerçekleştirilen ameliyatta, hastanın alt çene kemiği onarımı, bacak kemiği kullanılarak mikrocerrahi yöntemle yapılmıştır.”

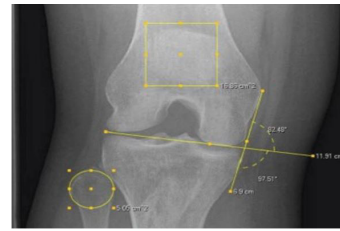
Hastaya özel implant tasarımı

Vücut içinde bulunan organın, yüksek teknolojiye sahip görüntüleme cihazları(BT,MR) ile detaylı görüntüsünün çekilmesi, bu görüntünün bilgisayar destekli tasarım yazılımları ile çalışılabilir dataya çevrilmesi, anatomik yapının ve kemik özelliklerinin yanısıra, biyouyumlu malzemelerinde özelliklerinin göz önünde bulundurularak ilgili implantın varolan problemi çözen, dokulara zarar vermeyecek şekilde tasarlanması ve geliştirilmesi gerekmektedir.



Çalışma metodolojisi genel olarak şöyledir;

- Tasarım öncesi tanı konulan ve kemik uzvunun kaybedildiği anlaşılan hastanın detaylı tomografisi çekilir.
- Elde edilen kesit görüntülerinin bilgisayar destekli birleştirilmesi çalışması yapılarak, mevcut kemik kaybı, -hasta eğer kanser nedeniyle bu kaybı yaşamışsa operasyon süresine kadar geçen süredeki kayıplar operasyon sırasında alınacak bölge gibi birtakım planlama ve operasyon bilgileri ilgili doktor ve mühendisler tarafından tespit edilir.
- Kemik yoğunluk ölçümleri, implantın ilişkide olacağı tüm kemikler için yapılır,
- Hastanın ağırlığı, yaşı ve biyomekanik hareketler göz önüne alınması gereken hususlardır.
- Görüntü üzerinde, uzunluk, açı ve alan ölçümleri yapılmaktadır.



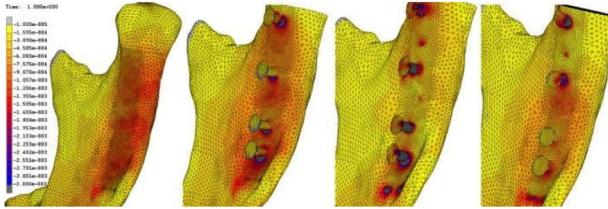
Kemik yapısına ve kemik kaybı yaşanan yerlere uygun tasarımlar, elde edilen 3D dataları referans alınarak yapılır. Bu tasarımlar elde edilen nokta bulutu, yüzeyleri elde etme ve uygun yerlerden referans düzlemler ve eğriler geçirilerek yapılabileceği gibi, esnek çalışmaya izin veren sistemlerle de yapılabilir. Biyolojik uyumluluğa ek olarak, implantın dayanıklı olması en önemli temel gerekliliktir.

Örneğin bir kemik implantının, yumuşak doku kalınlığının az olduğu kırık bölgelerinde, yumuşak dokuları kemikten fazla uzaklaştırması, bu dokularda hasara neden olabilir ve komplikasyonlar gelişebilir. İmplant, yüksek mekanik dayanım ve yorulma direnci sağlamak üzere tasarlanacak olursa, çok fazla rijit olabilir, bu da kemiğin fizyolojik yükleri yeterince karşılamamasına neden olarak, kemiğin zayıf şekillenmesine neden olabilir. İmplantasyonun yapılabilmesi ve implant malzemesinin seçim kriterinde, kemiğinde mekanik ve fiziksel özelliklerinin iyi anlaşılması gerekir. İmplant malzeme ve onu çevreleyen doku arasında

daima mekanik ve biyolojik bir etkileşim mevcuttur. İmplant- kemik arasındaki mukavemet, bu etkileşime bağlıdır. Sabitlemede kullanılacak vida ve implantın rijitlikleri birbirine göre ve kemiğe göre belli bir oran dahilinde değilse, vida dişleri kemikten sıyrılabılır veya vida kırılabilir.

Analiz

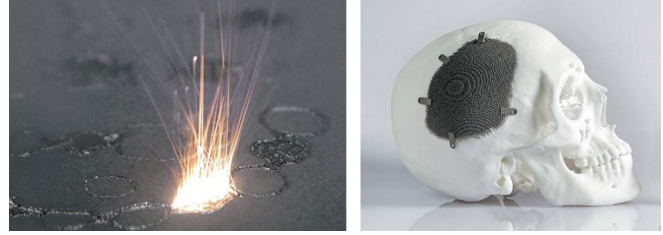
İnsan anatomisine en uygun şekilde tasarlanan implant ve protezlerin, kullanım süresince üzerine gelecek yüklere dayanıklı olması, kemikle ve kullanılan vidalarla olan etkileşimlerinin öngörülmesi, yorulma ve aşınma durumlarının implant ve protez ömrü üzerindeki etkilerinin hesaplanması önemli bir konudur. Vücut içi implant ve protezler, insan vücudunun çok değişken koşullara sahip ortamlarında kullanılmak durumundadır. Bir kalça eklemindeki ortalama yük vücut ağırlığının üç katına kadar çıkabilir, sıçrama gibi faaliyetler sırasında ise bu değer vücut ağırlığının 10 katı olabilir. Vücudumuzdaki bu gerilmeler ayakta durma, çığneme, oturma ve koşma gibi faaliyetler sırasında sürekli tekrarlanır.



İmplantın 3D teknolojisi ile üretimi

Malzeme ve imalat teknoloji geliştirmelerin geldiği son noktada titanyum (Ti) alaşım tozları, yüksek teknoloji ile katman katman birleştirilerek, gözenekli ve yoğun yapıda kompleks geometrileri oluştura-

bilmektedir. (Ti6Al4V 1100 °C-1350 °C sıcaklık arasında gaz ortamında sinterleme) Sinterleme ile, tane temas noktalarının büyümesi sonucu özgül yüzey alanının küçülmesine, gözenek hacminin azalması veya küreselleşmesi, yapıda oluşabilecek atom boşlukları, dislokasyon gibi kristal hataların azaltılması sağlanmaktadır.



Kaynaklar

1. Dickson K. Watson TS, Haddad C, Jenne J, Harris M: Out-patient Management of low-velocity gunshot-induced fractures Orthopedics 2001,24(10):951-4.
2. Barach E, Tomlanovich M, Nowak R. Ballistics: A pathophysiological examination of the wounding mechanisms of firearms. The Journal of Trauma, 1986; 26 : 225-35.
3. Cooper GJ, Ryan JM. Interaction of penetrating missiles with tissues. Br.J.Sur, 1990; 77: 606-10.
4. Uzar Aİ, Güleç B, Kayahan C ve ark. Yara balistiği I. Kalıcı ve geçici kavite etkileri. Ulusal Travma Dergisi, 1998; 4: 225-9.
5. Ebru Işık Gökçek, Y.Lisans tezi, "Ortopedik implant ve protez tasarımı için biyomalzemelerin mekaniksel özelliklerinin araştırılması")
6. http://drhakanozdemir.com/greft_ve_flep_cerrahisi_doku_nakilleri
7. <http://biyoteknika.com.tr/index.php/cerrahi-klavuz>
8. www.cerrahiklavuz.com