

Pedikül vidasının yerleşim konumuna göre yorulma davranışının sonlu elemanlar yöntemiyle incelenmesi

Levent Uğur*¹

11.01.2016 Geliş/Received, 27.03.2016 Kabul/Accepted

ÖZ

İnsan vücudunda en sık ağrı genellikle sırt bölgesinde yaşanır. Yapılan istatistikler birçok insanların yaşamının bir noktasında sırt ağrısı yaşadıklarını göstermektedir. Şiddetli bel ve sırt ağrısı tedavisinde yaşanan ağrıyı azaltmak ve omurganın doğal hareket aralığını geri yüklemek için cerrahi tedavi gerekebilir. Pedikül vidalar yaygın olarak omurgada çeşitli fiziksel bozuklukların tedavisinde kullanılmaktadır. Ancak, vidanın omurganın karmaşıklığı nedeniyle yanlış açılarda konumlandırılması vidaya daha fazla yük gelmesine sebep olmakta ve malzeme yorulması nedeniyle vidalarda hasar meydana gelmektedir. Bu çalışmada, sonlu eleman analizi ile pedikül vidasının omurga cerrahisi sırasında optimal konum ve açıda takılması için vidalarda meydana gelen yorulma olaylarını belirlemek amaçlanmıştır. Bilgisayarlı tomografi (BT) görüntülerinden elde edilen ham datalar işlenerek üç boyutlu vertebra modeli elde edilmiştir. Vertebra modelinde sagittal eksene göre 27° ve 40° açılarda pedikül vidaları yerleştirilmiştir. Pedikül vidası üç boyutlu katı modelleri, üretici firma kataloglarından elde edilen parametrik değerler kullanılarak Solidworks programında çizilmiş ve üç boyutlu pedikül vidası ve vertebra modelleri, 2 farklı açı ile Solidworks programında montajı yapılmıştır. Elde edilen model, sonlu elemanlar tabanlı ANSYS programına aktararak, normal duruş pozisyonunda vertebra yüzeyine gelen yükler uygulanmıştır. İmplant malzemesi olarak literatürden elde edilen Ti-6Al-4V titanyum özellikleri ve S-N grafiği ANSYS programına girilmiştir. Pedikül vidasının vertebra içindeki konumlarına göre ortalama gerilme ve yorulma davranışı karşılaştırılmıştır. Sonlu elemanlar analizleri sonucunda pedikül vidasının konumu vertebranın orta eksenine yakın kortikal rim bölgede ortalama gerilme sırasıyla 554 ve 518 MPa olarak hesaplanmıştır. En az ömür çıkan bölgenin, en fazla gerilme değerinin hesaplandığı vidanın baş kısmına yakın bölge olduğu bulunmuş ve ömür değerlerinin konuma göre değiştiği tespit edilmiştir. Elde edilen bulgular literatürde bahsedilen vida kırılması olan konumla örtüşmektedir. Bu çalışma da cerrahların vida yerleştirilmesi ile ilgili ameliyat sonrası yaşayabilecek sıkıntıları önlemek amacıyla ön çalışma yapılmıştır. Bu nedenle sagittal eksene yakın yerleştirilen vidanın daha çok işlev yapıp daha uzun ömür olduğu dolayısıyla da hasar riskinin en az olduğu görülmüştür. Bu nedenle Cerrahların vidaları konum ve açı durumlarını gözetererek yerleştirmeleri ameliyat başarısını etkileyecek bir etken olabileceği düşünülmektedir.

Anahtar Kelimeler: biyomekanik, pedikül vidası, sonlu elemanlar analizi, vertebra.

The investigation of the behaviour of tiredness according to the location of pedicle screw placement by finite element method

ABSTRACT

The most common pain in a human body usually occurs in the back part. The statistics show that many people experience pack pain in a period of their lives. Surgical intervention may be necessary to relieve the pain experienced during the treatment of the severe belly and back pain and to reload the spine's natural range of motion. Pedicle screws are mainly used when treating various physical deformations in the spine. Yet, incorrectly positioning the screws

* Sorumlu Yazar / Corresponding Author

¹ Amasya Üniversitesi, Teknoloji Fakültesi, Otomotiv Müh Bölümü, Amasya – leventozge@gmail.com

because of the sophisticated structure of the spine creates extra pressure on the screws and this creates damage on them because of the material fatigue. It is aimed in this research, that to determine the fatigue events occurring in the screws while setting the pedicle screw in optimal position and angle during the spine surgery. A three dimensioned vertebra model was created by processing the raw data obtained from the computed tomography images. In the vertebra model the pedicle screws were inserted in 27° and 40° angles according to the sagittal axis. The three dimension solid models of the pedicle screws were designed with the Solidworks software by using the parametric values taken from the manufacturer catalogs, and the three dimension pedicle screw and vertebra models were mounted in the Solidworks software in two different angles. The loads pressing over the vertebra surface in the normal stance position were applied after transferring the created model into the finite elements based ANSYS software. The titanium characteristics of the Ti-6Al-4V taken from the literature as implanting tool and S-N graphic were added into the ANSYS software. The average stress and fatigue behaviours of the pedicle screw according to different positions in the vertebra model were compared. At the end of the finite elements analysis, when the position of the pedicle screw was near the central axis of the vertebra, in the cortical rim area, the average stress was calculated as 554 and 518 MPa. The area found to have the shortest lifescale was the one near to the head of the screw, where the most amount of stress was calculated and therefore it was discovered that lifescale values varied according to the area of stress. The findings comply with the position where the screw breakage was occurred as mentioned in the literature. A preliminary study was done with the aim of preventing the troubles to be faced after the operation of mounting the screw by the surgeons in this research. Thus it was discovered that the screw mounted closer to the sagittal axis functioned more and had longer lifespan, and therefore the risk of damage was the least. For this cause it is thought that for surgeons to mount the screws by taking the position and angles into consideration is a factor to affect the success of the operation.

Keywords: biomechanics, finite element analysis, pedicle screws, spine.

1. GİRİŞ (INTRODUCTION)

Son 30 yıl içinde komşu vertebra ların kemik birleşmesi olan spinal enstrümantasyon tedavisi çeşitli omurga bozuklukları, travmatik kırıkları ve deformiteleri tedavi etmek için geliştirilmiştir. Roy-Camille tarafından transpediküler vida sisteminin tanıtılmasından bu yana dejeneratif bozuklukları ve omurganın instabil kırıklarının tedavisinde bu uygulanmaktadır [1,2]. Özellikle son yıllarda birçok hekim spinal stabilite zorunluluğu olan uygulamalardan pedikül vida sistemi tercih etmektedir. Bu vidalarda en sık karşılaşılan problemler; vida gevşemesi ve kırılmasıdır [3, 4].

Bu kırılma ve gevşemeler genellikle kaynamama, yapı sagittal çöküşü ve ağırlı kifozyola yol açmaktadır. Bu yüzden pedikül vidalarda revizyon sıklıkla gereklidir. Meydana gelen bu olayların tam olarak nedeni bilinmemekle birlikte, aşırı eğilme stresine maruz kalması, uygunsuz pozisyon, malzemenin yorulması veya geç kaynama gibi nedenlerden ortaya çıktığı düşünülmektedir [5]. Literatürdeki araştırmalarda vida kırılması %3-7 arasında rastlanmaktadır [6-9].

Cunningham [10] ve Wittenberg ve ark. [11] yaptıkları çalışmada hastaların vertebra gövde kırığı nedeniyle korpektomi uygulamış ve vidaların baş kısımlarında kırılma olduğu görülmüştür. Pedikül vidalarının deneysel olarak yorulma testleri yapılmıştır. Yapılan deneyler sonucunda oluşan kırılmaların klinik çalışmaları ile uyumlu olduğu rapor edilmiştir.

Üç boyutlu (3B) sonlu elemanlar analizi (SEA), implant ve implant kemik elemanlarının sayısal değerlendirme için geniş bir alanda kullanılır [12,13].

Bu çalışmada, pedikül vidasının vertebra içindeki farklı konumlarında yorulma mukavemeti ANSYS programı yardımıyla analiz edilerek yorulma dayanımında en uygun vida açısı belirlenmiştir. Modelin BT den elde edilerek 3B olması ve pedikül vidasının dişlerinin de standartlara göre modellenmesi gerçek ortam şartlarının sağlanması için önem arz etmektedir.

2. MALZEME VE METOD (MATERIALS AND METHODS)

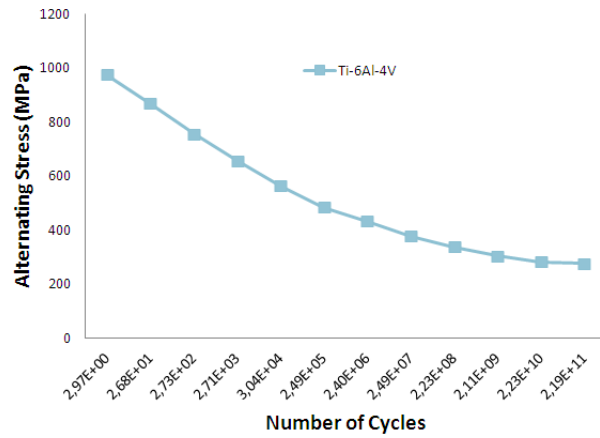
Tipik bel pedikül vidası orijinal ölçüleriyle Solidworks programı ile 3 boyutlu olarak tasarlanmıştır [14]. Bu çalışmada kullanılan L5 vertebra modeli için, Kocaeli Üniversitesi Tıp Fakültesinde bir hastadan bilgisayarlı tomografi (BT) görüntüleri elde edilmiştir. BT görüntüleri MIMICS®R10.01 programı kullanılarak vertebra kortikal ve süngerimsi kemik olarak 3B katı model olacak şekilde modellenmiştir. Elde edilen model üzerinde pedikül vidası Solidworks® programı ara yüzüne alınarak farklı konumlarda montaj işlemleri yapılmıştır.

Bu çalışmada kullanılan vertebra kemik modeli ile titanyum vidanın malzeme özellikleri Tablo 1'de gösterildiği gibi izotropik olarak seçilmiştir.

Tablo 1. Titanyum pedikül vida, vertebra ve kansellöz kemik malzeme özellikleri (Titanium pedicle screws and vertebral cancellous bone material properties)

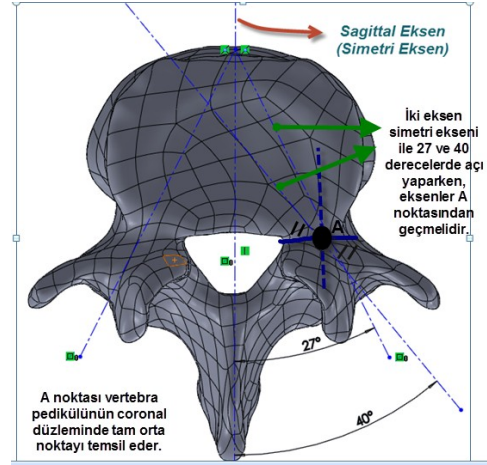
	L5 Vertebra	Pedikül Vida (Ti-6Al-4V)	Kansellöz Kemik
Elastikiyet Modülü (MPa)	12000	110000	100
Poisson Oranı (ν)	0.3	0.32	0,2

Analizlerde kullanılan pedikül vida (Ti-6Al-4V) Metal malzemenin yorulma diyagramı S-N şekil 1'deki gibi gösterilmiştir.



Şekil 1. Titanyum (Ti6Al4V) malzemesi için S-N diyagramı (Titanium (Ti6Al4V) malzemesi için S-N diyagramı)

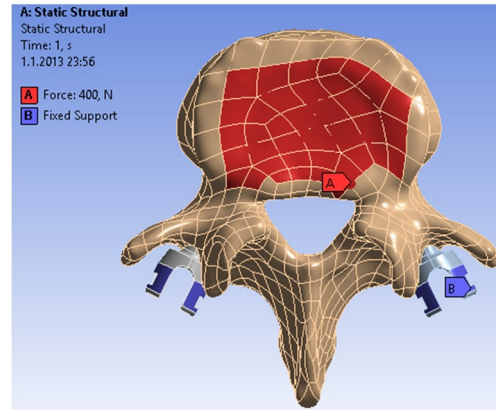
Pedikül vidası vertebraya Şekil 1'de görüldüğü gibi pedikülün simetri ekseninin kortikal rim bölgesine uzanacak şekilde yerleştirme konumları tanımlanmıştır. Bu çalışmada en sık tercih edilen 27° ve 40° açılı konumlandırılmalar katı modeli oluşturulmuştur. Şekil 2'de bu açılara göre modellenmiş vertebra ve pedikül vida montaj gurubu görülmektedir.



Şekil 2. Vertebra üzerinde pedikül vida yerleştirme açıları (The vertebral pedicle screw placement angles)

Solidworks® yazılımı ile montaj gurubu oluşturulduktan sonra sonlu elemanlar modeli Ansys Workbench 14.0® programı kullanılarak oluşturulmuştur. Model ANSYS DesignModeler ara yüzünde gereken yüzey ve temas unsurları tanımlanarak hazırlanmıştır. Bütün montaj unsurlarının yüzeyleri arasındaki temaslar yapışkan (bonded) olarak tanımlanmıştır. Matematiksel ifade unsuru olan ağ örgüsü yine ANSYS ara yüzünde Quad tipi eleman olacak şekilde ve boyutları da 2mm seçilerek tanımlanmıştır. Ağ örgüsü atanmış sonlu elemanlar modeli 247.506 nod ve 162.403 elemandan oluşmaktadır.

Yükleme ve sınır şartları tomografi görüntüsü alınan hastaya göre belirlenmiş ve vertebra üst yüzeyine yüzey normalinde 400 N yük uygulanmıştır. Pedikül vidasının ise rod bağlantısı ile sabitlenmesi cerrahide söz konusu olduğundan dolayı buradan tam (her yönde) sabitlenmiştir (Şekil 3). Ayrıca yüklem ve sınır şartları literatürde yer alan çalışmalarda da benzer şekilde tanımlandığı için uygun şartlar olarak kabul edilmiştir [15-17]. Doğrusal olmayan (non-linear) şartlar altında analiz uygulanarak sonuçlar değerlendirilmiştir.



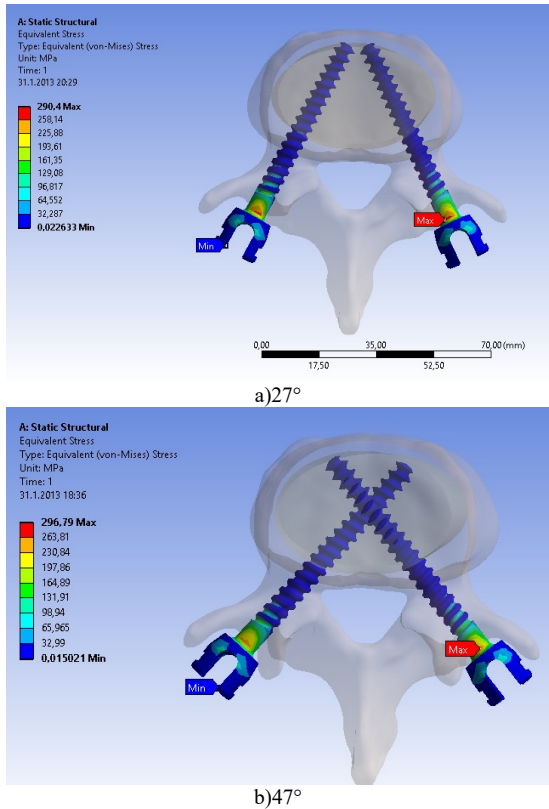
Şekil 3. Vertebra-Pedikül vida seti için yüklem ve sınır şartları (Vertebral pedicle screw loading and boundary conditions)

3. SONUÇLAR (CONCLUSIONS)

Non-linear gerilim analizi ve yorulma dayanım hesaplamaları sonucunda en yüksek gerilme değerleri vida başına yakın kortikal rim üzerindeki bölgede olduğu görülmüştür. Vida konumuna göre gerilim dağılımları Şekil 4'te gösterilmiştir. Bu sonuçlara göre, 27°'lik konumlandırma için maksimum gerilme 290,4MPa ve yorulma ömrü 8,8647e 9 çevrim ve 40°'lik konumlandırma için ise maksimum gerilme 296,79MPa ve yorulma ömrü 4,5718e9 çevrim olarak hesaplanmıştır. Şekil 4'te de görüldüğü gibi elde edilen değerler orijinal deneysel verilerle uyumluluk göstermektedir.

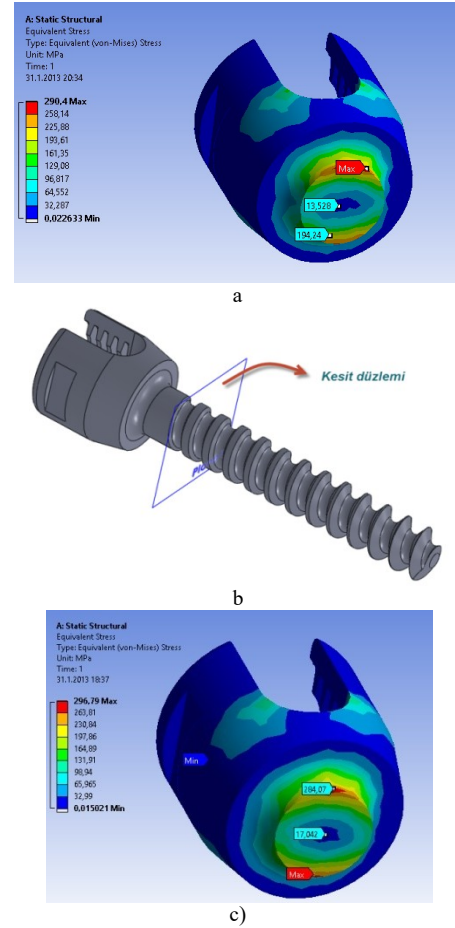
Tablo 2.Vida gerilme ve ömür değerleri (Screw stress and life values)

	27°	40°
Maksimum Gerilme (MPa)	290,4	296,79
Ömür	8,8647e9	4,5718e9



Şekil 4. Açısal montaj konumlarına göre gerilme dağılımları (According to the angular assembly position is stress distribution.)

Ayrıca vidada meydana gelen maksimum gerilme bölgesi ve yorulma sonucu kırılmanın meydana geldiği bölgenin kesiti sonuçları ile beraber şekil 5'te gösterilmektedir.



Şekil 5.Maksimum gerilme ve yorulma sonucu kırılmanın gerçekleştiği bölge a) 27° b) Kesit düzlemi c) 47° Açılı konumlarına göre kesitte meydana gelen gerilme dağılımı (This is area where occurred maximum stress and fatigue breakage a) 27° b) sectional planes c) it is stress distribution caused by the 47° angle position in the section)

4. TARTIŞMA(DISCUSSION)

Chen-ShengChen ve arkadaşları [18] çalışmasında ameliyatta omurgaya konulmuş ve daha sonra hasar oluşan vidaların incelemesinde hasar bölgesi olarak dış dibi bölgesini göstermektedir. Yaptığımız sonlu elemanlar analizinde de konum olarak benzer bölge çıkmaktadır. Bu durum en fazla gerilme oluşan bölge tahmininin doğru olduğunu bizlere gösterir. Youssef ve ark.'nın [17] benzer çalışmasında vidaların yerleştirme açılarına göre vida hasarı incelenmiştir. Burada görüldüğü gibi sonlu elemanlar çalışması ile klinik çalışmalar uyum içinde olduğu görülmüştür.

Ömür değerleri ise her insanın farklı yüklenme şartları olacağı için farazi kalmaktadır. Ömür değeri çevrim olarak belirlendiğinden literatür karşılaştırması yapılması mümkün olmamaktadır. Bu nedenle gelecekte zaman ya da çevrim değerlerinin belirlendiği bir klinik çalışması faydalı olacaktır.

İlk vida dışında yüksek gerilme ortaya çıktığı belirtilmekte [8, 15, 19, 20] ve bu çalışma sonuçlarına göre de görülmektedir. Bunun sebeplerinden biriside vidanın minimum kesit bölgesine sahip olmasıdır (Şekil 5b). İlk vida dışında gerilmenin yüksek olmasının bir diğer sebebi ise montaj yapılan konumun süngerimsi kemiği çevreleyen kortikal kemik ile etkileşim halinde olmasıdır.

Vertebra elemanları yaşayan bir dokudur. Bu durum çalışmadaki kısıtlılıklardan biridir. Ayrıca model kısıtlaması olarak tek vertebra kullanılması gerçeğe yakınsama durumundan uzaklaşmamıza yol açabilmektedir. Bu nedenlerden dolayı birçok vertebra, ara elemanlar ve ligamentlerin dâhil olacağı bir model ile yapılacak bir sonlu elemanlar çözümü gerçek çalışma şartlarına sahip bir grupta elde edileceği ve farklı yüklerin kendiliğinden montaj elemanlarına aktarımları ile ortaya çıkacağından dolayı daha uygun olacaktır. Bu çalışma bu bağlamda iyi bir başlangıç çalışması olarak kabul edilebilir.

Bu çalışmada cerrahların sıklıkla tercih etmiş olduğu 27° ve 47° montaj konumları ele alınmıştır. Buna göre; Pedikül vidası ile lomber stabilizasyon son zamanlarda travmatik stabilite, tümör, deformite ve dejeneratif hastalıkların tedavisinde oldukça yaygın hale gelmiştir. Ayrıca uzun dönem sonuçları henüz kesin olarak bilinmese de birçok nöroşirürji kliniğinde sıklıkla kullanılan cerrahi işlemler arasındadır. Bundan dolayı pek çok uygulama alanı olduğu için sonlu elemanlar analizi çalışmalarının geliştirilmesi bunun içinde gerçeğe uygun birebir bir 3B modelleme yapılması büyük önem arz etmektedir. Bu çalışma ile 3B modelleme ve sonlu elemanlar analizi uygulaması uygun şartların atanması ile sağlanmıştır.

Cerrahi uygulamada floroskopi sıklıkla kullanılmasına karşın, pedikül ve korpus morfolojisinin bilinmesi cerraha önemli bir avantaj sağlar. Bu anlamda pedikül iç ve dış çapı, pedikül açısı, pedikül ve korpus uzunluklarının bilinmesi ve yük taşıma kabiliyetlerinin tayini büyük önem arz eder. Bu amaçla bilgisayar destekli modelleme ve analiz cerrahi öncesinde önemli bir çözüm ürettiği bu çalışma ile ifade edilmektedir.

Sonuçlar farklı açı ile gönderilen vidaların farklı gerilme değerlerine sahip olduğunu ve klinik çalışmalarla doğru orantılı olarak farklı yorulma değerleri ortaya çıktığı görülmüştür. Optimal yerleştirme konumu cerrahların ameliyat başarısını, önemli ölçüde etkileyebileceğini gösteren önemli bir etkidir. Bu durum Youssef ve ark. [17] yaptığı çalışmanın sonucu ile benzerlik göstermektedir. Ayrıca bu çalışma pedikül vida fiksasyonu uygulamalarında anatomik verilerin elde

edilmesi ve güvenli bir enstrümantasyon yapılması açısından önem taşımaktadır.

KAYNAKLAR (REFERENCES)

- [1] R. Roy-Camille, G. Sailant ve C. Mazzel. "Internal fixation of the lumbar spine with pedicle screw plating", Clin Orthop, cilt 203 pp. 7-17, 1986
- [2] H. K. Martin "Biomechanics of thoracolumbar spinal fixation: A review", Spine 16.3, S84-S99, 1991.
- [3] S. I. Esses, B. L. Sachs, ve V. Dreyzin, "Complications associated with the technique of pedicle screw fixation a selected survey of ABS members", Spine, cilt 18, no. 15, pp. 2231-2239, 1993.
- [4] A. L. Carl, S. G. Tromanhauser, ve D. J. Roger, "Pedicle screw instrumentation for thoracolumbar burst fractures and fracture-dislocations", Spine, cilt 17, pp. 317-324, 1992.
- [5] B. W. Cunningham, J. C., Seftor, Y. Shono, ve P. C. McAfee, "Static and cyclical biomechanical analysis of pedicle screw spinal constructs". Spine, 25(6S), 1S-12S, 2000.
- [6] J. M. Cotler, ve A. M. Star, "Complications of spinal fusions", In Spinal Fusion, pp. 361-387. Springer, 1990.
- [7] C. A. Dickman, R. G. Fessler, M. MacMillan, ve R. W. Haid, "Transpedicular screw-rod fixation of the lumbar spine: operative technique and outcome in 104 cases", Journal of Neurosurgery, cilt 77, no. 6, pp. 860-870, 1992.
- [8] H. Matsuzaki, Y. Tokuhashi, F. Matsumoto, M. Hoshino, T. Kuchi, ve S. Toriyama, "Problems and solutions of pedicle screw plate fixation of lumbar spine", Spine, cilt 15, no. 11, pp. 1159-1165, 1990.
- [9] C. C. Niu, W. J. Chen, L. H. Chen, ve C. H. Shih, "Reduction-fixation spinal system in spondylolisthesis. American journal of orthopedics", Belle Mead, NJ, cilt 25, no. 6, pp. 418-424, 1996.
- [10] B. W. Cunningham, J. C. Seftor, Y. Shono, ve P. C. McAfee, "Static and cyclical biomechanical analysis of pedicle screw spinal constructs", Spine, 25,(6S), 1S-12S, 2000.
- [11] R. H. Wittenberg, M. Shea, W. T. Edwards, D. E. Swartz, A. A. White III, ve W. C. Hayes, "A biomechanical study of the fatigue characteristics of thoracolumbar fixation

- implants in a calf spine model”, *Spine*, cilt 17, no. 6, pp. 121-128, 1992.
- [12] Y. Sato, M. Wadamoto, K. Tsuga, ve E. R. Teixeira, “The effectiveness of element downsizing on a three-dimensional finite element model of bone trabeculae in implant biomechanics”, *Journal of Oral Rehabilitation*, cilt 26, no. 4, pp. 288-29,1999.
- [13] S. Şahin, M. C. Çehreli, ve E. Yalçın, “The influence of functional forces on the biomechanics of implant-supported prostheses a review”, *Journal of Dentistry*, cilt 30, no. 7, pp. 271-282, 2002.
- [14] TIPSAN, General Catalogue, Angled Plate Implants. 2005.
- [15] R. F. McLain, T. O. McKinley, S. A. Yerby, T. S. Smith, ve N. Sarigul-Klijn, “The effect of bone quality on pedicle screw loading in axial instability: a synthetic model”, *Spine*, cilt 22, no. 13, pp. 1454-1460, 1997.
- [16] T. O. McKinley, R. F. McLain, S. A. Yerby, Sarigul-Klijn, ve N. T. S. Smith, “The effect of pedicle morphometry on pedicle screw loading: A synthetic model”, *Spine*, cilt 22, no. 3, pp. 246-252, 1997.
- [17] J. A. Youssef, T. O. McKinley, S. A. Yerby, ve R. F. McLain, “Characteristics of pedicle screw loading: effect of sagittal insertion angle on intrapedicular bending moments”, *Spine*, cilt 24, no. 11, pp. 1077-1081, 1999.
- [18] C. S. Chen, W. J. Chen, C. K. Cheng, S. H. E. Jao, S. C. Chueh, ve C. C. Wang, “Failure analysis of broken pedicle screws on spinal instrumentation”, *Medical Engineering & Physics*, cilt 27, no. 6, pp. 487-496, 2005.
- [19] D. K. Ebelke, M. A. Asher, J. R. Neff, ve D. P. Kraker, “Survivorship analysis of VSP spine instrumentation in the treatment of thoracolumbar and lumbar burst fractures”. *Spine*, cilt 16, no. 8, p. 433, 1991.
- [20] P. C. McAfee, D. J. Weiland, ve J. Carlow, “Survivorship analysis of pedicle spinal instrumentation”, *Spine*, cilt 16, no. 8, p. 428, 1991.