



Plaklı kalça protezi: Total kalça protezinde femoral bölgede yeni bir yaklaşımın erken sonuçları

Thrust plate hip prosthesis: early results of a new concept in the femoral component of total hip arthroplasty

Vasfi KARATOSUN,¹ İzge GÜNAL,¹ Bayram ÜNVER²

Dokuz Eylül Üniversitesi Tıp Fakültesi, ¹Ortopedi ve Travmatoloji Anabilim Dalı, ²Fizyoterapi ve Rehabilitasyon Yüksekokulu

Amaç: Femoral bölgede farklı ve yeni bir yaklaşım olan ekstremiteler plaklı kalça protezi (PKP) uygulanan ve prospektif olarak değerlendirilen olguların sonuçlarını sunmak.

Çalışma planı: Yirmi dokuz olgunun 35 kalçasına (6 olgu bilateral) PKP uygulandı. Olguların yaş ortalaması 54.4 (dağılım 26-79) olup, 18'i kadın, 10'u erkekti. Etiyolojik nedenler koksartroz (n=14), avasküler nekroz (n=7), doğuştan kalça çıkığı (n=5), trokanter kırığına bağlı koksartroz (n=4), femur boyun kırığı (n=3) ve femur boynu kaynamaması (n=1) şeklindeydi. Olguların tümünde femura PKP uygulanırken, asetabuler bölgede çimentolu CCB cup uygulanan dört olgu dışında tümüne çimentosuz Protek expansion cup uygulandı. Olgular Harris kalça değeriyle irdelendi. Ortalama izlem süresi 17.6 aydır (dağılım 6-36 ay).

Sonuçlar: Plak distalinde fissür gelişmesi üzerine revizyonla Leinbach protez konulan bir olgu değerlendirme dışı bırakıldı. Bir olguda da derin ven trombozu gelişti. Harris kalça değerlendirmesi ortalaması preoperatif dönemde 47.2, postoperatif 6. ayda 88.7, 12. ayda 93.2 (23 kalça), 18. ayda 96.9 (17 kalça) ve 24. ayda 97.7 (14 kalça) bulundu. Olgulardan hiçbirinde gevşeme veya enfeksiyon görülmedi.

Çıkarımlar: Plaklı kalça protezinin, femoral medulla oyulmadan metafize yerleştirilmesi, kemik kaybına yol açmaması, biyomekaniğe uyumu, dar ve açılı femoral medulla varlığından etkilenmemesi ve erken harekete olanak sağlaması nedeniyle önerilebilir ve çağdaş bir yöntem olduğu sonucuna varıldı.

Anahtar sözcükler: Biyomekanik; femur başı/cerrahi; kalça eklemi/radyografi; kalça protezi; postoperatif komplikasyon; protez tasarımı; stres, mekanik.

Objectives: To assess the results of a new and different concept of extramedullary total hip arthroplasty, namely the thrust plate prosthesis (TPP).

Methods: Thirty-five hips (6 bilateral) of 29 patients (18 females, 10 males) were treated by TPP. The mean age was 54.4 years (range 26 to 79 years). Etiologic factors included primary coxarthrosis (n=14), avascular necrosis (n=7), developmental dysplasia of the hip (n=5), coxarthrosis due to a trochanteric fracture (n=4), and fracture (n=3) and nonunion (n=1) of the femoral neck. Uncemented Protek expansion cup was used in all but four patients who received cemented CCB cup. Patients were evaluated preoperatively and postoperatively by the Harris hip score. The mean follow-up period was 17.6 months (range 6 to 36 months).

Results: One patient was excluded as TPP was replaced by a Leinbach type prosthesis because of a femoral shaft fracture detected during the rehabilitation period. Deep vein thrombosis was observed in one patient. The mean preoperative Harris score was 47.2, being 88.7 at 6 months, 93.2 (23 hips) at 12 months, 96.9 (17 hips) at 18 months, and 97.7 (14 hips) at 24 months. Neither loosening nor infection was encountered during the follow-up period.

Conclusion: Thrust plate prosthesis seems to have many advantages, including its applicability both to the metaphyseal region without reaming the medullary canal and to narrow and angulated femora, prevention of bone loss, allowing early motion, and biomechanical compatibility, making it a reliable method for total hip replacement.

Key words: Biomechanics; femur head/surgery; hip joint/radiography; hip prosthesis; postoperative complications; prosthesis design; stress, mechanical.

Plaklı kalça protezi (thrust plate prosthesis) (Sulzer, Baar, Switzerland), proksimal femurun metafizinde çimentosuz ve femurun medullasına oyma işlemi yapılmadan ekstramedüller tespit olanağı sağlayan bir implanttır.^[1-5] Kullanım düşüncesi, kalça ekleminde sonlanan yüklerin femur boyunda kalkardaki kortikal kemikten doğrudan plak aracılığıyla transfer edilmesidir.^[1,3] Jacob^[4] ve Bereiter ve ark.nın^[1] yaptıkları biyomekanik araştırmaların sonuçları, bu yük değişiminin protez olmaksızın fizyolojik olarak mümkün olduğunu göstermiştir. Shih ve ark.^[6] yeni tasarlanmakta olan yine ekstramedüller bir protez üzerinde yaptıkları biyomekanik çalışmada, benzer bir protezde geleneksel femoral medulla içi protezlere göre daha az stres kalkarı etkisini göstermişlerdir. Bereiter ve ark.^[1] hem radyolojik hem de histolojik, ayrıca Schenk ve ark.^[7] histolojik olarak PKP'nin iyi bir osseos uyumu olduğunu göstermişlerdir. Osseos uyum ve güçlenme, lokal kuvvetlerin Wolf yasası etkileri ile açıklanmaktadır.^[1,4]

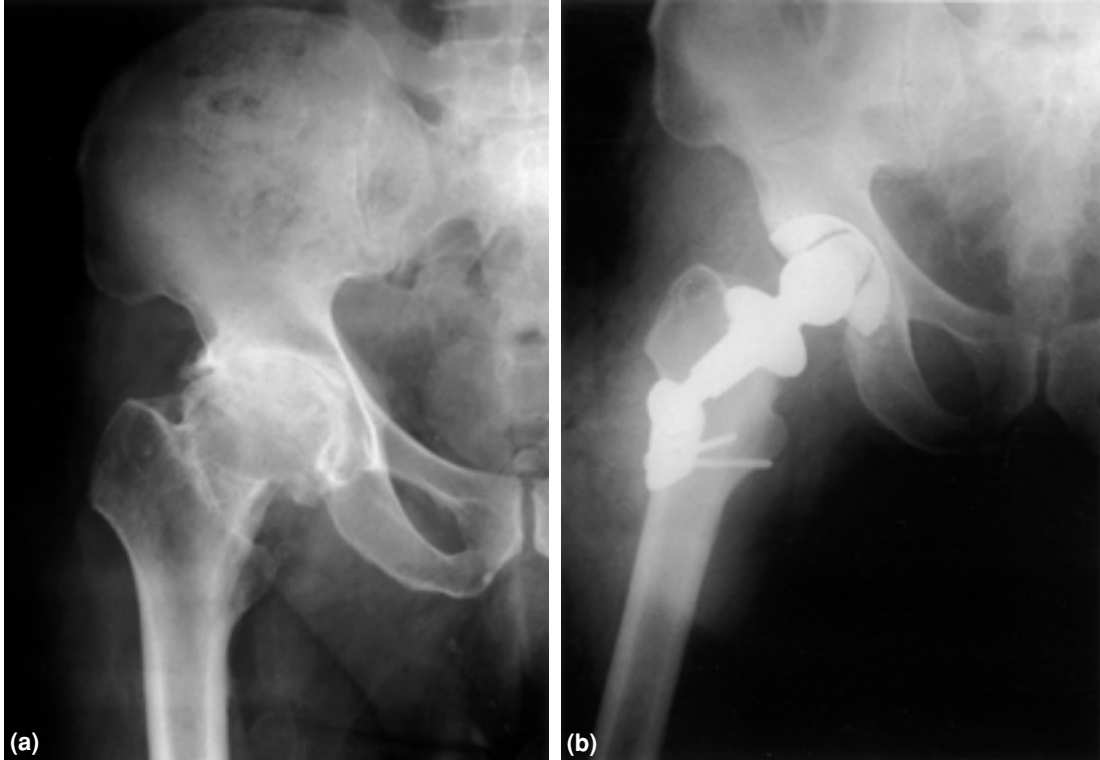
Bu ileriye dönük çalışmada, total kalça protezi (TKP) cerrahisinde farklı ve yeni bir yaklaşım olan PKP'nin sonuçları değerlendirildi.

Hastalar ve yöntem

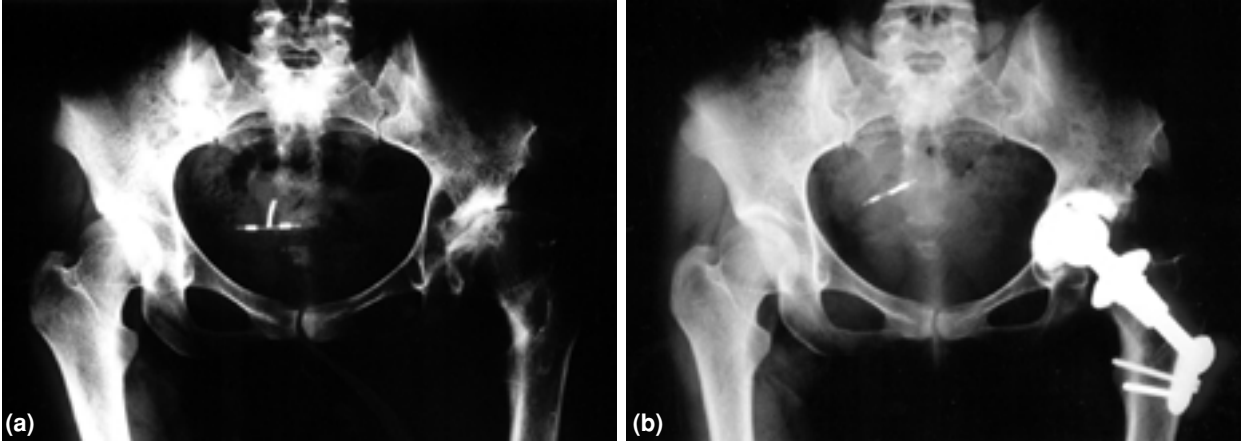
Bu çalışmada PKP uygulanan 29 olgunun 35 kalçası (6 olgu bilateral) değerlendirildi. Bir olgu (sıra no 24) hatalı teknik uygulama sonucunda gelişen komplikasyon nedeniyle çalışma dışı bırakıldı. Bu olgularda etyolojik nedenler, koksartroz (n=14) (Şekil 1), avasküler nekroz (n=7), doğuştan kalça çıkığı (n=5) (Şekil 2), trokanter kırığına bağlı koksartroz (n=4) (Şekil 3), femur boyun kırığı (n=3) ve femur boynu kaynamaması (n=1) şeklindeydi (Tablo 1). Olguların ameliyat sırasındaki yaş ortalaması 54.4 (yaş dağılımı 26-79) idi.

Olguların tümünde femoral bölgede üçüncü dönem PKP uygulandı. Asetabuler bölümde çimentolu CCB cup (Mathys, Bettlach, Switzerland) uygulanan dört kalça dışında, tüm olgularda çimentosuz 'Protek Expansion Cup' (Sulzer, Baar, Switzerland) uygulandı (Tablo 1). İki olgunun cerrahisi iki taraflı olarak aynı anda yapıldı.

Olgularda cerrahi öncesinde fizyoterapiye başlandı ve cerrahi sonrasında ilk iki gün izometrik egzersizler yapıldı. Cerrahi sonrası ikinci günden itibaren (önemli bir sorun yoksa) kalça hareketlerine yö-



Şekil 1. Yetmiş altı yaşında, koksartrozlu kadın olgu (sıra no 20), (a) ameliyat öncesi, (b) ameliyat sonrası 15. ay.



Şekil 2. Yirmi dokuz yaşında, doğuştan kalça çıkıklı kadın olgu (sıra no 4), (a) ameliyat öncesi, (b) ameliyat sonrası 30. ay.

nelik egzersizlere ve vücut ağırlığının 1/3-1/4 yüklenmesi ile ambulasyona başlandı. Tam yüklenmeye 6-8. haftalardan itibaren izin verildi. Üçüncü aydan itibaren koltuk değneksiz yürümeye izin verildi.

Olguların tümü cerrahi öncesinde ve izlemin 3, 6, 12, 18, 24, ve 36. aylarında klinik ve radyolojik olarak değerlendirildi. Klinik bulguların değerlendirilmesinde Harris kalça değeri^[8] kullanıldı.

Sonuçlar

Olguların ayrıntılı dökümü Tablo 1’de görülmektedir. Bir olguda (sıra no 24) cerrahi sırasında, PKP’nin kalkara yerleştirilen kısmının plakla bağlantısı vidalanırken aşırı güç uygulanmasına bağlı olarak plak ucunda enine bir kırık oluştu. Bu olguda PKP çıkarılarak medulla içi uzun gövdeli bir protez (Leinbach) uygulandı ve bu olgu değerlendirme dışı bırakıldı.

kıldı. Bir olguda (sıra no 9) gelişen derin ven trombozu medikal tedaviyle sağlandı.

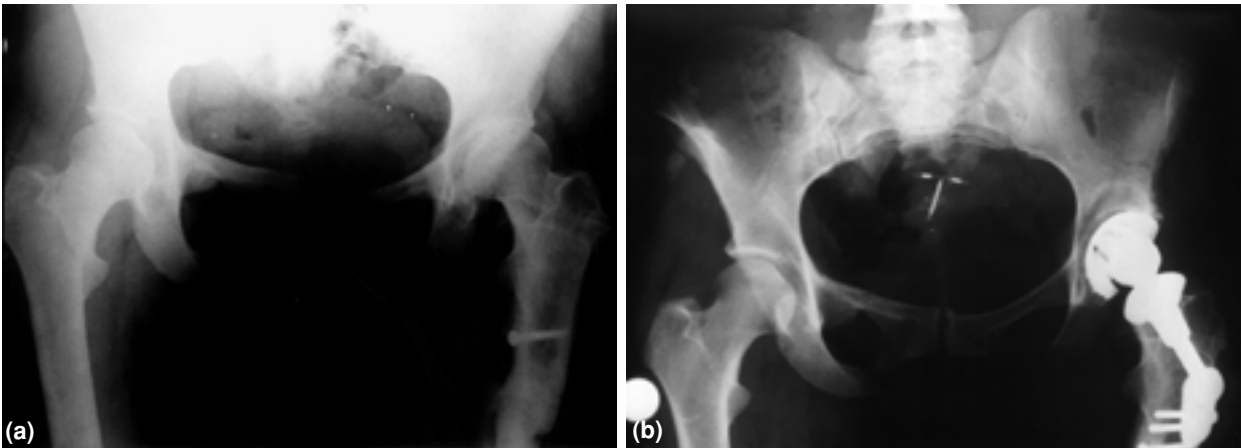
Olguların cerrahi öncesi boyun-gövde (kollodi-afizer) açıları ortalaması 129.8° (dağılım $110^\circ-142^\circ$) iken, uygulanan PKP’nin açısı 135.4° (dağılım $124^\circ-145^\circ$) idi.

Harris kalça değerinin cerrahi öncesi ortalaması 47.2 (10-79) iken, izlemin 6, 12, 18, 24 ve 36. aylarında sırasıyla 88.7 (71-100) (34 kalça), 93.2 (71-100) (23 kalça), 96.9 (86-100) (17 kalça), 97.7 (86-100) (14 kalça) ve 100 (3 kalça) şeklindeydi.

Olguların hiçbirinde ameliyat sonrası dönemde gevşeme veya enfeksiyon görülmedi.

Tartışma

Total kalça protezlerindeki tüm teknolojik gelişmelere karşın, komponentlerin gevşemesi en



Şekil 3. Otuz iki yaşında, travmatik koksartrozlu kadın olgu (sıra no 15), (a) ameliyat öncesi (femurda aşırı açılanma var), (b) ameliyat sonrası 18. ay.

önemli sorun olma özelliğini korumaktadır.^[9-13] Total kalça protezindeki revizyonların %80'inden fazlasının nedeni aseptik gevşemedir.^[14] Literatürde radyolojik gevşeme oranı on yıllık izlemlerde %30-40 düzeyindedir.^[12,13,15] Asetabuler komponentin gevşemesinde biyolojik etmenler ön planda

tutulurken,^[16,17] femoral komponent gevşemesinde mekanik etmenler ön plandadır.^[16] Femoral komponentte farklı metalik alaşımların kullanılması, yeni anatomik uygunluktaki tasarımlar, çimentosuz tiplerde porus yüzeyli protezlerin kullanılması ve çimentolamada yeni tekniklerin kullanılmasına kar-

Tablo 1. Plaklı kalça protezi (PKP) uygulanan olguların dağılımı

Sıra no	Olgu no	Yaş	Cinsiyet	Etyoloji	PKP açısı		Asetabuler komponent tipi	İzlem (ay)	Harris puanı					Komplikasyon
					Pre. op.	Post. op.			Pre. ay	6. ay	12. ay	18. ay	24. ay	
1	1	52	Erkek	Koksartroz	142	130	Exp. cup	36	32	100	100	100	100	–
2	2	44	Erkek	Avasküler nekroz	126	132	Exp. cup	36	52	97	100	100	100	–
3	2			Avasküler nekroz	131	132	Exp. cup	36	49	97	100	100	100	–
4	3	29	Kadın	Doğuştan kalça çıkığı	130	139	Exp. cup	30	65	86	93	95	98	–
5	4	26	Kadın	Doğuştan kalça çıkığı	121	133	Exp. cup	30	49	78	96	98	98	–
6	4			Doğuştan kalça çıkığı	117	131	Exp. cup	30	52	78	96	98	98	–
7	5	62	Erkek	Koksartroz	118	130	Exp. cup	24	42	84	92	98	98	–
8	6	38	Erkek	Avasküler nekroz	127	132	Exp. cup	24	61	97	99	100	100	–
9	7	65	Erkek	Koksartroz	141	141	Exp. cup	24	27	71	77	86	86	Derin ven trombozu
10	8	39	Kadın	Avasküler nekroz	130	143	Exp. cup	24	56	85	92	97	97	–
11	8			Avasküler nekroz	130	134	Exp. cup	24	54	80	89	97	97	–
12	9	54	Erkek	Travmatik koksartroz	134	136	Exp. cup	24	34	86	96	100	100	–
13	10	67	Kadın	Koksartroz	125	130	Exp. cup	24	44	84	89	96	98	–
14	11	66	Kadın	Femur boynu kırığı	132	135	Exp. cup	24	45	78	92	93	98	–
15	12	32	Kadın	Travmatik koksartroz	131	140	Exp. cup	18	47	91	98	100		–
16	13	59	Kadın	Travmatik koksartroz	124	130	Exp. cup	18	42	92	95	98		–
17	14	62	Kadın	Koksartroz	141	145	Exp. cup	18	58	85	89	92		–
18	15	79	Kadın	Femur boynu kırığı	131	141	Çimentolu	15	10	85	85			–
19	16	52	Kadın	Koksartroz	132	135	Exp. cup	15	51	85	93			–
20	17	76	Kadın	Koksartroz	120	141	Exp. cup	15	49	78	84			–
21	18	73	Erkek	Koksartroz	138	142	Exp. cup	12	72	98	100			–
22	19	31	Kadın	Doğuştan kalça çıkığı	133	131	Exp. cup	12	8	88	93			–
23	20	68	Kadın	Travmatik koksartroz	138	134	Exp. cup	12	42	93	96			–
24 ^a	21	70	Kadın	Koksartroz	132	130	Exp. cup	–	54	–	–	–	–	Kırık
25	22	73	Kadın	Koksartroz	121	130	Çimentolu	9	67	92				–
26	23	72	Kadın	Koksartroz	120	142	Exp. cup.	9	31	88				–
27	24	48	Erkek	Koksartroz	136	141	Exp. cup	9	42	98				–
34	24			Koksartroz	133	131	Exp. cup	6	54	95				–
28	25	40	Erkek	Avasküler nekroz	134	138	Exp. cup	6	67	100				–
29	25			Avasküler nekroz	110	143	Exp. cup	6	67	98				–
30	26	39	Kadın	Femur boynu kaynamama	138	141	Exp. cup	6	79	92				–
31	27	58	Erkek	Koksartroz	132	130	Exp. cup	6	19	92				–
32	27			Koksartroz	130	124	Exp. cup	6	19	92				–
33	28	51	Kadın	Doğuştan kalça çıkığı	138	134	Çimentolu	6	54	88				–
35	29	69	Kadın	Femur boynu kırığı	130	133	Çimentolu	6	67	88				–

^a: 24 sıra no'lu olgu plak distalinde kırık gelişmesi nedeniyle intramedüller protez uygulandıktan değerlendirme dışı bırakıldı.

Exp. cup: Expansion cup.

şın başarısızlık oranı hala gözardı edilemeyecek düzeydedir.^[18-26]

Sağlam femurda yük gerinimleri proksimalden distale doğru azalmakta ve yüklenme altında en yüksek değer kalkar bölgesinde elde edilmektedir.^[27,28] İntramedüller femoral protez yerleştirildiğinde, korteksteki gerinimler normal dağılım özelliğini yitirmekte^[27,29,30] hatta tersine çevrilmektedir.^[28] Yani yük protez tarafından taşınmakta, distale doğru kademeli olarak aktarılmaktadır.^[27] Ekstramedüller protez uygulamalarında intramedüller proteze göre farklı bir trase izlenmekte ve elde edilen değerler özellikle sağlam femura benzemektedir.^[4,6,27,30] Biyomekanik olarak elde edilen bu değerler, farklı ekstramedüller protez tiplerinin uygulanması sonrasında radyolojik olarak kalkarda dansitometrik artışların saptanması^[2,31] ve histolojik olarak plaklı ekstramedüller protezle iyi bir osseoz uyumun gösterilmesi,^[1] bu tip protezlerin stres kalkını etkisini azalttığı ve fizyolojik yüklenmeyle uyumlu olduğu görüşünü desteklemektedir.^[4-6,30] Menge^[5] üç yılı aşan izlemlerinde 116 PKP uygulamasında %2.6 oranında gevşeme saptamıştır. Fink ve ark.^[2] PKP uyguladıkları 47 kalçanın altısında (%12) ve ilk iki yıl içinde radyolojik olarak gevşeme saptamışlardır. Çalışmamızda iki yılı aşan izlem süresi olan kalça sayısı 14 olsa da, 34 kalçanın hiçbirinde gevşeme olmaması umut vericidir. Aynı şekilde, biyomekanik olarak aynı prensiplerle uygulanan Richard plakları ile ilgili komplikasyon oranının düşüklüğü ve bu sistemde gevşeme olmaması^[32] da bu düşüncüyü destekleyici bir unsurdur.

Plaklı kalça protezi uygulamasında proksimal femurda kemik kaybı en düşük düzeydedir. Yakalı plak yerleştirilirken boyun mümkün olduğunca korunduğundan ve klasik protezlerden farklı olarak medulla içinde hiçbir oyma işlemi yapılmadığından, hem medulla oyulmasına bağlı gelişebilecek komplikasyonlardan^[17] korunmuş olunmakta hem de azami düzeyde kemik deposu saklanmış olmaktadır.^[3] Ayrıca, doğuştan kalça çıkığı gibi femur medüller çapının çok dar olduğu veya trokanterik bölge kırıklarına bağlı gelişen açıl deformitelerden dolayı uygun çapta ve rahatlıkta femoral stem uygulaması mümkün olmayabilirken, PKP uygulamalarında femur medullasına yönelik bir işlem yapılmadığından femoral çap ne kadar dar veya açılı olursa olsun, bu protez ekstramedüller olduğundan rahatlıkla uygulanabilir (Şekil 3).^[2]

Klasik TKP'de stabilitenin sağlanması, buna bağlı olarak da çıkığın engellenmesi asetabuler ve femoral komponent açısından düzenlenmesiyle olabilir. Ancak, PKP uygulamalarında femoral komponent anteverسیون açısı çok sınırlı olarak değiştirilebileceği için stabilite sorun olabilir. Ancak, olgularımızla böyle bir sorunla karşılaşmadık. Plaklı kalça protezi uygulamasında, gevşemenin engellenebilmesi için boyun-gövde açısının 120-140° arasında olması önerilmektedir.^[4] Bizim uygulamamızda bu değer ameliyat öncesinde ortalama 129.8° (dağılım 110°-142°), ameliyat sonrasında 135.4° (124°-145°) bulundu. Plaklı kalça protezinin uygulanabilirliği kolay olmakla birlikte, bir olguda (sıra no 24) yaka boyuna çakılırken, plak boyun vidasının aşırı sıkılmasına bağlı olarak plak distalinde bir fissür oluştu. Daha sonra bu olgu Leinbach tipi protez uygulanarak sağlandı. Bu tür durumlarda daha uzun delikli plak uygulanabilir.^[2] Plaklı kalça protezi, boyun yakası, plak, boyun vidası, normal kortikal vida ve 28 mm küreden (32 mm de olabilir) oluşmaktadır. Montajı gibi çıkarılması da kolay olduğundan, revizyon gerektiren durumlarda kolaylıkla çıkarılabilmesi ve bu işlem yapılırken kemik kaybına yol açmaması bir avantajdır.

Plaklı kalça protezi her ne kadar çimentosuz bir femoral protez uygulaması olsa da, çimentosuz TKP'den farklı olarak biyomekanik olarak kalçaya binen yüklerin transferindeki dağılım nedeniyle daha erken dönemde ayağa kaldırma, hareket ve yük verme olanağı sağlar. Olgular ameliyat sonrası ikinci günde kısmi ağırlık verdirilerek yürütülmekte, 6-8. haftalarda da tam yük verilmektedir. Erken yüklenme ve hareket olanağı sağlanması, medulla içi TKP'ye göre bir avantaj sağlamaktadır.

Sonuç olarak, kalça protezlerinde femoral stemde gevşeme ve kemik kayıplarını önlemeye yönelik yeni bir yaklaşım olması yanı sıra, PKP, dar ve açılı femoral medullası olan olgularda çok iyi bir alternatif olma özelliği taşımaktadır.

Kaynaklar

1. Bereiter H, Burgi M, Schenk R. Finite element investigations of the proximal femur after implantation of the thrust plate prosthesis compared with findings in a postmortem histological specimen and in radiological follow-up examinations. In: Huggler AH, Jacob HA, editors. The thrust plate hip prosthesis. Berlin: Springer; 1997. p. 48-62.
2. Fink B, Siegmüller C, Schneider T, Conrad S, Schmielau G, Ruther W. Short- and medium-term results of the thrust plate prosthesis in patients with polyarthritis. Arch Orthop Trauma Surg 2000;120:294-8.

3. Huggler AH, Jacob HA, Bereiter H, Haferkorn M, Ryf C, Schenk R. Long-term results with the uncemented thrust plate prosthesis (TPP). *Acta Orthop Belg* 1993;59 Suppl 1: 215-23.
4. Jacob HA. Biomechanical principles and design details of the thrust plate prosthesis. In: Huggler AH, Jacob HA, editors. *The thrust plate hip prosthesis*. Berlin: Springer; 1997. p. 25-47.
5. Menge M. Bone remodelling of the proximal femur after implantation of a thrust plate prosthesis. In: Huggler AH, Jacob HA, editors. *The thrust plate hip prosthesis*. Berlin: Springer; 1997. p. 98-106.
6. Shih CH, Chen WP, Tai CL, Kuo RF, Wu CC, Chen CH. New concepts- biomechanical studies of a newly designed femoral prosthesis: cervicotrochanter prosthesis. *Clin Biomech* 1997;12:482-90.
7. Schenk RK, Hauser R, Huggler AH, Jacob HA. Histology of the thrust plate-bone interface. In: Huggler AH, Jacob HA, editors. *The thrust plate hip prosthesis*. Berlin: Springer; 1997. p. 63-73.
8. Harris WH. Traumatic arthritis of the hip after dislocation and acetabular fractures: treatment by mold arthroplasty. An end-result study using a new method of result evaluation. *J Bone Joint Surg [Am]* 1969;51:737-55.
9. Collis DK. Cemented total hip replacement in patients who are less than fifty years old. *J Bone Joint Surg [Am]* 1984; 66:353-9.
10. Cornell CN, Ranawat CS. Survivorship analysis of total hip replacements. Results in a series of active patients who were less than fifty-five years old. *J Bone Joint Surg [Am]* 1986; 68:1430-4.
11. Stauffer RN. Ten-year follow-up study of total hip replacement. *J Bone Joint Surg [Am]* 1982;64:983-90.
12. Sutherland CJ, Wilde AH, Borden LS, Marks KE. A ten-year follow-up of one hundred consecutive Muller curved-stem total hip-replacement arthroplasties. *J Bone Joint Surg [Am]* 1982;64:970-82.
13. Malchau H, Herberts P, Ahnfelt L. Prognosis of total hip replacement in Sweden. Follow-up of 92,675 operations performed 1978-1990. *Acta Orthop Scand* 1993;64:497-506.
14. Mulroy RD Jr, Harris WH. The effect of improved cementing techniques on component loosening in total hip replacement. An 11-year radiographic review. *J Bone Joint Surg [Br]* 1990;72:757-60.
15. Schmalzried TP, Kwong LM, Jasty M, Sedlacek RC, Haire TC, O'Connor DO, et al. The mechanism of loosening of cemented acetabular components in total hip arthroplasty. Analysis of specimens retrieved at autopsy. *Clin Orthop* 1992;(274):60-78.
16. Page A, Jasty M, Bragdon C, Ito K, Harris WH. Alterations in femoral and acetabular bone strains immediately following cementless total hip arthroplasty: an in vitro canine study. *J Orthop Res* 1991;9:738-48.
17. Eftekhari NS. *Total hip arthroplasty*. Missouri: Mosby; 1993.
18. Barrack RL, Mulroy RD Jr, Harris WH. Improved cementing techniques and femoral component loosening in young patients with hip arthroplasty. A 12-year radiographic review. *J Bone Joint Surg [Br]* 1992;74:385-9.
19. Beckenbaugh RD, Ilstrup DM. Total hip arthroplasty: a review of three hundred and thirty-three cases with long follow-up. *J Bone Joint Surg [Am]* 1978;60:306-13.
20. Gruen TA, McNeice GM, Amstutz HC. "Modes of failure" of cemented stem-type femoral components: a radiographic analysis of loosening. *Clin Orthop* 1979;(141):17-27.
21. Johnston RC, Fitzgerald RH Jr, Harris WH, Poss R, Muller ME, Sledge CB. Clinical and radiographic evaluation of total hip replacement. A standard system of terminology for reporting results [Published erratum appears in *J Bone Joint Surg Am* 1991;73(6):952]. *J Bone Joint Surg Am* 1990; 72:161-8.
22. McBeath AA, Foltz RN. Femoral component loosening after total hip arthroplasty. *Clin Orthop* 1979;(141):66-70.
23. McCarthy CK, Steinberg GG, Agren M, Leahey D, Wyman E, Baran DT. Quantifying bone loss from the proximal femur after total hip arthroplasty. *J Bone Joint Surg [Br]* 1991; 73:774-8.
24. Thanner J, Karrholm J, Malchau H, Herberts P. Poor outcome of the PCA and Harris-Galante hip prostheses. Randomized study of 171 arthroplasties with 9-year follow-up. *Acta Orthop Scand* 1999;70:155-62.
25. Willert HG, Bertram H, Buchhorn GH. Osteolysis in alloarthroplasty of the hip. The role of ultra-high molecular weight polyethylene wear particles. *Clin Orthop* 1990;(258): 95-107.
26. Gürsoy Y, Günel İ, Aksoy S, Sarıoğlu T, Köse N. Yüklenme altında femur proksimalinde gerinin dağılımı: İntra ve ekstra-medüller tip protezlerin sağlam femurla karşılaştırılması. *Arthroplasti Artroskopik Cer* 1996;7:24-8.
27. Oh I, Harris WH. Proximal strain distribution in the loaded femur. An in vitro comparison of the distributions in the intact femur and after insertion of different hip-replacement femoral components. *J Bone Joint Surg [Am]* 1978; 60:75-85.
28. Huiskes R. Failed innovation in total hip replacement. Diagnosis and proposals for a cure. *Acta Orthop Scand* 1993; 64:699-716.
29. Bobyn JD, Mortimer ES, Glassman AH, Engh CA, Miller JE, Brooks CE. Producing and avoiding stress shielding. Laboratory and clinical observations of noncemented total hip arthroplasty. *Clin Orthop* 1992;(274):79-96.
30. Munting E, Verhelpen M. Fixation and effect on bone strain pattern of a stemless hip prosthesis. *J Biomech* 1995; 28:949-61.
31. Munting E, Smits P, Van Sante N, Nagant de Deuxchaisnes C, Vincent A, Devogelaer JP. Effect of a stemless femoral implant for total hip arthroplasty on the bone mineral density of the proximal femur. A prospective longitudinal study. *J Arthroplasty* 1997;12:373-9.
32. Herrlin K, Stromberg T, Lidgren L, Walloe A, Pettersson H. Trochanteric fractures. Classification and mechanical stability in McLaughlin, Ender and Richard osteosynthesis. *Acta Radiol* 1988;29:189-96.