

T.C.
SIIRT ÜNİVERSİTESİ
SAĞLIK BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ

**KEDİ VE KÖPEKLERDE EKSTREMİTE PROTEZLERİNİN KULLANIMI:
KLİNİK UYGULAMALAR VE GELECEK PERSPEKTİFLERİ**

Vet. Hek. Müzzemil Hattap SOYSAL

DOKTORA SEMİNERİ

Veterinerlik Cerrahisi Ana Bilim Dalı

Danışman
Doç. Dr. Ali GÜLAYDIN

SIIRT-2025

İÇİNDEKİLER

İÇİNDEKİLER.....	I
SİMGELER VE KISALTMALAR.....	II
ŞEKİLLER LİSTESİ.....	III
TABLolar LİSTESİ.....	VI
1. GİRİŞ.....	1
2. SUNUM.....	5
2.1. Protez Kavramı ve Tarihçesi.....	5
2.1.1. Beşeri Hekimlikte Protezlerin Tarihçesi ve Gelişimi.....	5
2.1.2. Veteriner Hekimliğinde Protezlerin Tarihçesi ve Gelişimi.....	7
2.2. Kedi ve Köpeklerde Kullanılan Ekstremitte Protez Tipleri.....	9
2.2.1. Ekzoprotez Sistemleri.....	10
2.2.2. Endo-Ekzoprotez Sistemleri.....	14
2.3. Protez Tasarım ve Üretim Süreci.....	20
2.3.1. Tasarım.....	20
2.3.2. Üretim.....	21
2.4. Cerrahi Teknikler ve Amputasyon Seviyeleri.....	21
2.4.1. Kemik Rezeksiyonları ve Proteze Uygun Amputasyon Planlaması..	22
2.4.2. Proteze Uygun Amputasyon Seviyeleri.....	22
2.5. Fonksiyonel Sonuçlar ve Rehabilitasyon.....	24
2.5.1. Post-Operatif Süreç.....	24
2.5.2. Hayvanın Proteze Adaptasyonu.....	24
2.5.3. Fizyoterapi ve Egzersiz Programları.....	26
2.5.4. Davranışsal Değişiklikler ve Hasta Uyumu / Anketler.....	30
2.5.5. Biyomekanik Analizler ve Gait (Yürüyüş) Değerlendirmeleri.....	34
2.6. Gelecek Perspektifleri ve Gelişen Teknolojiler.....	39
2.6.1. Biyonik Protezler.....	39

2.6.2. Sinir-Arayüz Sistemleri.....	40
2.6.3. Gelişmiş Malzeme Bilimi ve Robotik Destekler.....	41
3. SONUÇ.....	42
KAYNAKLAR.....	43

SİMGELER VE KISALTMALAR

3B	: 3 Boyutlu
3D	: 3 Dimensional
ABS	: Akrilonitril Bütadiyen Btiren
AM	: Additive Manufacturing
BT	: Bilgisayarlı Tomografi
CAD	: Computer-Aided Design- Bilgisayar Destekli Tasarım
CMPS-SF	: Glasgow Composite Measure Pain Scale – Short Form
COI	: Canine Orthopedic Index
DICOM	: Digital Imaging and Communications in Medicine
EBM	: Elektron Işını Ergitme
GPa	: Gigapascal
HA	: Hidroksiapatit
HTTP	: High Temperature Thermoplastic
ITAP	: Intraosseous Transcutaneous Amputation Prosthesis
LTTP	: Low Temperature Thermoplastic
MCR	: Micro-Cellular Rubber
MÖ	: Milattan Önce
MPa	: Megapascal
MRI	: Magnetic Resonance Imaging
PA	: Poliamid
PC	: Polikarbonat
PETG	: Polietilen Tereftalat Glikol
PLA	: Poliaktik Asit
PSGs	: Patient-Specific Guides
PSW	: Pressure-Sensitive Walkway
PVF	: Peak Vertical Force
RCVS	: Royal College of Veterinary Surgeons
ROM	: Range of Motion
SI	: Symmetry Index
SLM	: Seçici Lazer Ergitme
STL	: Standard Triangle Language
TPU	: Termoplastik Poliüretan
VAS	: Visual Analogue Scale
VI	: Vertical Impulse
V-OP	: Veteriner ortotik ve protez
VSP	: Virtual Surgical Planning

ŞEKİLLER LİSTESİ

- Şekil 1.** Antik Mısır dönemine ait ahşap ayak protezinin makroskopik ve radyografik görünümleri. İyileşmiş amputasyon bölgesi (A), bez ve ip ile sabitlenmiş ahşap protez (B), Protez tabanında aşınma ve çizik izleri (C), Radyografide kemik aşırı büyümesi ve demineralizasyon (D)..... 5
- Şekil 2.** Ambroise Paré'nin "Le Petit Lorrain" adlı mekanik el protezinin çizimi ve rekonstrüksiyonu..... 6
- Şekil 3.** ITAP (Intraosseous Transcutaneous Amputation Prosthesis) uygulanan dört köpekte protez sonrası görünüm..... 8
- Şekil 4.** Osseointegre protez uygulaması yapılan bir kedide ameliyat sonrası görünüm..... 9
- Şekil 5.** Ekzoprotezlerin şematik gösterimi: (a) soket, (b) astar, (c) süspansiyon kayışı, (d) şok emici pilon..... 11
- Şekil 6.** (A) Tibial bir endoprotezin üç boyutlu işlenmiş modeli. (B) Tibiaya yerleştirilen ekzo-endoprotezin üç boyutlu işlenmiş düzeneği. Burada 1 kemik içine yerleştirilen gövdeyi, 2 protez sisteminin flanş (abutment)'ını, mavi parça ise implanta takılıp çıkarılabilen ekzoprotezi temsil etmektedir..... 16
- Şekil 7.** (A) Gözenekli tantalum kaplamalı titanyum alaşım (Ti6Al4V) endoprotezin yapısal görünümü. (B) Aynı materyal kullanılarak üretilen protez implantının, cerrahi operasyon sonrası sekizinci ayda fonksiyonel olarak kullanılan bir köpektaki görünümü..... 17
- Şekil 8.** Gözenekli üç boyutlu flanşa sahip bir ITAP protez sistemi örneği..... 18
- Şekil 9.** Amputasyon seviye diyagramı. A, B ve C ön ekstremiteye ait amputasyon seviyelerini; D, E ve F ise arka ekstremiteye ait amputasyon seviyelerini göstermektedir..... 22
- Şekil 10.** Köpeklerde rehabilitasyon ve adaptasyon sürecine ait örnekler..... 25
- Şekil 11.** (A) Pelvik ekstremitenin eklem hareket açıklığı (ROM) egzersizi sırasında doğru pozisyonlandırma. (B) Fizyoball kullanılarak germe, denge ve uygun ağırlık taşıma pozisyonunun teşvik edilmesi..... 27
- Şekil 12.** Kedilerde basınç duyarlı yürüme platformu (pressure-sensitive walkway) ile yapılan ölçüm düzenekleri..... 35

- Şekil 13.** Kinematik yürüyüş analizinde kullanılan ölçüm düzenekleri. (A) Koşu bandı üzerinde yapılan yürüyüş analizi sırasında, köpeğin üzerine yerleştirilmiş reflektif markırlar aracılığıyla hareket yakalama sistemi tarafından eklem hareketleri kaydedilmektedir. Deney sırasında hayvanın güvenliği gövde destek kemeri (harness) ile sağlanmıştır. (B) Kinematik yürüyüş analizinde markırların vücut üzerindeki yerleşim bölgeleri örnek olarak gösterilmiştir..... 36
- Şekil 14.** Bir ratta sinir–arayüz sisteminin intraoperatif görünümleri (A–C) ve şematik gösterimi (D)..... 40

TABLÖLAR LİSTESİ

Tablo 1.	Postoperatif Fizyoterapi ve Egzersiz Programı (örnek protokol).....	29
Tablo 2.	İzlem Planı: Gait Analizi, Röntgen ve BT Kontrolleri.....	30
Tablo 3.	Hasta Sahiplerine Yönelik Örnek Anket Formu.....	31
Tablo 4.	Canine Orthopedic Index (COI) Değerlendirme Tablosu.....	32
Tablo 5.	Glasgow Composite Measure Pain Scale – Short Form (CMPS-SF) Değerlendirme Tablosu.....	33
Tablo 6.	Protezli Hayvanlarda Biyomekanik ve Klinik İzlem Protokolü.....	39

1. GİRİŞ

Amputasyon, veteriner cerrahide bir ekstremitenin ya da ekstremitte bölümünün operatif müdahale ile rezeksiyon işlemidir (Dickerson ve ark. 2015). Bu müdahale, kedi ve köpeklerde farklı klinik durumlar nedeniyle gerekli hale gelebilir. Neoplaziler, travmalar, periferik nöropatiler, vasküler bozukluklar, enfeksiyonlar ile dejeneratif veya konjenital süreçler, geri dönüşümsüz ekstremitte hasarlarına yol açabilir (Wagner ve ark. 2022). Bu gibi durumlarda, amputasyon sıklıkla tercih edilen bir tedavi seçeneği olarak değerlendirilir (Dickerson ve ark. 2015). Travmalar göz önüne alındığında özellikle trafik kazaları, yüksekten düşmeler ve ciddi delici yaralanmalar gibi durumlar, ekstremitte fonksiyonlarının kalıcı olarak kaybedilmesine neden olabilir (Drygas ve ark. 2008). Tümörler düşünüldüğünde ise, özellikle agresif ve metastaz eğilimli neoplazilerde tümörün yayılımını kontrol altına almak, hastanın yaşam süresini uzatmak ve yaşam kalitesini artırmak amacıyla uzvun cerrahi olarak uzaklaştırılması gerekebilir (Séguin ve Weigel 2012). Ayrıca bazı konjenital deformiteler, ekstremitte fonksiyonlarını ciddi biçimde kısıtladığında veya ağrıya neden olduğunda da amputasyon tedavi seçeneği olarak düşünülebilir (Dickerson ve ark. 2015). Nadir de olsa kontrol altına alınamayan enfeksiyonlar ya da iskemik nekroz gibi durumlar da amputasyon için endikasyon oluşturabilir (Kirpensteijn ve ark. 1999).

Veteriner hekimlikte amputasyon kararının yalnızca fiziksel bulgulara dayanmadığı belirtilmektedir (Dickerson ve ark. 2015). Hayvanın genel sağlık durumu, yaşı, ırkı ve yeni duruma adaptasyon kabiliyeti gibi faktörlerin de bu sürece dâhil olduğu bildirilmektedir (Séguin ve Weigel 2012, Dickerson ve ark. 2015). Bu çok yönlü değerlendirme, karar sürecinin önemli bir parçasını oluşturduğu rapor edilmektedir (Séguin ve Weigel 2012). Amputasyondaki temel amaç; hayvanın yaşam kalitesini artırmak, kronik ağrıyı azaltmak ve kalan ekstremitelerin fonksiyonunu mümkün olan en üst düzeyde korumaktır (Kirpensteijn ve ark. 1999, Dickerson ve ark. 2015). Operasyon sonrası dönemde ise etkin ağrı yönetiminin büyük önem taşıdığı vurgulanmaktadır (Kirpensteijn ve ark. 1999, Séguin ve Weigel 2012). Aynı şekilde, rehabilitasyon ve fizik tedavi uygulamalarının da iyileşme sürecini desteklediği ve mekanik yüklenmenin dengelenmesine katkıda bulunduğu belirtilmektedir (Séguin ve Weigel 2012, Dickerson ve ark. 2015).

Amputasyonun, çeşitli patolojik süreçlerde sıklıkla en güvenli, en düşük riskli ve

en uygun maliyetli tedavi yöntemlerinden biri olarak kabul edildiği bilinmektedir (Dickerson ve ark. 2015). Ameliyat sonrası çoğu kedi ve köpeğin amputasyona kısa sürede adapte olduğu bildirilse de (Dickerson ve ark. 2015, Wagner ve ark. 2022), birçok hayvan sahibi operasyonu onaylama konusunda tereddüt yaşamaktadır (Magidenko ve ark. 2022, Wagner ve ark. 2022). 1999 yılında yapılan bir çalışmada, hayvan sahiplerinin amputasyonla ilgili en yaygın kaygılarının estetik görünüm ve ameliyat sonrası hareket kabiliyetinin azalması olduğu bildirilmektedir (Kirpensteijn ve ark. 1999). Ayrıca hasta sahiplerinde suçluluk hissi oluşmasının temel nedenleri arasında hayvanın yaşam kalitesinin düşeceği (Drygas ve ark. 2008), yaşlı hayvanların anesteziyi tolere edemeyeceği ve operasyon sonrası şiddetli ağrı beklentisi yer almaktadır (Dickerson ve ark. 2015). Genel olarak düşünüldüğünde amputasyon operasyonu sonrası yük taşıma durumunda diğer ekstremitelerde ve hatta vertebralarda uzun vadede gelişebilecek osteoartrit ile karşılaşılacağı bildirilmektedir (Dickerson ve ark. 2015). Ayrıca osteosarkom gibi, amputasyon sonrası yaşam süresiyle ilişkilendirilen hastalıkların, karar sürecini daha da karmaşık hâle getirebileceği vurgulanmaktadır (Dickerson ve ark. 2015). Tüm bunlara ek olarak, de Souza ve ark. (2025), amputasyon sonrası oluşan fiziksel değişimlerin yanı sıra hastada gelişen psikolojik etkilerin de yaşam kalitesi üzerinde belirleyici rol oynayabileceğini belirtmektedir (de Souza ve ark. 2025).

Amputasyon sonrası dönemde yalnızca iyileşme süreci değil, hayvanın uzun vadeli yaşam kalitesi ve fonksiyonel durumu da değerlendirilmelidir. Çoğu kedi ve köpeğin üç ekstremitayla yaşamaya uyum sağlayabileceği düşüncesi, son zamanlarda yapılan çalışmalarla gerçekliğini kaybetmektedir (Mich ve Kaufmann 2018, Arauz ve ark. 2021). 1999 yılında yapılan bir çalışmada, amputasyon sonrası sahiplerin anket sonuçlarına göre köpeklerin dört hafta sonrasında bile normal yaşamlarına geri dönemedikleri ve adaptasyonlarının iyi olmadığını bildirilmektedir (Kirpensteijn ve ark. 1999). Dickerson ve arkadaşlarının (2015) 2005–2012 yılları arasında 64 köpek üzerinde yaptıkları bir çalışmada, hasta sahiplerinin amputasyon sonrası köpeklerde gözlemledikleri değişiklikleri içermektedir. Çalışmanın verileri, hasta sahiplerinin %42'sinin merdiven kullanımında güçlük, %27'sinin rekreasyonel aktivitelerde azalma ve %12'sinin pre-amputasyon düzeyine dönemeyen bir yaşam kalitesi gözlemlediklerini ortaya koymaktadır (Dickerson ve ark. 2015). Özellikle büyük ırk köpeklerin, yaşlı hayvanların veya mevcut ortopedik sorunları bulunan hayvanların üç ekstremitayla yaşama adaptasyonunda ciddi sorunlar yaşadığı bildirilmektedir (Fitzpatrick ve ark. 2011,

Mich ve Kaufmann 2018, Arauz ve ark. 2021). Ayrıca herhangi bir ortopedik rahatsızlığı olmayan genç bireylerde de sekonder kas-iskelet sistemi problemlerinin gelişme riskinin artacağı belirtilmektedir (Mich ve Kaufmann 2018, Arauz ve ark. 2021). Son yıllarda yapılan çalışmalarda, protez uygulamalarının kuadripedal yapının yeniden kazandırılmasına yardımcı olarak sekonder kas-iskelet sistemi hastalıklarının gelişimini önleyebileceği ve genel fonksiyonel durumu iyileştirebileceği öne sürülmektedir (Mich 2014, Wendland ve ark. 2019). Soket tipi protezlerin kullanıldığı vakalar üzerine yapılan retrospektif çalışmalar, köpeklerde yaşam kalitesinin büyük ölçüde korunduğunu veya iyileştiğini göstermektedir; sahiplerin %87,5'i protez sonrası yaşam kalitesinin pre-protez döneme göre aynı veya daha iyi olduğunu, %83,3'ü ise sonuçların iyi ila mükemmel düzeyde olduğunu ifade etmektedir (Phillips ve ark. 2017, Carr ve ark. 2018, Wendland ve ark. 2019). Bunlara ek olarak, 2014 yılında yapılan bir çalışmada amputasyon sonrası endo-exo protez uygulamalarının hayati önem taşıdığı ve sağlam ekstremitelere binen yükü ciddi derecede azalttığı rapor edilmektedir (Farrell ve ark. 2014).

Amputasyona bağlı uzuv kaybı ve fonksiyon bozukluklarının yönetiminde, gelişmiş mühendislik temelli çözümlere duyulan ihtiyaç giderek artmaktadır. Bu durum, ortotik ve protez uygulamalarının veteriner tıpta daha fazla ilgi görmesini sağlamıştır. Dört ayaklı hayvanların normal yürüyüşünü oluşturan biyomekanik unsurların doğru bir şekilde anlaşılması büyük önem taşımaktadır. Bu bilgiler, patomekanik eksikliklerin etkili tedavisine yön verir. Ancak dört ayaklı canlılar, uzuv kaybı yaşadıklarında iki ayaklı bireylerden farklı biyomekanik özellikler sergilerler. Bu nedenle tedavi yaklaşımları da farklılaşmakta ve özgün çözümler gerektirmektedir. Ortezler, vücuda destek sağlamak ve hizalamayı düzeltmek amacıyla kullanılan tıbbi cihazlardır. Ayrıca deformiteleri önlemek veya gidermek, kas zayıflıklarına yardımcı olmak ve genel fonksiyonu iyileştirmek için de uygulanmaktadır. Protezler ise eksik uzuv segmentlerinin yerini alarak önemli bir işlev görür. Bu sayede, dört ayaklı hayvanlarda kaybedilen hareket kabiliyeti kısmen veya tamamen geri kazandırılabilir (Fitzpatrick ve ark. 2011, Mich ve Kaufmann 2018, Marcellin-Little ve ark. 2015, Arauz ve ark. 2021, de Souza ve ark. 2025).

Veteriner ortopedide kullanılan protez sistemleri, son yıllarda ileri biyomekanik tasarım ilkeleri ve bireyselleştirilmiş üretim teknikleriyle önemli ölçüde gelişme göstermektedir. Özellikle 3D yazıcı teknolojisiyle üretilen protezler, amputasyon seviyesine ve hayvanın anatomik yapısına göre özelleştirilebilmekte, bu sayede kullanım konforu ve fonksiyonellik artmaktadır. Protez uygulamaları, hayvana doğal yürüme

paternine yakın bir hareket kabiliyeti kazandırarak karşı ekstremiteler üzerindeki aşırı yükü azaltmaktadır. Aynı zamanda uzun vadede ortaya çıkabilecek ortopedik ve nöromüsküler sorunların önlenmesine katkı sağlamaktadır (Mich ve Kaufmann 2018, Arauz ve ark. 2021, de Souza ve ark. 2025).

İntraosseöz transkutanöz ampute protez (Intraosseous Transcutaneous Amputation Prosthesis) (ITAP) sistemleri gibi yenilikçi cerrahi yaklaşımlar, protez stabilitesini artırmak ve enfeksiyon riskini azaltmak adına umut vadeden seçenekler arasında yer almaktadır (Drygas ve ark. 2008, Fitzpatrick ve ark. 2011). Bu gelişmeler, sadece amputasyonun sonuçlarını iyileştirmekle kalmayıp, aynı zamanda hayvan sahiplerinin cerrahiye yönelik çekincelerini azaltmada da önemli rol oynamaktadır (Fitzpatrick ve ark. 2011). Dolayısıyla ekstremitte protezleri günümüzde yalnızca fonksiyonel eksiklikleri gidermek amacıyla değil; aynı zamanda fiziksel dengeyi korumak, psikolojik refahı artırmak ve daha uzun, kaliteli bir yaşam süresi sağlamak amacıyla da önemli bir tedavi alternatifi haline gelmektedir (Fitzpatrick ve ark. 2011, Mich ve Kaufmann 2018, Arauz ve ark. 2021).

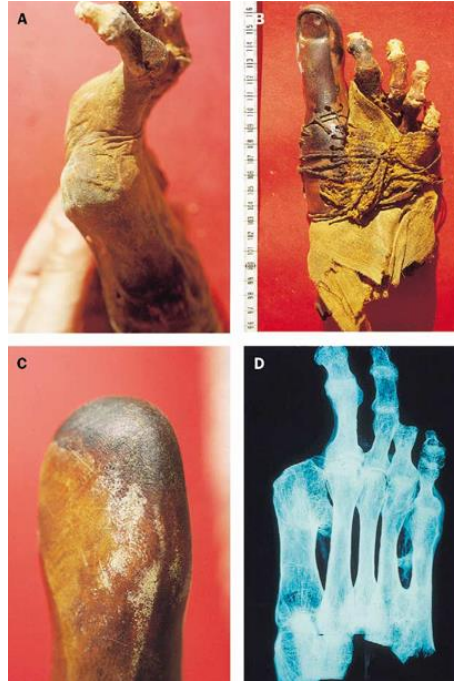
2. SUNUM

2.1. Protez Kavramı ve Tarihçesi

Protezler, kaybedilen uzuvların yapay olarak yerine konulması amacıyla kullanılan cihazlardır (Girish 2022, Bertocci ve ark. 2017). İnsanlarda ve hayvanlarda, uzuv kaybı veya işlev bozuklukları fiziksel ve duygusal sıkıntıya neden olabilir (Girish 2022, Bertocci ve ark. 2017, de Souza ve ark. 2025). Bu bağlamda, tıbbi ve teknolojik bilimlerdeki ilerlemeler, lokomotor sorunları olan hayvanların yaşam kalitesini artırmak için araçlar ve seçenekler sunmaktadır (Girish 2022, Bachman ve ark. 2017, Timercan ve ark. 2019).

2.1.1. Beşeri hekimlikte protezlerin tarihçesi ve gelişimi

İnsanlarda protez kullanımına dair kanıtlar Antik Mısır dönemine kadar uzanmaktadır (Nerlich ve ark. 2000, Thurston 2007). MÖ 15. yüzyılda, Amenhotep II döneminde 18. hanedanlığa ait bir mummyada, sağ ayağın başparmağının ampute edildiği ve yerine deri ile ahşaptan yapılmış bir protez takıldığı görülmektedir (Şekil 1.) (Nerlich ve ark. 2000). Bu durum, Yunan ve Roma uygarlıkları döneminde protez olarak kabul edilebilecek ilk gerçek araçların yapılmasına zemin hazırlamaktadır (Smith 2006, Thurston 2007, Hernigou 2013).



Şekil 1. Antik Mısır dönemine ait ahşap ayak protezinin makroskopik ve radyografik görüntüleri. İyileşmiş amputasyon bölgesi (A), bez ve ip ile sabitlenmiş ahşap protez (B), Protez tabanında aşınma ve çizik izleri (C), Radyografide kemik aşırı büyümesi ve demineralizasyon (D) (Nerlich ve ark. 2000).

Karanlık Çağlar boyunca savaş için kullanılan ve deformiteyi gizleyen protezlerin,

ahşap, metal ve deri gibi mevcut malzemelerden yapılmış ağır ve kaba cihazlar olduğu bilinmektedir (Smith 2006, Thurston 2007). Protezlere dair en eski yazılı referanslardan biri, 1579 yılında Fransa’da yayımlanan bir kitapta, Fransız cerrah Ambroise Paré’nin (1510–1590) eserlerinde bulunmaktadır (Laferrier ve Gailey 2010). Bu eserlerinde Paré, askeri bir cerrah olarak birçok askerin ciddi hasar görmüş ön veya arka ekstremitelerini ampute etmekte ve zamanla sakat kalan askerlere yardımcı olmak için yapay uzuvlar tasarlayıp üretmektedir. Paré’nin çalışmaları sonucunda hem üst hem de alt uzuv protezlerini icat ettiği bilinmektedir. Onun “Le Petit Lorrain” adlı, mandallar ve yaylarla çalışan mekanik eli (Şekil 2.), bir Fransız ordusu kaptanı tarafından savaşta kullanılmış ve kaptan, atının dizginlerini tutma ve bırakma konusunda protezin oldukça iyi çalıştığını ifade etmiştir (Smith 2006, Thurston 2007, Hernigou 2013).



Şekil 2. Ambroise Paré’nin “Le Petit Lorrain” adlı mekanik el protezinin çizimi ve rekonstrüksiyonu (Hernigou 2013).

20. yüzyılda, insan ortez ve protezlerinin daha verimli bir şekilde üretilme yeteneğinde kayda değer bir artış yaşanmıştır. Özellikle bilgisayar destekli tasarım (CAD) sistemlerinin ortaya çıkışı, bu alanda önemli ilerlemeler sağlamıştır. Günümüzde protez uzmanları, doğuştan gelen uzvun karmaşıklığını ve işlevini yansıtan bir şekilde sezgisel motor kontrolü, hafif dokunma duyusunu ve propriyosepsiyonu yeniden oluşturmak için çaba sarf etmektedir. Protez teknolojisindeki son gelişmeler, cerrahi yenilikler ve geliştirilmiş rehabilitasyon yaklaşımları, uzuv kaybı yaşayan hastaların yaralanma öncesi işlev düzeylerine dönme umudu açısından önemli ilerlemeler sağlamaktadır (Fitzpatrick ve ark. 2011, Mich ve Kaufmann 2018, Bates ve ark. 2020 Arauz ve ark. 2021).

2.1.2. Veteriner hekimliğinde protezlerin tarihçesi ve gelişimi

Veteriner ortotik ve protez (V-OP) uygulamaları, uzuv kaybı yaşayan hayvanların mobilitesini yeniden kazanmalarını sağlayan, multidisipliner bir yaklaşımla gelişen modern bir tedavi yöntemidir (Mich ve Kaufmann 2018). Son yıllarda evcil hayvanlara verilen önemin artması ve veteriner tıptaki teknolojik ilerlemeler sayesinde V-OP uygulamaları giderek yaygınlaşmış; tanı ve tedaviye ek olarak rehabilitasyon ve biyomekanik çözümler alanında da önemli ilerlemeler kaydedilmiştir (Marcellin-Little ve ark. 2015, Mich ve Kaufmann 2018, Bates ve ark. 2020, Arauz ve ark. 2021). Bu uygulamaların geçmişi sanıldandan daha eskiye dayanmakta olup, tarihî belgelerde hem çiftlik hayvanlarına hem de evcil hayvanlara yönelik ilkel protez örneklerine rastlanmaktadır (Sweet 2024).

Veteriner protez teknolojisinin tarihsel kökenleri, 18. yüzyılın sonlarına kadar uzanmakta; bu dönemde hayvanlara uygulanan basit mekanik çözümler ön plana çıkmaktadır. Örneğin, 1783 tarihli bir gazete haberinde, bacağı ampute edilen bir ineğe ahşap protez bacak uygulandığı bildirilmektedir. 19. yüzyılın ortalarından itibaren protezli hayvanlar yalnızca çiftçilerin değil, aynı zamanda dönemin basınının da ilgisini çeken figürler hâline gelmiştir. Gazete ve dergi haberlerinde ahşap bacaklı domuzlar ya da cam gözlü köpekler gibi örnekler, toplumun teknolojik yeniliklere duyduğu hayranlığı ve bu gelişmelere dair eleştirilerini yansıtmaktadır. Bu dönemde hayvan protezleri, insan–makine–hayvan ilişkisini sorgulayan kültürel simgelerden biri olarak dikkat çekmektedir (Sweet 2024).

Yüzyılın son çeyreğinde protez uygulamaları özellikle evcil hayvanlar üzerinde yoğunlaşmıştır. Varlıklı orta sınıf, hayvanları yalnızca işlevsel değil, aynı zamanda duygusal birer varlık olarak görmeye başlamıştır. Bu yaklaşım, literatürde “Victorian cult of pets” kavramıyla tanımlanmaktadır. Hatta Britanya’daki Kraliyet Veteriner Cerrahlar Koleji (RCVS) gibi kurumlar, cam göz, takma diş ve estetik protez uygulamalarının gerçekleştirildiği merkezler olarak anılmaktadır (Sweet 2024).

Yüzyılın ikinci yarısından itibaren veteriner hekimlikte teknolojik ilerlemelerin artmasıyla birlikte hayvan protezleri daha sistematik ve bilimsel bir çerçevede ele alınmaya başlanmıştır. Özellikle 21. yüzyılda, bilgisayar destekli tasarım (CAD), 3D baskı, karbon fiber materyaller ve osseointegrasyon gibi ileri mühendislik tekniklerinin kullanımı sayesinde tür ve birey bazında özelleştirilmiş cihazların üretimi mümkün hâle gelmiştir (Carr ve ark. 2018, Arauz ve ark. 2021, Devci ve ark. 2022, de Souza ve ark. 2025).

Soket tabanlı ekzoprotez sistemleri, günümüzde özellikle köpeklerde en yaygın kullanılan ekstremite protez yöntemi olarak öne çıkmaktadır (Bachman ve ark. 2017, Carr ve ark. 2018). Güncel çalışmalar, teknolojik gelişmelerin de katkısıyla, bireye özel tasarlanan ekzoprotezlerin hem maliyetleri düşürdüğünü hem de hasta konforunu artırdığını ortaya koymaktadır (Mich 2014). Carr ve arkadaşlarının 2018 yılında 24 köpek ile gerçekleştirdiği çalışmada, uzuv amputasyonu sonrasında soketli ekzoprotez kullanımının etkinliği araştırılmış ve olumlu sonuçlar elde edilmiştir (Carr ve ark. 2018). Köpeklerin ekzoprotezlere adaptasyon süreçlerinin izlenebilirliği sayesinde bu yöntemin etkili bir tedavi alternatifi olduğu belirtilmektedir (Carr ve ark. 2018, Shiyad ve Malik 2019, Kastlunger 2020). Ancak kediler üzerine yapılan çalışmalar oldukça sınırlıdır (Mich ve Kaufmann 2018, Mendonça ve ark. 2023). Bu durum, veteriner ortopedi literatüründe kedilere yönelik daha fazla sayıda kontrollü klinik çalışmaya ihtiyaç olduğunu ortaya koymaktadır (Mich 2014, Mich ve Kaufmann 2018, Arauz ve ark. 2021, Mendonça ve ark. 2023).

Yine bu dönemde, ekstremite protezlerinin fonksiyonel etkinliğini değerlendiren bilimsel çalışmaların da sayıca arttığı görülmektedir (Arauz ve ark. 2021). Fitzpatrick ve arkadaşlarının dört köpek üzerinde ITAP (Intraosseous Transcutaneous Amputation Prosthesis) yöntemini denediği çalışma, kemiğe entegre sistemlerin veteriner tıpta kullanımına yönelik öncü bir nitelik taşımaktadır (Fitzpatrick ve ark. 2011) (Şekil 3). Benzer şekilde, Drygas ve arkadaşları, dört yaşında bir Sibiry kurdunda her iki arka bacağın ampute edilmesinden sonra transkutanöz tibial implant uygulayarak osseointegratif sistemleri başarıyla kullanmışlardır (Drygas ve ark. 2008).



Şekil 3. ITAP (Intraosseous Transcutaneous Amputation Prosthesis) uygulanan dört köpekte protez sonrası görünüm (Fitzpatrick ve ark. 2011).

Bu gelişmeleri destekleyen bir diğer dikkat çekici yayın, Panichi ve arkadaşlarının 2025 yılında yayımladıkları bir vaka raporudur. Bu çalışmada, 3D teknolojisi bilgisayar destekli sistemlerle entegre edilmiş ve kemiğe entegre bir protez tasarımı

gerçekleştirilmiştir (Panichi ve ark. 2025). Ancak, literatür taramaları sonucunda köpeklerde kemiğe entegre protezlere dair çok sayıda çalışmaya ulaşılrken, kediler (Şekil 4) üzerine yapılan araştırmaların oldukça sınırlı olduğu görülmektedir. Kedilere yönelik yayımlanmış osseointegre protez çalışması sayısı yalnızca iki ile sınırlıdır (Panichi ve ark. 2025). Bunlardan ilki, Farrel ve arkadaşlarının 2014 yılında iki kedide gerçekleştirdiği osseointegre protez uygulaması olup, bu konuda yapılan ilk örneklerden biri olarak kabul edilmektedir (Farrell ve ark. 2014). İkinci örnek ise, Mendonça ve arkadaşlarının 2023 yılında beş yaşındaki bir kediye bilateral endoprotez uygulamasını konu alan çalışmasıdır (Mendonça ve ark. 2023). Bu veriler, kedi ve köpeklerde protez uygulamalarının 21. yüzyılda önemli gelişmeler kaydettiğini; ancak özellikle kedilerde konuya yönelik daha fazla araştırma yapılmasına ihtiyaç olduğunu göstermektedir (Mendonça ve ark. 2023).

Sonuç olarak, veteriner ve insan tıbbında protezlerin tarihsel gelişimi ortak teknolojik temellere dayansa da, klinik uygulamalarda özgün farklılıklar göstermektedir (Mich ve Kaufmann 2018, Arauz ve ark. 2021).



Şekil 4. Osseointegre protez uygulaması yapılan bir kedide ameliyat sonrası görünüm (Farrell ve ark. 2014).

2.2. Kedi ve Köpeklerde Kullanılan Ekstremitte Protez Tipleri

Kedi ve köpeklerde ampute edilen ekstremitenin geri kazandırılması oldukça zorlu bir süreçtir. Modern cerrahi ilerlemeler ve protez tasarım teknolojilerindeki yenilikler, bu zorlu sürece çözüm bulmada önemli gelişmeler sağlamaktadır (Arauz ve ark. 2021, Deveci ve ark. 2022). Veteriner hekimlerin protez seçiminde doğru ve sistematik bir karar süreci izleyebilmeleri, protezlerin tasarımı, üretimi ve biyomekanik özelliklerinin iyi anlaşılmasını gerektirmektedir. Bu kapsamda mevcut literatürde söz konusu süreçleri ele alan çok sayıda çalışma bulunmaktadır. Bu çalışmalar, uygun protez seçiminin bilimsel temellere dayandırılmasına katkı sağlamaktadır (Fitzpatrick ve ark. 2011, Mich ve Kaufmann 2018, Park ve ark. 2018, Shiyad ve Malik 2019, Arauz ve ark. 2021, de Souza ve ark. 2025).

Günümüzde kedi ve köpeklerde ekstremite protez tiplerinin doğru seçimi hayati önem taşımaktadır (Fitzpatrick ve ark. 2011, Mich ve Kaufmann 2018). Kedi ve köpeklerde kullanılan ekstremite protezleri başlıca iki ana grupta sınıflandırılabilir:

- Ekzoprotezler
- Endo-ekzoprotezler

(Horn 2014, Bachman ve ark. 2017, Carr ve ark. 2018, Kastlunger 2020, Arauz ve ark. 2021, de Souza ve ark. 2025)

2.2.1. Ekzoprotez sistemleri

Veteriner ortopedi pratiğinde, amputasyon sonrası ekstremite fonksiyonunun yeniden kazandırılması amacıyla ekzoprotez kullanımına sıklıkla başvurulduğu belirtilmektedir (Bachman ve ark. 2017). Ekzoprotezler, hayvan vücudunun dışında konumlanan ve bir soket ile süspansiyon sistemleri yardımıyla güdüğe tutturulan protez türleri olarak tanımlanmıştır (Mich ve Kaufmann 2018). Bu protezler; soket (kupa), astar (liner), süspansiyon sistemi ve şok emici pilon olmak üzere dört temel bileşenden oluşmaktadır. “Soket protezi” ya da “ekzoprotez” olarak da adlandırılan bu sistemlerin, yumuşak yastıklı bir soket formunda tasarlanarak amputasyon seviyesine uyum sağlayacak şekilde şekillendirildiği bilinmektedir. Şekil 5’de, tipik bir arka uzuv ekzoprotezi şematik olarak sunulmuş ve protezin soket, astar, kayışlı süspansiyon sistemi ile şok emici pilon gibi ana unsurları gösterilmektedir (Arauz ve ark. 2021).

2.2.1.1. Bağlantı şekilleri:

Soket sistemi:

Protezin temel elemanı olan soket, insan protezlerine benzer şekilde güdük ile protez arasında stabilite, yük iletimi, konfor ve etkili hareket kontrolü sağlamaktadır (Bachman ve ark. 2017, Arauz ve ark. 2021, de Souza ve ark. 2025). Soket tasarımı, güdükteki yumuşak dokuların basınca ve tekrarlayan kuvvetlere karşı toleransını dikkate almalıdır (Richardson ve Vozzola 2008). Güdük anatomisi ve yumuşak doku biyomekaniği hakkında doğru bilgi, dokuya zarar vermeden kuvvetleri daha verimli aktaran soket tasarımlarına olanak sağlamaktadır (Paternò ve ark. 2018). Veteriner tıpta, saçlı derinin varlığı nedeniyle vakumlu veya emişli soketlerin kullanımı zordur; bu durum süspansiyon konusunda zorluklar yaratmaktadır (Carr ve ark. 2018, Arauz ve ark. 2021, Wendland ve ark. 2023, de Souza ve ark. 2025).

Soketler genellikle hafif plastiklerden (örneğin düşük sıcaklık termoplastik – LTTP [low temperature thermoplastic] veya termoset laminat plastik) ve şok emici malzemelerle (örneğin jel veya kapalı hücreli köpükler) iç astarlı olarak yapılmaktadır (Girish 2022, Bachman ve ark. 2017).



Şekil 5. Ekzoprotezlerin şematik gösterimi: (a) soket, (b) astar, (c) süspansiyon kayışı, (d) şok emici pilon (Arauz ve ark. 2021).

Astar (Liner):

Güdüğü rahat ve yumuşak bir malzemeye desteklemek için kullanılmaktadır. Köpük, kauçuk, silikon, silikon jeller, elastomerler, üretanlar, elastik polimerler ve neopren gibi çeşitli malzemelerden yapılmaktadırlar (Arauz ve ark. 2021). İnsan protezlerinde silikon astarların kullanımı, cilt tahrişini ve ağrıyı azaltma, konforu artırma ve soket-güdük uyumunu iyileştirme gibi avantajlar sunmaktadır (Phillips ve ark. 2017, Wendland ve ark. 2023). Daha düşük sıkıştırma sertliğine sahip bir astar, zayıf bir güdüğe sahip köpeklerde daha iyi dolgu ve uyum sağlayabilirken; daha yüksek sıkıştırma sertliğine sahip bir astar, iri yapılı köpeklerde protez kontrolünü iyileştirebilmektedir (Carr ve ark. 2018, Arauz ve ark. 2021).

Süspansiyon Sistemleri:

Soketi pozisyonda tutmak için kullanılmaktadır. Ticari olarak mevcut süspansiyon sistemleri arasında soketin kendiliğinden süspansiyonu (güdüğün anatomik geometrisini kullanarak, bazen diz eklemini tehlikeye atarak), emme süspansiyonu (jel süspansiyon astarından yapılmış emişli soket tasarımı) ve süspansiyon kayışları (kemerler, kolluklar, manşetler, kayışlar ve takozlar dâhil) bulunmaktadır (Arauz ve ark. 2021). İyi bir protez süspansiyon sisteminin sağlanması, fonksiyonel verimlilik ve konfor seviyeleriyle güçlü bir

şekilde ilişkilidir (Gholizadeh ve ark. 2014, Phillips ve ark. 2017, Carr ve ark. 2018, Arauz ve ark. 2021).

Şok Emici Pilon:

Yüksek etkili aktiviteler sırasında oluşan şok kuvvetlerini azaltmak için tasarlanmış bir protez elemanıdır (Arauz ve ark. 2021). Genellikle ampute uzuv seviyesine göre ayarlanır. Örneğin, transtibial amputasyonu olan bir köpekte, şok emici pilon tipik olarak protezin tibial ve pati kısımlarına takılır (Arauz ve ark. 2021, Wendland ve ark. 2023).

2.2.1.2. Malzeme Türleri

Soket ve Astar İçin:

Polietilen (daha yumuşak ve esnek), polipropilen (rijit yapı) ve silikon (yastıklama ve sürtünmeyi azaltma) en yaygın kullanılan termoplastiklerdendir (Bachman ve ark. 2017). Termoplastikler, kalıplanabilirlikleri ve mekanik özellikleri nedeniyle protez uygulamaları için idealdir (Richardson ve Vozzola 2008, Girish 2022, Bachman ve ark. 2017).

Pilon için

Paslanmaz çelik, titanyum ve alüminyum gibi metaller kullanılmaktadır (Richardson ve Vozzola 2008). Titanyum, alüminyumdan daha hafif ancak daha pahalıdır (Bachman ve ark. 2017). Paslanmaz çelik ise hem titanyum hem de alüminyumdan daha ağır ve güçlüdür; ancak ağırlığı nedeniyle genellikle protezin yalnızca yüksek mukavemet gerektiren küçük bileşenlerinde kullanılmaktadır (Bachman ve ark. 2017, Arauz ve ark. 2021).

Karbon fiber, hafif pilon üretimi amacıyla araştırılmış olup, yapılan çalışmalarda bu materyalin düşük ağırlığı ve yeterli dayanıklılığı nedeniyle özellikle küçük ve orta ırk hayvanlarda kullanıma uygun olduğu bildirilmiştir. Ancak daha büyük ve ağır hayvanlarda alüminyumun daha güçlü bir seçenek olduğu belirtilmiştir (Girish 2022). Bir diğer çalışmada, alüminyum U-kanallar ve içi boş borular ile paslanmaz çelik yayların, maliyet etkinliği ve iyi fonksiyonel sonuçlar sağlamak amacıyla kullanıldığı bildirilmektedir (Shiyad ve Malik 2019, Arauz ve ark. 2021).

3D Yazdırılmış parçalar:

Polilaktik asit (PLA), ABS (akrilonitril bütadiyen stiren) plastik ve termoplastik poliüretan (TPU) gibi malzemeler kullanılarak hasta spesifik protezler üretilebilmektedir

(Timercan ve ark. 2019, Arauz ve ark. 2021, de Souza ve ark. 2025). 3D baskının benzersiz avantajları arasında nispeten düşük maliyet, kişiye özel üretim, geleneksel protezlere kıyasla daha kısa üretim süresi ve daha yüksek konfor düzeyi bulunmaktadır (Dodziuk 2016, Rybicki ve Grant 2017, Arauz ve ark. 2021).

2.2.1.3. Ekzoprotezlerin avantajları ve dezavantajları

Avantajlar:

Ekzoprotezlerin cerrahi operasyon gerektirmemesi, iyileşme süresinin kısılmasına ve operasyon sonrası komplikasyon risklerinin azalmasına katkı sağlamaktadır (Bachman ve ark. 2017, Arauz ve ark. 2021). Ayrıca, amputasyon bölgesinde hassasiyetin tamamen ortadan kalktığı vakalarda, egzoprotezlerin güvenli bir şekilde uygulanabildiği rapor edilmektedir (Carr ve ark. 2018, Wendland ve ark. 2023).

Özelleştirilebilirlik ve maliyetin düşük olması, egzoprotezlerin öne çıkan avantajları arasında yer almaktadır (Arauz ve ark. 2021, de Souza ve ark. 2025). Özellikle 3D baskı teknolojisinin kullanımıyla, hayvanlardaki uzuv morfolojilerinin çeşitliliği dikkate alınarak hasta spesifik protezlerin düşük maliyetle ve kısa sürede üretilebildiği bildirilmektedir (Timercan ve ark. 2019, Arauz ve ark. 2021, de Souza ve ark. 2025). Polilaktik asit (PLA) gibi 3D baskı malzemeleri sayesinde, hafiflik, dayanıklılık ve ekonomik üretim dengesi başarıyla sağlanabilmektedir (Dodziuk 2016, Rybicki ve Grant 2017, Arauz ve ark. 2021).

Ekzoprotezlerin bakımının ve temizliğinin görece kolay olduğu, bu sayede hayvan sahiplerinin kullanım ve hijyen açısından avantaj elde ettikleri belirtilmektedir (Bachman ve ark. 2017, Arauz ve ark. 2021). Protezin pamuklu bir çorap yardımıyla güdüğe giydirilmesi ve sıkıştırma bandajıyla sabitlenmesiyle yeterli uyum sağlanabilmektedir (Arauz ve ark. 2021). Bu uygulama, protezin kolay takılıp çıkarılmasına olanak tanımakta, hayvanın istirahat ya da iyileşme dönemlerinde protezsiz kalabilmesine imkân vermektedir (Carr ve ark. 2018, Arauz ve ark. 2021).

Dezavantajlar:

Ekzoprotezlerin kullanımıyla ilişkili çeşitli zorluklar ve sınırlamalar olduğu bildirilmektedir (Bachman ve ark. 2017, Arauz ve ark. 2021). En yaygın komplikasyonlardan biri, güdük-soket arayüzünde meydana gelen sorunlardır. Sürtünme, aşırı terleme, cilt tahrişi, ağrı, basınç ülserleri ve “pistonlama” olarak adlandırılan güdüğün protez içerisinde yukarı-aşağı hareketi gibi istenmeyen durumların gelişebildiği rapor edilmektedir (Gholizadeh ve ark. 2014, Phillips ve ark. 2017, Arauz ve ark. 2021). Bu tür

sorunlar, hayvanın protezi reddetmesine veya sürekli rahatsızlık hissetmesine neden olabilmektedir (Bachman ve ark. 2017, Arauz ve ark. 2021). Özellikle yumuşak doku hassasiyeti olan, cilt grefti geçmişi bulunan veya kalıcı ülserasyonlara sahip vakalarda ekzoprotez uygulamalarının sınırlı başarı sağladığı belirtilmektedir (Gholizadeh ve ark. 2014, Wendland ve ark. 2023).

Fonksiyonel kontrol eksikliği de önemli bir sınırlama olarak tanımlanmaktadır (Arauz ve ark. 2021). Geleneksel soket protezlerinin, osseointegrasyon protezlerinde görülen vibrotaktil ve basınç geri bildirimini sağlamadığı ifade edilmiştir (Bachman ve ark. 2017). Bu eksiklik, hayvanın protez uzvu “hissetmesini” engellemekte ve doğal hareketlerin kontrolünü sınırlamakta olduğu belirtilmektedir (Gholizadeh ve ark. 2014, Phillips ve ark. 2017).

Askılama sorunları da ekzoprotez kullanımında karşılaşılan diğer önemli dezavantajlar arasında yer almaktadır. Protezin güdüğe tam olarak oturmaması veya uygun bir süspansiyon sisteminin sağlanamaması durumlarında protezin yerinden çıkabileceği veya düşebileceği rapor edilmektedir (Carr ve ark. 2018, Arauz ve ark. 2021). Bu durum, protezin fonksiyonel verimini düşürmekte ve hayvanın hareketliliğini olumsuz etkileyebilmektedir (Arauz ve ark. 2021).

Her hayvan, protezi kolaylıkla kabul etmeyebilir; proteze adaptasyon süreci bireysel farklılıklar gösterebilmektedir (Bachman ve ark. 2017, Phillips ve ark. 2017). Bazı hayvanların protezi takmaya isteksiz olduğu ya da kullanım sırasında huzursuzluk gösterdiği bildirilmektedir (Carr ve ark. 2018). Bu durumun, sahiplerin sabırlı olmasını ve uzun süreli bir adaptasyon sürecine hazırlıklı olmasını gerektirmekte olduğu belirtilmektedir (Arauz ve ark. 2021).

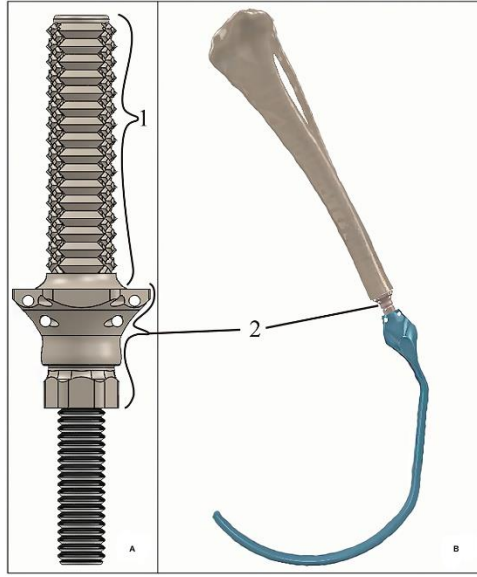
Çok kısa güdüğe sahip hayvanlarda ekzoprotezin sabitlenmesi ve mekanik stabilitenin sağlanmasının güç olduğu, bu durumun ise protezin etkinliğini sınırlayabileceği rapor edilmektedir (Arauz ve ark. 2021, Wendland ve ark. 2023).

2.2.2. Endo-Ekzoprotez sistemleri

Amputasyon sonrası ekstremitenin işlevinin yeniden kazandırılması amacıyla geliştirilen protez sistemlerinden bir diğeri de endo-ekzoprotez sistemleridir (Mich ve Kaufmann 2018, Arauz ve ark. 2021). Gelişen biyomalzeme teknolojileri ve üç boyutlu üretim teknikleri, ekstremitenin kaybı yaşayan hayvanlarda fonksiyonel bir uzuv kullanımını mümkün kılan endo-ekzoprotez uygulamalarını ön plana çıkarmıştır (Drygas ve ark. 2008,

Fitzpatrick ve ark. 2011, Bates ve ark. 2020). Bu tür protez sistemlerinin temelini, implant ile kemik dokusu arasında doğrudan ve uzun süreli bir biyomekanik bağlantının kurulmasını sağlayan osseointegrasyon süreci oluşturmaktadır (Pitkin 2013). Osseointegre protez sistemleri temelde Şekil 6'de gösterilen intramedüller bileşen, perkütan fikstür (abutment/flanş) ve ekzoprotezden oluşur (Arauz ve ark. 2021, Mendaza-DeCal ve ark. 2022). Geleneksel soketli protezlerde sık karşılaşılan sorunlar (deri irritasyonu, güdük yaraları ve protez reddi), osseointegrasyon teknolojilerinin geliştirilmesine zemin hazırlamıştır (Arauz ve ark. 2021). Bu teknikte, intramedüller kanala yerleştirilen titanyum implant, mekanik yükü doğrudan kemik yapısına aktarır. Böylece protez stabilitesi artarken, yumuşak doku komplikasyonları azalır (Arauz ve ark. 2021, Giusto ve ark. 2022).

Endo-ekzo protez sistemlerinden Intraosseous Transcutaneous Amputation Prosthesis (ITAP) sistemleri, veteriner literatürde özellikle distal tibia ve radius amputasyonlarında uygulanmış; uzun dönem fonksiyonel iyileşmeler bildirilmiştir (Fitzpatrick ve ark. 2011, Bachman ve ark. 2017, Kneringer ve Schnabl-Feichter 2024).



Şekil 6. (A) Tibial bir endoprotezin üç boyutlu işlenmiş modeli. (B) Tibiaya yerleştirilen ekzo-endoprotezin üç boyutlu işlenmiş düzeneği. Burada 1 kemik içine yerleştirilen gövdeyi, 2 protez sisteminin flanş (abutment)'ını, mavi parça ise implanta takılıp çıkarılabilen ekzoprotezi temsil etmektedir (Mendaza-DeCal ark. 2022).

2.2.2.1. Endoprotezler (intramedüller bileşenler)

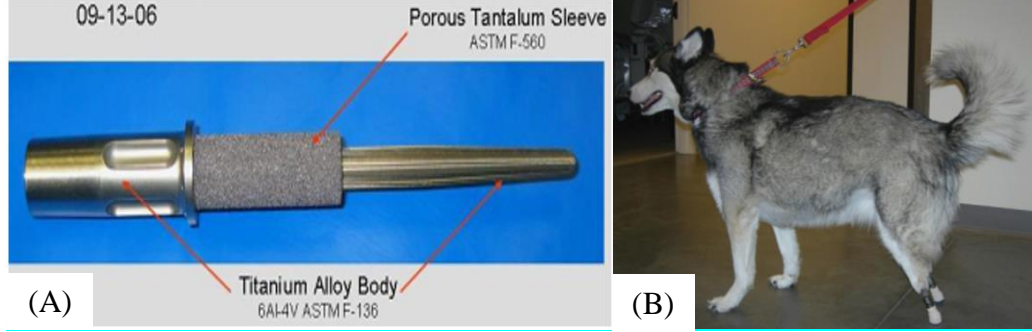
Bu kısım, kısmi amputasyon sonrası kalan uzuv kemiğinin içine implante edilmekte ve kemikle doğrudan entegrasyon (osseointegrasyon) sağlamaktadır (Bachman ve ark. 2017, Prochor 2017, Bates ve ark. 2020, Arauz ve ark. 2021, Giusto ve ark. 2022, Mendaza-DeCal ark. 2022). Endoprotezde materyal seçimi, osseointegrasyon yeteneği, mekanik mukavemet ve yorulma dayanımı açısından hayati önem taşıdığı bildirilmektedir (Pitkin 2013, Prochor 2017, Giusto ve ark. 2022).

Endoprotez üretiminde kullanılan materyaller

•Titanyum ve Alaşımları (özellikle Ti6Al4V):

Osseointegrasyonlu implantlarda en yaygın kullanılan materyaldir (Arauz ve ark. 2021). Titanyumun biyolojik uyumluluğu (biyo-inertlik), vücut tarafından iyi tolere edilmesini ve immünolojik bir reaksiyona neden olmamasını sağlar (Hoellwarth ve ark. 2022). Ti-6Al-4V tozu gibi biyolojik olarak uyumlu metal malzemelerden üç boyutlu baskı teknolojisiyle üretilen implantlar, hastanın bireysel anatomisine mükemmel uyum sağlayacak şekilde tasarlanabilir (Popov Jr ve ark. 2019, Séguin ve ark. 2020, Deveci ve ark. 2022). Özellikle %6 alüminyum ve %4 vanadyum içeren titanyum alaşımı (Ti6Al4V) (Şekil 7), yüksek çekme mukavemeti (yaklaşık 950 MPa), korozyon direnci ve mekanik strese karşı dayanıklılığı ile öne çıkmaktadır (Drygas ve ark. 2008, Timercan ve ark. 2019, Hoellwarth ve ark. 2022). Ayrıca düşük sertliği ve hafif yapısı, kemikle olan stres

transferini optimize etmeye yardımcı olmaktadır (Timercan ve ark. 2019). İmplantın sertliğinin 25 ila 50 GPa arasında değişen bir elastikiyet modülüne sahip olması, kemik modülüne yakınlığı sayesinde stres dağılımını iyileştirerek kemiğe daha iyi uyum sağlayabilmesi hedeflenmektedir (Timercan ve ark. 2019, Hoellwarth ve ark. 2022).



Şekil 7. (A) Gözenekli tantalum kaplamalı titanyum alaşımlı (Ti6Al4V) endoprotezin yapısal görünümü. (B) Aynı materyal kullanılarak üretilen protez implantının, cerrahi operasyon sonrası sekizinci ayda fonksiyonel olarak kullanılan bir köpekteki görünümü(Drygas ve ark. 2008)

•Gözenekli tantal (porous tantalum):

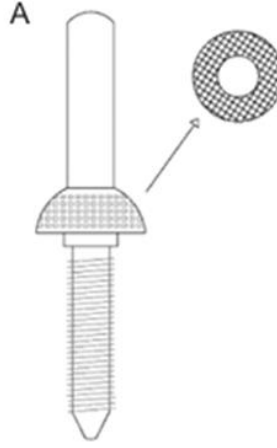
Bazı tasarımlarda, özellikle kemik içine büyümenin teşvik edilmesi amacıyla gözenekli tantal da kullanılmaktadır (Şekil 7) (Drygas ve ark. 2008, Arauz ve ark. 2021, Pitkin 2013). Bu materyal, %80'e varan yüksek gözenekliliği sayesinde trabeküler kemik yapısını taklit eder (Drygas ve ark. 2008, Pitkin 2013, Carraro ve Bagno 2023). Osteokondüktif (kemik büyümesini destekleyici) özelliklere sahip olduğu kanıtlanmış olup, kemik ve yumuşak doku içe büyümesi için ideal bir iskele görevi görmektedir (Drygas ve ark. 2008, Pitkin 2013). Gözenekli tantalın mekanik özellikleri sübkondral kemiğe benzerdir, bu da daha fizyolojik bir yük taşıma sağlar (Drygas ve ark. 2008, Pitkin 2013, Mendaza-DeCal ve ark. 2022).

Endoprotezlerde kullanılan biyomimetik tasarımlar

•Gözenekli flanşlar (biyomimetik yapılar)

Özellikle Intraosseöz Transkutan Amputasyon Protezi (ITAP) sistemi gibi tasarımlarda, implantın deriden geçtiği bölgede delikli, şemsiye şeklinde flanşlar bulunur (Fitzpatrick ve ark. 2011). Bu flanşlar, geyik boynuzu gibi biyolojik yapılardan ilham alınarak tasarlanmıştır ve pedikül kemiğinin üç boyutlu (3D) gözenekli yapısını taklit eder (Şekil 8) (Giusto ve ark. 2022). Amaç, dermal doku içe büyümesi için geniş bir yüzey alanı sağlayarak epitel büyümesini engellemek ve dolayısıyla enfeksiyon riskini azaltmaktır (Banks ve Newbrey 1983, Pendegrass ve ark. 2006, Fitzpatrick ve ark. 2011). Elena Giusto

ve ark. (2022) yılında yaptıkları bir çalışmada, katmanlı üretim (AM) tekniği ile üretilmiş 700–1250 µm gözenek boyutlarına sahip hidroksiapatit kaplamalı gözenekli flanşların, mükemmel seviyede dermal yapışma ve doku içinde vaskülarizasyon sağladığı rapor edilmiştir (Giusto ve ark. 2022).



Şekil 8. Gözenekli üç boyutlu flanşa sahip bir ITAP protez sistemi örneği (Giusto ve ark. 2022).

Perkütan fikstür (abutment/flanş):

Deriden dışarı çıkan ve intramedüller bileşeni dış proteze bağlayan perkütan fikstür, enfeksiyon riskini minimize etme ve yumuşak doku entegrasyonunu sağlama açısından benzersiz zorluklar barındırır (Prochor 2017, Bates ve ark. 2020, Arauz ve ark. 2021, Giusto ve ark. 2022, Mendaza-DeCal ve ark. 2022). Bu bileşenin tasarımı ve materyali, deri ve implant arayüzünde sağlıklı bir bariyer oluşturmayı hedefler (Prochor 2017, Arauz ve ark. 2021, Mendaza-DeCal ve ark. 2022). Titanyum alaşımı (Ti6Al4V): İntramedüller bileşende olduğu gibi, perkütan fikstür de genellikle biyoyumlu ve korozyona dayanıklı Ti6Al4V alaşımından yapılır (Timercan ve ark. 2019, Hoellwarth ve ark. 2022).

Endoprotezlerin yüzey kaplamaları

Yapılan çalışmalarda, enfeksiyon riskini azaltmak ve biyoyumluluğu artırmak amacıyla çeşitli yüzey kaplamaların uygulanabileceği belirtilmektedir (Drygas ve ark. 2008, Fitzpatrick ve ark. 2011, Giusto ve ark. 2022).

•Hidroksiapatit (HA) kaplama:

Bazı sistemlerde flanş ve kök tabanının HA ile kaplanması, hem kemik hem de deri entegrasyonunu geliştirmek için kullanılır (Fitzpatrick ve ark. 2011). Aynı zamanda HA ile flanş kaplanmasının, deri yapışmasını artırarak enfeksiyon riskini azalttığı bildirilmektedir

(Fitzpatrick ve ark. 2011, Giusto ve ark. 2022). İmplant gövdesi üzerinde kemik entegrasyonunu teşvik etmek için hidroksiapatit (HA) kaplamaların yaygın olarak kullanıldığı belirtilmektedir (Fitzpatrick ve ark. 2011, Kneringer ve Schnabl-Feichter 2024). HA, kemiğin doğal mineral bileşeni olduğundan, kemik hücrelerinin implant yüzeyine daha hızlı ve güçlü bir şekilde bağlanmasını sağlar; böylece osseointegrasyon sürecini hızlandırır ve güçlendirir (Fitzpatrick ve ark. 2011, Giusto ve ark. 2022). Bu kaplama, özellikle titanyum yüzeylere plazma püskürtme yöntemiyle uygulanır (Fitzpatrick ve ark. 2011).

•**Elmas benzeri karbon kaplama:**

Bakteriyel adhezyonu minimize etmek için dışa uzanan parçalara elmas benzeri karbon kaplama yapılabileceği rapor edilmiştir (Liu ve ark. 2008, Fitzpatrick ve ark. 2011).

•**Polyzene F kaplama:**

Biyouyumluluğu artırma, doku büyümesini teşvik etme, trombozu önleme, bakteriyel enfeksiyona direnme ve anti-inflamatuar özellikler sağlama potansiyeline sahiptir (Zeifang ve ark. 2006, Drygas ve ark. 2008).

2.2.2.2. Ekzoprotezler

Protez sisteminin bu parçası, hastanın yer ile temas etmesini sağlayan ve perkütan fikstüre bağlanan harici yapay uzuvdur (Şekil 6) (Bachman ve ark. 2017, Prochor 2017, Arauz ve ark. 2021, Mendaza-DeCal ve ark. 2022).

Poliüretan Köpük: Yumuşak bir görünüm sağlar ve cilt gibi görünecek şekilde boyanabilir. Ayrıca iyi tutuş ve yay benzeri bir hareket sağlar (Girish 2022, Bachman ve ark. 2017).

Yüksek Sıcaklık Termoplastığı (HTTP): Yuvarlak rocker taban yapmak için kullanılır (Girish 2022)

Kauçuk: Şok emilimi ve kaymayı önleyici özellikler için PETG (Polietilen Tereftalat Glikol) ile 3D baskılı protezlere dahil edilmiştir (Fitzpatrick ve ark. 2011, Kneringer ve Schnabl-Feichter 2024).

Delrin™ (polioksümetilen): Yüksek mekanik dayanım ve düşük sürtünme katsayısına sahip bir mühendislik termoplastığıdır. Protez uygulamalarında, özellikle yarı kısıtlı çok yönlü ayak bileşenlerinde hareket stabilitesi ve dayanıklılığı artırmak amacıyla kullanılmıştır (Fitzpatrick ve ark. 2011).

Mikro Hücresel Kauçuk (MCR): Platformun tabanına yapıştırılarak iyi tutuş ve yay hareketi sağlamaktadır (Girish 2022, Bachman ve ark. 2017, Kneringer ve Schnabl-Feichter 2024).

Naylon Kopolimer: Bükülme testlerinde kırılma yaşamayan esnekliği nedeniyle tercih edilen bir malzeme olmaktadır (Girish 2022, Bachman ve ark. 2017).

Akrilnitril Bütadien Stiren (ABS) Plastik: 3D baskı için kullanılan malzemelerden biridir. Kesme kılavuzlarının üretiminde kullanılmaktadır (Bachman ve ark. 2017, Timercan ve ark. 2019, Séguin ve ark. 2020).

2.3. Protez Tasarım ve Üretim Süreci

Veteriner cerrahide hasta-özel protezlerin tasarım ve uygulanma süreci, üç boyutlu (3B) yazıcı teknolojisinin entegrasyonu ile önemli bir ilerleme kaydetmektedir; cerrahi planlamadan uzun dönemli takip süreçlerine kadar kişiselleştirilmiş çözümler sunulmasına imkân tanımaktadır (Deveci ve ark. 2022). Bu durum, her hastanın özgün anatomik ve patolojik özelliklerine uyumlu çözümler geliştirilmesini (Popov ve ark. 2019), karmaşık klinik problemlere ya da onkolojik vakalarda etkili tedavi seçenekleri sunulmasını ve aynı zamanda hastanın uzun dönem fonksiyonel sonuçlarını ve yaşam kalitesini artırmaktadır (Deveci ve ark. 2022).

Bütün bunların yanında, 3B yazıcı teknolojisinin kullanımı pre-operatif süreçte materyal seçimi ve implantların şekillendirilmesiyle intraoperatif değişkenliği azaltmakta ve fiksasyon başarısını artırmaktadır (Deveci ve ark. 2022).

2.3.1. Tasarım

Bilgisayar destekli tasarım (CAD) ve sanal cerrahi planlama (VSP) yazılımları, kemiklerin üç boyutlu olarak görselleştirilmesine, rezeksiyon sınırlarının hassas biçimde tanımlanmasına ve implantların en uygun şekilde konumlandırılmasına olanak tanımaktadır (Panichi ve ark. 2025).

Bu sürecin temelini, yüksek doğrulukla elde edilen görüntüleme ve modelleme oluşturmaktadır. Bilgisayarlı tomografi (BT) veya manyetik rezonans (MR) görüntüleme ile elde edilen kesitsel veriler, DICOM formatında üç boyutlu sanal modellere dönüştürülmekte ve bu modeller CAD yazılımları ile uyumlu STL formatına çevrilerek implant veya cerrahi kılavuz tasarımlarında kullanılmaktadır (Deveci ve ark. 2022). Bu dijital modeller sayesinde tüm cerrahi süreç sanal ortamda simüle edilmekte ve optimal

sonuçların sağlanması için ameliyat öncesinde test edilebilmektedir (Panichi ve ark. 2025). Prototipleme aşamasında, üç boyutlu yazıcı ile üretilen deneme modelleri ölçüm doğruluğunun test edilmesi, protezin fiksasyonunun değerlendirilmesi ve hastaya uyumunun incelenmesi açısından kritik bir rol oynamaktadır (de Souza ve ark. 2025). Yapılan çalışmalar, 3B yazıcı ile üretilen kemik biyomodellerinin gerçek kemik yapıları ile yüksek uyum gösterdiğini ortaya koymakta; bu nedenle preoperatif planlamada güvenilir araçlar olarak kullanılabilceğini belirtmektedir (Deveci ve ark. 2022). Ayrıca hastaya özgü kesme ve delme kılavuzlarının tasarlanması, cerrahi aletlerin pozisyon ve açı hassasiyetini artırarak operasyon başarısına katkı sağlamaktadır (Panichi ve ark. 2025).

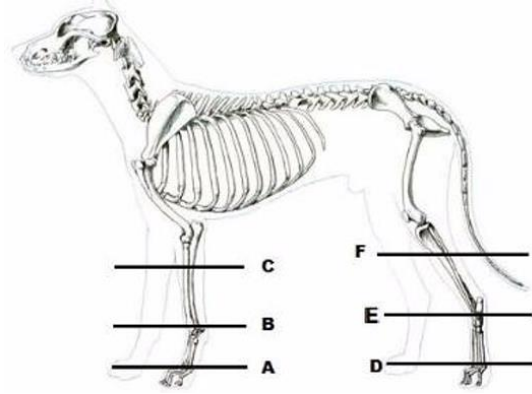
2.3.2. Üretim

Katmanlı üretim prensibine dayalı üç boyutlu (3B) yazıcı teknolojisi, kesme veya delme gibi geleneksel yöntemlere ihtiyaç duymadan fiziksel modellerin üretilmesini sağlamaktadır. Gerçekçi, ekonomik ve kontaminasyon riski düşük biyomodellerin üretimi sayesinde bu teknoloji veteriner hekimlikte hızla yaygınlaşmış ve basit cerrahi araçlardan hasta-özel implantlara kadar geniş bir yelpazede kullanılmaya başlanmıştır (Deveci ve ark. 2022, Popov ve ark. 2019). Uygulamaya göre farklı materyaller tercih edilmektedir. İmplant dışı ürünlerde polilaktik asit (PLA), poliamid (PA), polikarbonat (PC) ve akrilonitril bütadien stiren (ABS) yaygın kullanılmakta; PLA ise düşük maliyet, biyoyumluluk ve yenilenebilir kaynaklı yapısı sayesinde sıklıkla ekzo-protezlerde tercih edilmektedir (de Souza ve ark. 2025). Tıbbi implantlarda ise biyopolimerler, biyoseramikler, biyocamlar ve özellikle titanyum alaşımları (ör. Ti-6Al-4V) öne çıkmaktadır. Bu materyallerin yüksek mekanik dayanıklılık ve biyoyumluluk sağlaması, osseointegrasyonu desteklemesi ve uzun dönem başarıya katkısı bilinmektedir (Panichi ve ark. 2025, Popov ve ark. 2019). Elektron ışını ergitme (EBM) ve seçici lazer ergitme (SLM) gibi ileri üretim teknikleri, gözenekli ve katı bölgeler içeren karmaşık implantların üretilmesine olanak tanıyarak kemik dokusu ile entegrasyonu desteklemektedir (Popov ve ark. 2019). Baskı sonrası cilalama ve vida yuvalarının işlenmesi gibi ek işlemler implantların fonksiyonelliğini artırsa da metal implantların maliyeti hâlâ yüksek olup, üretim süreçlerinin standardizasyonu ve kalite kontrol mekanizmalarının geliştirilmesiyle daha güvenilir ve ekonomik hale gelmeleri beklenmektedir (Deveci ve ark. 2022, Neussl ve ark. 2025).

2.4. Cerrahi Teknikler ve Amputasyon Seviyeleri

Amputasyonun yalnızca yaşam kurtarıcı bir operasyon olmadığı, aynı zamanda

hayvanın postoperatif yaşam kalitesini doğrudan belirleyen bir girişim olduğu vurgulanmaktadır (Fitzpatrick ve ark.2011, Mich ve Kaufmann 2018). Modern yaklaşımlar, uzvun tamamının kaybını engellemeye yönelik fonksiyonel güdük korunması ve protez kullanımına uygun seviyelerin planlanması üzerine odaklanmaktadır (Fitzpatrick ve ark. 2011, Girish 2022). Amputasyon seviye diyagramı Şekil 9’da gösterilmektedir (Carr ve ark. 2018).



Şekil 9. Amputasyon seviye diyagramı. A, B ve C ön ekstremiteye ait amputasyon seviyelerini; D, E ve F ise arka ekstremiteye ait amputasyon seviyelerini göstermektedir (Carr ve ark. 2018).

2.4.1. Kemik rezeksiyonları ve proteze uygun amputasyon planlaması

Protez uygulamasına yönelik amputasyon planlaması, son yıllarda gelişen biyomedikal teknolojiler sayesinde önemli ölçüde değişmiştir. Amacın yalnızca hastalıklı dokunun uzaklaştırılması değil, aynı zamanda mekanik stabiliteyi, yük taşıma kapasitesini ve yumuşak doku örtüsünü koruyacak cerrahi bir strateji geliştirmek olduğu vurgulanmaktadır (Fitzpatrick ve ark. 2011, Mich ve Kaufmann 2018, Arauz ve ark. 2021, Goh ve James 2025). Ayrıca sanal cerrahi planlama (Virtual Surgical Planning, VSP) ve hastaya özel kesme kılavuzları (Patient-Specific Guides, PSGs) cerrahi doğruluğu artırmakta, operasyon süresini kısaltmakta ve intraoperatif komplikasyonları azaltmaktadır (Drygas ve ark. 2008, Goh ve James 2025).

2.4.2. Proteze uygun amputasyon seviyeleri

Amputasyon sonrası protez uygulamalarının başarılı olabilmesi için yeterli kemik segmentinin korunması kritik öneme sahiptir. Literatürde, soketli protezler için radius/ulna veya tibia/fibula'nın en az %50'sinin korunmasının gerekli olduğu belirtilmiştir (Mich ve Kaufmann 2018, Wendland ve ark. 2023).

Uygun seviyeler şunlardır:

- Distal radial metafiz
- Orta radial diyafiz
- Tarsometatarsal eklem
- Orta ve distal metakarpus

Özellikle transtibial ve transradial amputasyonlarda kemiğin distal üçte birlik bölgesi, protez stabilitesi açısından en avantajlı seviyeler olarak bildirilmektedir (Girish 2022).

2.4.2.1. Eklem disartikülasyonları

Disartikülasyon, uzvun eklem seviyesinden tamamen çıkarılmasıyla gerçekleştirilen bir amputasyon yöntemi olarak tanımlanmaktadır (Girish 2022).

•Yüksek seviyeli disartikülasyonlar:

Torasik uzuvda: Skapulektomi veya skapulohumeral eklemden disartikülasyon (Weigel 1993, Séguin ve Weigel 2012, Weigel 2020).

Pelvik uzuvda: Coxofemoral disartikülasyon veya femoral diyafizden osteotomi (Weigel 1993, Séguin ve Weigel 2012, Weigel 2020).

•Proteze yönelik subtotal disartikülasyonlar:

Ön uzuv: Radiokarpal, interkarpal veya karpometakarpal disartikülasyon (Weigel 1993, Séguin ve Weigel 2012, Weigel 2020).

Arka uzuv: Tarsokrural, intertarsal veya tarsometatarsal disartikülasyon (Weigel 1993, Séguin ve Weigel 2012, Weigel 2020).

Bu tekniklerde amaç yalnızca uzvu uzaklaştırmak değil, aynı zamanda güdüğün yük taşıyıcı bir yüzey oluşturmasını sağlamaktır (Séguin ve Weigel 2012, Girish 2022). Nitekim, tarsal protezlerde süspansiyon noktası olarak görev görmekte, humeral kondiller ise protezin stabilizasyonuna katkı sağlamaktadır (Girish 2022, Kneringer ve Schnabl-Feichter 2024).

2.4.2.2. Transhumeral ve transfemoral amputasyonlar

Transhumeral (dirsek üstü) ve transfemoral (diz üstü) amputasyonlar, veteriner hekimlikte sınırlı uygulanmakla birlikte, insan tıbbında protez teknolojilerinin gelişimi açısından öncü rol oynamaktadır (Girish 2022, Arauz ve ark. 2021, Hoellwarth ve ark.

2022). Genellikle genç ve travmatik olgularda görülür; bu seviyede protez reddi oranının yüksek olduğu bildirilmektedir (Bates ve ark. 2020). Myoelektrik protezler, Targeted Muscle Reinnervation (TMR) ve osseointegrasyon gibi yöntemler fonksiyonelliği artırmak amacıyla kullanılmaktadır (Pitkin 2013, Bates ve ark. 2020, Arauz ve ark. 2021).

•Veteriner cerrahide karşılığı:

Ön uzuv: Skapulohumeral disartikülasyon veya skapulektomi

Arka uzuv: Coxofemoral disartikülasyon veya transfemoral osteotomi

Bunun yanında veteriner literatür, protez uygulamaları açısından distal segmentlerin korunabildiği kısmi amputasyonların çok daha avantajlı olduğunu vurgulamaktadır (Fitzpatrick ve ark. 2011, Séguin ve Weigel 2012, Girish 2022, Mich ve Kaufmann 2018).

2.5. Fonksiyonel Sonuçlar ve Rehabilitasyon

2.5.1. Post-operatif süreç

Cerrahi başarının devamlılığı açısından ameliyat sonrası bakım ve düzenli ayarlamalar büyük önem taşımaktadır. Protez uygulamasından hemen sonra hayvanlarda ağırlık dağılımı ve desteklenmede iyileşmeler görülse de protezin kademeli ve kontrollü olarak kullanılması önerilmektedir (de Souza ve ark. 2025). Protezin günlük olarak çıkarılıp temizlenmesi ve güdük bölgesinin düzenli kontrolü, deri irritasyonu veya doku hasarının önlenmesi için gereklidir. Ayrıca veteriner fizyoterapi desteği; yürüme eğitimi, denge, proprioepsiyon ve adaptasyon sürecinde kritik rol oynamaktadır (Zink ve Van Dyke 2018, de Souza ve ark. 2025). İlk haftalarda kas uyumu, malzeme gevşemesi veya yürüme mekaniğinin düzeltilmesi gibi nedenlerle sık ayarlamalar yapılabilir. Uzun süreli kullanım amaçlanan protezlerde ise 6–12 aylık düzenli kontrollerle protezin uyumu, hastanın genel durumu ve protez bileşenlerinin (örneğin kayış, ped, taban) yenilenmesi gerekmektedir (Zink ve Van Dyke 2018). Ayrıca implant kaybı, mekanik arıza veya enfeksiyon gibi geç dönem komplikasyonları önlemek için uzun dönemli izlem zorunlu hâle gelmektedir (Shelton ve ark. 2011, Panichi ve ark. 2025). Nihai hedef, hastaların konforunu ve fonksiyonel kapasitesini en üst düzeye çıkararak aktif ve sağlıklı bir yaşam sürdürmelerini sağlamaktır (Shelton ve ark. 2011, Farrell ve ark. 2014, Zink ve Van Dyke 2018).

2.5.2. Hayvanın proteze adaptasyonu

Protez uygulanan hayvanlarda iyileşme süreci yalnızca cerrahi başarının bir sonucu

değildir; asıl önemli olan, hayvanın yeni uzvuna zamanla nasıl uyum sağladığıdır (Farrell ve ark. 2014, Rahal ve ark. 2016). Ameliyatın ardından yürüyüşte dengesizlik, kas aktivitesinde değişiklikler ve ağırlığın genellikle sağlam ekstremiteye aktarılması sık gözlenen durumlardır (Farrell ve ark. 2014, Schnabl ve Bockstahler 2015). Ancak süreç ilerledikçe vücut yeni mekanik koşullara uyum sağlar, sinir ve kas sistemleri yeniden denge kurar ve hayvan genellikle protezle daha rahat hareket etmeye başlar (Farrell ve ark. 2014, Stadig ve Bergh 2015). Şekil 10'da hastaların proteze adaptasyonu ve rehabilitasyon-fizyoterapi çeşitlerini gösteren görsellere yer verilmiştir (Mich 2014, Mich ve Kaufmann 2018).



Şekil 10. Köpeklerde rehabilitasyon ve adaptasyon sürecine ait örnekler (Mich, 2014; Mich ve Kaufmann, 2018).

Kemiğe doğrudan sabitlenen protezlerde adaptasyonun ilk basamağı, implantın çevresindeki kemik ve deri dokularıyla bütünleşmesidir (Farrell ve ark. 2014). Farrell ve arkadaşları (2014), osseointegrasyonun protezin fonksiyonel başarısı açısından en kritik aşamalardan biri olduğunu bildirmektedir. Çalışmalarında, protez takılan kedilerin zamanla proteze daha fazla yük verdiği ve bu süreçte implant-kemik entegrasyonunun güçlendiği belirtilmektedir (Farrell ve ark. 2014, Rahal ve ark. 2016). Başlangıçta hayvanlar ağırlıklarının büyük kısmını sağlam bacağa aktarmış, ilerleyen haftalarda ise protezli ekstremiteye olan yük artarak dengelenmiştir (Farrell ve ark. 2014, Schnabl ve Bockstahler, 2015).

Yürüyüşteki simetri, proteze adaptasyonun en belirgin göstergelerinden biridir (Schnabl ve Bockstahler 2015). Schnabl ve Bockstahler (2015), kedilerde yer reaksiyon kuvvetlerinin ölçülmesinin yürüyüş simetrisini objektif olarak değerlendirmede güvenilir bir yöntem olduğunu bildirmektedir. Benzer şekilde Stadig ve Bergh (2014), sağlıklı kedilerde elde edilen basınç dağılımı verilerinin, protezli bireylerde gait analizlerinde

referans olarak kullanılabileceğini vurgulamıştır (Stadig ve Bergh 2015). Protezli ekstremitelerde dikey yer reaksiyon kuvvetinin artış göstermesi, hayvanın protezi işlevsel biçimde kullanmaya başladığını göstermektedir (Schnabl ve Bockstahler 2015, Rahal ve ark. 2016).

Farrell ve arkadaşlarının (2014) deneysel modelinde, protezli kediler ilk haftalarda vücut ağırlığının önemli bir kısmını sağlam bacağa aktarmıştır (Farrell ve ark. 2014). Ancak düzenli egzersizlerle bu fark azalmış ve yük dağılımı giderek dengelenmiştir (Farrell ve ark. 2014, Stadig ve Bergh 2015). Bu bulgular, proteze uyum sürecinin yalnızca mekanik değil, aynı zamanda nöromusküler bir yeniden yapılanma dönemi olduğunu göstermektedir (Farrell ve ark. 2014, Schnabl ve Bockstahler 2015). Rahal ve arkadaşlarının (2016) bildirdiği bir olguda ise, bilateral caput femoris ostektomisi yapılan bir kedide uzun dönemde yürüyüş simetrisinin sağlandığı ve ağrısız hareketin mümkün olduğu belirtilmektedir (Rahal ve ark. 2016).

Davranışsal uyum da proteze adaptasyonun önemli bir parçasıdır (Dowgray ve ark. 2024). Dowgray ve arkadaşları (2024), kas-iskelet sistemi rahatsızlığı olan kedilerde başlangıçta hareket isteksizliği, duruş değişiklikleri ve oyun davranışında azalma görüldüğünü, ancak zamanla bu davranışların normale döndüğünü bildirmektedir (Dowgray ve ark. 2024). Protez sonrası dönemde uygun ağrı kontrolü, çevresel stresin azaltılması ve kademeli egzersiz uygulamaları, hayvanın proteze daha kolay alışmasını sağladığı bildirilmektedir (Farrell ve ark. 2014, Dowgray ve ark. 2024).

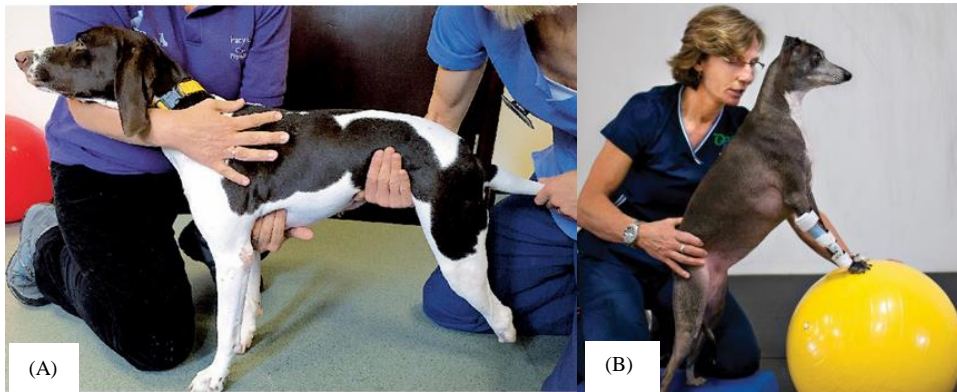
Sonuç olarak, proteze adaptasyon; biyomekanik, nöromusküler ve davranışsal bileşenlerin bir arada değerlendirildiği çok boyutlu bir süreç olduğu vurgulanmaktadır (Farrell ve ark. 2014, Schnabl ve Bockstahler 2015). Başarılı bir protez kullanımı için osseointegrasyonun sağlanması, kas ve sinir sisteminin yeni koşullara uyum göstermesi, yürüyüş simetrisinin yeniden kurulması ve hayvanın psikolojik olarak protezi kabul etmesi gerekli olduğu bildirilmektedir (Farrell ve ark. 2014, Stadig ve Bergh 2015, Rahal ve ark. 2016, Dowgray ve ark. 2024). Tüm bu faktörlerin birlikte değerlendirilmesi, protezin uzun vadeli fonksiyonel başarısının belirlenmesinde gerekli olduğu belirtilmektedir (Schnabl ve Bockstahler 2015, Rahal ve ark. 2016).

2.5.3. Fizyoterapi ve egzersiz programları

Fizyoterapinin temel amacı, protez uygulaması veya ekstremitte kaybını takiben kas gücü, eklem hareket açıklığı (ROM), postural denge ve yürüyüş fonksiyonunu

korumak veya yeniden kazandırmaktır (Mich 2014, Mich ve Kaufmann 2018). Cerrahi sonrası erken dönemde hedefler ağrı kontrolü, ödemin azaltılması ve kontraktürlerin önlenmesi olup bu dönemin uygun yönetimi uzun dönem fonksiyonel sonucun belirleyicisidir (McLaughlin 2001, Mich 2014). Ağrı yönetimi ile eş zamanlı başlatılan pasif hareketler ve yumuşak doku mobilizasyonu, eklem sertliğinin ve adezyon gelişiminin önüne geçerken fonksiyonel rehabilitasyonu kolaylaştırır (Rahal, 2016, Mich ve Kaufmann 2018).

Kademeli yük verme ve ağırlık taşıma eğitimleri, protezli veya protez adayı ekstremitenin yük kabulünü artırmak için merkezî bir yaklaşımdır. Deneysel ve klinik çalışmalarda tekrar eden, kontrollü yüklemelerin osseointegrasyon ve mekanik adaptasyona katkı sağladığı gösterilmektedir (Branemark ve ark. 2001, Fitzpatrick ve ark. 2011, Farrell 2014). Hedeflenen yükleme programları, başlangıçta kısa süreli ve düşük yoğunluklu setlerle başlayıp (günde kısa oturumlar) kademeli olarak süre ve yükün artırılması prensibine dayanmalıdır (Farrell 2014, Wendland ve ark. 2019). Bu yaklaşım hem kemik–implant arayüzünün güvenli adaptasyonunu destekler hem de nöromüsküler koordinasyonun yeniden kurulmasını kolaylaştırır (Farrell 2014, Mendaza-DeCal ve ark. 2022). Şekil 11’de veteriner hekim kontrolünde hastalara uygulanan egzersiz ve fizyoterapi uygulamaları gösterilmektedir (Phillips ve ark. 2017, Mich ve Kaufmann 2018).



Şekil 11. (A) Pelvik ekstremitenin eklem hareket açıklığı (ROM) egzersizi sırasında doğru pozisyonlandırma. (B) Fizyoball kullanılarak germe, denge ve uygun ağırlık taşıma pozisyonunun teşvik edilmesi (Phillips ve ark. 2017, Mich ve Kaufmann 2018).

Su terapisi (havuz ya da su yürüyüş bandı) protez rehabilitasyonunda en sık kullanılan destekleyici modalitelerden biridir. Yük azaltılmış ortamda yürüyüş imkânı sağlayarak kas aktivasyonunu artırılır, ağırlı eklemlerde güvenli hareket olanağı tanır ve protezli ekstremitenin fonksiyonel kullanımını destekler (Carr ve Dycus 2016, Mich ve

Kaufmann 2018).

Güçlendirme programları, özellikle ekstremite çevresi kas gruplarına odaklanmalı; kuvvetlendirme, izometrik ve izotonik egzersizler ile progresif direnç eğitimlerini içermelidir (McLaughlin 2001, Mich ve Kaufmann 2018). Proprioepsiyon ve denge çalışmaları, protez kullanıcılarında düşme riskini azaltmak ve simetriyi iyileştirmek için kritik olup bu amaçla denge pedleri, hafif instabil yüzeyler ve hedef odaklı hareket görevleri önerilmektedir (Mich 2014, Pálya ve ark. 2022).

Yürüme eğitimi (gait training) protokolleri, kontrollü ortamlarda, gerekirse polytunnel veya yönlendirici koridor kullanılarak ve video/PSW (pressure-sensitive walkway) geri bildirim ile uygulanmalıdır. Bu yöntemler yürüyüş paternindeki asimetriyi belirlemeye ve düzeltici geri bildirim sağlamaya olanak verir (Stadig ve Bergh 2014, Schnabl ve Bockstahler 2015, Pálya ve ark. 2022). Objektif ölçümler (PVF, VI, duty factor, simetri indeksleri) hem başlangıç noktasını belirlemek hem de rehabilitasyon yanıtını nicel olarak takip etmek için kullanılmalıdır (McLaughlin 2001, Schnabl ve Bockstahler 2015, Dowgray 2024).

Rehabilitasyonun sıklığı ve süresi, cerrahi tipine ve hayvanın durumuna göre değişmekle birlikte başlangıçta günlük kısa oturumlar (günde 1–2 kez, 5–15 dakika hedefli) ve sonraki haftalarda haftada 3–5 seansta yoğunlaşan programlar önerilmektedir (Mich 2014, Lee 2023). Klinik pratikte, tedavi yoğunluğunu belirlerken ağrı skorları ve fonksiyonel anket sonuçları (ör. Canine Orthopedic Index) ile objektif gait verileri birlikte değerlendirilmelidir (Hudson ve ark. 2004, Reid ve ark. 2007, Brown 2014-a).

Ev programları ve sahip eğitimi, rehabilitasyon başarısının ayrılmaz bir parçasıdır. Sahiplerin uygulama uygunluğu ve motivasyonu, uzun dönem fonksiyonel sonucun belirleyicisidir ve bu nedenle açık, uygulanabilir ev egzersiz talimatları verilmelidir (Mich 2014, Wendland ve ark. 2019). Ayrıca, 3D yazıcı ile üretilen hafif exoprotetik/ortotik aparatlar ve geçici soket tasarımları erken mobilizasyonu kolaylaştırarak rehabilitasyon sürecini destekleyebilir (Baş ve Yücekule 2018, de Souza ve ark. 2025).

Komplikasyonların (ör. implant enfeksiyonu, yara problemleri, prostetik ucu bası yaraları) erken tespiti için düzenli fizik muayene ve gerektiğinde radyolojik/BT takipleri rehabilitasyon planının parçası olmalıdır (Branemark ve ark. 2001, Fitzpatrick ve ark. 2011, Mendaza-DeCal ve ark. 2022). Bu takipler, hem osseointegrasyonun seyrini

izlemeye hem de rehabilitasyon protokolünde gerekli modifikasyonları zamanında yapmaya olanak tanır (Fitzpatrick ve ark. 2011, Farrell 2014).

Uygulamalı rehabilitasyon sürecinin planlanmasında standart bir çizelge izlenmesi, klinik takiplerin düzenli yapılmasını kolaylaştırır. Bu kapsamda, literatürde önerilen örnek bir egzersiz protokolü ve izlem sıklığı Tablo 1 ve Tablo 2’de özetlenmiştir (Fitzpatrick ve ark. 2011, Mich 2014, Schnabl ve Bockstahler 2015, Mendaza-DeCal ve ark. 2022).

Tablo 1. Postoperatif Fizyoterapi ve Egzersiz Programı (örnek protokol) (Farrell 2014, Mich 2014 Carr ve Dycus 2016, Mich ve Kaufmann 2018, Wendland ve ark. 2019, Lee 2023)

Dönem	Amaç	Uygulamalar	Sıklık / Süre	Notlar
1. Erken dönem (0–2 hafta)	Ağrı kontrolü, ödem azaltma, eklem hareket açıklığının korunması	Soğuk uygulama, pasif eklem hareketleri, hafif masaj, hafif denge çalışmaları (yumuşak zemin)	Günde 2–3 kez, 5–10 dk	Protez/amputasyon bölgesi enfeksiyon açısından günlük kontrol edilmeli.
		Aktif yardımcı egzersizler, hidroterapi (su yürüyüş bandı), kademeli yük verme		
2. Orta dönem (3–6 hafta)	Kas kuvveti ve propriyosepsiyonun geliştirilmesi	Yürüyüş eğitimi, hedefe yönelik egzersizler, direnç bantlarıyla kuvvetlendirme	Haftada 3–5 seans, 15–20 dk	Osseointegrasyon sürecine bağlı olarak yük artışı dikkatli yapılmalı.
3. Geç dönem (6–10 hafta)	Simetri ve koordinasyonun yeniden kazanımı	Ev egzersizleri, günlük kısa yürüyüşler, dengesiz zemin çalışmaları	Haftada 3–5 seans	Gait analizi sonuçlarıyla ilerleme izlenmeli.
4. Bakım / uzun dönem (≥10 hafta)	Fonksiyonun sürdürülmesi ve protez uyumu		Günlük / 15–20 dk	Haftalık veteriner hekim kontrolü önerilir.

Tablo 2. İzlem Planı: Gait Analizi, Röntgen ve BT Kontrolleri (Branemark ve ark. 2001, Fitzpatrick ve ark. 2011, Schnabl ve Bockstahler 2015, Mendaza-DeCal ve ark. 2022, Pálya ve ark. 2022).

Zaman Noktası	Gait Analizi (PSW / Force Plate)	Röntgen / BT	Değerlendirilen Parametreler
1. hafta	Yok (ağrılı dönem)	Röntgen: implant pozisyonu	Protez uyumu, doku iyileşmesi
3. hafta	İlk ölçüm	Yok	Ağırlık dağılımı, *PVF, *VI, simetri indeksi
6. hafta	Tekrar ölçüm	Röntgen: kemik-implant entegrasyonu	Osseointegrasyon süreci, kas simetrisi
8-10. hafta	Gait analizi + video değerlendirme	*BT (gerekliyorsa)	Yük dağılımı, hareket paterni
3. ay	Gait analizi	Röntgen	Kalıcı yük adaptasyonu, protez stabilitesi
6. ay	Gait analizi + sahip anketi (*COI/*CMPS-SF)	Röntgen veya BT	Uzun dönem fonksiyon, ağrı ve davranışsal durum
12. ay	Nihai değerlendirme	Röntgen	Protez stabilitesi, fonksiyonel süreklilik

*PVF: Peak Vertical Force, *VI: Vertical Impulse, *BT: Bilgisayarlı Tomografi, *COI: Canine Orthopedic Index, *CMPS-SF: Glasgow Composite Measure Pain Scale – Short Form

Rehabilitasyon etkinliğinin değerlendirilmesinde çok boyutlu ölçütler kullanılmalıdır. Bu ölçütler arasında objektif gait parametreleri, ağrı ölçekleri (CMPS-SF, VAS), sahip anketleri (COI) ve klinik muayene bulguları bir arada yorumlanması gerektiği bildirilmektedir (Hudson ve ark. 2004, Reid ve ark. 2007, Brown 2014-a, Schnabl ve Bockstahler 2015).

2.5.4. Davranışsal değişiklikler ve hasta uyumu / anketler

Protez uygulanan veya amputasyon geçiren hayvanlarda fonksiyonel iyileşmenin yalnızca biyomekanik değil, aynı zamanda davranışsal adaptasyonla da yakından ilişkili olduğu bilinmektedir (Mich 2014, Wendland ve ark. 2019). Operasyon sonrası dönemde görülen en belirgin davranışsal değişiklikler; hareket isteksizliği, oyun davranışında azalma, agresyon veya depresyon benzeri sessizlik ve bazı durumlarda sahipten uzaklaşma eğilimi olduğu bilinmektedir (Baş ve Yücekule 2018, Dowgray 2024). Bu belirtiler çoğunlukla ağrı, dengesizlik hissi veya protezin yarattığı mekanik kısıtlılıkla ilişkili olduğu belirtilmektedir (Hudson ve ark. 2004, Reid ve ark. 2007).

Davranışsal adaptasyonun sağlanmasında en önemli etken, hayvanın ağrı

düzeyinin etkin şekilde kontrol edilmesidir (Reid ve ark. 2007, Brown 2014-a). Yetersiz analjezi, protez kullanma isteğini azaltmakta ve hasta uyumunu olumsuz yönde etkilemektedir. Bu nedenle rehabilitasyonun erken evresinde, ağrı yönetimi ile birlikte davranışsal gözlem yapılması büyük önem taşımaktadır (Hudson ve ark. 2004, Mich 2014).

Protez kullanan hayvanlarda davranışsal uyum genellikle üç aşamada değerlendirilir: erken tepkisel dönem, adaptasyon dönemi ve fonksiyonel bütünleşme dönemi (Farrell 2014, Wendland ve ark. 2019). Erken tepkisel dönemde hayvan, protezi yabancı bir nesne olarak algılayabilir; bu dönemde protezi ısırma, çiğneme veya kaçınma davranışları görülebilir (Mich 2014). Adaptasyon döneminde denge stratejileri yeniden oluşur, hayvan hareketlerini daha kontrollü şekilde sürdürür ve genellikle 2–4 hafta içinde yeni postüral düzene alışır (Fitzpatrick ve ark. 2011, Mich ve Kaufmann 2018). Fonksiyonel bütünleşme evresinde ise protez, hayvanın günlük hareket kalıplarının doğal bir parçası haline gelir (Wendland ve ark. 2019).

Hasta uyumunun değerlendirilmesinde son yıllarda anket tabanlı ölçüm araçları yaygın olarak kullanılmaktadır (Reid ve ark. 2007, Brown 2014-a). Bu anketler, sahiplerin hayvanlarının davranışsal durumlarını düzenli olarak gözlemlenmelerini ve rehabilitasyonun etkinliğini objektif biçimde raporlamalarını sağlar (Hudson ve ark. 2004). Bu kapsamda hasta sahiplerine uygulanabilecek örnek bir değerlendirme formu Tablo 3'te sunulmuştur.

Tablo 3. Hasta Sahiplerine Yönelik Örnek Anket Formu (Hudson ve ark. 2004, Reid ve ark. 2007, Brown 2014-a, Brown 2014-b)

Bölüm	Soru	Puan Aralığı (0–4)	Notlar
1. Hareketlilik	Ev içinde yürüme isteği ne düzeyde?	0–4	0=İsteksiz, 4=Normalden fazla aktif
	Merdiven çıkma/kalkma sırasında zorlanma var mı?	0–4	—
	Dışarıda yürürken protezli uzvuna yük veriyor mu?	0–4	—

Tablo 3. (Devamı): Hasta Sahiplerine Yönelik Örnek Anket Formu (Hudson ve ark. 2004, Reid ve ark. 2007, Brown 2014-a, Brown 2014-b)

2. Davranış	Oyun veya sosyal etkileşimlerde değişiklik gözlediniz mi?	0-4	0=Oynamıyor, 4=Tam normal
	Protez takıldığında rahatsızlık belirtisi (ısıрма, yalama, kaçınma) var mı?	0-4	—
3. Ağrı / Rahatsızlık	Dinlenme sırasında huzursuzluk veya inleme var mı?	0-4	—
	Yara/protez bölgesine dokunulduğunda tepki veriyor mu?	0-4	—
4. Günlük Aktivite	Uyku düzeninde değişiklik gözlediniz mi?	0-4	—
	Genel yaşam kalitesini nasıl değerlendiriyorsunuz?	0-4	0=Çok kötü, 4=Çok iyi
TOPLAM		/32	24 ve üzeri: iyi uyum, 16-23: orta, <16: düşük uyum

Klinik uygulamalarda en sık kullanılan davranış ve ağrı değerlendirme ölçekleri arasında Canine Orthopedic Index (COI) ve Glasgow Composite Measure Pain Scale–Short Form (CMPS-SF) yer almaktadır (Hudson ve ark. 2004, Reid ve ark. 2007, Brown 2014-a).

COI; ağrı, fonksiyon, sertlik ve aktivite olmak üzere dört alt başlıktan oluşan ve her biri 0-4 arası puanlanan bir sistemdir (Brown 2014-a, Brown 2014-b). Davranışsal uyum, ağrı kontrolü ve fonksiyonel ilerleme bu skorlar üzerinden kolayca izlenebilir. COI'ye ait örnek tablo Tablo 4'te gösterilmiştir.

Tablo 4. Canine Orthopedic Index (COI) Değerlendirme Tablosu (Hudson ve ark. 2004, Reid ve ark. 2007, Brown 2014-a, Brown 2014-b)

Alt Alan	Madde Örneği	Değerlendirme (0-4)	Açıklama
Ağrı	Hareket sırasında ağrı gözleniyor mu?	0-4	0=Yok, 4=Şiddetli
Fonksiyon	Yürüme veya koşma yeteneği	0-4	—

Tablo 4 Devamı. Canine Orthopedic Index (COI) Değerlendirme Tablosu (Hudson ve ark. 2004, Reid ve ark. 2007, Brown 2014-a, Brown 2014-b)

Alt Alan	Madde Örneği	Değerlendirme (0-4)	Açıklama
Sertlik	Uzuvda sabah sertliği var mı?	0-4	—
Aktivite	Günlük aktivite isteği	0-4	—
TOPLAM	—	/16	0-6: normal fonksiyon, 7-11: hafif kısıtlılık, 12-16: ağır fonksiyon kaybı

CMPS-SF ise yüz ifadeleri, postür, vokalizasyon, sosyal etkileşim ve yara bölgesine tepkileri değerlendirerek ağrı düzeyini puanlayan, davranışsal temelli bir ölçektir (Reid ve ark. 2007). Toplam puanın 13'ün üzerine çıkması, analjezik müdahale gerekliliğini gösterir (Hudson ve ark. 2004). Bu ölçek, özellikle ameliyat sonrası erken dönemde, sahip veya hekim tarafından gözlem yoluyla uygulanabilir. CMPS-SF'nin örnek puanlama formu Tablo 5'te verilmiştir.

Tablo 5. Glasgow Composite Measure Pain Scale – Short Form (CMPS-SF) Değerlendirme Tablosu (Reid ve ark. 2007; Hudson ve ark. 2004; Mich, 2014)

Kategori	Davranış Göstergesi (Alt Maddeler)	Puanlama (0-4)	Açıklama
1. Tutum (demeanor)	Başını kaldırma, çevreyle ilgilenme, dikkat düzeyi, ilgisizlik	0-4	0=Normal, 4=İlgisiz ve tepkisiz
2. Duruş / hareket	Postür (kamburluk), kalkma isteği, hareket sıklığı	0-4	0=Normal, 4=Hareketsiz
3. Yüz ifadesi	Göz kapakları, kulak pozisyonu, ağız/dudak gerginliği	0-4	0=Rahat, 4=Gergin
4. Vokalizasyon	İnleme, sızlanma, ağlama veya beklenmedik ses çıkarma	0-4	0=Yok, 4=Yoğun
5. Yaraya Tepki	Dokunma veya palpasyona yanıt, kaçınma davranışı	0-4	0=Yok, 4=Şiddetli tepki
6. Sosyal Etkileşim	Sahip veya bakıcıyla temas, göz teması, ilgi düzeyi	0-4	0=Normal, 4=Temas kurmuyor
TOPLAM	—	/24	≥13 puan: analjezik müdahale gerekli

Davranışsal iyileşmenin değerlendirilmesinde sahip anketleriyle gait analizlerinin

birlikte kullanılması, objektif ve subjektif ölçümlerin tamamlayıcılığını sağlar (McLaughlin 2001, Carr ve Dycus 2016). Örneğin protezli köpeklerde simetri indeksinin artışıyla birlikte COI skorlarında anlamlı düşüş gözlenmesi, davranışsal rahatlamanın biyomekanik dengeyle paralel ilerlediğini göstermektedir (Brown 2014-a, Pálya ve ark. 2022).

Sonuç olarak, protez veya ortotik uygulamalarda davranışsal adaptasyon ve hasta uyumu, tedavi başarısının en kritik göstergelerindedir. Bu süreçte ağrı yönetimi, sahip eğitimi, uygun protez tasarımı ve düzenli anket tabanlı değerlendirmelerin bütüncül şekilde yürütülmesi gerekmektedir (Reid ve ark. 2007, Brown 2014-a, Mich 2014). Anketlerin gait analizi ve klinik muayene sonuçlarıyla entegre edilmesi, hem objektif hem de davranışsal düzeyde kalıcı fonksiyonel iyileşmeyi sağlamada en etkili yöntemdir (Hudson ve ark. 2004, Wendland ve ark. 2019).

2.5.5. Biyomekanik analizler ve gait (yürüyüş) değerlendirmeleri

2.5.5.1. Gait analizinin önemi ve amacı

Gait (yürüyüş) analizi, ekstremitte protezleri veya ortotik cihaz uygulanan hayvanlarda fonksiyonel iyileşmenin objektif olarak değerlendirilmesini sağlayan en önemli biyomekanik araçlardan biridir (McLaughlin 2001, Carr ve Dycus 2016). Bu analizler, hayvanın yürüyüş döngüsündeki yük dağılımını, denge kontrolünü, basınç merkezini ve hareket simetrisini ölçerek protezle elde edilen fonksiyonel kazanımı sayısal olarak ortaya koyar (Schnabl ve Bockstahler 2015, Pálya ve ark. 2022). Rehabilitasyonun başarısı, yalnızca davranışsal gözlemlerle değil, aynı zamanda gait parametrelerinin düzenli izlenmesiyle belirlenir (Hudson ve ark. 2004, Mich, 2014). Protez sonrası fonksiyonel analizler, erken dönemde adaptasyon başarısını, geç dönemde ise protezle bütünleşme derecesini değerlendirmede temel bir göstergedir (Fitzpatrick ve ark. 2011, Wendland ve ark. 2019).

Köpek ve kedilerde yürüyüş döngüsü; duruş (stance) ve salınım (swing) fazlarından oluşur. Protezin biyomekanik uyumu, bu fazların süre ve simetri oranlarını doğrudan etkiler (Stadig ve Bergh 2014). Ampute veya protezli ekstremitelerde duruş fazında oluşan Peak Vertical Force (PVF) değerleri, sağlam ekstremitelere göre %20–40 oranında düşebilir (Schnabl ve Bockstahler 2015, Mendaza-DeCal ve ark. 2022). Yük dağılımındaki bu düşüş, ağrı veya topallığa bağlı kompensatuar yük aktarımını yansıtır (McLaughlin 2001, Schnabl ve Bockstahler, 2015). Erken dönemde yapılan gait

analizi, ağrı, protez uyumsuzluğu veya postüral dengesizlik gibi sorunların erken tespitinde hekime büyük avantaj sağlar (Reid ve ark. 2007, Mich ve Kaufmann, 2018).

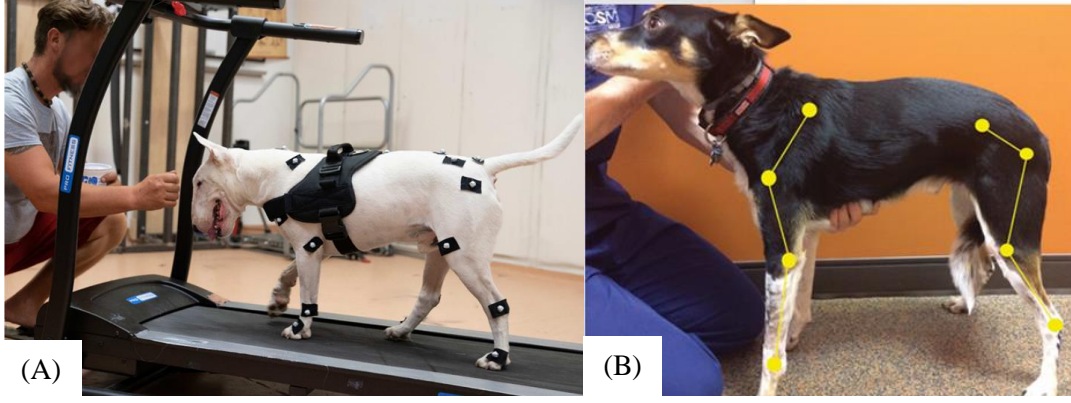
2.5.5.2. Biyomekanik değerlendirme yöntemleri

Veteriner ortopedide gait analizinde en sık kullanılan yöntemler force plate, pressure mat ve 3D kinematik analiz sistemleridir (Schnabl ve Bockstahler 2015, Carr ve Dycus 2016). Force plate sistemleri, ekstremitenin yere uyguladığı dikey kuvvetleri ölçerek PVF ve Vertical Impulse (VI) değerlerini belirlemektedir (McLaughlin, 2001, Pálya ve ark. 2022). Pressure mat (Şekil 12.) sistemleri ise temas yüzeyindeki basınç dağılımını daha detaylı biçimde analiz eder ve ekstremiteler arası yük farklarını haritalandırır (Stadig ve Bergh 2014). Bu sistemler, özellikle protezli hayvanlarda protez–zemin etkileşiminin değerlendirilmesinde önem taşımaktadır (Mendoza-DeCal ve ark. 2022).



Şekil 12. Kedilerde basınç duyarlı yürüme platformu (pressure-sensitive walkway) ile yapılan ölçüm düzenekleri (Stadig ve Bergh 2014, Dowgray ve ark. 2024).

3D kinematik analiz yöntemlerinde marker tabanlı kameralar kullanılarak eklem açıları, salınım genliği ve yürüyüş ritmi ölçülür (Şekil 13) (Pálya ve ark. 2022). Bu yöntem, protezli ekstremitenin hareket paternlerini normal ekstremitelerle karşılaştırma imkânı verir (Mich ve Kaufmann, 2018 de Souza ve ark. 2025). Köpeklerde eklem hareket açıklığı genellikle %10–15 azalırken, pelvis ve omuz eklemlerinde kompensatuar artış gözlenir (Carr ve Dycus 2016). Bununla birlikte, osseointegrasyon temelli protezlerde yük aktarımı daha fizyolojik olduğundan, uzun dönemde gait parametrelerinin normale daha hızlı döndüğü bildirilmektedir (Branemark ve ark. 2001, Fitzpatrick ve ark. 2011).



Şekil 13. Kinematik yürüyüş analizinde kullanılan ölçüm düzenekleri. (A) Koşu bandı üzerinde yapılan yürüyüş analizi sırasında, köpeğin üzerine yerleştirilmiş reflektif markırlar aracılığıyla hareket yakalama sistemi tarafından eklem hareketleri kaydedilmektedir. Deney sırasında hayvanın güvenliği gövde destek kemeri (harness) ile sağlanmıştır. (B) Kinematik yürüyüş analizinde markırların vücut üzerindeki yerleşim bölgeleri örnek olarak gösterilmiştir (Carr ve Dycus 2016, Pálya ve ark. 2022).

2.5.5.3. Protezli ve ampute hayvanlarda gait parametreleri

Protezli hayvanlarda yürüyüş (gait) analizinde en sık kullanılan parametreler Peak Vertical Force (PVF), Vertical Impulse (VI), Stance Time, Swing Time ve Symmetry Index (SI) değerleridir (Schnabl ve Bockstahler, 2015). Bu parametreler, ekstremiteye aktarılan dikey yükün büyüklüğünü (PVF), bu yükün zamana yayılımını (VI) ve her ekstremitenin yürüme döngüsüne ne kadar süreyle katkı yaptığını göstermektedir (Pálya ve ark. 2022). Kedilerde yapılan sistematik bir derleme, yer reaksiyon kuvveti ölçümlerinin topallık değerlendirmesi, tedavi etkinliği ve fonksiyonel iyileşmenin objektif olarak izlenmesinde güvenilir bir yöntem olduğunu ortaya koymuştur (Schnabl ve Bockstahler 2015).

Köpeklerde ve kedilerde PVF ve VI, protezin fonksiyonel performansının değerlendirilmesinde temel göstergeler olarak kullanılmaktadır. PVF, ekstremiteye binen maksimum dikey yükü ifade ederken; VI, bu yükün zamana bağlı entegrasyonunu göstermektedir (Pálya ve ark. 2022). Köpeklerde protezli ekstremitenin PVF değerinin sağlam ekstremiteye göre belirgin farklılık göstermemesi, protezin fonksiyonel açıdan dengeli kabul edilmesi için önerilmiştir; ancak bu fark için evrensel bir eşik değeri henüz standardize edilmemiştir (Carr ve Dycus 2016, Mendaza-DeCal ve ark. 2022).

Symmetry Index (SI), yürüyüş analizinde yük paylaşım dengesini değerlendirmede en önemli göstergelerden biridir. Normal köpeklerde SI değeri genellikle %0–5 aralığındadır; protezli olgularda ise rehabilitasyonun ilk haftalarında %20'ye kadar artış gösterebilir (Stadig ve Bergh 2014). Rehabilitasyon sürecinin

ilerleyen dönemlerinde SI'nin %10'un altına düşmesi, protezin fonksiyonel uyumunun sağlandığını göstermektedir (Pálya ve ark. 2022). Fitzpatrick ve ark. (2011), köpeklerde uygulanan ITAP (Intraosseous Transcutaneous Amputation Prosthesis) yöntemiyle yapılan olgularda rehabilitasyon süreci ilerledikçe yük paylaşımının dengelendiğini ve fonksiyonel yürüyüşün yeniden kazanıldığı bildirmektedir. Kneringer ve Schnabl-Feichter (2024), osseointegre protezlerin klasik soketli sistemlere kıyasla daha fizyolojik bir yürüyüş paterni sağladığını belirtmekte; Brånemark ve ark. (2019) ise uzun dönem insan verilerinde osseointegre sistemlerin gait parametrelerinde daha stabil sonuçlar verdiğini göstermektedir.

Sağlıklı kediler üzerinde gerçekleştirilen basınç platformu çalışmalarında, yük dağılımının tamamen eşit olmadığı; ön ekstremitelerin arka ekstremitelere göre daha yüksek PVF ve VI değerleri taşıdığı bildirilmektedir. Romans ve ark. (2004), klinik olarak sağlıklı kedilerde ön ekstremitelerde ortalama PVF değerini vücut ağırlığının yaklaşık %56'sı, arka ekstremitelerde ise %50'si olarak tespit etmiş ve bu durumu kedilerde fizyolojik bir ön yüklenme paterni olarak tanımlanmaktadır. Lascelles ve ark. (2007) ile Stadig ve Bergh (2015), kedilerin normal koşullarda oldukça simetrik bir yürüyüş paterni sergilediğini; ancak hız, ivme ve motivasyon gibi faktörlerin kinetik veriler üzerinde etkili olabileceğini belirtmektedir. Verdugo ve ark. (2013), basınç duyarlı yürüyüş yollarının (pressure-sensing walkway) erkek ve dişi kedilerde güvenilir ve tekrarlanabilir veriler sağladığını; cinsiyet farkının kinetik parametrelerde belirgin olmadığını bildirmektedir.

Bu çalışmalar, sağlıklı kedilerde elde edilen referans PVF, VI, stance time ve swing time değerlerinin, protezli veya ortopedik müdahale görmüş kedilerde fonksiyonel iyileşmenin değerlendirilmesinde temel karşılaştırma ölçütleri olduğunu göstermektedir (Romans ve ark. 2004, Lascelles ve ark. 2007, Verdugo ve ark. 2013, Stadig ve Bergh 2015). Kedilerde yürüyüş ve sıçrama analizleri, normal biyomekanik parametrelerin belirlenmesi açısından da önemlidir. Lascelles ve ark. (2007), basınç duyarlı yürüme matı kullanarak kedilerin yürüyüş sırasında sol ve sağ ekstremiteler arasında dengeli kuvvet aktarımı yaptığını, ancak ön ekstremitelerde arka ekstremitelere göre daha yüksek yük taşıdığını ve sıçrama sırasında iniş fazında ön ekstremitelerde kısa süreli kuvvet pikleri oluştuğunu göstermiştir. Benzer şekilde Stadig ve Bergh (2015), yürüyüşte genel simetri korunurken atlama fazında ön ekstremitelerin yükü kısa sürede absorbe ettiğini bildirmiştir.

Kedilerde nöromusküler adaptasyonun yürüyüş parametreleri üzerindeki etkisi de

çeşitli çalışmalarla gösterilmiştir. Pratt (1995), sağlam kedilerde arka ekstremite ekstansör kaslarında “pozitif kuvvet geri bildirimi” (positive force feedback) adı verilen bir refleks mekanizmasının bulunduğunu; yani artan yükün ekstansör aktivitesini güçlendirdiğini bildirmiştir. Lavoie ve ark. (1995) ise kedilerin gönüllü yürüyüş modifikasyonlarında kinematik ve kinetik parametreleri aktif olarak yeniden düzenleyebildiğini göstermiştir. Bu bulgular, amputasyon sonrası protez adaptasyonunun yalnızca pasif biyomekanik değil, aynı zamanda aktif nöromotor yeniden yapılanmayı da içerdiğini desteklemektedir (Pratt 1995, Lavoie ve ark. 1995).

Kemik ankrajlı, perkütan protez modelleri üzerine yapılan deneysel çalışmalarda protezli ekstremitenin stance fazında anlamlı düzeyde yük taşıdığı ve zamanla yük dağılımının dengelendiği gösterilmiştir (Farrell ve ark. 2014, Jarrell ve ark. 2018). Farrell ve arkadaşlarının (2014) geliştirdiği kedi modelinde, rezidüel uzva doğrudan bağlanan (osseointegre) protez ile yapılan gait analizinde protezli ekstremitenin fonksiyonel yük taşıdığı ve implant çevresinde kemik-deri entegrasyonunun sağlandığı bildirilmiştir. Bu bulgu, protezin yalnızca mekanik stabilite değil, biyolojik adaptasyon da kazandığını göstermektedir.

Genel olarak, kedilerde yapılan kinetik çalışmalar gait analizinin yalnızca yürüme yetisinin değerlendirilmesinde değil; yük aktarımı, ağrı, kompensatuar stratejiler ve nöromotor adaptasyonun objektif izlenmesinde de değerli bir araç olduğunu ortaya koymaktadır (Romans ve ark. 2004, Lascelles ve ark. 2007, Verdugo ve ark. 2013, Farrell ve ark. 2014, Jarrell ve ark. 2018). Bu nedenle, protezli kedilerde gait analizinin hem protezin fonksiyonel başarısının değerlendirilmesinde hem de rehabilitasyon sürecinin takibinde vazgeçilmez bir yöntem olarak kabul edilmekte olduğu bildirilmektedir (Farrell ve ark. 2014).

2.5.5.4. Görüntüleme ve klinik takip sıklığı

Biyomekanik değerlendirmeler gait analiziyle sınırlı değildir; radyografi, bilgisayarlı tomografi (BT) ve 3D tarama yöntemleri de protez uyumunun izlenmesinde kritik öneme sahiptir (Ceylan 2019, de Souza ve ark. 2025). Postoperatif takipte genellikle 2., 6. ve 12. haftalarda kontrol yapılması önerilir (Mich 2014, Lee 2023). İlk 2 haftada yara iyileşmesi ve protez yatağı stabilitesi değerlendirilirken; 6. haftada gait analiziyle fonksiyonel yüklenme, 12. haftada ise kemik-protez entegrasyonu ve osseointegrasyonun radyografik takibi yapılır (Fitzpatrick ve ark. 2011, Mendaza-DeCal ve ark. 2022). Yüksek çözünürlüklü BT, özellikle osseointegre protezlerde implant

çevresi stres dağılımını ve kemik rezorpsiyonunu değerlendirmede tercih edilir (Branemark ve ark. 2001, Brånemark ve ark. 2019). Tablo 6.'da klinik uygulamalarda kullanılabilir önerilen bir takip protokolü detaylı bir şekilde verilmiştir.

Tablo 6. Protezli Hayvanlarda Biyomekanik ve Klinik İzlem Protokolü (McLaughlin 2001, Fitzpatrick ve ark. 2011, Ceylan 2019, Mendaza-DeCal ve ark. 2022, de Souza ve ark. 2025)

Zaman (hafta)	Değerlendirme Türü	Amaç	Yöntem / Ölçüt
2. hafta	Klinik muayene + yara kontrolü	Yumuşak doku iyileşmesi ve protez uyumu	Görsel muayene, basınç noktası kontrolü
6. hafta	İlk gait analizi	Protez adaptasyonu ve yük dağılımı değerlendirmesi	PVF, VI, SI ölçümü (force plate / pressure mat)
12. hafta	Radyografi + gait analizi	Osseointegrasyon ve fonksiyonel uyum	BT veya röntgen + yürüyüş parametreleri
24. hafta	Uzun dönem kontrol	Protez–kemik entegrasyonu ve fonksiyonel stabilite	3D kinematik analiz, PVF, VI, SI karşılaştırması

*PVF: Peak Vertical Force *VI: Vertical Impulse *SI: Symmetry Index *BT: Bilgisayarlı Tomografi

2.6. Gelecek Perspektifleri ve Gelişen Teknolojiler

2.6.1. Biyonik protezler

Son yıllarda veteriner ortopedi alanında protez uygulamaları yalnızca eksik ekstremitenin yerine mekanik bir uzuv yerleştirmekten çıkmış, biyolojik fonksiyonların geri kazandırılmasına yönelik ileri teknolojik yaklaşımları da içermeye başlamaktadır (Mich 2014, Mich ve Kaufmann 2018). Özellikle osseointegre protezler, kemiğe doğrudan entegre olarak protezle vücut arasında daha güçlü bir mekanik ve biyolojik bağlantı sağlamaktadır (Branemark ve ark. 2001, Fitzpatrick ve ark. 2011, Branemark ve ark. 2019)

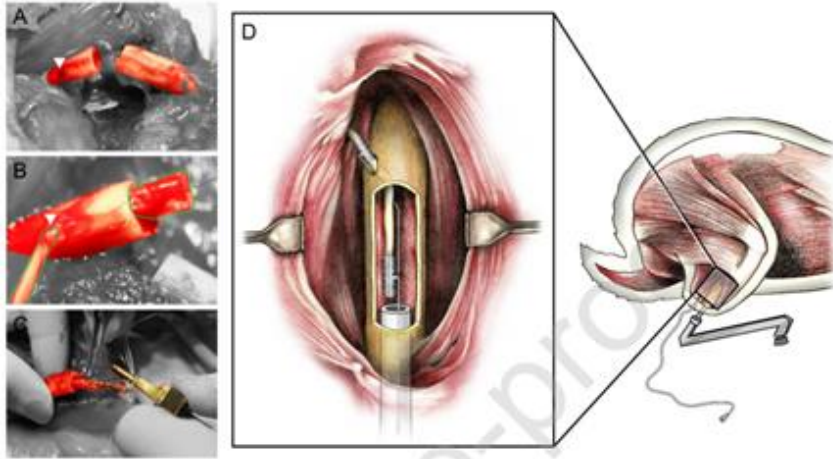
Yeni nesil osseointegre sistemler, hem kemik dokusuna doğrudan bağlantı hem de protezin dış ortamla güvenli iletişimini sağlayan transkutan implantlar aracılığıyla, enfeksiyon riskini en aza indirmek üzere tasarlanmaktadır (Branemark ve ark. 2019). Ayrıca, 3B yazıcı teknolojilerinin kullanımıyla, hayvanın anatomisine tam uyumlu, hafif ve maliyet açısından erişilebilir protezler üretilmektedir (Baş ve Yücekule, 2018; de Souza ve ark. 2025). Bu teknoloji, özellikle büyüme dönemindeki genç hayvanlarda yeniden ölçüm ve üretim kolaylığı sağlamaktadır (Mich ve Kaufmann 2018).

Biyonik protezler ayrıca sensör-entegrasyonlu hale getirilmekte, protezin pozisyonu ve temas basıncını ölçen sistemlerle donatılarak daha doğal yürüyüş paternleri elde edilmektedir (Pálya ve ark. 2022, Lee 2023).

Klinik gözlemler, bu teknolojilerin yalnızca fonksiyonel performansı değil, aynı zamanda hayvanların davranışsal adaptasyonunu ve yaşam kalitesini de olumlu etkilediğini göstermektedir (Lee ve ark. 2021). Dolayısıyla biyonik protezler, gelecekte hem fonksiyonel iyileşme hem de davranışsal refah açısından veteriner ortopedide standardize edilebilir bir çözüm olarak görülmektedir.

2.6.2. Sinir-Arayüz sistemleri

Biyonik protezlerde kontrolün gelişmesiyle birlikte, sinir-arayüz sistemleri (neural interfaces) önemli bir odak noktası hâline gelmiştir. Bu sistemlerde, periferik sinirlerden elde edilen sinyaller, protez hareketlerinin doğrudan biyolojik kontrolüne imkân tanımaktadır (Dingle ve ark. 2020) (Şekil 14.). Böylece protez, kullanıcının istemli kas aktivitesiyle senkronize şekilde çalışmakta ve hayvanın cihazla etkileşimi “refleksif” bir hâl almaktadır. Son yıllarda geliştirilen kronik osseointegre sinir arayüzü protokolleri, uzun dönemli sinir kayıt ve stimülasyonuna olanak tanıyarak sinir rejenerasyonunu desteklemekte ve biyoyumlu implant-sinir iletişimini güçlendirmektedir (Gunderson ve Dingle 2023).



Şekil 14. Bir ratta sinir-arayüz sisteminin intraoperatif görünümleri (A–C) ve şematik gösterimi (D) (Dingle ve ark. 2020).

Ayrıca Wang ve arkadaşları (2025) tarafından geliştirilen biyobozunur sinir arayüz sistemleri, biyoyumlu materyaller kullanarak geçici sinir bağlantısı sağlamayı hedeflemektedir; böylece sinir-protez iletişimi cerrahi müdahale olmaksızın doğal yollarla sonlanabilmektedir. Yapay zekâ destekli algoritmaların bu sistemlerle entegrasyonu

sayesinde, hareket sinyalleri daha doğru tanımlanmakta ve duyuşal geri bildirim (sensory feedback) mümkün hale gelmektedir (Cong ve ark. 2025).

Veteriner hekimlikte bu tür ileri sistemler henüz sınırlı sayıda hayvan üzerinde test edilmiştir; ancak hayvan refahı ve fonksiyonel iyileşmede umut verici sonuçlar elde edilmiştir (Mich 2014, Ceylan 2019). Son yıllarda beyin-bilgisayar arayüzü teknolojilerindeki ilerlemeler, implant elektrotlarının uzun dönemli stabilitesine yönelik çözüm önerileriyle veteriner uygulamalara da öncülük edeceği bildirilmektedir (Gao ve ark. 2025, Lv ve ark. 2025). Gelecekte sinir-arayüz sistemlerinin yaygınlaşması, protez-sinir bütünleşmesinde devrim yaratacağına inanılmaktadır.

2.6.3. Gelişmiş malzeme bilimi ve robotik destekler

Protez teknolojilerinde malzeme bilimi, cihazın konforu, dayanıklılığı ve biyomekanik uyumunda belirleyici bir faktördür. Yeni nesil biyoyumlu malzemeler, protezin hem dayanıklılığını artırmakta hem de doku reaksiyonlarını azaltmaktadır (Eftekhari Ashtiani ve ark. 2021). Titanyum-zirkonyum alaşımları, karbon fiber kompozitler ve akıllı polimerler, geleneksel metal implantlara kıyasla daha hafif ve esnek olup özellikle küçük ırk hayvanlarda kullanılabilirliği artırmaktadır (Mendoza-DeCal ve ark. 2022). Bu gelişmeler, protezlerin hayvanın kas-iskelet sistemiyle biyomekanik uyum içinde çalışmasını mümkün kılmıştır (McLughin 2001, Pálya ve ark. 2022). Ayrıca, robotik destekli protez sistemleri veteriner rehabilitasyonunda giderek daha fazla yer bulmaktadır. Sensör-entegre eklem sistemleri, adaptif salınım mekanizmaları ve aktif destekli yürüyüş platformları, protezli hayvanların hareket kabiliyetini ve denge kontrolünü iyileştirmektedir (Arauz ve ark. 2021).

Bu alandaki yenilikler yalnızca üretim hızını değil, aynı zamanda rehabilitasyon verimliliğini de artırmakta; böylece hastaların klinik iyileşme süresi kısalmaktadır. Uzun vadede robotik protezlerin, veteriner ortopedi pratiğinde hem rehabilitasyon hem de egzersiz desteğı olarak kullanılması öngörülmektedir (Lee 2023).

3. SONUÇ

Gelişen teknoloji, veteriner ortopedi alanında fonksiyonel, biyolojik ve bilişsel entegrasyonu bir araya getiren yeni bir dönemin kapılarını aralamıştır. Biyonik protezlerin, sinir-arayüz sistemleriyle birleşerek aktif duyu-motor kontrol sağlayacağı; gelişmiş malzeme biliminin bu sistemlerin ömrünü uzatacağı öngörülmektedir (Fitzpatrick ve ark. 2011, Mich ve Kaufmann 2018). Robotik destekler ve 3B üretim teknikleri sayesinde veteriner hastalarda daha kişisel, hafif ve biyomekanik açıdan verimli protezler elde edilecektir (Ceylan 2019, Lee 2023).

Bu süreçte klinik başarı, yalnızca cerrahi teknikle değil; mühendislik, malzeme bilimi ve davranış bilimlerinin multidisipliner katkısıyla mümkün olacaktır. Geleceğin veteriner protezleri, yalnızca mekanik bir uzuv değil, öğrenen, hisseden ve adaptif bir biyomekanik sistem olarak hayvanın bütünsel rehabilitasyonuna katkı sunacaktır.

KAYNAKLAR

- Arauz PG, Chiriboga P, García MG, Kao I, Díaz EA, (2021). New technologies applied to canine limb prostheses: A review. *Vet World*, 14(10), 2793.
- Bachman N, Lasso M, Olaode O, Walfield E, Zuhairi M, (2017). Design of a Prosthesis for Canines with Front Limb Deformities. Worcester Polytechnic Institute.
- Banks WJ, Newbrey JW, (1983). Antler development as a unique modification of mammalian endochondral ossification. In: Brown R D, ed. *Antler development in Cervidae*. Kingsville, TX, Caesar Kleberg Wildl Res Inst, p. 279-306.
- Bates TJ, Ferguson JR, Pierrie SN, (2020). Technological advances in prosthesis design and rehabilitation following upper extremity limb loss. *Curr Rev Musculoskelet Med*, 13, 485-493.
- Bertocci GE, Brown N P, Mich PM, (2017). Why owners choose an orthosis over stifle surgery for canine cranial cruciate ligament deficiency. *Top Comp Anim Med*, 32(4), 130-138.
- Brånemark RP, Hagberg K, Kulbacka-Ortiz K, Berlin Ö, Rydevik B, (2019). Osseointegrated percutaneous prosthetic system for the treatment of patients with transfemoral amputation: a prospective five-year follow-up of patient-reported outcomes and complications. *JAAOS-J Am Acad Orthop Surg*, 27(16), e743-e751.
- Branemark R, Branemark PI, Rydevik B, Myers RR, (2001). Osseointegration in skeletal reconstruction and rehabilitation: a review. *J Rehabil Res Dev*, 38(2), 175-182.
- Brown DC, (2014). The canine orthopedic index. a: devising the items. *Vet Surg*, 43(3), 232-240.
- Brown DC, (2014). The canine orthopedic index. b: psychometric testing. *Vet Surg*, 43(3), 241-246.
- Carr BJ, & Dycus DL, (2016). Canine gait analysis. *Recovery & Rehab*, 6(2), 93-100.
- Carr BJ, Canapp S, Petrovitch JL, Campana D, Canapp D, Leasure CS, (2018). Retrospective study on external canine limb prosthesis used in 24 patients. *Vet Evid*, 3(1).
- Carraro F, Bagno A, (2023). Tantalum as trabecular metal for endosseous implantable applications. *Biomimetics*, 8(1), 49.
- Cong B, Zhang H, (2025). Innovative 3D printing technologies and advanced materials revolutionizing orthopedic surgery: Current applications and future directions. *Front Bioeng Biotechnol*, 13, 1542179.
- de Souza MMN, da Cunha Antonioli M, Dos Santos MHM, dos Santos Vêras BM, Carvalho LRR, (2025). 3D exoprosthesis in socket model for dog with amputated pelvic limb: case report. *BMC Vet Res*, 21(1), 1-6.
- Deveci MZY, Altug ME, İşler CT, Alakuş H, Kırgız Ö, Alakuş İ, (2022). Three-dimensional printing applications in veterinary surgery. *J Adv VetBio Sci Tech*, 7(1), 130-142.
- Dickerson VM, Coleman KD, Ogawa M, Saba CF, Cornell KK, Radlinsky MG, Schmiedt CW, (2015). Outcomes of dogs undergoing limb amputation, owner satisfaction with limb amputation procedures, and owner perceptions regarding postsurgical adaptation: 64 cases (2005–2012). *J Am Vet Med Assoc*, 247(7), 786-792.
- Dingle AM, Ness JP, Novello J, Israel JS, Sanchez R, Millevolte AX, Poore SO, (2020). Methodology for creating a chronic osseointegrated neural interface for prosthetic control in rabbits. *J Neurosci Methods*, 331, 108504.

- Dodziuk H, (2016). Applications of 3D printing in healthcare. *Kardiochir Torakochir Pol*, 13(3), 283-293.
- Dowgray N, Comerford E, German AJ, Gardiner J, Pinchbeck G, Bates KT, (2024). Paw pressure and gait in middle-aged client-owned cats with and without naturally-occurring musculoskeletal disease. *PLoS One*, 19(12), e0314629.
- Drygas KA, Taylor R, Sidebotham CG, Hugate RR, McAlexander H, (2008). Transcutaneous tibial implants: a surgical procedure for restoring ambulation after amputation of the distal aspect of the tibia in a dog. *Vet Surg*, 37(4), 322-327.
- Eftekhar Ashtiani R, Alam M, Tavakolizadeh S, Abbasi K, (2021). The role of biomaterials and biocompatible materials in implant-supported dental prosthesis. *Evid Based Complement Alternat Med*, 2021(1), 3349433.
- Farrell BJ, Prilutsky BI, Kistenberg RS, Dalton IV JF, Pitkin M, (2014). An animal model to evaluate skin–implant–bone integration and gait with a prosthesis directly attached to the residual limb. *Clin Biomech*, 29(3), 336-349.
- Fitzpatrick N, Smith TJ, Pendegrass CJ, Yeadon R, Ring M, Goodship AE, Blunn GW, (2011). Intraosseous transcutaneous amputation prosthesis (ITAP) for limb salvage in 4 dogs. *Vet Surg*, 40(8), 909-925.
- Gao W, Yan Z, Zhou H, Xie Y, Wang H, Yang J, Ye Z, (2025). Revolutionizing brain–computer interfaces: overcoming biocompatibility challenges in implantable neural interfaces. *J Nanobiotechnol*, 23(1), 498.
- Gholizadeh H, Osman NA, Eshraghi A, Ali S, Razak NA, (2014). Transtibial prosthesis suspension systems: systematic review of literature. *Clin Biomech*, 29(1), 87-97.
- Girish BJ, (2022). Studies on amputation of limb and use of stump socket prosthesis in dogs.
- Giusto E, Blunn G, de Godoy RF, Liu C, Pendegrass C, (2022). Optimising soft tissue in-growth in vivo in additive layer manufactured osseointegrated transcutaneous implants. *Biomater Transl*, 3(4), 243.
- Goh MR, James DR, (2025). Limb Straightening and Osseointegrated Transcutaneous Amputation Prosthesis in a Dog with Angular Limb Deformity. *VCOT Open*, 8(01), e28-e34.
- Gunderson KA, Odorico SK, Nkana ZH, Sears L, Seils G, Minor RL, Dingle AM, (2023). Essential neural anatomy for creating a clinically translatable osseointegrated neural interface for prosthetic control in sheep. OAE Publishing Inc.
- Hernigou P, (2013). Ambroise Paré IV: The early history of artificial limbs (from robotic to prostheses). *Int Orthop*, 37, 1195-1197.
- Hoellwarth JS, Tetsworth K, Akhtar MA, Al Muderis M, (2022). The clinical history and basic science origins of transcutaneous osseointegration for amputees. *Adv Orthop*, 2022(1), 7960559.
- Horn TJ, (2014). Development and Experimental Evaluation of a Novel, Patient Specific Implant for Limb Sparing Surgery. North Carolina State University.
- Jarrell JR, Farrell BJ, Kistenberg RS, Dalton JF IV, Pitkin M, Prilutsky BI, (2018). Kinetics of individual limbs during level and slope walking with a unilateral transtibial bone-anchored prosthesis in the cat. *J Biomech*, 76, 74-83.
- Kastlunger T, (2020). Design of Prototype Prosthesis for a Canine with a Right Front Limb Deformity as an Alternate Approach to Stabilize Gait and Withstand Gait Forces. Master's

Thesis, California Polytechnic State University.

- Kirpensteijn J, Van den Bos R, Endenburg N, (1999). Adaptation of dogs to the amputation of a limb and their owners' satisfaction with the procedure. *Vet Rec*, 144(5), 115-118.
- Kneringer C, Schnabl-Feichter E, (2024). Intraosseous Transcutaneous Amputation Prosthesis (ITAP) compared to Exoprosthesis in veterinary medicine—a literature review. *Tierarztl Prax K Kleintiere Heimtiere*, 52(06), 359-366.
- Laferrier JZ, Gailey R, (2010). Advances in lower-limb prosthetic technology. *Phys Med Rehabil Clin*, 21(1), 87-110.
- Lascelles BD, Findley K, Correa M, et al. (2007). Kinetic evaluation of normal walking and jumping in cats using a pressure sensitive walkway. *Vet Rec*, 160, 512-516.
- Lavoie S, McFadyen B, Drew T, (1995). A kinematic and kinetic analysis of locomotion during voluntary gait modification in the cat. *Exp Brain Res*, 106, 39-56.
- Liu C, Zhao Q, Liu Y, Wang S, Abel EW, (2008). Reduction of bacterial adhesion on modified DLC coatings. *Colloids Surf B Biointerfaces*, 61(2), 182-187.
- Lv S, Xu Z, Mo F, Wang Y, Duan Y, Liu Y, Cai X, (2025). Long-term stability strategies of deep brain flexible neural interface. *NPJ Flex Electron*, 9(1), 40.
- Magidenko SR, Peterson NW, Pisano G, Buote NJ, (2022). Analysis of patient outcome and owner satisfaction with double limb amputations: 14 dogs and four cats. *J Am Vet Med Assoc*, 260(8), 884-891.
- Marcellin-Little DJ, Drum MG, Levine D, McDonald SS, (2015). Orthoses and exoprostheses for companion animals. *Vet Clin North Am Small Anim Pract*, 45(1), 167-183.
- Mich PM, Kaufmann M, (2018). Veterinary orthotics and prosthetics. *Canine Sports Med Rehabil*, 265-293.
- Nerlich AG, Zink A, Szeimies U, Hagedorn HG, (2000). Ancient Egyptian prosthesis of the big toe. *Lancet*, 356(9248), 2176-2179.
- Neussl T, Lindtner R, Kampik L, Pal S, Schirmer M, Putzer D, Pallua JD, (2025). Quality approaches and standards of 3D printing in orthopedic and traumatological settings: a systematic review. *Explor Musculoskelet Dis*, 3, 100794.
- Pály Z, Rácz K, Nagymáté G, Kiss RM, (2022). Development of a detailed canine gait analysis method for evaluating harnesses: A pilot study. *PLoS One*, 17(3), e0264299.
- Panichi E, Tabbì M, Principato G, Dal Magro V, Valentini F, Currenti M, Macrì F, (2025). Limb-Sparing Surgery and Stifle Arthrodesis Using Patient-Specific 3D-Printed Guides and Endoprosthesis for Distal Femoral Chondrosarcoma in a Dog: A Case Report. *Animals*, 15(5), 673.
- Park H, Islam MS, Grover MA, Klishko AN, Prilutsky BI, DeWeerth SP, (2018). A prototype of a neural, powered, transtibial prosthesis for the cat: benchtop characterization. *Front Neurosci*, 12, 471.
- Paternò L, Ibrahimi M, Gruppioni E, Menciassi A, Ricotti L, (2018). Sockets for limb prostheses: a review of existing technologies and open challenges. *IEEE Trans Biomed Eng*, 65(9), 1996-2010.
- Pendegrass CJ, Goodship AE, Blunn GW, (2006). Development of a soft tissue seal around bone-anchored transcutaneous amputation prostheses. *Biomaterials*, 27(23), 4183-4191.

- Phillips A, Kulendra E, Bishop E, Monk M, Parsons K, House A, (2017). Clinical outcome and complications of thoracic and pelvic limb stump and socket prostheses. *Vet Comp Orthop Traumatol*, 30(04), 265-271.
- Pitkin M, (2013). Design features of implants for direct skeletal attachment of limb prostheses. *J Biomed Mater Res A*, 101(11), 3339-3348.
- Popov VV Jr, Muller-Kamskii G, Katz-Demyanetz A, Kovalevsky A, Usov S, Trofimcow D, Koptyug A, (2019). Additive manufacturing to veterinary practice: Recovery of bony defects after the osteosarcoma resection in canines. *Biomed Eng Lett*, 9(1), 97-108.
- Pratt CA, (1995). Evidence of positive force feedback among hindlimb extensors in the intact standing cat. *J Neurophysiol*, 73, 2578-2583.
- Prochor P, (2017). Finite element analysis of stresses generated in cortical bone during implantation of a novel Limb Prosthesis Osseointegrated Fixation System. *Biocybern Biomed Eng*, 37(2), 255-262.
- Rahal SC, Mesquita LR, Kano WT, Mamprim MJ, Carvalho CM, Fabris VE, Agostinho FS, (2016). Clinical outcome and gait analysis of a cat with bilateral slipped capital femoral epiphysis following bilateral ostectomy of the femoral head and neck. *Vet Q*, 36(2), 115-119.
- Richardson VS, Vozzola EJ, (2008). Analysis of a lower limb prosthesis. Worcester Polytechnic Institute.
- Romans CW, Conzemius MG, Horstman CL, Gordon WJ, Evans RB, (2004). Use of pressure platform gait analysis in cats with and without bilateral onychectomy. *Am J Vet Res*, 65(9), 1276-1278.
- Rybicki FJ, Grant GT, (2017). 3D printing in medicine. Cham: Springer International Publishing.
- Schnabl E, Bockstahler B, (2015). Systematic review of ground reaction force measurements in cats. *Vet J*, 206(1), 83-90.
- Séguin B, Weigel J, (2012). Amputations. In: Tobias K M, Johnston S A, eds. *Vet Surg Small Anim*. St Louis: Saunders, p. 1029-1036.
- Séguin B, Pinard C, Lussier B, Williams D, Griffin L, Podell B, Brailovski V, (2020). Limb-sparing in dogs using patient-specific, three-dimensional-printed endoprosthesis for distal radial osteosarcoma: A pilot study. *Vet Comp Oncol*, 18(1), 92-104.
- Shelton TJ, Beck JP, Bloebaum RD, Bachus KN, (2011). Percutaneous osseointegrated prostheses for amputees: Limb compensation in a 12-month ovine model. *J Biomech*, 44(15), 2601-2606.
- Shiyad MK, Malik V, (2019). Designing and development of external prosthetic limbs and their biomechanical evaluation for partially amputated dogs. *Indian J Vet Surg*, 40(2), 107-111.
- Smith LL, (2006). Prosthetic Limb Development: A Historical Review. *Discussions*, 9.
- Stadig SM, Bergh A K, (2015). Gait and jump analysis in healthy cats using a pressure mat system. *J Feline Med Surg*, 17(6), 523-529.
- Sweet R, (2024). Cash Cows and Dogs with Dentures: Prostheses for Animals in Nineteenth-Century British Culture. *J Victorian Cult*, 29(4), 475-493.
- Thurston AJ, (2007). Paré and prosthetics: the early history of artificial limbs. *ANZ J Surg*, 77(12), 1114-1119.

- Timercan A, Brailovski V, Petit Y, Lussier B, Seguin B, (2019). Personalized 3D-printed endoprostheses for limb sparing in dogs: Modeling and in vitro testing. *Med Eng Phys*, 71, 17-29.
- Verdugo MR, Rahal SC, Agostinho FS, et al., (2013). Kinetic and temporospatial parameters in male and female cats walking over a pressure sensing walkway. *BMC Vet Res*, 9, 129.
- Wagner JR, DeSandre-Robinson DM, Moore GE, Loughin CA, Simons MC, (2022). Complications and owner satisfaction associated with limb amputation in cats: 59 cases (2007–2017). *BMC Vet Res*, 18(1), 147.
- Wang L, Zhang T, Lei J, Wang S, Guan Y, Chen K, Yin L, (2025). A biodegradable and restorative peripheral neural interface for the interrogation of neuropathic injuries. *Nat Commun*, 16(1), 1716.
- Weigel JP, (1993). Amputations. In: Slatter D H, ed. *Textbook of Small Anim Surg*. Vol. 2. Philadelphia: W B Saunders Elsevier Health Sci, Ch. 152, p. 2180-2189.
- Weigel JP, (2020). Amputation. *High-Quality, High-Volume Spay and Neuter and Other Shelter Surgeries*, 375-386.
- Wendland TM, Seguin B, Duerr FM, (2019). Retrospective multi-center analysis of canine socket prostheses for partial limbs. *Front Vet Sci*, 6, 100.
- Wendland TM, Seguin B, Duerr FM, (2023). Prospective evaluation of canine partial limb amputation with socket prostheses. *Vet Med Sci*, 9(4), 1521-1533.
- Zeifang F, Holstein JH, Tosounidis G, Görtz W, Simank HG, (2006). Method of non-destructive mechanical testing of new surface coatings for prostheses. *Biomed Tech (Berl)*, 51(1), 3-7.
- Zink C, Van Dyke JB, (2018). *Canine Sports Med Rehabil*.