

ΕΘΝΙΚΟ ΚΑΙ ΚΑΠΟΔΙΣΤΡΙΑΚΟ ΠΑΝΕΠΙΣΤΗΜΙΟ ΑΘΗΝΩΝ  
ΙΑΤΡΙΚΗ ΣΧΟΛΗ  
ΧΕΙΡΟΥΡΓΙΚΟΣ ΤΟΜΕΑΣ  
Α' ΟΡΘΟΠΑΙΔΙΚΗ ΧΕΙΡΟΥΡΓΙΚΗ ΚΛΙΝΙΚΗ  
ΔΙΕΥΘΥΝΤΗΣ: ΚΑΘΗΓΗΤΗΣ ΠΑΝΑΓΙΩΤΗΣ Ι. ΠΑΠΑΓΓΕΛΟΠΟΥΛΟΣ

**Διάσωση του Άνω Άκρου σε Ασθενείς με Όγκους της Ωμικής Ζώνης**

**Ιωάννης Γ. Τρικούπης**  
Ορθοπαιδικός Χειρουργός

ΔΙΔΑΚΤΟΡΙΚΗ ΔΙΑΤΡΙΒΗ

ΑΘΗΝΑ 2024

ΕΘΝΙΚΟ ΚΑΙ ΚΑΠΟΔΙΣΤΡΙΑΚΟ ΠΑΝΕΠΙΣΤΗΜΙΟ ΑΘΗΝΩΝ  
ΙΑΤΡΙΚΗ ΣΧΟΛΗ  
ΧΕΙΡΟΥΡΓΙΚΟΣ ΤΟΜΕΑΣ  
Α' ΟΡΘΟΠΑΙΔΙΚΗ ΧΕΙΡΟΥΡΓΙΚΗ ΚΛΙΝΙΚΗ  
ΔΙΕΥΘΥΝΤΗΣ: ΚΑΘΗΓΗΤΗΣ ΠΑΝΑΓΙΩΤΗΣ Ι. ΠΑΠΑΓΓΕΛΟΠΟΥΛΟΣ

**Διάσωση του Άνω Άκρου σε Ασθενείς με Όγκους της Ωμικής Ζώνης**

**Ιωάννης Γ. Τρικούπης**  
Ορθοπαιδικός Χειρουργός

ΔΙΔΑΚΤΟΡΙΚΗ ΔΙΑΤΡΙΒΗ

ΑΘΗΝΑ 2024

**Ημερομηνία Αίτησης ορισμού Τριμελούς Συμβουλευτικής Επιτροπής:**

17/05/2019

**Ημερομηνία ορισμού Τριμελούς Συμβουλευτικής Επιτροπής:** 08/10/2019

**Μέλη Τριμελούς Συμβουλευτικής Επιτροπής:**

1. Παναγιώτης Ι. Παπαγγελόπουλος, Καθηγητής, Ιατρική Σχολή ΕΚΠΑ  
(Επιβλέπων)
2. Όλγα Δ. Σαββίδου, Καθηγήτρια, Ιατρική Σχολή ΕΚΠΑ
3. Βασίλειος Α. Κοντογεωργάκος, Αναπληρωτής Καθηγητής Ιατρική Σχολή,  
ΕΚΠΑ

**Ημερομηνία ορισμού θέματος Διατριβής:** 27/11/2019

**Ημερομηνία καταθέσεως Διδακτορικής Διατριβής:** 17/01/2024

**Μέλη Επταμελούς Εξεταστικής Επιτροπής:**

1. Παναγιώτης Ι. Παπαγγελόπουλος, Καθηγητής, Ιατρική Σχολή ΕΚΠΑ
2. Πηνελόπη Κορκολοπούλου, Καθηγήτρια, Ιατρική Σχολή ΕΚΠΑ
3. Όλγα Δ. Σαββίδου, Καθηγήτρια, Ιατρική Σχολή ΕΚΠΑ
4. Ανδρέας Φ. Μαυρογένης, Καθηγητής, Ιατρική Σχολή ΕΚΠΑ
5. Ευστάθιος Θ. Χρονόπουλος, Καθηγητής, Ιατρική Σχολή ΕΚΠΑ
6. Βασίλειος Α. Κοντογεωργάκος, Αναπληρωτής Καθηγητής, Ιατρική Σχολή  
ΕΚΠΑ
7. Ολυμπία Παπακωνσταντίνου, Αναπληρώτρια Καθηγήτρια, Ιατρική Σχολή  
ΕΚΠΑ

**Βαθμός:** Άριστα (7/7 ψήφοι)

**Πρόεδρος Ιατρικής Σχολής:** Καθηγητής Νικόλαος Αρκαδόπουλος

## Ὅρκος Ἱπποκράτους

Ὅμνυμι Ἀπόλλωνα ἰητρὸν, καὶ Ἀσκληπιὸν, καὶ Ὑγίαν, καὶ Πανάκειαν, καὶ θεοὺς πάντας τε καὶ πάσας, ἴστορας ποιούμενος, ἐπιτελέα ποιήσῃν κατὰ δύναμιν καὶ κρίσιν ἐμὴν ὄρκον τόνδε καὶ ξυγγραφὴν τήνδε.

Ἥγησασθαι μὲν τὸν διδάξαντά με τὴν τέχνην ταύτην ἴσα γενέτησιν ἐμοῖσι, καὶ βίου κοινώσασθαι, καὶ χρεῶν χρηρίζοντι μετάδοσιν ποιήσασθαι, καὶ γένος τὸ ἐξ αὐτέου ἀδελφοῖς ἴσον ἐπικρινέειν ἄρρεσι, καὶ διδάξῃν τὴν τέχνην ταύτην, ἣν χρηρίζωσι μανθάνειν, ἄνευ μισθοῦ καὶ ξυγγραφῆς, παραγγελίης τε καὶ ἀκροήσιος καὶ τῆς λοιπῆς ἀπάσης μαθήσιος μετάδοσιν ποιήσασθαι υἰοῖσί τε ἐμοῖσι, καὶ τοῖσι τοῦ ἐμὲ διδάξαντος, καὶ μαθηταῖσι συγγεγραμμένοισί τε καὶ ὄρκισμένοις νόμῳ ἰητρικῷ, ἄλλῳ δὲ οὐδενί.

Διαιτήμασί τε χρήσομαι ἐπ' ὠφελείῃ καμνόντων κατὰ δύναμιν καὶ κρίσιν ἐμὴν, ἐπὶ δηλήσει δὲ καὶ ἀδικίῃ εἴρξῃν.

Οὐ δώσω δὲ οὐδὲ φάρμακον οὐδενὶ αἰτηθεὶς θανάσιμον, οὐδὲ ὑψηγήσομαι ξυμβουλίην τοιήνδε. Ὅμοίως δὲ οὐδὲ γυναικὶ πεσσοῦν φθόριον δώσω. Ἄγνων δὲ καὶ ὁσίως διατηρήσω βίον τὸν ἐμὸν καὶ τέχνην τὴν ἐμήν.

Οὐ τεμέω δὲ οὐδὲ μὴν λιθιῶντας, ἐκχωρήσω δὲ ἐργάτησιν ἀνδράσι πρήξιος τῆσδε.

Ἐς οἰκίας δὲ ὀκόσας ἂν ἐσίω, ἐσελεύσομαι ἐπ' ὠφελείῃ καμνόντων, ἐκτὸς ἐὼν πάσης ἀδικίης ἐκουσίης καὶ φθορίας, τῆς τε ἄλλης καὶ ἀφροδισίων ἔργων ἐπὶ τε γυναικείων σωμάτων καὶ ἀνδρῶν, ἐλευθέρων τε καὶ δούλων.

Ἄ δ' ἂν ἐν θεραπείῃ ἢ ἴδω, ἢ ἀκούσω, ἢ καὶ ἄνευ θεραπείης κατὰ βίον ἀνθρώπων, ἃ μὴ χρὴ ποτε ἐκλαλέεσθαι ἔξω, σιγήσομαι, ἄρρητα ἠγεύμενος εἶναι τὰ τοιαῦτα.

Ὅρκον μὲν οὖν μοι τόνδε ἐπιτελέα ποιέοντι, καὶ μὴ ξυγχεόντι, εἴη ἐπαύρασθαι καὶ βίου καὶ τέχνης δοξαζομένῳ παρὰ πᾶσιν ἀνθρώποις ἐς τὸν αἰεὶ χρόνον. παραβαίνοντι δὲ καὶ ἐπιορκοῦντι, τάναντία τουτέων.

Αφιερωμένο στην οικογένειά μου.

## ΕΥΧΑΡΙΣΤΙΕΣ

Θα ήθελα να ευχαριστήσω θερμά τους ανθρώπους, η υποστήριξη των οποίων ήταν καθοριστική για την εκπόνηση της παρούσας διδακτορικής διατριβής.

Πιο συγκεκριμένα, τον Καθηγητή κ. Παναγιώτη Παπαγγελόπουλο για την εμπιστοσύνη που μου έδειξε, με την ανάθεση της παρούσας διατριβής, καθώς και για την επιστημονική και ηθική υποστήριξη κατά τη διάρκεια της διεκπεραίωσης της. Εξίσου καθοριστική ήταν και η συμβολή της Καθηγήτριας Κας Όλγας Σαββίδου και του Αναπληρωτή Καθηγητή Βασίλειου Κοντογεωργάκου. Χωρίς την επιστημονική καθοδήγηση και εποπτεία, η ολοκλήρωση της παρούσας διατριβής θα ήταν ανέφικτη.

Επιπλέον, θα ήθελα να ευχαριστήσω όλα το ιατρικό, νοσηλευτικό και διοικητικό προσωπικό της Α' Ορθοπαιδικής Χειρουργικής Κλινικής του ΕΚΠΑ, στο Π.Γ.Ν. Αττικόν, για τη συμβολή τους στην πραγματοποίηση της διατριβής.

Επίσης, θα ήθελα να ευχαριστήσω τους συναδέλφους κ. Ανδρέα Τσαντέ και κ. Δημήτριο Παπαδόπουλο, των οποίων η συμβολή ήταν καθοριστική στην πραγματοποίηση της παρούσας διατριβής.

Τέλος, θέλω να ευχαριστήσω την οικογένεια μου για την αδιάλειπτη στήριξη καθ' όλη τη διάρκεια της πορείας μου στην Ιατρική και στη ζωή μου.

## **ΒΙΟΓΡΑΦΙΚΟ ΣΗΜΕΙΩΜΑ**

### **ΠΡΟΣΩΠΙΚΕΣ ΠΛΗΡΟΦΟΡΙΕΣ**

**Όνοματεπώνυμο:** Ιωάννης Γ. Τρικούπης

**Εθνικότητα/ Υπηκοότητα:** Ελληνική

**Ημερομηνία Γέννησης:** 17/07/1991

**Φύλο:** Άρρεν

### **ΕΚΠΑΙΔΕΥΣΗ**

1. Πρόγραμμα Μεταπτυχιακών Σπουδών : «Μυοσκελετική Ογκολογία: Διάγνωση, Θεραπεία, Έρευνα», Ιατρική Σχολή, ΕΚΠΑ, 10/2021 – σήμερα
2. Πρόγραμμα Μεταπτυχιακών Σπουδών : «Διοίκηση Μονάδων Υγείας» Ελληνικό Ανοικτό Πανεπιστήμιο, Πάτρα (09/2020)
3. Ιατρική Σχολή, Αριστοτέλειο Πανεπιστήμιο Θεσσαλονίκης (06/2015)

### **ΕΠΑΓΓΕΛΜΑΤΙΚΗ ΕΜΠΕΙΡΙΑ**

1. Ειδικευμένος Ορθοπαιδικός Χειρουργός, Α Πανεπιστημιακή Ορθοπαιδική Χειρουργική Κλινική ΕΚΠΑ, Π.Γ.Ν. Αττικών, (11/2023 – Σήμερα)
2. Ειδικευόμενος Ιατρός, Α Πανεπιστημιακή Ορθοπαιδική Χειρουργική Κλινική ΕΚΠΑ, Π.Γ.Ν. Αττικών, (09/2018 – 10/2023)
3. Ειδικευόμενος Γενικής Χειρουργικής, Γενικό Νοσοκομείο Πρέβεζας, (03/2017 – 01/2018)
4. Ειδικευόμενος Γενικής Χειρουργικής, Θεαγένειο Αντικαρκινικό Νοσοκομείο Θεσσαλονίκης (10/2016 – 12/2016)
5. Σμηνίτης Ιατρός, Ελληνική Αεροπορία (09/2015 – 06/2016)

### **ΕΡΕΥΝΗΤΙΚΗ ΔΡΑΣΤΗΡΙΟΤΗΤΑ**

Αριθμός δημοσιεύσεων σε διεθνή περιοδικά (Indexed Pubmed) : 21

Προφορικές και αναρτημένες ανακοινώσεις σε ελληνικά και διεθνή συνέδρια :

Περισσότερες από 50

Συμμετοχή σε περισσότερα από 50 ελληνικά και διεθνή συνέδρια και workshops

## ΜΕΛΟΣ ΕΠΙΣΤΗΜΟΝΙΚΩΝ ΕΤΑΙΡΙΩΝ

1. Ελληνική Εταιρία Χειρουργικής Ορθοπαιδικής και Τραυματολογίας
2. International Society of Orthopaedic Surgery and Traumatology (SICOT)
3. European Musculoskeletal Oncology Society (EMSOS)

## ΞΕΝΕΣ ΓΛΩΣΣΕΣ

1. Ελληνικά, μητρική γλώσσα
2. Αγγλικά, άριστη γνώση
3. Γερμανικά, άριστη γνώση
4. Γαλλικά, βασική γνώση

## ΔΗΜΟΣΙΕΥΣΕΙΣ ΣΕ ΔΙΕΘΝΗ ΠΕΡΙΟΔΙΚΑ

1. Trikoupi IG, Mavrodontis II, Papadopoulos DV, Goumenos SD, Georgoulis DA, Gavriil P, Melissaridou D, Savvidou OD, Kontogeorgakos VA, Papagelopoulos PJ. 3D-printed glenoid implant reconstruction, after partial scapulectomy for malignant tumors: a case series. *Eur J Orthop Surg Traumatol*. 2024 Jan 27.
2. Mavrodontis II, Trikoupi IG, Kontogeorgakos VA, Savvidou OD, Papagelopoulos PJ. Point-of-Care Orthopedic Oncology Device Development. *Current Oncology*. 2024; 31(1):211-228.
3. Tsantes AG, Papadopoulos DV, Goumenos S, Trikoupi IG, Tsante KA, Bellou V, Koulouvaris P, Houhoula D, Kriebardis A, Piovani D, Nikolopoulos GK, Mavrogenis AF, Papagelopoulos PJ, Bonovas S, Tsantes AE. A Pilot Observational Study Evaluating the Diagnostic Capacity of Rotational Thromboelastometry in Periprosthetic Joint Infections. *J Bone Joint Surg Am*. 2023 Dec 20;105(24):1980-1986.
4. Savvidou O, Gavriil P, Trikoupi IG, Goumenos S, Vottis C, Melissaridou D, Kaspiris A, Megaloikonomos PD, Papagelopoulos P. Ipsilateral Hip and Knee Reconstruction Using an Intramedullary Total Femoral Replacement System. *J Long Term Eff Med Implants*. 2024;34(1):59-63



5. Savvidou OD, Kaspiris A, Goumenos S, Trikoupis I, Melissaridou D, Kalogeropoulos A, Serenidis D, Georgoulis JD, Lianou I, Koulouvaris P, Papagelopoulos PJ. Knee Arthrodesis with a Modular Silver-Coated Endoprosthesis for Infected Total Knee Arthroplasty with Extensive Bone Loss: A Retrospective Case-Series Study. *J Clin Med*. 2023 May 22;12(10):3600.
6. Georgoulis JD, Melissaridou D, Patras K, Megaloikonomos PD, Trikoupis I, Savvidou OD, Papagelopoulos PJ. Neuromuscular activity of the lower-extremities during running, landing and changing-of-direction movements in individuals with anterior cruciate ligament reconstruction: a review of electromyographic studies. *J Exp Orthop*. 2023 Apr 14;10(1):43.
7. Tsantes AG, Loukopoulou I, Papadopoulos DV, Trikoupis IG, Sokou R, Tsante KA, Mantzios PG, Nikolopoulos GK, Koulouvaris P, Houhoula D, Piovani D, Papagelopoulos PJ, Bonovas S, Tsantes AE. Fibrinolysis shutdown and elevated D-dimer levels have high prognostic capacity for postoperative thromboembolic complications in patients with bone tumors. *J Thromb Thrombolysis*. 2023 Apr;55(3):536-544.
8. Iliopoulou-Kosmadaki S, Hadjimichael AC, Kaspiris A, Lianou I, Kalogridaki M, Trikoupis I, Touzopoulos P, Velivasakis E, Sperelakis I, Laskaratou ED, Melissaridi D, Vasiliadis E, Kontakis G, Papagelopoulos PJ, Savvidou OD. Impact of Preoperative Quality of Life and Related Factors on the Development of Surgical Site Infections Following Primary Total Joint Arthroplasty: A Prospective Case-Control Study with a Five-Year Follow-Up. *Adv Orthop*. 2023 Feb 2;2023:7010219.
9. Trikoupis IG, Savvidou OD, Tsantes AG, Papadopoulos DV, Goumenos SD, Vottis C, Kaspiris A, Kontogeorgakos V, Papagelopoulos PJ. Prosthetic Reconstruction of the Shoulder After Resection of Proximal Humerus Bone Tumor. *Orthopedics*. 2022 Nov-Dec;45(6):e335-e341.
10. Tsantes AG, Papadopoulos DV, Roustemis AG, Trikoupis IG, Piovani D, Tsante KA, Mantzios PG, Mavrogenis AF, Sokou R, Kokoris SI, Kriebardis AG, Papagelopoulos PJ, Bonovas S, Tsantes AE. Rotational Thromboelastometry Predicts Transfusion Requirements in Total Joint Arthroplasties. *Semin Thromb Hemost*. 2023 Mar;49(2):134-144.
11. Tsantes AG, Loukopoulou I, Papadopoulos DV, Trikoupis IG, Roustemis AG, Goumenos S, Sokou R, Tsante KA, Kriebardis AG, Koulouvaris P, Houhoula D,

- Piovani D, Papagelopoulos PJ, Bonovas S, Tsantes AE. The Hypercoagulable Profile of Patients with Bone Tumors: A Pilot Observational Study Using Rotational Thromboelastometry. *Cancers (Basel)*. 2022 Aug 15;14(16):3930.
12. Tsantes AG, Papadopoulos DV, Markou E, Zarokostas K, Sokou R, Trikoupis I, Mavrogenis AF, Houhoula D, Piovani D, Bonovas S, Tsantes AE, Tsakris A, Vrioni G. *Aspergillus* spp. osteoarticular infections: an updated systematic review on the diagnosis, treatment and outcomes of 186 confirmed cases. *Med Mycol*. 2022 Aug 3;60(8):myac052.
  13. Savvidou OD, Gavriil P, Trikoupis I, Kaspiris A, Melissaridou DE, Papakonstantinou O, Korkolopoulou P, Papagelopoulos PJ. Three-dimensional Printed Endoprosthesis for Reconstruction of the Distal Tibia and Ankle Joint After Tumor Resection. *Orthopedics*. 2022 Nov-Dec;45(6):e348-e352.
  14. Savvidou OD, Goumenos S, Trikoupis I, Kaspiris A, Melissaridou D, Gavriil P, Georgoulis J, Papagelopoulos PJ. Oncological and Functional Outcomes after Hemicortical Resection and Biological Reconstruction Using Allograft for Parosteal Osteosarcoma of the Distal Femur. *Sarcoma*. 2022 Jun 2;2022:5153924.
  15. Tsantes AG, Papadopoulos DV, Trikoupis IG, Tsante KA, Mavrogenis AF, Koulouvaris P, Vaiopoulos AG, Piovani D, Nikolopoulos GK, Kokoris SI, Bonovas S, Papagelopoulos PJ, Tsantes AE. The Prognostic Performance of Rotational Thromboelastometry for Excessive Bleeding and Increased Transfusion Requirements in Hip Fracture Surgeries. *Thromb Haemost*. 2022 Jun;122(6):895-904.
  16. Tsantes AG, Trikoupis IG, Papadopoulos DV, Goumenos S, Piovani D, Nikolopoulos GK, Gialeraki A, Bonovas S, Papagelopoulos PJ, Kontogeorgakos VA, Tsantes AE. The Safety and Efficacy of Tranexamic Acid in Oncology Patients Undergoing Endoprosthetic Reconstruction and a ROTEM-Based Evaluation of Their Hemostatic Profile: A Pilot Study. *Cancers (Basel)*. 2021 Aug 5;13(16):3951.
  17. Tsantes AG, Papadopoulos DV, Trikoupis IG, Goumenos S, Piovani D, Tsante KA, Mavrogenis AF, Vaiopoulos AG, Koulouvaris P, Nikolopoulos GK, Papagelopoulos PJ, Bonovas S, Tsantes AE. The Procoagulant Effect of COVID-19 on the Thrombotic Risk of Patients with Hip Fractures Due to Enhanced Clot Strength and Fibrinolysis Shutdown. *J Clin Med*. 2021 Jul 30;10(15):3397.

18. Tsantes AG, Papadopoulos DV, Trikoupis IG, Tsante KA, Mavrogenis AF, Koulouvaris P, Piovani D, Kriebardis AG, Gialeraki A, Nikolopoulos GK, Bonovas S, Papagelopoulos PJ, Tsantes AE. Rotational Thromboelastometry Findings Are Associated with Symptomatic Venous Thromboembolic Complications after Hip Fracture Surgery. *Clin Orthop Relat Res*. 2021 Jun 2.
19. Tsantes AG, Trikoupis IG, Papadopoulos DV, Tsante KA, Mavrogenis AF, Koulouvaris P, Savvidou OD, Kontogeorgakos VA, Piovani D, Kriebardis AG, Bonovas S, Papagelopoulos PJ, Tsantes AE. Higher coagulation activity in hip fracture patients: A case-control study using rotational thromboelastometry. *Int J Lab Hematol*. 2021 Jun;43(3):477-484.
20. Markatos K, Savvidou OD, Foteinou A, Kosmadaki S, Trikoupis I, Goumenos SD, Papagelopoulos PJ. Hallmarks in the History and Development of Total Hip Arthroplasty. *Surg Innov*. 2020 Dec;27(6):691-694
21. Savvidou OD, Kaspiris A, Trikoupis I, Kakouratos G, Goumenos S, Melissaridou D, Papagelopoulos PJ. Efficacy of antimicrobial coated orthopaedic implants on the prevention of periprosthetic infections: a systematic review and meta-analysis. *J Bone Jt Infect*. 2020 Jun 27;5(4):212-222.
22. Savvidou O, Lontos M, Tsantes AG, Papadopoulos DV, Trikoupis IG, Patapis P, Papagelopoulos PJ. Endoprosthetic Reconstruction of Type II Pelvic Resections. *J Long Term Eff Med Implants*. 2020;30(1):69-76

# ΠΕΡΙΕΧΟΜΕΝΑ

<b>ΠΕΡΙΕΧΟΜΕΝΑ .....</b>	<b>1</b>
<b>I. ΓΕΝΙΚΟ ΜΕΡΟΣ .....</b>	<b>3</b>
<b>1. Ανατομία ωμικής ζώνης .....</b>	<b>4</b>
1.1 Εισαγωγή.....	4
1.2 Οστικές δομές .....	4
1.2.1 Κλείδα.....	4
1.2.2 Ωμοπλάτη .....	5
1.2.3 Εγγύς βραχιόνιο.....	6
1.3 Μυϊκές δομές .....	6
1.3.1 Πρόσθιοι μύες του θώρακα.....	7
1.3.2 Οπίσθιοι μύες του θώρακα .....	8
1.3.3 Ωμοβραχιόνιοι μυς .....	8
1.4 Αρθρώσεις και σύνδεσμοι.....	9
1.4.1 Ακρωμιοκλειδική άρθρωση.....	10
1.4.2 Γληνοβραχιόνια άρθρωση .....	10
1.5 Αγγεία και Νεύρα.....	11
1.5.1 Αγγεία .....	11
1.5.2 Νεύρα .....	11
<b>2. Εμβιομηχανική ώμου.....</b>	<b>12</b>
2.1 Εισαγωγή .....	12
2.2 Κινητικότητα.....	13
2.2.1 Μηχανισμός κλειστής αλύσου .....	13
2.2.2 Γληνοβραχιόνιοι σύνδεσμοι .....	14
2.2.3 Λειτουργία των μυών .....	14
<b>3. Μυοσκελετική Ογκολογία.....</b>	<b>15</b>
3.1 Εισαγωγή.....	15
3.2 Επιδημιολογία .....	15
3.3 Παθολογική φυσιολογία και βιολογική συμπεριφορά.....	17
3.4 Μετάσταση μυοσκελετικών όγκων.....	18

3.5 Σταδιοποίηση .....	19
<b>4 Επεμβάσεις διάσωσης μέλους (Limb salvage Surgery) .....</b>	<b>21</b>
4.1 Ιστορική αναδρομή.....	21
4.2 Ενδοπροθέσεις και εφαρμογές τρισδιάστατης εκτύπωσης στις επεμβάσεις διάσωσης μέλους.....	22
4.3 Επεμβάσεις διάσωσης μέλους: όγκοι εγγύς βραχιονίου .....	24
4.4 Επεμβάσεις διάσωσης μέλους: Όγκοι ωμοπλάτης .....	31
<b>II. ΕΙΔΙΚΟ ΜΕΡΟΣ .....</b>	<b>35</b>
<b>5. Επεμβάσεις διάσωσης μέλους.....</b>	<b>36</b>
5.1 Μυοσκελετικοί όγκοι εγγύς βραχιονίου.....	36
5.1.1 Εισαγωγή .....	36
5.1.2 Υλικό και μέθοδοι .....	37
5.1.3 Αποτελέσματα.....	43
5.1.4 Συζήτηση.....	47
5.1.5 Συμπεράσματα .....	50
5.2 Όγκοι ωμογλήνης .....	50
5.2.1 Εισαγωγή .....	50
5.2.2 Ασθενείς και μέθοδοι .....	51
5.2.3 Αποτελέσματα.....	55
5.2.4 Συζήτηση.....	56
5.2.5 Συμπεράσματα .....	57
<b>6. Περίληψη .....</b>	<b>59</b>
<b>7. Summary (Περίληψη στα αγγλικά).....</b>	<b>61</b>
<b>III. ΒΙΒΛΙΟΓΡΑΦΙΑ .....</b>	<b>63</b>
<b>IV. ΔΗΜΟΣΙΕΥΜΕΝΕΣ ΜΕΛΕΤΕΣ ΑΠΟ ΤΗ ΔΙΔΑΚΤΟΡΙΚΗ ΔΙΑΤΡΙΒΗ.....</b>	<b>84</b>

## I. ΓΕΝΙΚΟ ΜΕΡΟΣ

## 1.Ανατομία ωμικής ζώνης

### 1.1 Εισαγωγή

Το άνω άκρο αρθρώνεται με το υπόλοιπο σώμα στην περιοχή του ώμου. Η στερνοκλειδική άρθρωση αποτελεί το μοναδικό οστέινο στοιχείο που ενώνει τον κορμό του σώματος με το άνω άκρο. Παρ' όλο που η στερνοκλειδική και η ακρωμιοκλειδική άρθρωση, αποτελούν αναπτυξιολογικά αντίθετες αρθρώσεις, και οι δύο διαθέτουν ινοχόνδρινο δίσκο και ινοχόνδρινη αρθρική επιφάνεια. Η άρθρωση του ώμου εξασφαλίζει πολύ μεγάλο εύρος κίνησης στο άνω άκρο, γεγονός όμως που καθιστά τις ανατομικές δομές της ωμικής ζώνης αρκετά ευάλωτες.

### 1.2 Οστικές δομές

#### 1.2.1 Κλείδα

Η κλείδα αποτελεί κυλινδρικό οστό σχήματος 's'. Οι ανατομικές παραλλαγές του σχήματός της δεν είναι σπάνιες και περιλαμβάνουν περιπτώσεις με μεγάλη κυρτότητα καθώς και περιπτώσεις που το οστό εμφανίζει σχεδόν ευθύ σχήμα<sup>1</sup>. Οι ανατομικές παραλλαγές του σχήματος έχουν μεγάλη σημασία κατά την απεικόνιση του οστού, καθώς μπορεί λανθασμένα να ερμηνευτούν ως οστεοπυκνωτικές ή οστεολυτικές εστίες. Το έσω ή στερνικό άκρο της κλείδας είναι κυρτό προς τα εμπρός, και καταλήγει να λαμβάνει τριγωνική μορφή στο σημείο που αρθρώνεται με τη λαβή του στέρνου, ενώ το έξω ήμισυ του οστού είναι κοίλο προς τα έξω, και αποπλατώνεται στο ακρωμιακό άκρο, όπου εμφανίζει μια μικρή οβάλ ακρωμιακή αρθρική επιφάνεια. Στο έξω ήμισυ του οστού παρατηρούνται επίσης οστικά φύματα, στα οποία καταφύονται μυς<sup>2</sup>. Η άνω επιφάνεια του οστού είναι ομαλή και βρίσκεται ακριβώς κάτω από το δέρμα, ενώ η κάτω επιφάνειά του είναι τραχεία λόγω των ισχυρών συνδέσμων που ενώνουν το οστό με την πρώτη πλευρά

Εμβρυολογικά η κλείδα παρουσιάζει δυο ιδιαιτερότητες. Αρχικά, αναπτύσσεται από μία επιφυσιακή πλάκα, τη στερνική και έπειτα, η οστεοποίησή της γίνεται κυρίως υμενογενώς.

### 1.2.2 Ωμοπλάτη

Η ωμοπλάτη αποτελεί έναν τριγωνικό οστικό σχηματισμό με πεπαχυσμένο περίγραμμα και λεπτότερα κεντρικά σημεία. Βρίσκεται στην οπίσθια έξω επιφάνεια του θώρακα, καταλαμβάνοντας την επιφάνεια από την 2<sup>η</sup> ως και την 7<sup>η</sup> πλευρά. Η ραχιαία επιφάνειά της, χωρίζεται από την ωμοπλατιαία άκανθα στον υπερακάνθιο και τον υπακάνθιο βόθρο. Το άνω χείλος, το ακρώμιο, η ωμογλήνη, και η κορακοειδής απόφυση αποτελούν ανατομικούς σχηματισμούς με ιδιαίτερο κλινικό ενδιαφέρον.

Άνω χείλος: Ακριβώς επί τα έσω της βάσης της κορακοειδούς απόφυσης, βρίσκεται η υπερπλάτια εντομή, η οποία μπορεί να εμφανίζεται σε διάφορα μεγέθη και με ποικίλο βάθος. Έχουν περιγραφεί τουλάχιστον 5 ανατομικές παραλλαγές, με αυτή, όμως, στην οποία η υπερπλάτια εντομή λαμβάνει χαρακτηριστικό σχήμα “U”, να είναι η συχνότερη και να αφορά περισσότερο από το 40% των ανθρώπων<sup>3-5</sup>.

Ακρώμιο: Η ωμοπλατιαία άκανθα κατά την πορεία της από το έσω προς το έξω χείλος της ωμοπλάτης, κάμπτεται, και καταλήγει στο σχηματισμό του ακρωμίου. Παρά το όνομά του, το ακρώμιο δεν αποτελεί το πιο ακραίο σημείο της άρθρωσης του ώμου. Αντιθέτως, το έξω χείλος του ακρωμιακού άκρου της κλείδας θεωρείται, ανατομικά, το πιο ακραίο σημείο της άρθρωσης. Για τον σχηματισμό του ακρωμίου, πολλαπλοί πυρήνες οστέωσης ενώνονται μέχρι την ηλικία των 25 ετών. Αρχικά, οι πυρήνες οστέωσης σχηματίζουν το πρόσθιο, το μέσο και το οπίσθιο τμήμα του ακρωμίου, τα οποία στην συνέχεια συνενώνονται σχηματίζοντας την τελική οστική δομή<sup>6</sup>. Επιπλέον, η κλίση του ακρωμίου μπορεί να εμφανίσει τρεις τύπους: Τύπος 1, επίπεδο, και αφορά το 10% περίπου των ανθρώπων, Τύπος 2, κυρτό και παρατηρείται στο 89% περίπου των ανθρώπων και Τύπος 3, αγκιστρωτό που εμφανίζεται στους υπόλοιπους<sup>7</sup>. Το συχνά ανώμαλο, ουραίο τμήμα του ακρωμίου καλύπτεται από παχύ στρώμα περιοστέου, το οποίο στο ανώτερο τμήμα του επικαλύπτεται από πυκνό συνδετικό ιστό.

Ωμογλήνη: Το έξω χείλος της ωμοπλάτης σχηματίζει την ωμογλήνη, η οποία παρουσιάζει ελλειπτικό σχήμα και καταλαμβάνει επιφάνεια 6-8 cm<sup>2</sup><sup>8</sup>. Κάτωθεν του κέντρου της ωμογλήνης, μια διακριτή υπέγερση του οστέινου πυθμένα της ωμογλήνης, σχηματίζει μια ευδιάκριτη δομή που ονομάζεται φύμα της ωμογλήνης<sup>9,10</sup>. Άνωθεν της ωμογλήνης παρατηρείται ένα ανατομικό ενδοαρθρικό στοιχείο, ποικίλης μορφολογίας, το οποίο ονομάζεται υπεργλήνιο φύμα και αποτελεί το σημείο έκφυσης του τένοντα της μακράς κεφαλής του δικεφάλου, ενώ εξωαρθρικά, ένα εκατοστό κάτωθεν της ωμογλήνης αναγνωρίζεται το υπογλήνιο φύμα, σημείο έκφυσης της μακράς κεφαλής



του τρικέφαλου μυός. Η αρθρική επιφάνεια της ωμογλήνης εμφανίζει 4-8° οπίσθια κλίση, γεγονός που προδιαθέτει στην εμφάνιση πρόσθιων εξάρθρωμάτων της γληνοβραχιόνιας άρθρωσης.

Κορακοειδής απόφυση: Η κορακοειδής απόφυση βρίσκεται άνωθεν της ωμογλήνης και προβάλλει προς τα εμπρός και έξω. Το σχήμα της μοιάζει με ράμφος πτηνού, απ' όπου έλαβε και το όνομά της. Αποτελεί σημαντικό ανατομικό στοιχείο, καθώς σε αυτήν εκφύονται και καταφύονται σύνδεσμοι, οι οποίοι συμβάλλουν καθοριστικά στη σταθερότητα της άρθρωσης του ώμου.

### 1.2.3 Εγγύς βραχιόνιο

Το εγγύς βραχιόνιο αποτελείται από την κεφαλή, την οποία χωρίζει από το υπόλοιπο οστό, ο ανατομικός αυχέννας. Η κεφαλή του βραχιονίου αποτελεί την αρθρική επιφάνεια και καταλαμβάνει εμβαδόν 20-30 cm<sup>2</sup>. Από τον ανατομικό αυχένα του βραχιονίου διέρχονται αρκετά τροφοφόρα αγγεία, τα οποία εξασφαλίζουν την αιμάτωση της κεφαλής. Βασικό ανατομικό σχηματικό αποτελεί η αύλακα του τένοντα της μακράς κεφαλής του δικεφάλου μυός, η οποία καλύπτεται από πυκνό ινοχόνδρινο ιστό και από την οποία διέρχεται ο ομώνυμος τένοντας<sup>11,12</sup>. Επί τα εκτός της αύλακας αναγνωρίζεται το μείζον βραχιόνιο όγκωμα, σημείο κατάφυσης των τενόντων του υπερακάνθιου, του υπακάνθιου και του ελάσσονος στρογγύλου μυός, ενώ επί τα έσω το έλασσον βραχιόνιο όγκωμα, σημείο κατάφυσης του υποπλάτιου μυός. Κάτω από την βραχιόνιο κεφαλή, το ανωφερέστερο σημείο της διάφυσης του βραχιονίου οστού, ονομάζεται χειρουργικός αυχέννας, λόγω της συχνής εμφάνισης καταγμάτων στο συγκεκριμένο σημείο<sup>13</sup>.

### 1.3 Μυϊκές δομές

Ο ώμος αποτελεί την πιο ελεύθερα κινούμενη άρθρωση στο ανθρώπινο σώμα. Η γληνοβραχιόνια άρθρωση μπορεί να εκτελέσει, με μεγάλο εύρος κίνησης, κάμψη, έκταση, προσαγωγή, απαγωγή, έσω και έξω στροφή<sup>14</sup>. Εκτός της κινητικότητας του άνω άκρου, οι μυς της ωμικής ζώνης συνεισφέρουν σημαντικά στην σταθερότητα της άρθρωσης. Η βασική μυϊκή ομάδα της ωμικής ζώνης περιλαμβάνει τους μυς του στροφικού πετάλου (υπερακάνθιος, υπακάνθιος, έλασσον στρογγύλος και υποπλάτιος)<sup>15,16</sup>. Στους υπόλοιπους μυς του ώμου περιλαμβάνονται οι μείζον και έλασσον θωρακικός, ο δελτοειδής, ο τραπεζοειδής και ο πρόσθιος οδοντωτός. Εμβρυολογικά, η ανάπτυξη των μυών του άνω και κάτω άκρου, εμφανίζεται κατά την 7<sup>η</sup> εβδομάδα της

εμβρυικής ανάπτυξης, όπου μεσεγγυματικά κύτταρα μεταναστεύουν στην περιοχή ανάπτυξης των άκρων και διαφοροποιούνται σε μυϊκά κύτταρα. Οι μύες της ωμικής ζώνης σχηματίζονται νωρίτερα, συγκριτικά με του μύες του άνω σκέλους<sup>17</sup>.

### 1.3.1 Πρόσθιοι μύες του θώρακα

Ο μείζων και ελάσσων θωρακικός, ο υποκλείδιος και πρόσθιος οδοντωτός εκφύονται από τον αξονικό σκελετό και καταφύονται στην ωμική ζώνη, συμβάλλοντας έτσι στην κίνηση του άνω άκρου.

- Ο μείζων θωρακικός μυς αποτελεί ένα μεγάλο πεπλατυσμένο μυϊκό σχηματισμό που καλύπτει την πρόσθια και άνω πλευρά του θώρακα. Η στερνοπλευρική κεφαλή του συμβάλει στο σχηματισμό του προσθίου τοιχώματος της μασχάλης. Επιπλέον, σε συνδυασμό με τον παρακείμενο δελτοειδή μυ, σχηματίζουν την θωρακοδελτοειδική αύλακα, εντός της οποίας πορεύεται η κεφαλική φλέβα. Η κύρια λειτουργία του μυός, συνίσταται στην προσαγωγή και έσω στροφή του βραχιονίου οστού και στην προς τα εμπρός και κάτω έλξη της ωμοπλάτης.
- Ο ελάσσων θωρακικός μυς καλύπτεται σχεδόν εξ ολοκλήρου από τον μείζονα θωρακικό. Έχει τριγωνικό σχήμα και εκφύεται κοντά στους πλευρικούς χόνδρους της 3<sup>ης</sup> -5<sup>ης</sup> πλευράς. Η κύρια λειτουργία του περιλαμβάνει την σταθεροποίηση της ωμοπλάτης, κατά την έκταση του άνω άκρου, και την ανύψωση των πλευρών, κατά τη βαθιά εισπνοή.
- Ο υποκλείδιος μυς βρίσκεται ακριβώς κάτω από την κλείδα και σε θέση ανάπαυσης του άκρου, έχει σχεδόν οριζόντιο σχήμα. Κύρια λειτουργία του αποτελεί η καθέλκυση/σταθεροποίηση της κλείδας, κατά την κίνηση του άνω άκρου, καθώς και η προστασία του υποκλείδιου αγγειονευρώδους δεματίου.
- Ο πρόσθιος οδοντωτός μυς αποτελεί ένα ιδιαίτερα ισχυρό μυ της ωμικής ζώνης. Παρουσιάζει πολλαπλά σημεία πρόσφυσης, στην πρόσθια επιφάνεια του έσω χείλους της ωμοπλάτης, καθώς και της κάτω γωνίας αυτής. Η κύρια λειτουργία του περιλαμβάνει την στροφή της ωμοπλάτης, ώστε να ανυψωθεί η ωμογλήνη, όταν το βραχιόνιο ανυψώνεται πάνω από 90 μοίρες. Επιπλέον, συμβάλει στη συγκράτηση της ωμοπλάτης στο θωρακικό τοίχωμα.

### 1.3.2 Οπίσθιοι μύες του θώρακα

#### *Επιπολής ομάδα*

- Ο τραπεζοειδής μυς αποτελεί μεγάλο, τριγωνικής μορφής μυ, που καλύπτει την οπίσθια επιφάνεια της αυχενικής μοίρας της σπονδυλικής στήλης και το ανώτερο τμήμα του κορμού. Συντελεί στην ανάρτηση του άνω άκρου και συνδέει την ωμική ζώνη με το κρανίο και τη σπονδυλική στήλη. Οι ίνες του χωρίζονται σε τρεις ομάδες. Οι κατιούσες συμβάλουν στην ανύψωση της ωμοπλάτης, οι μεσαίες στην έλξη αυτής και οι ανιούσες στην καθέλκυση της ωμοπλάτης.
- Πλατύς ραχιαίος, αποτελεί πλατύ μυ, σχήματος βεντάλιας, ο οποίος συνδέει απευθείας το θωρακικό τοίχωμα με το βραχιόνιο οστό. Στις βασικές λειτουργίες του περιλαμβάνονται η έκταση, η προσαγωγή και η έσω στροφή του βραχιονίου, καθώς και η προς τα κάτω στροφή της ωμοπλάτης.

#### *Εν τω βάθει ομάδα*

- Ανεκκτήρας της ωμοπλάτης. Ο μυς συνδέει τις εγκάρσιες αποφύσεις των ανώτερων αυχενικών σπονδύλων με το άνω, έσω χείλος της ωμοπλάτης. Βασικές λειτουργίες του μυός αποτελούν η σταθεροποίηση της ωμοπλάτης και η στροφή αυτής, με τελικό αποτέλεσμα την μετατόπιση της ωμογλήνης προς τα κάτω.
- Ρομβοειδής. Αποτελείται από τον μείζονα και ελάσσονα ρομβοειδή μυ, οι οποίοι δεν είναι πάντοτε διακριτοί μεταξύ τους. Έχουν ρομβοειδές σχήμα και εκτείνονται από του σπονδύλους μέχρι το έσω χείλος της ωμοπλάτης. Οι μύες ασκούν στροφικές και δυνάμεις έλξης στην ωμοπλάτη, ενώ σε συνδυασμό με τον πρόσθιο οδοντωτό συμβάλλουν σημαντικά στην σταθεροποίηση της ωμοπλάτης στο θωρακικό τοίχωμα.

### 1.3.3 Ωμοβραχιόνιοι μυς

#### *Δελτοειδής*

Αποτελεί πλατύ και ισχυρό μυ, ο οποίος καλύπτει την άρθρωση του ώμου προσδίδοντάς της το χαρακτηριστικό αποστρογγυλεμένο σχήμα της. Ο μυς χωρίζεται σε τρεις μοίρες, οι οποίες μπορούν να δρουν είτε αυτόνομα είτε σαν σύνολο. Κατά την

ταυτόχρονη σύσπαση των τριών μοιρών του δελτοειδούς, ο βραχίονας απάγεται. Παρά την καθοριστική συμβολή του στην απαγωγή του βραχιονίου, ο δελτοειδής δεν μπορεί να εκτελέσει απαγωγή του άκρου από τις 0-15 μοίρες. Κατά την απαγωγή σε αυτό το εύρος, ο υπερακάνθιος μυς αναλαμβάνει να εκτελέσει το μεγαλύτερο έργο. Μια ακόμα σημαντική λειτουργία του δελτοειδούς αποτελεί η καθήλωση της κεφαλής του βραχιονίου στην ωμογλήνη και η αποτροπή εξάρθρωματος, κατά την ανύψωση βάρους και κατά τη διάρκεια της εκτέλεσης των κινήσεων του άνω άκρου.

#### *Μείζον στρογγύλος*

Αποτελεί αποστρογγυλεμένο μυ, ο οποίος φέρεται προς τα έσω. Συμβάλλει στο σχηματισμό του οπίσθιου τοιχώματος της μασχάλης, ενώ κύρια λειτουργία του συνιστά η έσω στροφή του βραχιονίου. Αποτελεί, επίσης, πολύ σημαντικό σταθεροποιητικό στοιχείο της κεφαλής του βραχιονίου εντός της ωμογλήνης.

#### *Μύες στροφικού πετάλου του ώμου*

Ο υπερακάνθιος, ο υπακάνθιος, ο ελάσσων στρογγύλος και ο υποπλάτιος αποτελούν μυϊκή ομάδα ιδιαίτερης σημασίας για την άρθρωση του ώμου. Οι τέσσερις μύες ενώνονται σχηματίζοντας ένα μυοτενοντώδες πέταλο, το οποίο καταφύεται πρόσθια του μείζονος βραχιονίου ογκώματος και ονομάζεται στροφικό πέταλο του ώμου. Κύρια λειτουργία του αποτελεί η στροφική κίνηση του βραχιονίου, ενώ καθοριστικός είναι ο ρόλος του στην σταθεροποίηση της γληνοβραχιόνιας άρθρωσης, διατηρώντας την κεφαλή του βραχιονίου σε κατάλληλη θέση, ώστε να συγκρατείται εντός της κοιλότητας της ωμογλήνης<sup>18,19</sup>.

Ο υπερακάνθιος μυς εντοπίζεται στον υπερακάνθιο βόθρο. Ο υπακάνθιος, που αποτελεί ισχυρό έξω στροφέα, εντοπίζεται επι τα έσω του υπακάνθιου βόθρου. Ο ελάσσων στρογγύλος αποτελεί μακρόστενο μυϊκό σχηματισμό, πλήρως επικαλυπτόμενο από τον δελτοειδή μυ και συμβάλλει στην έξω στροφή του βραχιονίου καθώς και στην προσαγωγή του. Ο υποπλάτιος, αποτελεί τριγωνικού σχήματος μυ, που εκτείνεται στην πλευρική μοίρα της ωμοπλάτης. Βασική λειτουργία του αποτελεί η στροφή και η απαγωγή του βραχιονίου<sup>20</sup>.

### 1.4 Αρθρώσεις και σύνδεσμοι

#### 1.4.1 Ακρωμιοκλειδική άρθρωση

Η ακρωμιακή, αποτελεί μια σχετικά απλή, δομικά, άρθρωση, η οποία αποτελείται από ένα στοιχειώδη αρθρικό δίσκο και οι αρθρικές επιφάνειες της καλύπτονται από ινοχόνδρινο ιστό. Οι αρθρικές επιφάνειες παρουσιάζουν ομαλό, οβάλ σχήμα <sup>21</sup>. Επιπλέον, οι αρθρικές επιφάνειες δεν έχουν κάθετο προσανατολισμό, με την αρθρική επιφάνεια της κλείδας να παρουσιάζει ουραίο προσανατολισμό και αυτή του ακρωμίου κρανιακό. Συνδεσμικά, τον αρθρικό θύλακα της ακρωμιακής άρθρωσης ενισχύουν, στο ουραίο και κρανιακό τμήμα της, οι άνω και έσω ακρωμιοκλειδικοί σύνδεσμοι αντίστοιχα. Επιπλέον, η άρθρωση σταθεροποιείται από τον ισχυρό κορακοκλειδικό σύνδεσμο.

#### 1.4.2 Γληνοβραχιόνια άρθρωση

Η γληνοβραχιόνια άρθρωση αποτελεί την πιο ελεύθερα κινούμενη άρθρωση του ανθρώπινου σώματος. Στο μεγάλο εύρος κίνησης συμβάλει σημαντικά η αναντιστοιχία της επιφάνειας του εγγύς βραχιονίου, σε σχέση με αυτή της ωμογλήνης. Επιπλέον, ο εκτεταμένος αρθρικός θύλακος, σε συνδυασμό με το χαλαρό συνδεσμικό σύστημα της άρθρωσης, επιτρέπουν την ακόμα πιο ελεύθερη κίνηση. Συνεπώς, οι μύες της περιοχής αποτελούν τα βασικά σταθεροποιητικά στοιχεία της άρθρωσης, γεγονός που εξηγεί την επιρρέπεια της άρθρωσης σε εξάρθρηματα.

Το πρόσθιο τοίχωμα του αρθρικού θυλάκου ενισχύεται από τον γληνοβραχιόνιο σύνδεσμο, ο οποίος χωρίζεται σε τρεις μοίρες : άνω, μέση και έσω μοίρα. Η ανώτερη μοίρα εκφύεται από υπεργλήνιο φύμα και δια του μείζονος βραχιονίου ογκώματος καταφύεται άνωθεν του ελάσσονος βραχιονίου ογκώματος, ενώ συχνά πορεύεται παράλληλα με μικρή συνοδό αρτηρία. Βασική του λειτουργία αποτελεί η αποτροπή του εξάρθρηματος της βραχιονίου κεφαλής κατά την έξω στροφή και κατά την ουραία μετατόπιση<sup>22,23</sup>. Η μέση μοίρα του συνδέσμου, αποτελεί ένα ευρύ και παχύ σχηματισμό, ο οποίος εκφύεται ακριβώς κάτωθεν της άνω μοίρας και καταφύεται στο έσω χείλος του ελάσσονος βραχιονίου ογκώματος. Η αποτροπή του εξάρθρηματος κατά την απαγωγή και έξω στροφή του βραχιονίου αποτελεί τη βασική λειτουργία του <sup>24</sup>. Η έσω μοίρα του γληνοβραχιόνιου συνδέσμου, αποτελεί συνδεσμική δομή με μεγάλο πλάτος. Η έκφυσή του είναι συχνά διπλή, από το έσω και το κοιλιακό όριο του αρθρικού χείλους. Καταφύεται στο έσω χείλος του ελάσσονος βραχιονίου ογκώματος, μαζί με τη μέση μοίρα, καθώς και στην περιοχή του χειρουργικού αυχένα της

βραχιόνιας κεφαλής. Η αποτροπή του εξαρθήματος σε απαγωγή και έξω στροφή αποτελεί τη βασική του λειτουργία.

Οι τενόντιες μοίρες των σχετικά βραχέων μυών του στροφικού πετάλου, ενώνονται δημιουργώντας ένα μυοτενόντιο σχηματισμό. Το στροφικό αυτό πέταλο καλύπτει τη ραχιαία, την κοιλιακή και την κρανιακή μοίρα της άρθρωσης του ώμου και καταφύεται σε τρία σημεία του μείζονος βραχιονίου ογκώματος καθώς και στο ελάχιστον βραχιόνιο όγκωμα<sup>13,25</sup>.

## 1.5 Αγγεία και Νεύρα

### 1.5.1 Αγγεία

Η αγγείωση της ωμικής ζώνης προέρχεται από την αορτή, μέσω της αριστεράς υποκλείδιου αρτηρίας, και από την βραχιονοκεφαλική, η οποία διακλαδίζεται στην δεξιά υποκλείδιο αρτηρία. Οι δύο υποκλείδιες αρτηρίες μετονομάζονται σε μασχαλιαίες, αφού διέλθουν, κάτωθεν της πρώτης πλευράς, στη μασχάλη. Η μασχαλιαία αρτηρία διέρχεται κάτω από τον ελάχιστονα θωρακικό μυ και χορηγεί τον οπίσθιο και τον πρόσθιο περισπώμενο κλάδο, οι οποίοι παρέχουν την αιματική ροή στον ώμο. Κλάδο της μασχαλιαίας αρτηρίας αποτελεί, επίσης, η υποπλάτια αρτηρία, η οποία, αφού διέλθει κάτω από τον ελάχιστονα θωρακικό μυ, αιματώνει τους υποπλάτιους μυς και του υπόλοιπους μυς της ράχης και της οπίσθιας θωρακικής χώρας. Η μασχαλιαία αρτηρία, αφού εξέλθει από το κατώτερο όριο του ελάχιστονος θωρακικού μυός, μεταπίπτει στη βραχιόνιο αρτηρία, η οποία αιματώνει ολόκληρο το άνω άκρο. Μαζί με το μέσο νεύρο, η βραχιόνιος αρτηρία εισέρχεται στη περιοχή του αγκώνα και διακλαδίζεται σε ωλένια και κερκιδική αρτηρία.

### 1.5.2 Νεύρα

Η νεύρωση του άνω άκρου εξασφαλίζεται από το βραχιόνιο πλέγμα, ένα νευρικό δίκτυο που σχηματίζεται από τα πρόσθια τμήματα των Α5-Θ1 νευρικών ριζών. Οι ρίζες αφού συνδυαστούν και χιαστούν σχηματίζοντας τα πρωτεύοντα νευρικά στελέχη, τις διαιρέσεις και τα δευτερεύοντα νευρικά στελέχη, χορηγούν τους τελικούς κλάδους του βραχιονίου πλέγματος<sup>26,27</sup>.

Το ραχιαίο νεύρο της ωμοπλάτης εκφύεται απευθείας και επι τα εκτός από την Α5 ρίζα και παρέχει νεύρωση στον ανεκκτήρα μυ της ωμοπλάτης, και στους μείζονα και ελάχιστονα ρομβοειδή. Το μακρό θωρακικό, προερχόμενο από τις Α5-Α7 ρίζες, νευρώνει

τον πρόσθιο οδοντωτό. Το υποπλάτιο νεύρο (A5-6) νευρώνει τους υπερακάνθιο, υπακάνθιο και υποπλάτιο μυ. Το θωρακοκοιλιακό νεύρο (A6-A8) νευρώνει τον ανελκτήρα της ωμοπλάτης. Προερχόμενοι από τον έσω δευτερεύοντα κλάδο, οι δύο δερματικοί κλάδοι παρέχουν αισθητική νεύρωση στον ώμο και το αντιβράχιο αντιστοίχως<sup>28-30</sup>.

Το βραχιόνιο πλέγμα χορηγεί πέντε τελικούς κλάδους, το μυοδερματικό, το μασχαλιαίο, το κερκιδικό, το μέσο και το ωλένιο νεύρο. Η αισθητική κατανομή κάθε νεύρου συμπίπτει με τους μυς που νευρώνει. Το μυοδερματικό νεύρο (A5-A6) παρέχει νεύρωση στους βραχιόνιο, κορακοβραχιόνιο και βραχιονοκερκιδικό μυς. Το μασχαλιαίο (A5-A6) στο δελτοειδή και στον ελάσσον στρογγύλο, ενώ οι υπόλοιποι τελικοί κλάδοι παρέχουν κινητική νεύρωση στους μυς του αντιβραχίου και της άκρας χείρας<sup>31</sup>.

## 2. Εμβιομηχανική ώμου

### 2.1 Εισαγωγή

Η άρθρωση του ώμου αποτελεί πολύ ξεχωριστή άρθρωση του ανθρώπινου σώματος. Η δομή της παρέχει μοναδική ισορροπία μεταξύ εύρους κίνησης και σταθερότητας. Η περίπλοκη αυτή άρθρωση προσφέρει ένα εξαιρετικά μεγάλο εύρος κίνησης, σε σύγκριση με την αντίστοιχη άρθρωση του ισχίου, καλύπτοντας το 65% περίπου μιας σφαίρας, όπου το βραχιόνιο μπορεί να κινηθεί σε οποιαδήποτε κατεύθυνση αυτής της σφαίρας<sup>32</sup>. Το γεγονός αυτό, σε συνδυασμό με την κάμψη και έκταση του αγκώνα και τον πρηνισμό και τον υπτιασμό του αντιβραχίου, παρέχουν στο άνω άκρο πολύ μεγάλο εύρος κίνησης. Πέραν της τρισδιάστατης κίνησης, η άρθρωση του ώμου, χάρη στην ιδιαίτερη δομή των μυϊκών ομάδων που την απαρτίζουν, μπορεί να εξισορροπεί δυνάμεις σε οποιαδήποτε σχεδόν κατεύθυνση.

Σε αρθρώσεις σαν τη γληνοβραχιόνια, η επίτευξη ενός τόσο μεγάλου εύρους κίνησης είναι δυνατόν να επιτευχθεί μόνο όταν το μέγεθος της μιας αρθρικής επιφάνειας διαφέρει σημαντικά από αυτό της αντίστοιχης. Το γεγονός αυτό, όμως επηρεάζει άμεσα την σταθερότητα της άρθρωσης. Έτσι, για να μην διαταράσσεται η σταθερότητα της άρθρωσης, θα πρέπει η κεφαλή της άρθρωσης να συμπιέζεται στην αρθρική επιφάνεια,

όπως συμβαίνει στη γληνοβραχιόνια άρθρωση, ή σύνδεσμοι να συγκρατούν τις αρθρικές επιφάνειες, όπως συμβαίνει σε άλλες αρθρώσεις.

## 2.2 Κινητικότητα

Η κινητικότητα της άρθρωσης του ώμου αποτελεί έναν συνδυασμό της κίνησης τόσο της γληνοβραχιόνιας άρθρωσης όσο και της ωμοπλάτης επί του θωρακικού κλωβού. Η γληνοβραχιόνια άρθρωση επιτρέπει την απαγωγή του βραχιονίου μέχρι τις 120 μοίρες, από το σημείο αυτό μέχρι τις 135 μοίρες, η απαγωγή επιτυγχάνεται μέσω της κίνησης της ωμοπλάτης<sup>33,34</sup>. Η περεταίρω κίνηση του βραχιονίου σε σχέση με το θώρακα είναι αποτέλεσμα της κίνησης της ωμοπλάτης, ιδίως σε ότι αφορά την έξω στροφή. Η συνεισφορά της ωμοπλάτης στην συνολική ανύψωση του άνω άκρου ακολουθεί ένα γενικό κανόνα, κατά τον οποίο η ωμοπλάτη είναι υπεύθυνη για το 1/3 της συνολικής ανύψωσης του άκρου<sup>35</sup>.

Η στερνοκλειδική άρθρωση επιτρέπει την ανύψωση της κλείδας κατά 11° -15°, ανάσπαση 15° – 29° κατά την απαγωγή του άκρου και σχετικά ευρεία αξονική στροφή μέχρι 40°<sup>34,36</sup>.

### 2.2.1 Μηχανισμός κλειστής αλύσου

Η άρθρωση του ώμου αποτελεί έναν μηχανισμό κλειστής αλυσίδας, όπου, η βραχιόνιος κεφαλή βρίσκεται εντός ενός σχηματισμού, που αποτελείται από το θωρακικό κλωβό, την ωμοπλάτη και την κλείδα. Το έσω χείλος της ωμοπλάτης περιορίζει τις κινήσεις της, οι οποίες προκαλούν δυνάμεις αντίδρασης επί του θωρακικού τοιχώματος, με την συνδυασμένη δράση του πρόσθιου οδοντωτού και του μείζονος ρομβοειδούς. Σε περίπτωση απώλειας των δυνάμεων αντίδρασης, όπως συμβαίνει στην περίπτωση της πτερυγοειδούς ωμοπλάτης, παρατηρείται σημαντική λειτουργική έκπτωση, ιδίως στην πρόσθια κάμψη του άκρου<sup>36</sup>. Επιπροσθέτως, οι κινήσεις της ωμοπλάτης περιορίζονται και από την κλείδα, η οποία επιτρέπει στο ακρώμιο σφαιρικές κινήσεις, περιορισμένες γύρω από την στερνοκλειδική άρθρωση.

Καθίσταται, λοιπόν, σαφές, πως η μείωση του βαθμού ελευθερίας του συστήματος, όπως για παράδειγμα σε περιπτώσεις αρθρόδεσης ή πόνου, έχει σημαντική επίπτωση στην κινητική του λειτουργία. Επιπλέον, μεταβολές στο μέγεθος και το μήκος των στοιχείων επιδρά δυσμενώς στην κινηματική και δυναμική ισορροπία. Για παράδειγμα, βράχυνση ή επιμήκυνση της κλείδας επιφέρει σημαντική αύξηση των δυνάμεων που



ασκούνται στην στερνοκλειδική άρθρωση <sup>37</sup>, και πιο συγκεκριμένα, βράχυνση κατά 15mm οδηγεί, πέραν της αναμενόμενης απώλειας της ισχύος της άρθρωσης και σε αλλαγή του προσανατολισμού τόσο της κλείδας όσο και της ωμοπλάτης <sup>38</sup>.

### 2.2.2 Γληνοβραχιόνιοι σύνδεσμοι

Ο αρθρικός θύλακος της γληνοβραχιόνιας άρθρωσης αποτελεί μία σχετικά χαλαρή δομή. Παρ' όλα αυτά, απαρτίζεται από πολύ καλά αναγνωρισμένες δομές, τον κορακοβραχιόνιο και τους άνω, μέσο και έσω γληνοβραχιόνιους συνδέσμους, οι οποίοι αποτελούνται από συνδεσμικές ίνες διατεταγμένες σε ποικίλες κατευθύνσεις. Ο κορακοβραχιόνιος και ο άνω γληνοβραχιόνιος αποτελούν έσω σταθεροποιητές της άρθρωσης κατά την απαγωγή του βραχιονίου, και επιπλέον περιορίζουν την έξω στροφή. Ο μέσος περιορίζει την έξω στροφή του βραχιονίου κατά την απαγωγή από 0 – 90° και συμβάλλει στην πρόσθια – άνω σταθεροποίηση της άρθρωσης. Το σύμπλεγμα του έσω γληνοβραχιόνιου συνδέσμου, αποτελεί τον πιο σημαντικό σταθεροποιητή έναντι στο πρόσθιο-έσω εξάρθρωμα της άρθρωσης <sup>39-41</sup>.

### 2.2.3 Λειτουργία των μυών

Οι μυϊκές ομάδες της άρθρωσης του ώμου μπορούν να κατηγοριοποιηθούν ως σχετικά μικροί σε μέγεθος με μεγάλο μοχλοβραχίονα. Το πρόσθιο τμήμα του δελτοειδούς, κατά την πρόσθια κάμψη του βραχιονίου, εμφανίζει σύσπαση 25-40 χιλιοστά <sup>42</sup>, μέγεθος συγκρίσιμο με τα 30-60 χιλιοστά σύσπασης που εμφανίζει ο ορθός μηριαίος κατά τη σύσπαση της άρθρωσης του ισχίου <sup>43</sup>. Το ιδανικό μήκος δεσμίδας των μυών του ώμου κυμαίνεται από 70 χιλιοστά, όπως ο υπακάνθιος, ως 180 χιλιοστά, όπως η μακρά κεφαλή του δικέφαλου βραχιονίου. Ο λόγος του μήκους δεσμίδας των μυών προς το μήκος της μυϊκής γαστέρας κυμαίνεται από 0,8-0,9. Οι τιμές αυτές είναι σαφώς μεγαλύτερες σε σχέση με του μυς του κάτω άκρου, όπου το μήκος δεσμίδας του πελματικού ανέρχεται σε 25 χιλ., του γαστροκνημίου σε 60 και των εκτεινόντων του γόνατος μεταξύ 60 και 80 χιλ. Το μεγάλο μήκος δεσμίδας εξασφαλίζει σημαντική μυϊκή σταθερότητα καθ' όλο το εύρος κίνησης του ώμου <sup>44</sup>.

## 3. Μυοσκελετική Ογκολογία

### 3.1 Εισαγωγή

Οι ρίζες της ορθοπαιδικής ογκολογίας εμφανίζονται στην ευρωπαϊκή ιατρική του 18<sup>ου</sup> αιώνα, όπου για πρώτη φορά, το 1804, τα σαρκώματα ταξινομούνται βάσει των αδρών χαρακτηριστικών τους<sup>45,46</sup>. Το 1867, η ιστολογική ανάλυση των κακοήθων όγκων του μυοσκελετικού, οδηγεί στην τροποποίηση της ταξινόμησης. Η αρχική χειρουργική αντιμετώπισή τους, περιελάβανε την τοπική εκτομή, η οποία συνοδευόταν από πολύ υψηλά ποσοστά θνητότητας και υποτροπής. Από το 1870 μέχρι τα μέσα της δεκαετίας του 1950, ο ακρωτηριασμός αποτέλεσε την μοναδική χειρουργική επιλογή. Οι πρώτες επεμβάσεις ριζικής εκτομής με διάσωση του μέλους ανάγονται στα τέλη της δεκαετίας του 1950<sup>47,48</sup>. Οι πρώτες προσπάθειες χρήσης κυτταροτοξικών παραγόντων για την αντιμετώπιση των κακοηθειών του μυοσκελετικού χρονολογούνται στο 1880, με τις τοξίνες του Coley<sup>49,50</sup>. Η χρήση τους δεν συνοδεύτηκε από ιδιαίτερος θετικά αποτελέσματα στην συνολική επιβίωση των ασθενών. Η ουσιαστική επανάσταση στην αντιμετώπιση των σαρκωμάτων συντελέστηκε κατά τη δεκαετία του 1970 με την εισαγωγή της συστηματικής πολυπαραγοντικής χημειοθεραπείας. Τα επόμενα 30 χρόνια, η ανάπτυξη των συστημάτων σταδιοποίησης, καθώς και η εξέλιξη των τεχνικών χειρουργικής αποκατάστασης των ελλειμμάτων, οδήγησε στην θεαματική βελτίωση του προσδόκιμου επιβίωσης και της ποιότητας ζωής των ασθενών με κακοήθεις όγκους του μυοσκελετικού<sup>48,51,52</sup>. Έτσι, σήμερα, οι επεμβάσεις διάσωσης μέλους, μετά από ευρεία εκτομή και αποκατάσταση των ελλειμμάτων του μυοσκελετικού, αποτελούν τη χειρουργική θεραπεία εκλογής για την πλειονότητα των ασθενών με σαρκώματα. Επιπροσθέτως, η εξέλιξη της Μυοσκελετικής Ογκολογίας οδήγησε στη δημιουργία εξειδικευμένων κέντρων, στα οποία υψηλά καταρτισμένοι ιατροί διάφορων ειδικοτήτων παρέχουν υπηρεσίες υγείας σε ασθενείς με σαρκώματα. Σήμερα, η αντιμετώπιση των μυοσκελετικών κακοηθειών γίνεται από ομάδες εξειδικευμένων ιατρών και απαιτεί τη συνεργασία ορθοπαιδικών χειρουργών, παθολόγων-ογκολόγων, ακτινοθεραπευτών – ογκολόγων και άλλων χειρουργικών ειδικοτήτων, αναλόγως της εντόπισης των όγκων.

### 3.2 Επιδημιολογία

Τα σαρκώματα αποτελούν μια ετερογενή ομάδα νεοπλασμάτων, μεσεγχυματικής προέλευσης. Αποτελούν το 20% περίπου των συμπαγών όγκων στους παιδιατρικούς

ασθενείς και λιγότερο από 1% των συμπαγών όγκων των ενήλικων <sup>53</sup>. Τα σαρκώματα αποτελούν μια πολύ ευρεία ομάδα κακοηθειών, με περισσότερους από 50 διαφορετικούς ιστολογικούς υποτύπους με διακριτά χαρακτηριστικά. Επιπλέον, πολλοί τύποι σαρκωμάτων μπορούν να εμφανιστούν σε οποιαδήποτε ηλικία και σε οποιοδήποτε ανατομικό διαμέρισμα του μυοσκελετικού συστήματος. Η ιστολογική ποικιλομορφία σε συνδυασμό με την σπανιότητα των σαρκωμάτων καθιστά την επιδημιολογική μελέτη κάθε υποτύπου εξαιρετικά δύσκολη. Έτσι, στην πλειονότητα των επιδημιολογικών μελετών γίνεται κατηγοριοποίηση των σαρκωμάτων σε δυο μεγάλες κατηγορίες: τα οστικά σαρκώματα και τα σαρκώματα μαλακών μορίων <sup>54</sup>. Το 2010 το Εθνικό Κέντρο Στατιστικών Υγείας (National Center for Health Statistics, NCHS), υπολόγισε τους ασθενείς που διαγνώστηκαν με σάρκωμα μαλακών μορίων σε 10,520 και σε 2,650 τον αριθμό των νέων διαγνώσεων με οστικά σαρκώματα. Επιπλέον, 3,920 και 1,460 ασθενείς απεβίωσαν από σάρκωμα μαλακών μορίων και οστικό σάρκωμα αντίστοιχα, το 2010 <sup>53</sup>.

Στην Ευρωπαϊκή Ένωση η συνολική ετήσια επίπτωση των σαρκωμάτων ανέρχεται σε 5.6 νέες διαγνώσεις ανά 100,000 πληθυσμού, αριθμός που αντιστοιχεί σε 27,908 νέες διαγνώσεις ανά έτος. Εξ αυτών, 84% αντιστοιχούν σε σαρκώματα μαλακών μορίων και 14% σε οστικά σαρκώματα. Η συνολική επίπτωση των σαρκωμάτων μαλακών μορίων υπολογίστηκε σε 4,7 ανά 100,000 ετησίως, ενώ των οστικών σαρκωμάτων σε 0,8 ανά 100,000. Το ποσοστό εμφάνισης σαρκωμάτων μαλακών μορίων εμφανίζεται ελαφρώς υψηλότερο στον ανδρικό πληθυσμό, ενώ η συχνότητα εμφάνισης αυξάνεται με την πάροδο της ηλικίας.

Αναφορικά με την επιβίωση, σε ότι αφορά τα οστικά σαρκώματα, το αδαμαντίνωμα εμφανίζει το υψηλότερο ποσοστό 5ετούς επιβίωσης (83%), ενώ οι αγγειακοί οστικοί όγκοι την πτωχότερη (34%). Η πενταετής επιβίωση των ασθενών με οστεοσάρκωμα και σάρκωμα Ewing ανέρχεται σε 53%. Το αντίστοιχο ποσοστό για τους ασθενείς με σαρκώματα μαλακών μορίων υπολογίζεται σε 54%. Συνολικά, το ποσοστό των ασθενών στους οποίους επιτεύχθηκε πλήρης ίαση ανέρχεται σε 47,9% για τις περιπτώσεις σαρκωμάτων μαλακών μορίων και 50,9% για τις περιπτώσεις οστικών σαρκωμάτων <sup>55</sup>.

### 3.3 Παθολογική φυσιολογία και βιολογική συμπεριφορά

Τα σαρκώματα αποτελούν κακοήθεις όγκους που προέρχονται από το μεσόδερμα. Τα σαρκώματα μαλακών μορίων ταξινομούνται βάσει του ώριμου ιστού, τον οποίο προσομοιάζουν. Αντιστοίχως, τα οστικά σαρκώματα ταξινομούνται βάσει της θεμέλιας ουσίας που παράγουν. Έτσι, οι όγκοι που παράγουν οστεοειδές ονομάζονται οστεοσαρκώματα, ενώ οι όγκοι που παράγουν χόνδρο ταξινομούνται ως χονδροσαρκώματα<sup>56</sup>.

Ιστολογικά, οι κακοήθεις όγκοι του μυοσκελετικού βαθμονομούνται σε χαμηλής, μέτριας και υψηλής κακοήθειας. Η μορφολογία του όγκου, ο βαθμός πλειομορφισμού, ο βαθμός ατυπίας, ο αριθμός των μιτώσεων, ο τύπος της παραγόμενης θεμέλιας ουσίας από τα κακοήθη κύτταρα καθώς και η νέκρωση του όγκου αποτελούν τα βασικά χαρακτηριστικά που καθορίζουν το βαθμό κακοήθειας. Εξ αυτών, ο αριθμός των μιτώσεων και το ποσοστό νέκρωσης αποτελούν τους σημαντικότερους. Ο βαθμός κακοήθειας αντικατοπτρίζει τη βιολογική επιθετικότητα των σαρκωμάτων και συνδέεται ισχυρά με το μεταστατικό δυναμικό κάθε όγκου. Έτσι, τα χαμηλής κακοήθειας σαρκώματα μεθίστανται σε ποσοστό περίπου 15%, ενώ τα υψηλής κακοήθειας σε ποσοστό άνω του 50%<sup>57,58</sup>.

Η ανάπτυξη των σαρκωμάτων ακολουθεί κεντρομόλο πρότυπο, με αποτέλεσμα στην περιφέρεια του όγκου να εμφανίζονται τα λιγότερο διαφοροποιημένα κύτταρα. Επομένως, σε αντίθεση με τους καλοήθεις όγκους που περιβάλλονται από κάψα που αποτελείται από συμπιεσμένα φυσιολογικά κύτταρα, τα σαρκώματα περικλείονται εντός μιας αντιδραστικής ζώνης ή ψευδοκάψας. Η αντιδραστική ζώνη αποτελείται από συμπιεσμένα νεοπλασματικά κύτταρα του όγκου και μια αγγειοινώδη ζώνη αντιδραστικού ιστού, με ποικίλο φλεγμονώδες στοιχείο, το οποίο αλληλοεπιδρά με τους πέριξ υγιείς ιστούς. Το πάχος της αντιδραστικής ζώνης εξαρτάται από τον ιστολογικό τύπο του όγκου καθώς και το βαθμό κακοήθειας. Τα υψηλής κακοήθειας σαρκώματα τείνουν να εμφανίζουν ασαφώς αφοριζόμενη αντιδραστική ζώνη, η οποία σε πολλά σημεία διηθείται από κακοήθη κύτταρα. Οι κακοήθεις εστίες που εντοπίζονται εντός της αντιδραστικής ζώνης ονομάζονται δορυφόρες βλάβες. Τα υψηλής κακοήθειας σαρκώματα, και ενίοτε κάποια χαμηλής κακοήθειας, διαπερνούν την ψευδοκάψα και σχηματίζουν μεταστάσεις εντός του ανατομικού διαμερίσματος, στο οποίο αναπτύσσεται ο όγκος. Οι μεταστάσεις αυτές θεωρούνται τοπικές μικρομεταστάσεις και όχι αποτέλεσμα αιματογενούς διασποράς και ονομάζονται skip

metastases στη διεθνή βιβλιογραφία. Οι βλάβες αυτές θεωρούνται η αιτία τοπικής υποτροπής του όγκου, μετά από ευρεία εκτομή<sup>59</sup>.

Τα σαρκώματα αναπτύσσονται σεβόμενα τα ανατομικά όρια. Οι τοπικές ανατομικές δομές επηρεάζουν την ανάπτυξη του όγκου, θέτοντας όρια στην τοπική επέκτασή του. Κατά γενικό κανόνα, οι κακοήθεις όγκοι του μυοσκελετικού, αναπτύσσονται ακολουθώντας το μονοπάτι με τις μικρότερες δυνατές αντιστάσεις. Γι' αυτό το λόγο, κατά τα αρχικά στάδια αναπτύσσονται εντός του ανατομικού διαμερίσματος που εμφανίστηκαν. Μόνο σε προχωρημένο στάδιο ανάπτυξης, κατά το οποίο τα όρια του διαμερίσματος διηθούνται, ο όγκος επεκτείνεται εκτός του ανατομικού διαμερίσματος. Τυπικά, ο αρθρικός χόνδρος, ο οστικός φλοιός και η μυϊκή περιτονία θεωρούνται ανατομικά όρια. Η επιφυσιακή πλάκα δεν αποτελεί όριο, καθώς πολυάριθμοι αγγειακοί σχηματισμοί καταλήγουν στην επίφυση του οστού. Έτσι, ενδοδιαμερισματικά ονομάζονται τα σαρκώματα που αναπτύσσονται αποκλειστικά εντός ενός ανατομικού διαμερίσματος και εξωδιαμερισματικά αυτά που επεκτείνονται πέραν του ενός ανατομικού διαμερίσματος ή εντοπίζονται εξ αρχής σε εξωδιαμερισματικούς χώρους, όπως ο ιγνυακός βόθρος, η βουβωνική χώρα, το κανάλι του ραπτικού, η μασχαλιαία χώρα και ο αγκωνιαίος βόθρος. Τα περισσότερα οστικά σαρκώματα είναι εξωδιαμερισματικά, καθώς κατά τη στιγμή της διάγνωσης έχουν διηθήσει τον οστικό φλοιό και επεκτείνονται στα μαλακά μόρια. Τα μεταστατικά καρκινώματα των άκρων διηθούν απευθείας τους πέριξ ιστούς μη σεβόμενα τα όρια των ανατομικών διαμερισμάτων. Τέλος, η αρθρική επέκταση των σαρκωμάτων είναι πολύ σπάνια, καθώς η κατά συνέχεια ιστού επέκταση τους στον αρθρικό χόνδρο είναι πολύ περιορισμένη. Παθολογικό κάταγμα με επινέμεση κακοήθων κυττάρων στην άρθρωση, επέκταση στον περιάρθρικό χώρο, ράμματα ή ορθοπαιδικά υλικά τα οποία διατρέχουν την άρθρωση και skip μεταστάσεις εντός της άρθρωσης (λιγότερο από 1%) αποτελούν πιθανούς μηχανισμούς επέκτασης του σαρκώματος εντός της άρθρωσης<sup>51,60</sup>.

### 3.4 Μετάσταση μυοσκελετικών όγκων

Σε αντίθεση με τα καρκινώματα, οι μεσεγχυματικές κακοήθειες διασπείρονται στη συντριπτική τους πλειοψηφία αιματογενώς. Στα αρχικά στάδια, οι πνεύμονες αποτελούν τη συνηθέστερη θέση εμφάνισης μεταστάσεων. Σε προχωρημένο στάδιο, τα οστά αποτελούν επίσης συχνή θέση εντόπισης δευτεροπαθών εστιών. Τα σαρκώματα της πυέλου και της κοιλιακής χώρας, τυπικά, μεθίστανται στο ήπαρ και τους πνεύμονες.

Μεταστάσεις στους επιχώριους λεμφαδένες είναι ασυνήθεις και εμφανίζεται μόνο στο 13% περίπου των ασθενών με σαρκώματα μαλακών μορίων και στο 7% των ασθενών με οστικά σαρκώματα. Η πρόγνωση των ασθενών με λεμφαδενική μεταστατική νόσο είναι ίδια με αυτή των ασθενών με απομακρυσμένες μεταστάσεις. Η πλειονότητα των ασθενών με υψηλής κακοήθειας σαρκώματα, θεωρείται ότι εμφανίζει απομακρυσμένες μικρομεταστάσεις, ήδη κατά την αρχική διάγνωση της νόσου. Υπολογίζεται ότι το 80% των ασθενών με οστεοσάρκωμα εμφανίζουν μικρομεταστάσεις στους πνεύμονες κατά τη διάγνωση, γεγονός που εξηγεί τη χορήγηση συστηματικής χημειοθεραπείας για τη θεραπεία της νόσου. Τα υψηλής κακοήθειας σαρκώματα μαλακών μορίων, εμφανίζουν χαμηλότερο μεταστατικό δυναμικό. Για το λόγο αυτό η χρήση συστηματικής χημειοθεραπείας αποτελεί ακόμη και σήμερα αντικείμενο επιστημονικής έρευνας σε αυτούς τους ασθενείς <sup>56,60-63</sup>.

### 3.5 Σταδιοποίηση

Το 1980 ο Enneking και συν., από το Πανεπιστήμιο της Φλόριντα των Ηνωμένων Πολιτειών, περιέγραψαν το πρώτο σύστημα χειρουργικής σταδιοποίησης τόσο των καλοηθών όσο και των κακοήθων όγκων του μυοσκελετικού συστήματος, το οποίο βασίστηκε σε δεδομένα ασθενών που συλλέχθηκαν από το 1968 ως το 1977. Το ίδιο σύστημα σταδιοποίησης υιοθετήθηκε αρχικά και από την American Joint Committee for Cancer (AJCC), η οποία στη συνέχεια όμως, το 1977, προχώρησε στη δημοσίευση του δικού της συστήματος ταξινόμησης των μυοσκελετικών όγκων, του οποίου η 8<sup>η</sup> αναθεώρηση χρησιμοποιείται ακόμα και σήμερα <sup>64,65</sup>.

#### *Σύστημα Σταδιοποίησης κατά Enneking*

Στο σύστημα αυτό, η ταξινόμηση των καλοηθών και των κακοηθών όγκων γίνεται με διαφορετικό τρόπο. Οι καλοήθεις βλάβες ταξινομούνται σε ανενεργές, ενεργές και επιθετικές, βάση των ακτινολογικών χαρακτηριστικών που εμφανίζουν τα όρια της βλάβης σε σχέση με το υγιές οστό. Ο χαρακτηρισμός κάθε βλάβης σχετίζεται άμεσα με την τοπική επιθετικότητα του όγκου και την πιθανότητα τοπικής υποτροπής της, μετά από χειρουργική εκτομή. Οι τοπικά επιθετικοί όγκοι, όπως ο γιγαντοκυτταρικός όγκος και το χονδροβλάστωμα, σπανίως, μπορεί να έχουν μεταστατικό δυναμικό <sup>66,67</sup>.

Σε ότι αφορά την ταξινόμηση των κακοηθών όγκων του μυοσκελετικού, λαμβάνονται υπόψη: α) ο βαθμός κακοήθειας, Grade x, Grade I, Grade II, β) η τοπική επέκταση του

όγκου, T<sub>x</sub>, T<sub>1</sub>, T<sub>2</sub> και γ) η παρουσία ή όχι απομακρυσμένων μεταστάσεων κατά τη διάγνωση, M<sub>0</sub>, M<sub>1</sub>. Έτσι, στο στάδιο III περιλαμβάνονται ασθενείς με απομακρυσμένες μεταστάσεις, ενώ στα στάδια II συμπεριλαμβάνονται ασθενείς βάσει του βαθμού κακοήθειας του όγκου. Η τοπική επέκταση του σαρκώματος, δημιουργεί σε κάθε στάδιο 2 υποκατηγορίες, τις Α και Β. Η συγκεκριμένο σύστημα σταδιοποίησης προσφέρει σημαντικές πληροφορίες για το εύρος της χειρουργικής εκτομής που απαιτείται, καθώς και για τα χειρουργικά όρια που πρέπει να επιτευχθούν.

Τα σαρκώματα χαμηλής κακοήθειας παρουσιάζουν χαμηλή πιθανότητα μετάστασης <25%, και χαρακτηρίζονται από χαμηλό ποσοστό μίτωσης, χαμηλή αναλογία πυρήνα προς κυτταρόπλασμα και χαμηλό πλειομορφισμό. Αντιθέτως, τα σαρκώματα υψηλής κακοήθειας παρουσιάζουν υψηλό αριθμό μιτώσεων, ευδιάκριτους πυρήνες και σημαντικού βαθμού πλειομορφισμό.

Επιπροσθέτως, το σύστημα ταξινόμησης κατά Enneking, λαμβάνει υπόψιν κλινικά και ακτινολογικά χαρακτηριστικά κάθε όγκου. Σε αυτά, περιλαμβάνεται η αξονική απεικόνισή για τον εντοπισμό μεταστάσεων και τον καθορισμό της επέκτασης του όγκου στο ανατομικό διαμέρισμα που εξορμάται.

#### *Σύστημα Σταδιοποίησης κατά American Joint Committee for Cancer (AJCC)*

Σύστημα αυτό τυγχάνει ευρείας αποδοχής για την ταξινόμηση των σαρκωμάτων μαλακών μορίων<sup>68</sup>. Ακολουθεί το πρότυπο TGNM, όπου το T αναφέρεται στο μέγεθος του όγκου, με όριο τα 5 εκατοστά, με επιπλέον χαρακτηρισμό της αρχικής μάζας σε επιπολής ή εν τω βάθει, το G παρουσιάζει το ιστολογικό βαθμό κακοήθειας, το N αφορά την επέκταση του όγκου στους τοπικούς λεμφαδένες και το M αντικατοπτρίζει την παρουσία μεταστατικών βλαβών σε άλλα σημεία του σώματος. Σε σύγκριση με το σύστημα ταξινόμησης του Enneking, το σύστημα της AJCC υστερεί στη συσχέτιση του σταδίου με τη χειρουργική θεραπεία που απαιτείται, καθώς δεν λαμβάνει υπόψιν την επέκταση του όγκου στα τοπικά ανατομικά διαμερίσματα<sup>64</sup>.

## 4 Επεμβάσεις διάσωσης μέλους (Limb salvage Surgery)

### 4.1 Ιστορική αναδρομή

Οι πρώτες επιστημονικά καταγεγραμμένες επεμβάσεις διάσωσης μέλους χρονολογούνται στις αρχές του 20<sup>ου</sup> αιώνα, και πιο συγκεκριμένα το 1922, όπου περιγράφονται η Umkirpplastik για την αντιμετώπιση κακοήθων όγκων του κάτω άκρου, από τον Ferdinand Sauerbruch στη Γερμανία <sup>69</sup>. Ο Ρώσος Tikhoff, την ίδια χρονιά περιέγραψε, την διαθωρακική εκτομή της ωμοπλάτης για όγκους της ωμικής ζώνης. Η ίδια χειρουργική επέμβαση περιεγράφηκε και ένα χρόνο αργότερα, από τον επίσης Ρώσο Linberg <sup>70</sup>. Το 1943, οι Austin Moore και Harald Bohlman περιγράφουν για πρώτη φορά την αντικατάσταση της άρθρωσης του ισχίου με μεταλλική πρόθεση <sup>71</sup>. Η πρώτη συστηματική καταγραφή ασθενών με μυοσκελετικές νεοπλασίες, ξεκινά το 1968 στη Βιέννη, με τη δημιουργία της Das Wiener Knochengeschwulst-register (Vienna Bone Tumor Registry) <sup>72</sup>. Σε αυτή τη βάση δεδομένων καταγράφονται κλινικά και ιστολογικά δεδομένα ασθενών με μυοσκελετικές νεοπλασίες, και μέχρι σήμερα διαθέτει δεδομένα για πάνω από 9.000 ασθενείς. Έπειτα, το 1980, ο William Enneking δημοσιεύει το πρώτο σύστημα χειρουργικής σταδιοποίησης των σαρκωμάτων <sup>73</sup>.

Η ανάπτυξη και εφαρμογή των ογκολογικών προθέσεων αποτέλεσε πολύ σημαντικό σταθμό στην ιστορία των επεμβάσεων διάσωσης μέλους. Η χρήση της πρώτης ενδοπρόθεσης έλαβε χώρα το 1964 σε έναν ασθενή με γιγαντοκυτταρικό όγκο άπω μηριαίου, όπου διενεργήθηκε αποκατάσταση με χρήση ακρυλικής πρόθεσης. Το 1968 πραγματοποιήθηκε εκτομή εγγύς μηριαίου με χρήση εξατομικευμένης πρόθεσης, σε ασθενή με παροστικό οστεοσάρκωμα. Στη Ρωσία, οι Sivash και Trapeznikov, χρησιμοποιούν την πρώτη ενδοπρόθεση το 1967, ενώ παράλληλα διενεργούν την πρώτη τυχαιοποιημένη κλινική δοκιμή για την αποτελεσματικότητα της αδριαμυκίνης. Τα αποτελέσματα της έρευνάς τους αναφέρουν ποσοστό επιβίωσης 40,2% στους ασθενείς που έλαβαν χημειοθεραπεία. Το ποσοστό είναι σημαντικά καλύτερο από την ομάδα που δεν έλαβε (12%). Τα αποτελέσματα της έρευνάς τους επιβεβαιώνονται από τη μελέτη του Cortes το 1974 <sup>74</sup>. Στις Ηνωμένες Πολιτείες, οι πρώτες αναφορές για ολική αντικατάσταση του μηριαίου οστού και της άρθρωσης του γόνατος σε ασθενείς με οστεοσάρκωμα ανάγονται στο 1974 <sup>75</sup>. Στο Ηνωμένο Βασίλειο, και συγκεκριμένα στο νοσοκομείο του Stanmore, ξεκινά το 1972 η χρήση ενδοπροθέσεων τιτανίου, η σταθεροποίηση των οποίων στο φυσιολογικό οστό γίνεται με χρήση ακρυλικού



τσιμέντου (PMMA) και αναπτύσσεται η πρώτη επιμηκυνόμενη πρόθεση για χρήση σε ασθενείς με υπολειπόμενη σκελετική ανάπτυξη <sup>76</sup>.

Η εμπειρία που έχει ήδη αποκτηθεί από το Πανεπιστήμιο της Βιέννης, έχει καταστήσει τη χρήση χημειοθεραπείας με υψηλές δόσεις μεθοτρεξάτης πολύ δημοφιλής στους ασθενείς με οστεοπαραγωγικά σαρκώματα<sup>77,78</sup>. Έκτοτε, η διενέργεια τυχαιοποιημένων κλινικών μελετών της αποτελεσματικότητας του συνδυασμού χημειοθεραπευτικών παραγόντων, έχει αναδείξει τη χημειοθεραπεία σε βασικό στοιχείο της θεραπευτικής προσέγγισης του οστεοσαρκώματος και του σαρκώματος Ewing <sup>79,80</sup>.

Αναφορικά με το άνω άκρο, η πρώτη επέμβαση διάσωσης άκρου περιγράφεται το 1995 και διενεργείται σε 12 ασθενείς με πρωτοπαθή όγκο είτε βραχιονίου είτε αγκώνος. Τα αποτελέσματα αναφέρουν μηδενικό ποσοστό τοπικής υποτροπής <sup>81</sup>.

Στις επεμβάσεις διάσωσης μέλους σημαντικό ρόλο διαδραμάτισε και η αποκατάσταση με βιολογικά μοσχεύματα. Τα αυτομοσχεύματα, είτε αγγειούμενα είτε ελεύθερα και τα πτωματικά αλλομοσχεύματα αποτέλεσαν για πολλά χρόνια την μέθοδο αποκατάστασης εκλογής, σε πολλά παγκοσμίως αναγνωρισμένα κέντρα μυοσκελετικής ογκολογίας, με σχετικά ικανοποιητικά αποτελέσματα. Το βασικό μειονέκτημά τους εντοπιζόταν στο αυξημένο ποσοστό ψευδαρθρώσεων και εν τω βάθει λοιμώξεων. Σε μια πιο εξελιγμένη μορφή τους, τα αλλομοσχεύματα συνδυάστηκαν με συμβατικές ενδοπροθέσεις (Prosthetic-allograft-composites, APC), σε μια προσπάθεια βελτίωσης των εμβιομηχανικών ιδιοτήτων της αποκατάστασης<sup>76</sup>.

#### 4.2 Ενδοπροθέσεις και εφαρμογές τρισδιάστατης εκτύπωσης στις επεμβάσεις διάσωσης μέλους

Τα τελευταία χρόνια οι εφαρμογές της τρισδιάστατης εκτύπωσης με χρήση τιτανίου, τυγχάνουν ευρείας χρήσης σε πολλούς τομείς της ιατρικής επιστήμης <sup>82</sup>. Στον τομέα της μυοσκελετικής ογκολογίας και των επεμβάσεων διάσωσης μέλους, η 3D printed τεχνολογία παρέχει τη δυνατότητα κατασκευής, κατά παραγγελία, εξατομικευμένων προθέσεων, για την αποκατάσταση σύνθετων οστικών ελλειμμάτων. Οι σύγχρονες εξελίξεις στον τομέα της υπολογιστικά καθοδηγούμενης χειρουργικής (computer-assisted surgery, CAS) και στον τομέα της ιατρικής απεικόνισης, παρέχουν πλέον την δυνατότητα διενέργειας χειρουργικών επεμβάσεων πολύ υψηλής ακρίβειας, βελτιώνοντας σημαντικά το χειρουργικό και κλινικό αποτέλεσμα <sup>83-86</sup>. Η βασική προτεραιότητα μιας επέμβασης διάσωσης μέλους αποτελεί η ευρεία εκτομή του όγκου,

με καθαρά όρια, ώστε να επιτευχθεί τοπικός έλεγχος της νόσου<sup>87</sup>. Σήμερα, έχει καταστεί εφικτή η διάσωση μέλους, στο 90-95% των ασθενών με πρωτοπαθείς οστικούς κακοήθεις όγκους, χωρίς να επηρεάζεται το ογκολογικό αποτέλεσμα<sup>88-90</sup>. Η αποκατάσταση των οστικών ελλειμμάτων, μετά την εκτομή των όγκων, μπορεί να γίνει είτε με συμβατικές συναρμολογούμενες ογκολογικές προθέσεις, όπου είναι τεχνικά εφικτό, είτε με ειδικές κατά παραγγελία 3-D printed προθέσεις, οι οποίες αποτελούν τη μοναδική εναλλακτική λύση απέναντι στην αποκατάσταση με αλλομοσχεύματα, ιδιαίτερα σε σύνθετες ανατομικές περιοχές και σε πολύπλοκα οστικά ελλείμματα. Η χρήση των συμβατικών προθέσεων αποτελεί εξαιρετικά αξιόπιστη μέθοδο αποκατάστασης, ιδιαίτερα για τα μακρά οστά, τόσο του άνω, όσο και του κάτω άκρου. Σύμφωνα με δεδομένα της παγκόσμιας βιβλιογραφίας, το μετεγχειρητικό λειτουργικό αποτέλεσμα, σε ασθενείς που έγινε χρήση συναρμολογούμενης ενδοπρόθεσης, είναι πολύ ικανοποιητικό και το MSTS score κυμαίνεται μεταξύ 65-82%, με το ποσοστό πενταετούς επιβίωσης της πρόθεσης να κυμαίνεται μεταξύ 65-86%<sup>91-96</sup>

Το αντιβράχιο, η πύελος, η ποδοκνημική και ο άκρος πόδας, αποτελούν ανατομικές περιοχές εξαιρετικά περίπλοκες. Οι εξελίξεις στην αναισθησιολογία και στις χειρουργικές τεχνικές, επιτρέπουν πλέον την εκτομή ευμεγεθών όγκων σε εξαιρετικά δύσκολες περιοχές, όπως η πύελος, με ευρέα χειρουργικά όρια, παρά τη δυσκολία διενέργειας οστεοτομιών σε πολλαπλά επίπεδα<sup>97-99</sup>, και στον ίδιο χρόνο τη διενέργεια σύνθετων επεμβάσεων αποκατάστασης<sup>100-103</sup>. Με τη χρήση των εφαρμογών CAS και των εξατομικευμένων 3-D printed προθέσεων, τα κλινικά και λειτουργικά αποτελέσματα που αναφέρονται στις τελευταίες σειρές ασθενών είναι αρκετά ικανοποιητικά, σε ότι αφορά όγκους της πυέλου και του ιερού οστού<sup>102,104-107</sup>. Οι προθέσεις αυτές ανταποκρίνονται αποκλειστικά στις ιδιαίτερες απαιτήσεις της αποκατάστασης κάθε ασθενούς ξεχωριστά, και αρχικά είχαν εφαρμοστεί σε περιπτώσεις περίπλοκων επεμβάσεων αναθεώρησης ολικών αρθροπλαστικών ισχίου<sup>102,108-111</sup>. Η επιλογή των τρισδιάστατων προθέσεων για την αποκατάσταση οστικών ελλειμμάτων στην ορθοπαιδική ογκολογία επηρεάζεται από πολλούς παράγοντες. Η τεχνική διενέργειας της προεγχειρητικής βιοψίας, η ιστολογική διάγνωση, το μέγεθος του όγκου, ο βαθμός επέκτασής του στα μαλακά μόρια της περιοχής και η γενική κατάσταση του ασθενούς, αποτελούν τους κυριότερους από αυτούς<sup>112,113</sup>. Η παράβλεψη των παραγόντων αυτών συνεπάγεται το σχεδιασμό χειρουργικών επεμβάσεων που μπορεί να συνοδεύονται από πολύ υψηλή

μετεγχειρητική νοσηρότητα και να θέσουν σε κίνδυνο τη μακροχρόνια επιβίωση της πρόθεσης.

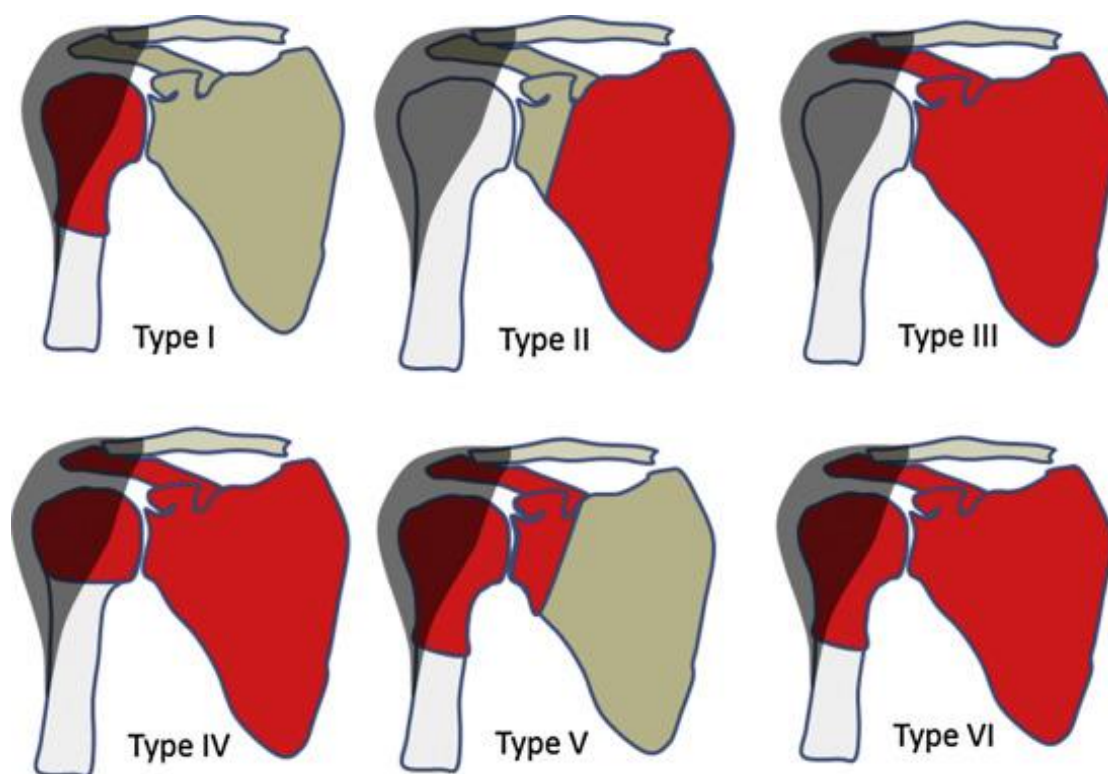
Συνολικά, η αποκατάσταση με τη χρήση συναρμολογούμενων προθέσεων αποτελεί τη μέθοδο εκλογής στη σύγχρονη χειρουργική αντιμετώπιση των σαρκωμάτων. Οι προθέσεις τρισδιάστατης εκτύπωσης σε συνδυασμό με εφαρμογές της CAS, έχουν αλλάξει ριζικά το τρόπο προσέγγισης της αποκατάστασης των σύνθετων ανατομικών περιοχών, επιτρέποντας την ευρεία εκτομή του όγκου με ικανοποιητική λειτουργική αποκατάσταση του ασθενούς. Η περαιτέρω βελτίωση του σχεδιασμού και της κατασκευής των τρισδιάστατων προθέσεων αλλά και της χειρουργικής τεχνικής, θα δώσει τη δυνατότητα ευρείας εφαρμογής των προθέσεων τρισδιάστατης εκτύπωσης και την ακόμα πιο εξατομικευμένη αποκατάσταση των οστικών ελλειμμάτων στην ορθοπαιδική ογκολογία <sup>114</sup>.

#### 4.3 Επεμβάσεις διάσωσης μέλους: όγκοι εγγύς βραχιονίου

Η ανατομική πολυπλοκότητα και οι εγγύτητα με σημαντικά αγγειακά και νευρικά στοιχεία, καθιστούν τη χειρουργική αποκατάσταση του εγγύς βραχιονίου, μετά την εκτομή μυοσκελετικών όγκων, εξαιρετικά πολύπλοκη. Η επιλογή της μεθόδου αποκατάστασης εξαρτάται κυρίως από το ποια στοιχεία των μαλακών μορίων της περιοχής, θα πρέπει να εκταμούν μαζί με τον όγκο. Οι ανατομικές προθέσεις εγγύς βραχιονίου, που για πολλά χρόνια αποτελούσαν τη μέθοδο εκλογής, συνοδεύονταν με πτωχά λειτουργικά αποτελέσματα. Έτσι, εξέχουσα θέση στην αποκατάσταση του εγγύς βραχιονίου, πλέον, κατέχει η ενδοπρόθεση με ανάστροφη αρθροπλαστική ώμου<sup>115,116</sup>. Κατά τον προεγχειρητικό σχεδιασμό θα πρέπει να λαμβάνεται υπόψιν η επέκταση του όγκου στις ακόλουθες δομές:

- A) οστική επέκταση, εγγύς και άπω όριο του όγκου, διάβρωση του οστικού φλοιού, επέκταση στα βραχιόνια ογκώματα
- B) επέκταση στην άρθρωση, διήθηση του αρθρικού θυλάκου, επέκταση στο οστέινο τμήμα της ωμογλήνης
- Γ) επέκταση στο στροφικό πέταλο και στη μακρά κεφαλή του δικεφάλου μυός
- Δ) επέκταση στο δελτοειδή μυ και την περιτονία του
- Ε) διήθηση του μασχαλιαίου νεύρου, του βραχιονίου πλέγματος ή των μεγάλων αγγείων της ωμικής ζώνης.

Τυπικά η σταδιοποίηση των όγκων της ωμικής ζώνης γίνεται βάση του συστήματος που περιεγράφηκε από τον Enneking et al <sup>73</sup>, και διαχωρίζει τους όγκους σε ενδοδιαμερισματικούς και εξωδιαμερισματικούς. Για το εγγύς βραχιόνιο, ενδοδιαμερισματικοί χαρακτηρίζονται οι όγκοι που περιορίζονται αυστηρά εντός του αυλού του βραχιονίου. Η επέκταση του όγκου στον αρθρικό θύλακο, είναι πολύ πιο συχνή σε όγκους του εγγύς βραχιονίου σε σχέση με άλλες ανατομικές περιοχές. Η δυνατότητα διάσωσης του δελτοειδούς μυός σχετίζεται με το μέγεθος του όγκου και με τα απεικονιστικά ευρήματα της MRI κατά τον προεγχειρητικό σχεδιασμό και περιλαμβάνουν: την απεικόνιση συνεχούς στρώματος λιπώδους ιστού μεταξύ του όγκου και του μυός και την ταυτοποίηση του μασχαλιαίου νεύρου<sup>117</sup>. Προεγχειρητικός σχεδιασμός αποσκοπεί κυρίως στον καθορισμό της εκτομής. Για το σκοπό αυτό οι Malawer et al. <sup>118</sup> περιέγραψαν ένα σύστημα χειρουργική ταξινόμησης των εκτομών της ωμικής ζώνης (**Εικόνα 1**).



**Εικόνα 1:** Ταξινόμηση κατά Malawer. Οι κόκκινες περιοχές αποτελούν τα τμήματα που θα αφαιρεθούν χειρουργικά. Τύπος I: ενδοαρθρική εκτομή εγγύς βραχιονίου. Τύπος II: μερική εκτομή ωμοπλάτης. Τύπος III: ολική ενδοαρθρική εκτομή ωμοπλάτης. Τύπος IV: εξωαρθρική εκτομή ωμοπλάτης και βραχιονίου κεφαλής. Τύπος V: εξωαρθρική εκτομή εγγύς βραχιονίου και ωμογλήνης. Τύπος VI: εξωαρθρική ολική

εκτομή ωμοπλάτης και εγγύς βραχιονίου. Κάθε τύπος εκτομής υποδιαιρείται σε Α, όταν διατηρείται ο δελτοειδής μυς και Β όταν αφαιρείται μαζί με τον όγκο <sup>119</sup>.

#### *Ενδοπρόθεση με ανάστροφη αρθροπλαστική ώμου (Reverse Shoulder Arthroplasty, RSA)*

Κατά γενικό κανόνα, η χρήση ενδοπρόθεσης με ανάστροφη αρθροπλαστική ώμου ενδείκνυται σε επιφυσιακούς και μεταφυσιακούς όγκους του εγγύς βραχιονίου, όπου μαζί με τον όγκο αφαιρείται και το στροφικό πέταλο. Οι όγκοι, στους οποίους χρησιμοποιείται η συγκεκριμένη μέθοδος αποκατάστασης περιλαμβάνουν τοπικά επιθετικούς καλοήθεις όγκους, πρωτοπαθείς κακοήθεις όγκους και επιλεγμένες περιπτώσεις μεταστατικής νόσου. Η διατήρηση του δελτοειδούς μυός, ή έστω της μέσης και οπίσθιας μοίρας του, του μασχαλαίου νεύρου και η ύπαρξη οστικού υποστρώματος στην ωμογλήνη αποτελούν προϋποθέσεις χρήσης της ανάστροφης αρθροπλαστικής ώμου. Οι εκτεταμένες εκτομές απώτερα της κατάφυσης του δελτοειδούς, δεν αποτελούν απαραίτητα αντένδειξη χρήσης RSA, αλλά ενδεχομένως να απαιτούν τη χρήση οστικού αλλομοσχεύματος <sup>120</sup>.

Η τοποθέτηση του ασθενούς γίνεται σε χειρουργικό τραπέζι beach chair και γίνεται προετοιμασία ολόκληρου του άνω άκρου. Προεγχειρητικά χορηγείται αντιβιοτικό ενδοφλέβια. Σε περιπτώσεις που μπορεί να απαιτηθεί χρήση μοσχεύματος, γίνεται επιπλέον προετοιμασία της δότριας περιοχής (πρόσθια άνω λαγόνια ακρολοφία). Προτιμάται η θωρακοδελτοειδής προσπέλαση, ενώ στην τομή του δέρματος θα πρέπει να περιλαμβάνεται και το σημείο της βιοψίας.

#### *Ενδοπρόθεση εγγύς βραχιονίου (Proximal Humerus Endoprosthesis, PHE)*

Η ενδοπρόθεση εγγύς βραχιονίου μπορεί να χρησιμοποιηθεί και ως spacer μετά την εκτομή μυοσκελετικών όγκων, είτε διατηρηθεί είτε όχι ο δελτοειδής μυς. Η στήριξη της ενδοπρόθεσης γίνεται στον αυλό του άπω βραχιονίου με ή χωρίς τη χρήση τσιμέντου. Οι εναπομείναντες μαλακοί ιστοί επανακαθλώνονται στην πρόθεση. Βασικό μειονέκτημα αυτής της μεθόδου αποκατάστασης αποτελεί ο αυξημένος κίνδυνος αστάθειας του ώμου, λόγω πλημμελούς επούλωσης των μαλακών μορίων επί της πρόθεσης. Η αστάθεια εκδηλώνεται κλινικά με πρόσθιο-άνω εξάρθρωμα, ιδίως στις περιπτώσεις διατήρησης του δελτοειδούς μυός. Επιπλέον, παρόλο που η σταθεροποίηση της πρόθεσης στο άπω βραχιόνιο είναι σχετικά σταθερή, η μέθοδος αποκατάσταση με ενδοπρόθεση εγγύς βραχιονίου παρουσιάζει σημαντικά λειτουργικά

ελλείμματα και πολύ υψηλό ποσοστό εξάρθημάτων, που υπολογίζεται σε 33% περίπου<sup>121</sup>. Η χρήση συνθετικού πλέγματος για την σταθερότερη καθήλωση των μαλακών μορίων επί της πρόθεσης, φαίνεται να παρέχει καλύτερη σταθερότητα<sup>122</sup>.

#### *Συνδυασμός ενδοπρόθεσης και αλλομοσχεύματος (Allograft-Prosthetic Composite, APC)*

Ο συνδυασμός ενδοπρόθεσης εγγύς βραχιονίου και πτωματικού αλλομοσχεύματος αποτελεί μια εναλλακτική επιλογή χειρουργικής αποκατάστασης σε περιπτώσεις ενδοαρθρικών εκτομών με διάσωση του στροφικού πετάλου. Η χειρουργική τεχνική είναι παρόμοια με τις παραπάνω μεθόδους<sup>123</sup>. Κατά κανόνα, γίνεται χρήση ανατομικής πρόθεσης βραχιονίου με μακρύ ενδοαυλικό στειλεό και για την καθήλωσή του χρησιμοποιείται τσιμέντο. Τα κύρια πλεονεκτήματα της μεθόδου εντοπίζονται στη βελτίωση της σταθερότητας της άρθρωσης και στο καλύτερο λειτουργικό αποτέλεσμα, τα οποία είναι συνέπεια της διατήρησης του στροφικού πετάλου και της συρραφής των αρχικών τενόντων με τους τένοντες του αλλομοσχεύματος. Προτιμάται πρόθεση με μικρή κεφαλή βραχιονίου, ώστε να αποφευχθεί η δημιουργία τάσης στο στροφικό πέταλο<sup>124</sup>.

#### *Οστικά αλλομοσχεύματα*

Βασικός στόχος της χρήσης πτωματικών οστικών αλλομοσχευμάτων εγγύς βραχιονίου, αποτελεί η κατά το δυνατόν καλύτερη ανατομική αποκατάσταση της περιοχής, διατηρώντας την αρθρική επιφάνεια του αλλομοσχεύματος. Για την σταθεροποίηση χρησιμοποιούνται οστικό τσιμέντο και εσωτερική οστεοσύνθεση με μακριές πλάκες συμπίεσης<sup>125</sup>. Ο αρθρικός θύλακος και οι τένοντες του στροφικού πετάλου συρράπτονται με τους αντίστοιχους του αλλομοσχεύματος. Η τεχνική παρουσιάζει πολλές επιπλοκές, με το κάταγμα και την λοίμωξη να αποτελούν τις κυριότερες. Μεταξύ όλων των τεχνικών αποκατάστασης, τα πτωματικά αλλομοσχεύματα παρουσιάζουν το υψηλότερο ποσοστό επιπλοκών, με αποτέλεσμα η μέθοδος σταδιακά να εγκαταλείπεται<sup>126</sup>.

#### *Αρθρόδεση και άλλες μη ανατομικές τεχνικές αποκατάστασης*

Αδυναμία διάσωσης του δελτοειδούς μυός και του μασχαλιαίου νεύρου, αποτελούν τις κύριες ενδείξεις αρθρόδεσης, ιδίως σε νεαρότερους ασθενείς. Κύρια πλεονεκτήματα

της μεθόδου αποτελούν η σταθερότητα και η μονιμότητα της αποκατάστασης. Για την πλήρωση των οστικών ελλειμμάτων μπορεί να γίνει χρήση αυτόλογου μοσχεύματος είτε από το λαγόνιο οστό, είτε από την περόνη, σε περιπτώσεις μικρών ελλειμμάτων. Η μέτρια βράχυνση του άκρου είναι αποδεκτή. Η εσωτερική οστεοσύνθεση γίνεται με μακριές ανατομικές πλάκες από το άνω μέρος της ωμοπλάτης μέχρι το άπω βραχιόνιο. Σε περιπτώσεις που το μήκος εκτομής του βραχιονίου υπερβαίνει τα 12 εκατοστά, μπορεί να γίνει χρήση αυτομοσχεύματος αγγειούμενης περόνης <sup>127,128</sup>.

Η αποκατάσταση του εγγύς βραχιονίου με τη χρήση του οστού της κλείδας (clavicula pro humero), ενδείκνυται κυρίως σε παιδιά και νεαρούς ενήλικες, ιδίως σε εξωαρθρικές εκτομές της ωμικής ζώνης, ανεξαρτήτως της διάσωσης του δελτοειδούς. Κατά την τεχνική αυτή, η άθικτη έξω πλευρά της ακρωμοκλειδικής άρθρωσης μετατοπίζεται προσθίως και καθηλώνεται στο βραχιόνιο. Σε κάποιες περιπτώσεις η μέθοδος αυτή μπορεί να συνδυαστεί με αυτομόσχευμα αγγειούμενης περόνης και εσωτερική οστεοσύνθεση με πλάκα και βίδες. Η μέθοδος αυτή προσφέρει μερική διατήρηση της κινητικότητας του ώμου, αλλά σπανίως χρησιμοποιείται σε ενήλικες <sup>129</sup>.

#### *Χειρουργική επέμβαση Tikhoff-Linberg*

Η συγκεκριμένη χειρουργική επέμβαση περιλαμβάνει εξωαρθρική εκτομή του εγγύς βραχιονίου και μέρους ή ολόκληρης της ωμοπλάτης <sup>130,131</sup>. Κατά την αρχική περιγραφή της επέμβασης, το βραχιόνιο αναρτάται σε κολόβωμα της κλείδας, καταργώντας με αυτόν τον τρόπο την κίνηση του ώμου, αλλά διατηρώντας την κινητικότητα του αγκώνα. Η επέμβαση, πλέον, ενδείκνυται σε ασθενείς με πολύ ευμεγέθεις όγκους που διηθούν το βραχιόνιο πλέγμα, τα μεγάλα αγγεία ή το θωρακικό τοίχωμα. Σε περιπτώσεις που απαιτείται αφαίρεση της κλείδας, η ανάρτηση του βραχιονίου γίνεται στα πλευρικά τόξα. Σε περιπτώσεις μαζικών οστικών ελλειμμάτων, μπορεί να χρησιμοποιηθεί ενδοπρόθεση ως spacer. Οι κύριες επιπλοκές της μεθόδου αποτελούν η αποτυχία της ανάρτησης και η αδυναμία πρωτογενούς σύγκλισης του δέρματος. Το συνολικό ποσοστό επιπλοκών αναφέρεται σε 55% και το ποσοστό 5ετούς επιβίωσης υπολογίζεται σε 47% <sup>132</sup>.

Από την ανασκόπηση της διεθνούς βιβλιογραφίας, προκύπτει πως τα διαθέσιμα δεδομένα για την σύγκριση των διαφορετικών τεχνικών είναι ανεπαρκή. Η σπανιότητα των σαρκωμάτων και η ετερογένεια τους δεν επιτρέπουν τη διενέργεια τυχαιοποιημένων κλινικών μελετών. Συνεπώς, τα διαθέσιμα δεδομένα στηρίζονται σε

μελέτες χαμηλότερης ποιοτικής στάθμης. Ο Teunis et al.<sup>133</sup> σε μία συστηματική ανασκόπηση της βιβλιογραφίας, συγκρίνει τα αποτελέσματα της αποκατάστασης του εγγύς βραχιονίου, με τη χρήση ενδοπρόθεσης, αλλομοσχεύματος και συνδυασμό πρόθεσης και αλλομοσχεύματος (Πίνακας 1). Η σύγκριση περιλαμβάνει το λειτουργικό αποτέλεσμα, όπως αυτό εκφράζεται με το MSTS score, την επιβίωση της πρόθεσης και το ποσοστό επιπλοκών κάθε μεθόδου.

Συνολικά ο συνδυασμός αλλομοσχεύματος πρόθεσης, φαίνεται να προσφέρει το καλύτερο λειτουργικό αποτέλεσμα, αλλά με αρκετά μεγάλο εύρος διακύμανσης. Η επιβίωση της μεθόδου αποκατάστασης φαίνεται να είναι ίδια και στις τρεις περιπτώσεις. Το μεγαλύτερο ποσοστό επιπλοκών ανά ασθενή, παρουσιάζεται κατά τη χρήση αλλομοσχευμάτων για την αποκατάσταση του εγγύς βραχιονίου. Η κυριότερη επιπλοκή φάνηκε να αποτελεί το κάταγμα. Το ποσοστό των καταγμάτων, κατά τη αποκατάσταση με συνδυασμό αλλομοσχεύματος-πρόθεσης, δε φαίνεται να διαφέρει σημαντικά (Πίνακας 1).

**Πίνακας 1:** Σύγκριση μεθόδων αποκατάστασης εγγύς βραχιονίου μετά την εκτομή όγκων.

Μελέτη	Μέθοδος	Αριθμός Ασθενών	Επιβίωση Υλικού	%	Επιπλοκές	%	Κάταγμα	%	MSTS
Burrowes et al. <sup>134</sup>	P	6	5	83	5	83	1	17	
Bos et al. <sup>135</sup>	P	13	5	38	11	85	2	15	
Malawer et al. <sup>136</sup>	P	29	26	90	-	-	-	-	
O'Conner et al. <sup>137</sup>	P	11	7	63	9	82	1	9,1	61
Meller et al. <sup>138</sup>	P	8	8	100	-	-	-	-	7
Voggenreiter et al. <sup>139</sup>	P	19	17	89	4	21	2	11	70
Fuhrmann et al. <sup>140</sup>	P	22	22	100	1	4,5	0	0	61
Wittig et al. <sup>141</sup>	P	15	15	100	2	13	1	6,7	
Kumar et al. <sup>142</sup>	P	45	39	87	10	22	0	0	79
Mayilvahanan et al. <sup>143</sup>	P	55	50	91	16	29	3	5,5	
Kitagawa et al. <sup>144</sup>	P	5	4	80	3	60	0	0	69



Sharma et al. <sup>145</sup>	P	21	14	67	3	14	0	0	
Potter et al. <sup>146</sup>	P	16	16	100	5	31	0	0	69
Ioannou et al. <sup>147</sup>	P	12	-	-	2	17	0	0	
Manfrini et al. <sup>148</sup>	P	25	20	80	15	60	0	0	70
Van de Sande et al. <sup>149</sup>	P	14	14	100	7	50	0	0	77
Wang et al. <sup>150</sup>	P	25	23	92	22	88	0	0	69
Gebhardt et al. <sup>151</sup>	A	20	16	80	10	50	5	25	
Aho et al. <sup>152</sup>	A	4	2	50	5	130	2	50	
Alman et al. <sup>153</sup>	A	3	1	33	3	100	2	67	
O'Conner et al. <sup>137</sup>	A	8	6	75	4	50	4	50	71
Probyn et al. <sup>154</sup>	A	10	4	40	10	100	4	40	50
Getty & Peabody <sup>155</sup>	A	13	8	61	20	150	8	62	63
DeGroot et al. <sup>156</sup>	A	31	23	74	16	52	11	35	74
Potter et al. <sup>146</sup>	A	17	12	71	14	82	9	53	71
Manfrini et al. <sup>148</sup>	A	3	3	100	0	0	0	0	78
Van de Sande et al. <sup>149</sup>	A	13	8	62	11	85	9	53	77
Aponte-Tinao et al. <sup>157</sup>	A	21	16	76	5	24	5	24	75
Jensen & Johnston <sup>158</sup>	APC	14	14	100	3	21	0	0	77
Suk et al. <sup>159</sup>	APC	6	5	83	2	33	1	17	57
Black et al. <sup>160</sup>	APC	6	5	83	2	33	0	0	70
Potter et al. <sup>146</sup>	APC	16	15	94	7	44	1	6,3	79
Abdeen et al. <sup>123</sup>	APC	36	33	92	10	28	1	2,8	91
Moran & Stalley <sup>161</sup>	APC	11	11	100	6	55	0	0	66
Manfrini et al. <sup>148</sup>	APC	3	1	33	2	67	2	67	79
Van de Sande et al. <sup>149</sup>	APC	10	9	90	15	150	2	20	72
Wang et al. <sup>150</sup>	APC	14	12	86	11	79	0	0	75

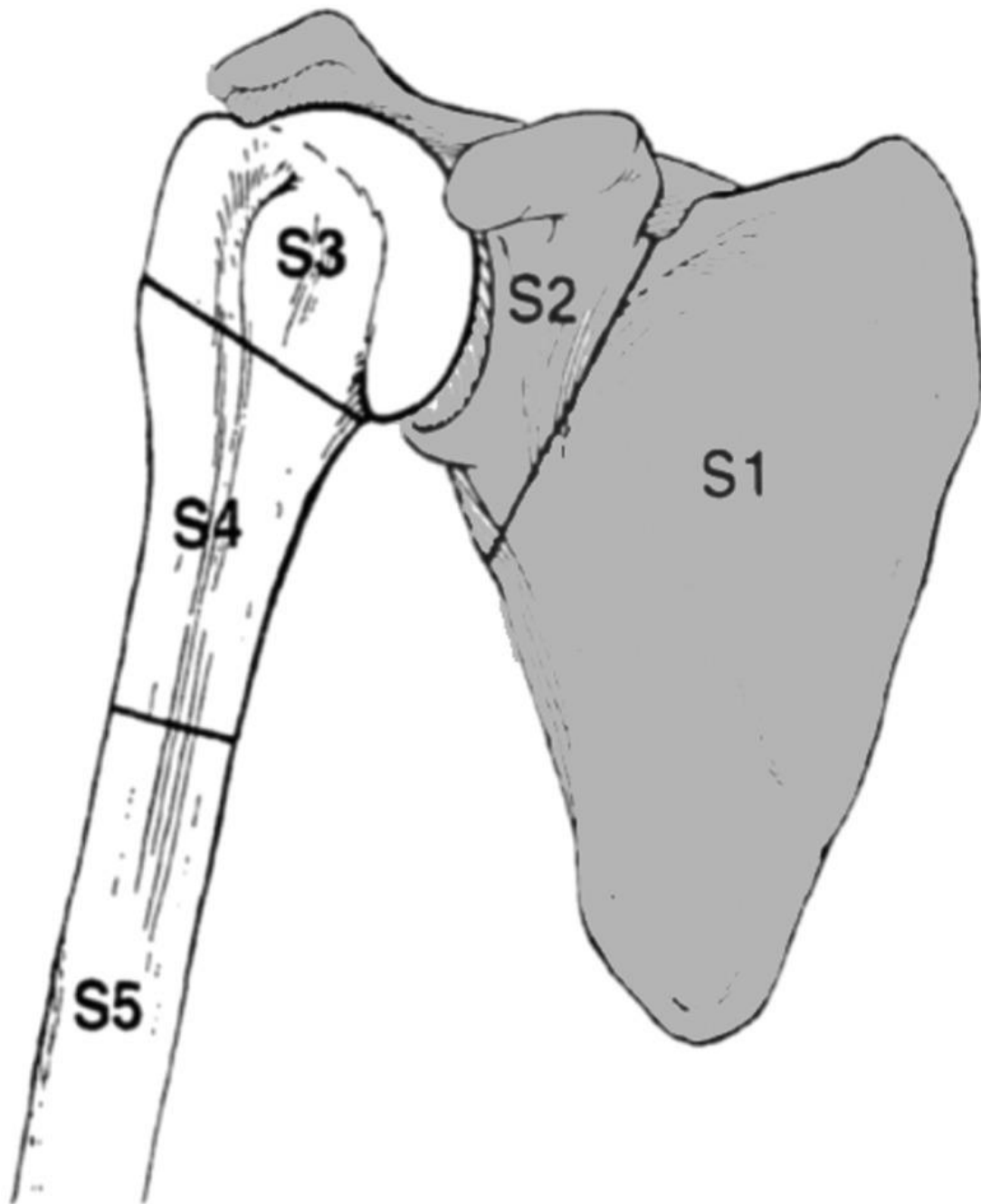
Aponte-Tinao et al. <sup>157</sup>	APC	16	13	81	3	19	1	6,3	84
------------------------------------	-----	----	----	----	---	----	---	-----	----

*P: Prosthesis, A: Allograft, APC: Allograft-prosthetic composite, MSTS score: Musculoskeletal Tumor Society score* <sup>133</sup>

#### 4.4 Επεμβάσεις διάσωσης μέλους: Όγκοι ωμοπλάτης

Η ωμοπλάτη αποτελεί εξαιρετικά σπάνια θέση εντόπισης όγκων, η πλειονότητα των οποίων είναι καλοήθεις. Μεταξύ των κακοηθειών, το 80% των βλαβών είναι μεταστατικές και μόνο το 20% πρωτοπαθείς κακοήθεις μυοσκελετικοί όγκοι <sup>118</sup>. Το χονδροσάρκωμα αποτελεί τον πιο συχνό κακοήθη όγκο της ωμοπλάτης, ακολουθούμενο από το σάρκωμα Ewing<sup>162</sup>. Βιβλιογραφικά, το 1,6-2,8% των κακοηθών μυοσκελετικών όγκων εμφανίζεται στην ωμοπλάτη<sup>163</sup>. Τυπικά, οι καλοήθεις βλάβες διαγιγνώσκονται κατά τη δεύτερη με τρίτη δεκαετία της ζωής, ενώ οι κακοήθεις κατά την πέμπτη με έκτη <sup>56,164,165</sup>. Η θεραπευτική χειρουργική προσέγγιση των όγκων της ωμοπλάτης περιλαμβάνει ευρεία εκτομή. Κατά την ολική ή μερική εκτομή της ωμοπλάτης, συνήθως, γίνεται αφαίρεση πολλών μυών, του στροφικού πετάλου ή του δελτοειδούς μυός, γεγονός που συνεπάγεται τη σημαντική απώλεια της λειτουργικότητας της άρθρωσης του ώμου.

Το σύστημα ταξινόμησης των οστικών όγκων κατά Enneking, εφαρμόζεται ευρέως για την κατηγοριοποίηση των όγκων της ωμοπλάτης, και διαιρεί το οστό σε 2 ζώνες<sup>166</sup> (**Εικόνα 2**).



**Εικόνα 2** : Ζώνες εκτομής της ωμοπλάτης. Η S1 αντιστοιχεί στην ωμογλήνη και η S2 στο σώμα της ωμοπλάτης.<sup>167</sup>

Η επιλογή της μεθόδου χειρουργικής εκτομής βασίζεται κυρίως στην εντόπιση και στο μέγεθος του όγκου. Εντόπιση στην S1 περιοχή μπορεί να αντιμετωπιστεί με μερική εκτομή της ωμοπλάτης, χωρίς αποκατάσταση. Αντιθέτως, όγκοι που εντοπίζονται στην ωμογλήνη (S1 περιοχή) απαιτούν αποκατάσταση της γληνοβραχιόνιας άρθρωσης. Οι όγκοι που καταλαμβάνουν και τις δυο περιοχές, απαιτούν ολική εκτομή της ωμοπλάτης. Η αποκατάσταση μετά από μια τέτοια χειρουργική επέμβαση παρουσιάζει

πολλές δυσκολίες. Γενικά, όμως, η διατήρηση της ωμογλήνης συνοδεύεται από καλά λειτουργικά αποτελέσματα.

Απόλυτες αντενδείξεις της διάσωσης μέλους σε ασθενείς με όγκους της ωμοπλάτης, αποτελεί η επέκταση του όγκου στη μασχάλη και η διήθηση των νευρομυικών δομών, η βαριά γενική κατάσταση του ασθενούς και η άρνηση της θεραπείας. Η διήθηση του θωρακικού τοιχώματος, το παθολογικό κάταγμα, η προηγηθείσα λοίμωξη στην περιοχή, η διήθηση επιχώριων λεμφαδένων και η μεγάλη επέκταση του όγκου στα μαλακά μόρια, αποτελούν σχετικές αντενδείξεις<sup>168</sup>.

Η πρώτη εκτομή της ωμοπλάτης διενεργήθηκε το 1819 από τον Lister, σε ασθενή με οστεοποιημένη ανευρυσματική κύστη. Σήμερα, η χειρουργική θεραπεία των όγκων της ωμοπλάτης ταξινομείται κατά Malawer και βάση της έκτασης της εκτομής κατατάσσεται σε ενδοαρθρική ή εξωαρθρική. Η επέκταση του όγκου σε σχέση με το ανατομικό διαμέρισμα που αναπτύσσεται κατατάσσει τη νόσο σε ενδοδιαμερισματική ή εξωδιαμερισματική και επιπλέον, πρέπει να λαμβάνεται υπόψιν η διατήρηση της γληνοβραχιόνιας άρθρωσης και του μηχανισμού απαγωγής του ώμου<sup>169</sup>. Η τεχνικές αποκατάστασης περιλαμβάνουν: ανάρτηση ώμου, αντικατάσταση με ενδοπρόθεση, συνδεδεμένου ή μη τύπου και οστικό αλλομόσχευμα.

Μέχρι και τις αρχές της δεκαετίας του 1990, η ανάρτηση ώμου αποτελούσε την πιο διαδεδομένη χειρουργική μέθοδο αποκατάστασης, κατά την οποία, η κεφαλή του βραχιονίου καθλώνεται με χοντρά, μη απορροφήσιμα ράμματα ή σύρμα στην κλείδα. Στην πιο μεγάλη σειρά ασθενών που μελετάται αυτή η μέθοδος, πάνω από το 50% των ασθενών ανέφεραν ικανοποιητικό λειτουργικό αποτέλεσμα. Η μέθοδος αυτή, επιτρέπει την κίνηση στον αγκώνα και τον καρπό, αλλά καταργεί την κινητικότητα του ώμου<sup>162</sup>. Η αποκατάσταση του ώμου με χρήση ενδοπρόθεσης, στοχεύει στην αποκατάσταση της συνέχειας μεταξύ άνω άκρου και θωρακικού τοιχώματος. Η μετακίνηση της άρθρωσης προς την έξω επιφάνεια με ταυτόχρονη διατήρηση του offset, εμποδίζει την διάταση του βραχιονίου πλέγματος και συμβάλλει στην πλήρωση του οστικού ελλείμματος<sup>168</sup>. Βιβλιογραφικά, τα δεδομένα που προκύπτουν από μικρές σειρές ασθενών, κατατάσσουν το εξάρθρωμα και την περιπροθετική λοίμωξη στις συχνότερες επιπλοκές της μεθόδου<sup>170-172</sup>

Οι Pritsch et al., σύγκριναν τα λειτουργικά αποτελέσματα των δυο τεχνικών. Ανέφεραν ανωτερότητα της αποκατάστασης με ενδοπρόθεση μετά από ολική εκτομή της ωμοπλάτης σε σύγκριση με την ανάρτηση του ώμου, σε ότι αφορά τη λειτουργική αποκατάσταση. Στην ίδια μελέτη, καταλήγουν, πως σε περιπτώσεις που μπορεί να

διασωθεί ο ρομβοειδής, ο πλατύς ραχιαίος, ο δελτοειδής και ο τραπεζοειδής μυς, η αποκατάσταση με ενδοπρόθεση αποτελεί την καλύτερη επιλογή. Σήμερα, η ανάρτηση του ώμου αποτελεί τεχνική διάσωσης μέλους που εφαρμόζεται σε εξαιρετικά σπάνιες περιπτώσεις πολύ μεγάλων όγκων, που δεν επιδέχονται αποκατάστασης <sup>173</sup>.

Στην προσπάθεια αποφυγής των επιπλοκών της αποκατάστασης με ενδοπρόθεση, σε διάφορα κέντρα έγινε χρήση αλλομοσχευμάτων. Σύμφωνα με τα δημοσιευμένα αποτελέσματα, η διατήρηση της ωμογλήνης συμβάλλει καθοριστικά στο βελτιωμένο μετεγχειρητικό λειτουργικό αποτέλεσμα. Η αστοχία των υλικών εσωτερικής οστεοσύνθεσης και το κάταγμα του αλλομοσχεύματος αποτελούν τις συχνότερες επιπλοκές, με το λειτουργικό αποτέλεσμα, παρ' όλα αυτά, να παραμένει αρκετά ικανοποιητικό <sup>174-176</sup>.

Συμπερασματικά, η αποκατάσταση της ωμοπλάτης μετά την χειρουργική εκτομή μυοσκελετικών όγκων, είναι εφικτή και προσφέρει ικανοποιητικά λειτουργικά και κοσμικά αποτελέσματα. Η διάσωση του στροφικού πετάλου και του δελτοειδούς συμβάλλει καθοριστικά στο μετεγχειρητικό λειτουργικό αποτέλεσμα. Η βέλτιστη μέθοδος αποκατάστασης δεν έχει ακόμα αποσαφηνιστεί. Σε κάθε περίπτωση, όμως, η διενέργεια των επεμβάσεων διάσωσης μέλους σε ασθενείς με όγκους της ωμοπλάτης, θα πρέπει να γίνεται από ορθοπαιδικούς ογκολόγους σε εξειδικευμένα κέντρα <sup>167</sup>.

## II. ΕΙΔΙΚΟ ΜΕΡΟΣ

## 5. Επεμβάσεις διάσωσης μέλους

### 5.1 Μυοσκελετικοί όγκοι εγγύς βραχιονίου

#### 5.1.1 Εισαγωγή

Το εγγύς βραχιόνιο αποτελεί συχνή θέση εντόπισης πρωτοπαθών όγκων του μυοσκελετικού συστήματος, όπως το οστεοσάρκωμα το σάρκωμα Ewing και το χονδροσάρκωμα. Επιπλέον, μεταστατικοί όγκοι και σαρκώματα μαλακών μορίων με οστική επέκταση μπορούν να εμφανιστούν στο εγγύς βραχιόνιο <sup>56,141</sup>. Η πρώτη χειρουργική επέμβαση διάσωσης μέλους σε ασθενή με κακοήγη όγκο εγγύς βραχιονίου πραγματοποιήθηκε το 1977. Μέχρι τα μέσα της δεκαετίας του 1990, ο ακρωτηριασμός ή η αρθρόδεση του ώμου αποτελούσαν τις πιο διαδεδομένες χειρουργικές εμβάσεις για την αντιμετώπιση τέτοιων όγκων <sup>121,142,177</sup>. Ο Malawer κατηγοριοποίησε τις χειρουργικές επεμβάσεις της ωμικής ζώνης σε 6 τύπους, βάσει του εύρους της εκτομής και αν αυτή περιλαμβάνει την εκτομή της άρθρωσης (ενδοαρθρικές και εξωαρθρικές). Σήμερα, το 95% των όγκων του εγγύς βραχιονίου μπορεί να αντιμετωπισθεί με επεμβάσεις διάσωσης μέλους (Τύπου I ενδοαρθρικές ή τύπου V εξωαρθρικές) <sup>169,178</sup>. Τις τελευταίες δεκαετίες, αξιοσημείωτη πρόοδος έχει συντελεστεί στην διαχείριση αυτών των όγκων <sup>122,179-183</sup>. Η χειρουργική εξαίρεση των όγκων του εγγύς βραχιονίου μπορεί να οδηγήσει στην εκτομή στοιχείων πολύ σημαντικών για την λειτουργία του άνω άκρου, όπως του στροφικού πετάλου, του δελτοειδούς μυός ή του μασχαλιαίου νεύρου <sup>184</sup>. Για την αποκατάσταση της ωμικής ζώνης, έχουν χρησιμοποιηθεί πολλές μέθοδοι, όπως πτωματικά οστικά αλλομοσχεύματα, ενδοπρόθεση εγγύς βραχιονίου (proximal humerus endoprosthesis, PHE), ενδοπρόθεση με ανάστροφη αρθροπλαστική ώμου (reverse shoulder arthroplasty, RSA), συνδυασμός αλλομοσχεύματος και ενδοπρόθεσης (allograft-prosthetic composite, APC) καθώς και μετάθεση της κλείδας στο βραχιόνιο <sup>122,133,155,160,185,186</sup>. Μέχρι σήμερα δεν υπάρχει ομοφωνία σχετικά με την ιδανική μέθοδο αποκατάστασης. Η περιπροθετική λοίμωξη, η ψευδάρθρωση και το περιπροθετικό κάταγμα αποτελούν τις πιο συχνά εμφανιζόμενες επιπλοκές σε ασθενείς που υποβλήθηκαν σε αποκατάσταση με αλλομόσχευμα, ενώ οι μηχανικές επιπλοκές, όπως άσηπτη χαλάρωση και εξάρθρωμα, σε αυτούς με ενδοπρόθεση.

### 5.1.2 Υλικό και μέθοδοι

Σαράντα τρεις ασθενείς με κακοήγη οστικό όγκο εγγύς βραχιονίου που υποβλήθηκαν σε ευρεία ενδοαρθρική εκτομή του όγκου και αποκατάσταση με ενδοπρόθεση, στην 'Α Πανεπιστημιακή Ορθοπαιδική Χειρουργική Κλινική του ΕΚΠΑ, κατά το χρονικό διάστημα από το 2007 μέχρι και το 2018, συμπεριλήφθηκαν στη μελέτη. Σε τρεις ασθενείς, στους οποίους απαιτήθηκε εκτομή του μασχαλιαίου νεύρου ή του δελτοειδούς μυός, ώστε να επιτευχθούν ευρεία χειρουργικά όρια εκτομής, χρησιμοποιήθηκε ενδοπρόθεση με ανάστροφη αρθροπλαστική ώμου συνδεδεμένου τύπου (constrained) και ακολούθως αποκλείστηκαν από τη μελέτη των λειτουργικών αποτελεσμάτων. Επομένως, ο τελικός αριθμός των ασθενών που συμπεριλήφθηκαν στη μελέτη ανήλθε σε 40. Εξ' αυτών, οι 24 (60%) ήταν άντρες και οι 16 (40%) γυναίκες, με μέση ηλικία τα  $54 \pm 10.2$  έτη (διάμεση ηλικία 56 έτη με εύρος 14-78). Η μελέτη πραγματοποιήθηκε κατόπιν συναίνεσης των ασθενών και άδειας από το Επιστημονικό Συμβούλιο του Π.Γ.Ν Αττικών. Δεδομένα από τους ιατρικούς φακέλους των ασθενών, συμπεριλαμβανομένων δεδομένων που σχετίζονται με το κλινικό, ακτινολογικό και λειτουργικό αποτέλεσμα μελετήθηκαν αναδρομικά. Τα δημογραφικά δεδομένα των ασθενών παρουσιάζονται στον Πίνακα 1. Σε 14 ασθενείς (35%) τέθηκε η διάγνωση του χονδροσαρκώματος, σε 5 (12,5%) του οστεοσαρκώματος και σε 10 ασθενείς (25%) της μεταστατικής νόσου. Από αυτούς, η αρχική διάγνωση ήταν αδenoκαρκίνωμα του πνεύμονα σε 5 ασθενείς, καρκίνος του μαστού σε 4 ασθενείς, ενώ σε έναν ασθενή η αρχική εντόπιση αποτελούσε ο θυρεοειδής. Στους υπόλοιπους ασθενείς η διάγνωση ήταν: σάρκωμα Ewing σε 7 ασθενείς (17.5%), ινοσάρκωμα (2 ασθενείς, 5%), πολλαπλό μυέλωμα (1 ασθενής, 2,5%) και λέμφωμα (1 ασθενής, 2,5%).

Οι προεγχειρητικές απεικονιστικές εξετάσεις περιλάμβαναν απλές ακτινογραφίες, αξονική τομογραφία (computed tomography, CT) και μαγνητική τομογραφία της ωμικής ζώνης (magnetic resonance imaging, MRI). Επιπλέον, όλοι οι ασθενείς υποβλήθηκαν προεγχειρητικά σε αξονική τομογραφία θώρακος και άνω-κάτω κοιλίας στο πλαίσιο σταδιοποίησης. Η σταδιοποίηση των ασθενών έγινε σύμφωνα με την ταξινόμηση του Enneking<sup>187</sup>. Βάσει των κατευθυντήριων οδηγιών, 26 ασθενείς έλαβαν χημειοθεραπεία, ενώ 14 έλαβαν ακτινοθεραπεία.

Ακολούθως, οι ασθενείς χωρίστηκαν σε 2 ομάδες. Η ομάδα Α περιλάμβανε 21 ασθενείς (52,5%), στους οποίους για την αποκατάσταση των ελλειμμάτων χρησιμοποιήθηκε ενδοπρόθεση εγγύς βραχιονίου (PHE). Από αυτούς, σε 14 ασθενείς χρησιμοποιήθηκε



METS Modular Proximal Humerus prosthesis, Stanmore Implants (**Εικόνες 3 και 4**) ενώ MUTARS® Proximal Humerus, Implantcast GmbH χρησιμοποιήθηκε σε 7 ασθενείς (**Εικόνες 5 και 6**). Στην ομάδα Β, συμπεριλήφθηκαν 19 ασθενείς (47,5%), στους οποίους η αποκατάσταση έγινε με ενδοπρόθεση με ανάστροφη αρθροπλαστική ώμου (RSA). MUTARS® Reverse Modular Prosthesis, Implantcast GmbH (Εικόνες 3-4), χρησιμοποιήθηκε σε 9 εξ αυτών, ενώ στους υπόλοιπους 10 METS Reverse Shoulder Replacement, Stanmore Implants. Για την επανακαθήλωση των μαλακών μορίων επί της πρόθεσης χρησιμοποιήθηκε συνθετικό πλέγμα τετραφθαλικού πολυαιθυλενίου (Trevira®, Implantcast GmbH) σε 7 ασθενείς της ομάδας Α με ενδοπρόθεση εγγύς βραχιονίου Implantcast και σε 9 ασθενείς της ομάδας Β με ενδοπρόθεση με ανάστροφη αρθροπλαστική ώμου της εταιρίας Implantcast (**Πίνακας 2**).

Για την εκτίμηση του μετεγχειρητικού λειτουργικού αποτελέσματος χρησιμοποιήθηκαν τα εξής ερωτηματολόγια: Musculoskeletal Tumor Society (MSTS) και η σύντομη έκδοση του Arm, Shoulder and Hand score (Quick-DASH score). Επιπλέον, μετρήθηκε το ενεργητικό εύρος κίνησης της γληνοβραχιόνιας άρθρωσης, όπως αυτό καταγράφηκε με τη χρήση γωνιόμετρου. Έπειτα, καταγράφηκαν οι επιπλοκές, οι οποίες ταξινομήθηκαν σε μηχανικές και μη, βάσει της ταξινόμησης των επιπλοκών μετά από αποκατάσταση με ενδοπροθέσεις σε ασθενείς με μυοσκελετικές κακοήθειες κατά Henderson et al <sup>95,188</sup>. Βάση της παραπάνω ταξινόμησης, στις μηχανικές επιπλοκές περιλαμβάνονται επιπλοκές οφειλόμενες σε ανεπάρκεια μαλακών μορίων (Τύπου 1), η άσηπτη χαλάρωση της πρόθεσης (Τύπου 2) και οι δομικές επιπλοκές (Τύπου 3). Η λοίμωξη (Τύπου 4) και η τοπική υποτροπή της νόσου (Τύπου 5) αποτελούν τις μη μηχανικές επιπλοκές.

Στη στατιστική ανάλυση χρησιμοποιήθηκαν δημογραφικά χαρακτηριστικά, δεδομένα σχετικά με τη νόσο και στοιχεία από τη μετεγχειρητική παρακολούθηση των ασθενών. Για τα δεδομένα που ήταν εφικτό υπολογίστηκαν η μέση τιμή ± τυπική απόκλιση, η διάμεση τιμή με το εύρος των τιμών και η εκατοστιαία αναλογία. Τα δεδομένα που προέκυψαν από την ανάλυση των δυο ομάδων συγκρίθηκαν χρησιμοποιώντας το μη παραμετρικό Wilcoxon rank-sum test για τις ποσοτικές μεταβλητές, και το chi-square test για τις ποιοτικές. Για τη διερεύνηση της πιθανής συσχέτισης μεταξύ λειτουργικού αποτελέσματος και τύπου πρόθεσης (σταθμισμένο με την ηλικία, το φύλο, τη διατήρηση της κατάφυσης του δελτοειδούς μυός, του μήκους εκτομής του βραχιονίου οστού και του σταδίου κατά Enneking) διενεργήθηκε πολυπαραγοντική γραμμική

παλινδρόμηση. Για την στατιστική ανάλυση της επιβίωσης των ασθενών χρησιμοποιήθηκε καμπύλη Kaplan-Meier, στην οποία η αλλαγή ή η αφαίρεση της πρόθεσης αποτέλεσε καταληκτικό σημείο της καμπύλης επιβίωσης και τη θνητότητα του ασθενή ανταγωνιστικό συμβάν. Σε όλα τα τεστ  $p < 0.05$  καταδεικνύει στατιστικά σημαντική διαφορά. Η στατιστική ανάλυση διενεργήθηκε με τη χρήση λογισμικού R, version 3.5.2.

**Πίνακας 2:** Δημογραφικά δεδομένα, χαρακτηριστικά της νόσου και της χειρουργικής επέμβασης

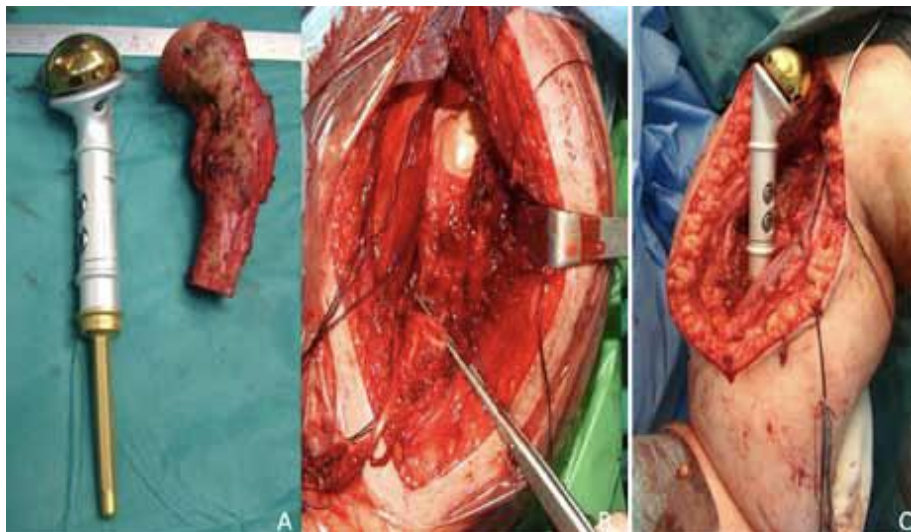
<b>Χαρακτηριστικά</b>	<b>Ενδοπρόθεση εγγύς βραχιονίου (PHE) (n=21)</b>	<b>Ανάστροφη αρθροπλαστική ώμου (RSA) (n=19)</b>	<b>P</b>
Ηλικία, έτη	52,5±10,2; 56 (14-70)	57,9 ± 12,2; 57 (31-78)	0,82
Φύλο άρρεν, Νο. (%)	13 (61,9)	11 (57,8)	1,00
<b><u>Διάγνωση, Νο. (%)</u></b>			
Χονδροσάρκωμα	8 (38,1)	6 (31,6)	0,74
Οστεοσάρκωμα	2 (9,5)	3 (15,8)	0,65
Ewing σάρκωμα/PNET	4 (19)	3 (15,8)	1,00
Μεταστατικός όγκος	5 (23,8)	5 (26,3)	1,00
Πολλαπλό Μυέλωμα	1 (4,8)	0 (0)	1,00
Ινοσάρκωμα	1 (4,8)	1 (5,3)	1,00
Λέμφωμα	0 (0)	1 (5,3)	0,47
<b><u>Στάδιο Enneking, No. (%)</u></b>			
IIA	11 (52,4)	8 (42,1)	0,54
IIB	10 (47,6)	11 (57,9)	0,54
Μήκος εκτομής βραχιονίου, χιλιοστά	110 ± 45; 108 (50-220)	138 ± 28; 132,5 (68-199)	0,79
Διατήρηση κατάφυσης δελτοειδούς, Νο. (%)	12 (57,1)	8 (42,1)	0,52

Τα δεδομένα παρουσιάζονται ως μέση τιμή ± τυπική απόκλιση, ενδιάμεση τιμή (ενδοτεταρτημοριακό εύρος) ή ως απόλυτη τιμή (ποσοστό).

Συντομογραφίες: PNET- Primitive Neuroectodermal Tumor, PHE- Proximal Humerus Endoprosthesis, RSA- Reverse Shoulder Arthroplasty.



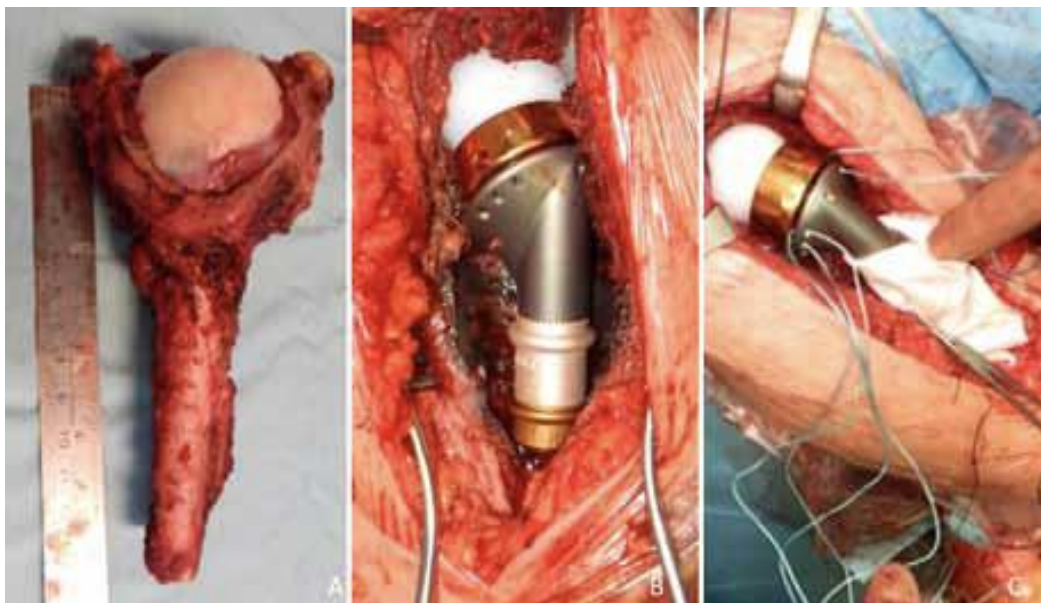
**Εικόνα 3 :** Ασθενής ετών 43, με μεταστατικό καρκίνωμα μαστού. Προεγχειρητική απεικόνιση της βλάβης στο εγγύς βραχιόνιο, με απλή ακτινογραφία (A). Μετεγχειρητική ακτινογραφία του ώμου, μετά την αποκατάσταση με ενδοπρόθεση εγγύς βραχιονίου (B) <sup>189</sup>



**Εικόνα 4 :** Διεγχειρητικές εικόνες της επέμβασης διάσωσης μέλους, σε ασθενή με μεταστατική βλάβη εγγύς βραχιονίου. Το χειρουργικό παρασκεύασμα του όγκου μετά την ευρεία εκτομή (A), το οστικό έλλειμμα του εγγύς βραχιονίου (B) και η αποκατάσταση αυτού με ενδοπρόθεση εγγύς βραχιονίου (Γ). <sup>189</sup>



**Εικόνα 5 :** Ασθενής θήλυ, 43 ετών με αποδιαφοροποιημένο χονδροσάρκωμα εγγύς βραχιονίου. Ακτινολογική απεικόνιση με απλές ακτινογραφίες της βλάβης προεγχειρητικά (A), και μετεγχειρητικά, μετά την αποκατάσταση με ενδοπρόθεση με ανάστροφη αρθροπλαστική ώμου (B).<sup>189</sup>



**Εικόνα 4 :** Ασθενής 43 ετών με αποδιαφοροποιημένο χονδροσάρκωμα εγγύς βραχιονίου. Αριστερά διακρίνεται το χειρουργικό παρασκεύασμα μετά την ευρεία εκτομή (A), η αποκατάσταση του οστικού ελλείμματος με χρήση ανάστροφης αρθροπλαστικής (B) και η αποκατάσταση των μαλακών μορίων με χρήση ισχυρών μη απορροφήσιμων ραμμάτων και συνθετικού πλέγματος καθήλωσης μαλακών μορίων (Γ).<sup>189</sup>

### 5.1.3 Αποτελέσματα

Το μέσο μήκος εκτομής του εγγύς βραχιονίου ανήλθε σε  $118 \pm 34$  χιλιοστά (διάμεση τιμή 112,5 χιλ., εύρος 50-200 χιλ.). Το μέσο μήκος εκτομής δεν εμφάνισε στατιστικά σημαντική διαφορά μεταξύ των δύο ομάδων ( $P=0,79$ ). Σε 20 ασθενείς, το σημείο οστεοτομίας του εγγύς βραχιονίου ήταν απώτερα της κατάφυσης του δελτοειδούς (12 ασθενείς της ομάδας Α και 8 ασθενείς της ομάδας Β,  $P=0,52$ ).

Στην ομάδα Α, 14 ασθενείς έλαβαν χημειοθεραπεία και 10 ακτινοθεραπεία, ενώ στην ομάδα Β, 12 ασθενείς έλαβαν χημειοθεραπεία και 4 υπεβλήθησαν σε ακτινοθεραπεία. Το μέσο διάστημα μετεγχειρητικής παρακολούθησης (follow-up) ανήλθε σε  $62 \pm 15$  μήνες (διάμεση τιμή 60,5 μήνες με εύρος 24-156 μήνες). Συνολικά, 12 ασθενείς κατέληξαν λόγω μεταστατικής νόσου κατά την μετεγχειρητική περίοδο παρακολούθησης. Η επιβίωση της πρόθεσης υπολογίστηκε σε 68 % στην ομάδα Α και 87% στην ομάδα Β, κατά την πρώτη πενταετία μετά τη χειρουργική επέμβαση και σε 63% και 78%, για τις δυο ομάδες αντίστοιχα, κατά την πρώτη 7ετία μετεγχειρητικά **(Εικόνα 7)**. Το ποσοστό των επιπλοκών και τα λειτουργικά αποτελέσματα παρουσιάζονται αναλυτικά στον πίνακα 2. Συνολικά, 17 ασθενείς εμφάνισαν κάποια επιπλοκή, καθιστώντας έτσι το συνολικό ποσοστό επιπλοκών σε 42,5%. Στην ομάδα Α το ποσοστό επιπλοκών ήταν υψηλότερο (61,9%), εμφανίζοντας στατιστικά σημαντική διαφορά σε σχέση με την ομάδα Β, όπου υπολογίστηκε σε 21% ( $p=0.0012$ ). Ένας ασθενής της ομάδας Β παρουσίασε εν τω βάθει περιπροθετική λοίμωξη (τύπου 4 επιπλοκή), η οποία διαγνώστηκε 14 μήνες μετά την αρχική χειρουργική επέμβαση και αντιμετωπίστηκε με αναθεώρηση σε 2 στάδια. Τύπου 4 επιπλοκές δεν παρατηρήθηκαν στην ομάδα Α. Τοπική υποτροπή της νόσου (επιπλοκή τύπου 5) διαγνώστηκε σε 4 ασθενείς της ομάδας Α και σε έναν ασθενή της ομάδας Β. Στατιστικά, το ποσοστό τοπικής υποτροπής δε διέφερε μεταξύ των δυο ομάδων ( $P=0.34$ ). Όλοι οι ασθενείς με τοπική υποτροπή, εμφάνισαν και απομακρυσμένες μεταστάσεις κατά τη διάγνωση της υποτροπής. Ένας ασθενής από κάθε ομάδα εμφάνισε άσηπτη χαλάρωση της πρόθεσης (επιπλοκή τύπου 2,  $p=1$ ). Και οι δυο ασθενείς υποβλήθηκαν σε χειρουργική αντιμετώπιση της χαλάρωσης, με αναθεώρηση της πρόθεσης σε ανάστροφη αρθροπλαστική. Το ποσοστό επιπλοκών σχετιζόμενων με τα μαλακά μόρια (τύπου 1 επιπλοκή) παρουσίασε στατιστικά σημαντική διαφορά υπέρ της ομάδας Α ( $P=0.012$ ). Πιο συγκεκριμένα, 8 ασθενείς (38%) με ενδοπρόθεση εγγύς βραχιονίου (ομάδα Α) παρουσίασαν χρόνια πρόσθιο υπεξάρθρωμα ή εξάρθρωμα, σε αντίθεση με 1 (5,2%)

ασθενή της ομάδας Β. Επιπροσθέτως, στους ασθενείς της ομάδας Α με ενδοπρόθεση εγγύς βραχιονίου, στους οποίους για την αποκατάσταση των μαλακών μορίων χρησιμοποιήθηκε συνθετικό πλέγμα Trevira, δεν παρατηρήθηκαν επιπλοκές τύπου 2. Τέλος, στους ασθενείς της μελέτης δεν παρατηρήθηκαν επιπλοκές τύπου 3.

Κατά τον τελευταίο μετεγχειρητικό έλεγχο, το μέσο MSTS score ανήλθε σε  $68 \pm 10,3$  (διάμεση τιμή 70 με εύρος 58-79) για τους ασθενείς της ομάδας Α και  $76 \pm 7,7$  (διάμεση τιμή 77 με εύρος 59-85) για τους ασθενείς της ομάδας Β. Δεν παρατηρήθηκε στατιστικά σημαντική διαφορά στο MSTS score μεταξύ των δυο ομάδων ( $p=0.72$ ). Ωστόσο, σε ότι αφορά το QuickDASH score, οι ασθενείς της ομάδας Β παρουσίασαν στατιστικά σημαντικά καλύτερα αποτελέσματα με μέση τιμή  $19 \pm 6,3$  βαθμούς (διάμεση τιμή 21 με εύρος 10-51) σε σχέση με τους ασθενείς της ομάδας Α, των οποίων το μέσο σκορ υπολογίστηκε σε  $30 \pm 4,8$  (διάμεση τιμή 32 με εύρος 21-79). Η μέση απαγωγή του άνω άκρου στην ομάδα Α μετρήθηκε  $55 \pm 12$  μοίρες (διάμεση τιμή 58,5 μοίρες με  $10^\circ$ - $100^\circ$  εύρος) και στην ομάδα Β  $80 \pm 11^\circ$  (διάμεση τιμή  $95^\circ$  με εύρος  $40^\circ - 165^\circ$ ). Έπειτα, η μέση τιμή της πρόσθιας κάμψης του ώμου στην ομάδα Α υπολογίστηκε σε  $60^\circ \pm 11^\circ$  (διάμεση τιμή  $75^\circ$  και εύρος τιμών  $40^\circ - 100^\circ$ ) και  $90^\circ \pm 15^\circ$  (διάμεση τιμή  $110^\circ$  με εύρος  $40^\circ - 140^\circ$ ) στην ομάδα Β (**Εικόνα 8**). Τόσο η απαγωγή όσο και η πρόσθια κάμψη παρουσίασαν στατιστικά σημαντική διαφορά υπέρ της ομάδας Β με  $p=0.03$  και  $0.04$  αντίστοιχα.

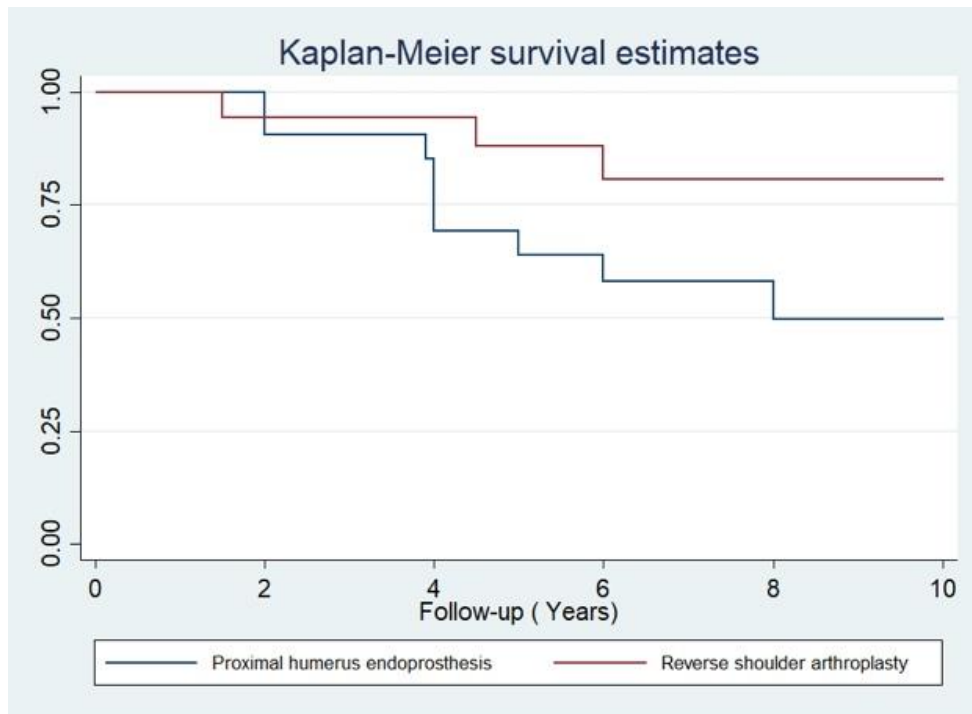
Η τύπος της πρόθεσης σε σχέση με το τελικό λειτουργικό αποτέλεσμα, όπως αυτό αξιολογήθηκε με τη χρήση των MSTS score και QuickDASH, αναλύθηκε στατιστικά περεταίρω, με τη χρήση πολυπαραγοντικής γραμμικής παλινδρόμησης, προσαρμοσμένη για την ηλικία, το φύλο, τη διατήρηση της κατάφυσης του δελτοειδούς, το μήκος της εκτομής του βραχιονίου και το στάδιο της νόσου κατά Enneking. Τα αποτελέσματα της ανάλυσης, επιβεβαίωσαν πως τόσο το MSTS score όσο και το QuickDASH score ήταν σημαντικά καλύτερα στους ασθενείς, στους οποίους χρησιμοποιήθηκε ενδοπρόθεση με ανάστροφη αρθροπλαστική ώμου (ομάδα Β) (coefficient=3.36; 95% CI, 0.89-5.63, and coefficient=-5.35; 95% CI, -9.25 to -3.18, αντιστοίχως). Επιπλέον φάνηκε πως η διατήρηση της κατάφυσης του δελτοειδούς και το μικρότερο μήκος εκτομής του βραχιονίου σχετίζονται με καλύτερο QuickDASH score (coefficient=-2.36; 95% CI, -5.63 to -1.37 και coefficient=-0.87; 95% CI, -1.89 to -0.11) (**Πίνακας 3**).

**Πίνακας 3:** Επιπλοκές και λειτουργικά αποτελέσματα

	Ενδοπρόθεση εγγύς βραχιονίου (PHE) (n=21)	Ανάστροφη αρθροπλαστική ώμου (RSA) (n=19)	P
Συνολικός αριθμός επιπλοκών	13 (61,9)	4 (21)	<b>0,012</b>
Μηχανικές επιπλοκές	9 (42,8)	2 (10,5)	<b>0,034</b>
Αστοχία μαλακών μορίων/εξάρθρωμα	8 (38,1)	1 (5,3)	<b>0,021</b>
Άσηπτη χαλάρωση	1 (4,8)	1 (5,3)	1
Δομική αστοχία	0	0	1
Μη μηχανικές επιπλοκές	4 (19)	2 (10,5)	0,66
Λοίμωξη	0	1 (5,3)	0,48
Τοπική υποτροπή	4 (19)	1 (5,3)	0,34
MSTS score	68 ± 10,3 · 70 (58-79)	76 ± 7,7 · 77 (59-85)	0,72
QuickDASH score	30 ± 4,8 · 32 (21-79)	19 ± 6,3 · 21 (10-51)	<b>0,031</b>
Εύρος Κίνησης			
Απαγωγή	55° ± 12° · 58,5° (10-100°)	80 ± 11° · 95° (40-165°)	<b>0,044</b>
Πρόσθια κάμψη	60 ± 11° · 75° (40-100°)	90 ± 15° · 110° (40-140°)	<b>0,038</b>

Τα δεδομένα παρουσιάζονται ως μέση τιμή ± τυπική απόκλιση, ενδιάμεση τιμή (ενδοτεταρτημοριακό εύρος) ή ως απόλυτη τιμή (ποσοστό).





**Εικόνα 7 :** Καμπύλη επιβίωσης των δυο διαφορετικών τύπων προθέσεων, μετά την εμφάνιση όλων των επιπλοκών.



**Εικόνα 8 :** Προεγχειρητική απεικόνιση του εγγύς βραχιονίου με μαγνητική τομογραφία. Αναγνωρίζεται χαμηλής έντασης σήμα στην T1 ακολουθία και απεικονιστικά ευρήματα συμβατά με χονδροσάρκωμα (A), Μετεγχειρητική απεικόνιση, μετά την χειρουργική αποκατάσταση με ανάστροφη αρθροπλαστική ώμου (B).<sup>189</sup>

#### 5.1.4 Συζήτηση

Οι ασθενείς με κακοήθεις μυοσκελετικούς όγκους του εγγύς βραχιονίου μπορούν να υποβληθούν σε χειρουργική επέμβαση διάσωσης μέλους με αντικατάσταση του εγγύς βραχιονίου με ενδοπρόθεση. Ωστόσο, τα λειτουργικά αποτελέσματα δεν είναι πάντα ικανοποιητικά. Τα χαρακτηριστικά και η επέκταση του όγκου, καθώς και η προεγχειρητική λειτουργική κατάσταση του ασθενούς, αποτελούν καθοριστικούς παράγοντες στη διαδικασία επιλογής της καταλληλότερης μεθόδου αποκατάστασης, μετά από ευρεία εκτομή του όγκου. Το εύρος κίνησης του ώμου και κατ' επέκταση η συνολική λειτουργικότητα του άνω άκρου, καθορίζεται σε μεγάλο βαθμό από την επούλωση των τενόντων και του στροφικού πετάλου επί της επιφάνειας της πρόθεσης. Σε περιπτώσεις χειρουργικής εξαίρεσης του στροφικού πετάλου μαζί με τον όγκο, τα λειτουργικά αποτελέσματα είναι σχετικά πτωχά και η γληνοβραχιόνιος άρθρωση αναμένεται να εμφανίσει αστάθεια. Η ανάστροφη αρθροπλαστική αποτελεί μια πολύ δημοφιλή λύση, όχι μόνο σε ασθενείς με εκφυλιστική αρθρίτιδα, αλλά και με μυοσκελετικούς όγκους του εγγύς βραχιονίου, καθώς τα εμβιομηχανικά χαρακτηριστικά της πρόθεσης παρέχουν καλύτερο εύρος κίνησης σε ασθενείς, στους οποίους έχει αφαιρεθεί το στροφικό πέταλο <sup>190-192</sup>.

Στην παρούσα διδακτορική διατριβή, έγινε σύγκριση των λειτουργικών αποτελεσμάτων μεταξύ δυο τύπων ενδοπροθέσεων, που χρησιμοποιήθηκαν για την αποκατάσταση του εγγύς βραχιονίου μετά την εκτομή μυοσκελετικών όγκων, της ενδοπρόθεσης εγγύς βραχιονίου (PHE) και της ενδοπρόθεσης με ανάστροφη αρθροπλαστική ώμου (RSA). Το ποσοστό των μετεγχειρητικών επιπλοκών αυτών των επεμβάσεων είναι σχετικά υψηλό. Παρ' όλα αυτά, τα αποτελέσματα της μελέτης μας συμφωνούν με σχετικές μελέτες της διεθνούς βιβλιογραφίας <sup>190-194</sup>. Μεταξύ των δυο ομάδων παρατηρήθηκαν σημαντικές διαφορές, σε ότι αφορά το ποσοστό των επιπλοκών, με την ομάδα των ανάστροφων αρθροπλαστικών ώμου να εμφανίζει μικρότερο ποσοστό επιπλοκών, κυρίως λόγω του μικρότερου αριθμού εξάρθημάτων, συνέπεια της καλύτερης σταθερότητας που παρέχει αυτού του τύπου η πρόθεση. Ο αριθμός των ασθενών με άσηπτη χαλάρωση ήταν ίδιος και στις δυο ομάδες. Επιπροσθέτως, σε ότι αφορά τα λειτουργικά αποτελέσματα των ασθενών, η ομάδα της ανάστροφης αρθροπλαστικής, εμφάνισε σαφέστερα καλύτερα σκορ. Το γεγονός αυτό αποτυπώθηκε τόσο με το καλύτερο εύρος κίνησης της άρθρωσης του ώμου, όσο και με τα καλύτερα αποτελέσματα στο QuickDASH score.

Τα δεδομένα από τη διεθνή βιβλιογραφία είναι εξαιρετικά λίγα, και μόνο λίγες μελέτες αναφέρουν το ογκολογικό και λειτουργικό αποτέλεσμα της αποκατάστασης με ενδοπρόθεσεις σε ασθενείς με όγκους του εγγύς βραχιονίου<sup>192</sup>. Οι Schmolders et al<sup>193</sup> παρουσίασαν τα αποτελέσματα της αποκατάστασης με ενδοπρόθεση μετά την εκτομή όγκων του εγγύς βραχιονίου. Στη μελέτη συμπεριέλαβαν 30 ασθενείς, τους οποίους χώρισαν σε 2 ομάδες, ανάλογα με τη χρήση ή μη πλέγματος επανακαθήλωσης μαλακών μορίων, για την επανασυρραφή των μυών και των τενόντων επί της πρόθεσης. Το μέσο χρονικό διάστημα μετεγχειρητικής παρακολούθησης ανήλθε σε 26 μήνες. Η μέση τιμή της απαγωγής και της πρόσθιας κάμψης του ώμου ήταν 35° και 38° αντίστοιχα, χωρίς στατιστικά σημαντική διαφορά μεταξύ των δύο ομάδων. Το εύρος κίνησης του ώμου στους ασθενείς αυτής της μελέτης είναι σημαντικά χαμηλότερο από τους αντίστοιχους της δικής μας. Επιπλέον, στην ίδια μελέτη, το ποσοστό εξάρθρωμάτων ανήλθε σε 10% και το ποσοστό τοπικής υποτροπής 3%. Τα ευρήματα της μελέτης αυτής ενισχύουν την άποψη, πως η χρήση συνθετικού πλέγματος για την αποκατάσταση των μαλακών μορίων επί της πρόθεσης, συμβάλλει σημαντικά στη σταθεροποίηση του ώμου μετά την ευρεία εκτομή όγκων του εγγύς βραχιονίου<sup>194</sup>. Οι Trovarelli et al<sup>96</sup> μελέτησαν τα λειτουργικά αποτελέσματα και τις επιπλοκές των ασθενών με όγκους του εγγύς βραχιονίου, στους οποίους για την αποκατάσταση χρησιμοποιήθηκε συναρμολογούμενη πρόθεση με ανάστροφη αρθροπλαστική ώμου. Το συνολικό ποσοστό επιπλοκών υπολογίστηκε σε 22,7%, χαμηλότερο σε σχέση με το αντίστοιχο της δικής μας μελέτης. Τέσσερις ασθενείς παρουσίασαν εξάρθρωμα ώμου (18,2%), ενώ άσηπτη χαλάρωση εμφάνισε ένας ασθενής (4,5%). Επιπλέον, οι συγγραφείς χαρακτήρισαν τα λειτουργικά αποτελέσματα ως γενικώς ικανοποιητικά, με το μέσο MSTS score να υπολογίζεται σε 29, το μέσο Constant score σε 61 και το μέσο American Shoulder and Elbow Surgeons score σε 81. Οι Grosel et al<sup>195</sup> συγκρίναν τα αποτελέσματα της ανάστροφης αρθροπλαστικής ώμου και της ημιαρθροπλαστικής σε ασθενείς με μυοσκελετικές κακοήθειες του εγγύς βραχιονίου. Στη μελέτη αυτή, παρά το γεγονός ότι τα λειτουργικά αποτελέσματα και το ποσοστό επιπλοκών δεν παρουσίασαν διαφορές μεταξύ των δυο ομάδων, οι ασθενείς με ανάστροφη αρθροπλαστική ώμου είχαν σημαντικά καλύτερη πρόσθια κάμψη του ώμου.

Στις περισσότερες μελέτες γίνεται σύγκριση των αποτελεσμάτων μεταξύ των διαφόρων τεχνικών χειρουργικής αποκατάστασης των ελλειμμάτων του εγγύς βραχιονίου. Οι Nota et al<sup>196</sup> μελέτησαν αναδρομικά 150 ασθενείς, οι οποίοι υποβλήθηκαν σε ογκολογική εκτομή του εγγύς βραχιονίου και σύγκριναν τα αποτελέσματα μεταξύ των

διαφορετικών μεθόδων αποκατάστασης, όπως αλλομόσχευμα, ενδοπρόθεση και συνδυασμό αλλομοσχεύματος-πρόθεσης (APC). Οι συγγραφείς δεν ανέφεραν καμία διαφορά στα λειτουργικά αποτελέσματα μεταξύ των διαφορετικών μεθόδων αποκατάστασης, όπως αυτά αποτυπώθηκαν με το QuickDASH score, το PROMIS score, το MSTTS score και το TESS score. Σε ότι αφορά τις επιπλοκές, κατάγματα, άσηπτη χαλάρωση των προθέσεων και ψευδάρθρωση παρατηρήθηκαν συχνότερα στην ομάδα των ασθενών με αλλομόσχευμα. Στην ομάδα των ασθενών με ενδοπρόθεση, το ποσοστό εξάρθρωσης ανήλθε σε 10% και ακολούθησαν το περιπροθετικό κάταγμα και η άσηπτη χαλάρωση με ποσοστά 4,8% και 1,2% αντιστοίχως. Το ποσοστό των επιπλοκών συμφωνεί με τα αποτελέσματα της μελέτης μας. Οι Teunis et al <sup>133</sup> διενήργησαν μια συστηματική ανασκόπηση της βιβλιογραφίας με σκοπό να εξακριβώσουν τη βέλτιστη μέθοδο αποκατάστασης του εγγύς βραχιονίου, μετά από ευρεία εκτομή όγκων. Για το σκοπό αυτό σύγκριναν τα λειτουργικά αποτελέσματα, την επιβίωση της πρόθεσης και τις επιπλοκές μεταξύ των διάφορων μεθόδων αποκατάστασης. Στη μελέτη αυτή συμπεριλήφθηκαν 693 ασθενείς, στους οποίους χρησιμοποιήθηκε είτε αλλομόσχευμα, είτε ενδοπρόθεση είτε APC για την αποκατάσταση του εγγύς βραχιονίου, με ελάχιστο χρόνο μετεγχειρητικής παρακολούθησης τα 2 έτη. Σύμφωνα με τα αποτελέσματα της μελέτης, σε ότι αφορά τα λειτουργικά αποτελέσματα και την επιβίωση της πρόθεσης, δεν παρατηρήθηκε διαφορά μεταξύ των διάφορων μεθόδων. Όμως, η χρήση αλλομοσχευμάτων συσχετίστηκε με αυξημένο ποσοστό καταγμάτων. Επιπροσθέτως, το ποσοστό των επιπλοκών μεταξύ των διαφορετικών μεθόδων αποκατάστασης δεν παρουσίασε στατιστικά σημαντική διαφορά. Σε άλλη αντίστοιχη συστηματική ανασκόπηση των Dubina et al <sup>197</sup>, μελετήθηκαν διάφορες μέθοδοι αποκατάστασης του εγγύς βραχιονίου, όπως αλλομόσχευμα, ενδοπρόθεση, APC, αρθρόδεση και ενδοπρόθεση με ανάστροφη αρθροπλαστική ώμου. Συνολικά, 50 μελέτες και 1227 ασθενείς συμπεριλήφθηκαν στη συγκεκριμένη ανασκόπηση. Σύμφωνα με τα συμπεράσματα, μηχανικές επιπλοκές, όπως άσηπτη χαλάρωση της πρόθεσης, κάταγμα και εξάρθρωση παρατηρήθηκαν συχνότερα στους ασθενείς με αλλομόσχευμα ή APC. Στατιστικά σημαντική διαφορά δεν παρατηρήθηκε μεταξύ των διαφορετικών μεθόδων αποκατάστασης, σε ότι αφορά τα λειτουργικά αποτελέσματα. Στη συγκεκριμένη μελέτη τονίζεται επίσης, η μεγάλη σημασία της διατήρησης του στροφικού πετάλου, του δελτοειδούς μυός και του μασχαλιαίου νεύρου στα μετεγχειρητικά λειτουργικά αποτελέσματα.

### 5.1.5 Συμπεράσματα

Η αποκατάσταση των ελλειμμάτων του εγγύς βραχιονίου, μετά από ευρεία εκτομή μυοσκελετικών όγκων, με τη χρήση ενδοπροθέσεων σχετίζεται με αποδεκτά ποσοστά μετεγχειρητικών επιπλοκών και σχετικά ικανοποιητική λειτουργικότητα. Ο σχεδιασμός, η εξέλιξη και η ευρεία χρήση της συναρμολογούμενης πρόθεσης εγγύς βραχιονίου με ανάστροφη αρθροπλαστική ώμου φαίνεται να αποτελεί ιδανική λύση για αυτούς του ασθενείς. Η μελέτη μας επιβεβαιώνει την υπεροχή της ανάστροφης αρθροπλαστικής ώμου, σε σχέση με τις υπόλοιπες διαθέσιμες επιλογές αποκατάστασης, σε ότι αφορά τα λειτουργικά αποτελέσματα και το ποσοστό επιπλοκών. Σαφέστατα, πολυκεντρικές μελέτες, με μεγαλύτερο αριθμό ασθενών απαιτούνται για την περαιτέρω επιβεβαίωση των συμπερασμάτων μας.

## 5.2 Όγκοι ωμογλήνης

### 5.2.1 Εισαγωγή

Παρ' όλο που η ωμική ζώνη αποτελεί την τρίτη πιο συχνή ανατομική θέση εντόπισης κακοηθών νεοπλασμάτων του μυοσκελετικού συστήματος, το οστό της ωμοπλάτης αποτελεί εξαιρετικά σπάνια θέση εντόπισής τους<sup>163,198</sup>. Το χονδροσάρκωμα στους ενηλίκους, ακολουθούμενο από το σάρκωμα Ewing σε παιδιά και εφήβους αποτελούν τους συχνότερους ιστολογικούς τύπους κακοηθειών που εμφανίζονται στην ωμοπλάτη<sup>137,176,199,200</sup>.

Η εισαγωγή της χημειοθεραπείας και της ακτινοθεραπείας στην αντιμετώπιση των σαρκωμάτων, τη δεκαετία του 1970, άλλαξε ριζικά την πρόγνωση της νόσου και συνέβαλε καθοριστικά στην θεαματική επιμήκυνση του προσδόκιμου επιβίωσης των ασθενών με μεσεγχυματικές κακοήθειες<sup>201</sup>. Λίγο αργότερα, κατά τη δεκαετία του 1990, η ανάπτυξη των μεταλλικών ενδοπροθέσεων για την αποκατάσταση των οστικών ελλειμμάτων μετά από εκτομή όγκων, αποτέλεσε μια αξιόπιστη εναλλακτική της επέμβασης Tikhoff-Linberg που συνδυαζόταν με την ολική εκτομή της ωμοπλάτης, προσφέροντας σημαντικά βελτιωμένα μετεγχειρητικά λειτουργικά αποτελέσματα. Η εξέλιξη στο σχεδιασμό και την κατασκευή των ενδοπροθέσεων προσφέρει σήμερα τη δυνατότητα κατασκευής εξατομικευμένων προθέσεων για κάθε ασθενή. Η

αποκατάσταση της ωμοπλάτης με ενδοπρόθεση μετά από εκτομή μυοσκελετικών όγκων αποτελεί τη θεραπεία εκλογής<sup>163,167,192,200</sup>.

Όμως, η χειρουργική θεραπεία των κακοήθων όγκων της ωμογλήνης αποτελεί ακόμα και σήμερα πεδίο συζήτησης για τους ορθοπαιδικούς ογκολόγους, καθότι δεν υπάρχει ακόμα ομοφωνία ως προς την ιδανική μέθοδο αποκατάστασης. Η υφολική εκτομή της ωμοπλάτης και η αποκατάσταση με αλλομόσχευμα ή συνδυασμό πρόθεσης αλλομοσχεύματος, αποτελεί την πιο συχνά χρησιμοποιούμενη μέθοδο, τα κλινικά αποτελέσματα της οποίας, όμως, χαρακτηρίζονται ως μη ιδανικά<sup>(167,175,176,202)</sup>. Την τελευταία δεκαετία, η χρήση προθέσεων τρισδιάστατης εκτύπωσης (3-D printed), αποτελεί μια ευρέως διαδομένη τεχνική για την αποκατάσταση των οστικών ελλειμμάτων στην ορθοπαιδική ογκολογία<sup>203</sup>. Ο σχεδιασμός αυτών το προθέσεων στοχεύει κυρίως στην αποκατάσταση πολύ σύνθετων ανατομικών περιοχών, όπως ο αστράγαλος, η πτέρνα, το αντιβράχιο και ο πυελικός δακτύλιος. Παρ' όλο που τα διαθέσιμα επιστημονικά δεδομένα από τη χρήση των 3-D printed προθέσεων είναι περιορισμένα, τα κλινικά και λειτουργικά αποτελέσματά τους φαίνονται αρκετά υποσχόμενα<sup>204-208</sup>.

Ο σκοπός αυτής της μελέτης αποτελεί την αξιολόγηση των κλινικών και λειτουργικών αποτελεσμάτων της χρήσης 3-D printed ενδοπροθέσεων, για την αποκατάσταση οστικών ελλειμμάτων, σε ασθενείς που υποβλήθηκαν σε ευρεία εκτομή της ωμογλήνης λόγω κακοήθους οστικού όγκου.

### 5.2.2 Ασθενείς και μέθοδοι

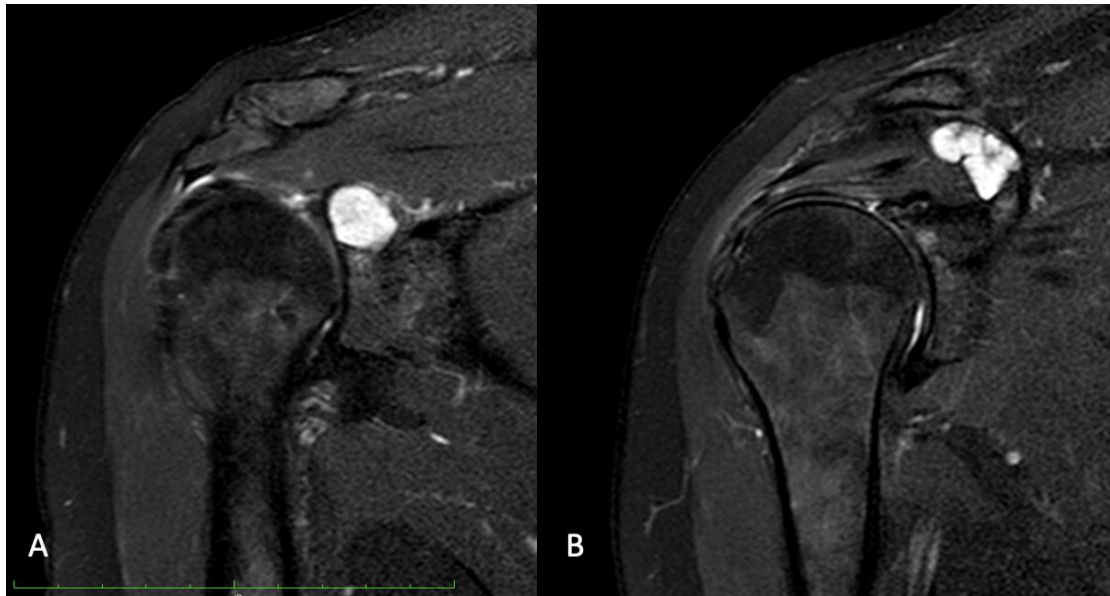
Διενεργήθηκε αναδρομική μελέτη παρατήρησης με προοπτική συλλογή δεδομένων. Στη μελέτη συμπεριλήφθηκαν ασθενείς, που υποβλήθηκαν σε ευρεία εκτομή μυοσκελετικών όγκων της ωμογλήνης, από το 2018 μέχρι το 2021, στους οποίους χρησιμοποιήθηκε 3-D printed πρόθεση για την αποκατάσταση του οστικού ελλείμματος. Η ελάχιστη διάρκεια μετεγχειρητική παρακολούθησης ανήλθε σε 12 μήνες.

Προεγχειρητικά, όλοι οι ασθενείς υποβλήθηκαν σε βιοψία δια βελόνης για την ιστολογική ταυτοποίηση της βλάβης και η συνολική θεραπευτική προσέγγιση προέκυψε μετά από ογκολογικό συμβούλιο, στο οποίο συμμετείχαν ιατροί από διάφορες ειδικότητες. Συνολικά συμμετείχαν 4 ασθενείς. Η ιστολογική διάγνωση επιβεβαίωσε την ύπαρξη χονδροσαρκώματος και στους 4 ασθενείς. Ο ένας ασθενής

παρουσίασε τοπική υποτροπή της νόσου, έπειτα από απόξεση της βλάβης και πλήρωση του ελλείμματος με οστικό τσιμέντο. Η διάγνωση της υποτροπής τέθηκε 2 έτη μετά την αρχική χειρουργική θεραπεία. Για τον προεγχειρητικό σχεδιασμό, οι ασθενείς υποβλήθηκαν σε αξονική τομογραφία υψηλής ανάλυσης και σε μαγνητική τομογραφία **(Εικόνες 9 και 10)** <sup>209</sup>. Σύμφωνα με το σύστημα ταξινόμησης κατά Malawer, ο ένας ασθενής υποβλήθηκε σε τύπου 5, εξωαρθρική εκτομή, ενώ οι υπόλοιποι 3, σε ενδοαρθρική εκτομή τύπου 3, με μερική εκτομή της ωμοπλάτης <sup>169</sup>. Για την αποκατάσταση έγινε χρήση προθέσεων ωμογλήνης MUTARS® της εταιρίας Implantcast (Implantcast GmbH, Buxtehude, Germany), ενώ πρόθεση εγγύς βραχιονίου με ανάστροφη αρθροπλαστική ώμου, της ίδιας εταιρίας, χρησιμοποιήθηκε για την αποκατάσταση της συνέχειας της γληνοβραχιόνιας άρθρωσης **(Εικόνες 11 και 12)**. Σε δύο ασθενείς, λόγω της μεγάλης επέκτασης του όγκου στα μαλακά μόρια της περιοχής του ώμου, χρησιμοποιήθηκε πολυαιθυλένιο κλειδωμένου τύπου, ώστε να διασφαλιστεί η σταθερότητα της άρθρωσης και να μειωθεί το ενδεχόμενο εξάρθρηματος.

Για τη μετεγχειρητική παρακολούθηση, όλοι οι ασθενείς υπεβλήθησαν σε απλές ακτινογραφίες και μαγνητικές τομογραφίες **(Εικόνα 13)**, ενώ λεπτομερής κλινική εξέταση διενεργήθηκε για τον καθορισμό της λειτουργικότητας του ώμου και του εύρους κίνησης. Η αξιολόγηση του λειτουργικού αποτελέσματος έγινε με τη χρήση του MSTS score και του DASH score <sup>166,210</sup>. Επιπλέον, οι ασθενείς ρωτήθηκαν για το βαθμό ικανοποίησής του μετά το χειρουργείο και οι απαντήσεις τους καταγράφηκαν ως εξής : πολύ ικανοποιημένος/η, ικανοποιημένος/η, μετρίως ικανοποιημένος/η, καθόλου ικανοποιημένος/η. Τέλος, για την καταγραφή των μετεγχειρητικών επιπλοκών χρησιμοποιήθηκε το σύστημα ταξινόμησης κατά Henderson <sup>95</sup>.

Συνολικά 4 ασθενείς συμμετείχαν στη μελέτη. Οι δύο ήταν άνδρες και οι δυο γυναίκες, με μέση ηλικία κατά την ημερομηνία διενέργειας του χειρουργείου τα 56 έτη (εύρος 48-62). Ευρεία χειρουργική εκτομή, με καθαρά χειρουργικά όρια επιτεύχθηκε σε όλους του ασθενείς, βάση της ιστολογικής εξέτασης των χειρουργικών παρασκευασμάτων. Επιπλέον, η διατήρηση του δελτοειδούς μυός και του μασχαλιαίου νεύρου κατέστη δυνατή και στους τέσσερις ασθενείς. Η μέση διάρκεια κάθε χειρουργικής επέμβασης ανήλθε σε 152,5 λεπτά (εύρος 110-200).



**Εικόνα 9 :** Προεγχειρητική απεικόνιση της άρθρωσης του ώμου. Αναγνωρίζεται υψηλής έντασης σήμα στην T2 ακολουθία της μαγνητικής τομογραφίας, σε ασθενή 56 ετών, με υποτροπή χονδροσαρκώματος κορακοειδούς απόφυσης (**B**), με επέκταση στην ωμογλήνη (**A**).<sup>211</sup>



**Εικόνα 10 :** Τρισδιάστατη ανασύσταση των εικόνων της προεγχειρητικής αξονικής τομογραφίας του δεξιού ώμου. Οι κόκκινες γραμμές αποτελούν τα σημεία της οστεοτομίας σε πρόσθια (**A**), στεφανιαία (**B**) και οπίσθια προβολή (**C**).<sup>211</sup>

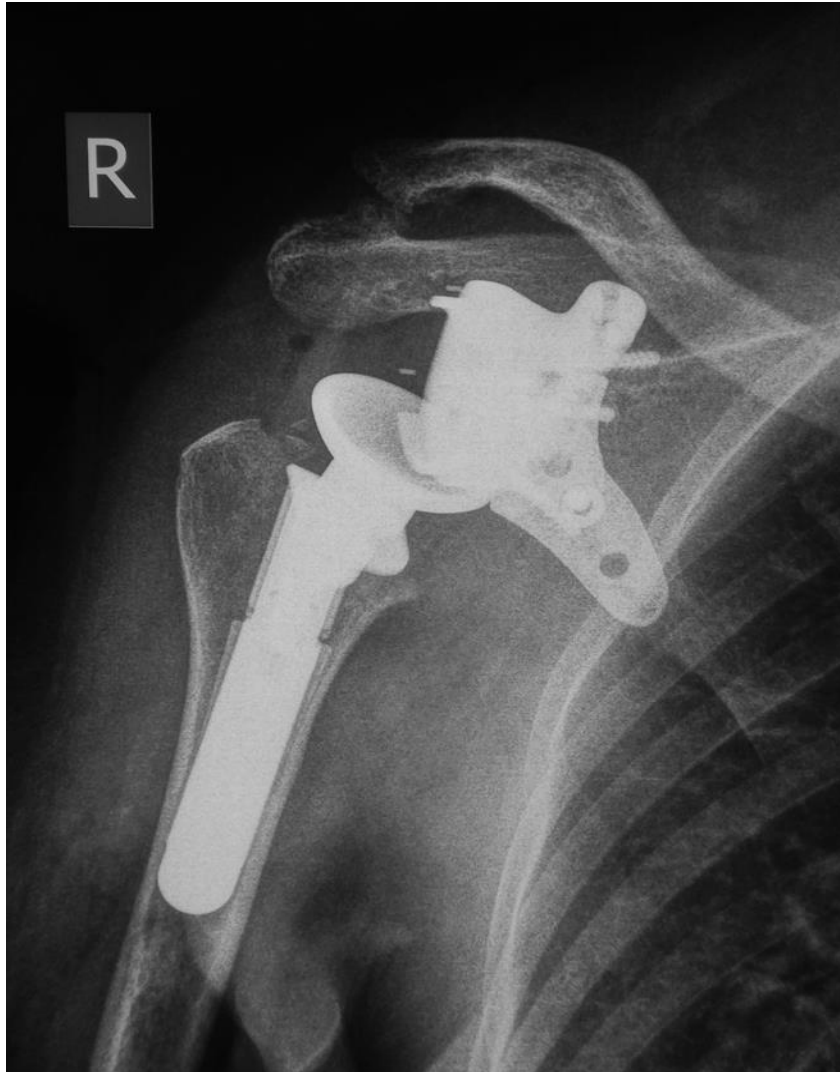




**Εικόνα 11 :** Τελικός σχεδιασμός της κατά παραγγελία πρόθεσης. Διακρίνεται η συναρμολογούμενη πλάκα σταθεροποίησης της πρόθεσης (A), η πρόσθια (B) και η οπίσθια άποψη της 3D printed πρόθεσης αντικατάστασης της ωμογλήνης (C), η ενδοπρόθεση εγγύς βραχιονίου (D) και η κεφαλή ανάστροφης αρθροπλαστικής ώμου (E).<sup>211</sup>



**Εικόνα 12 :** Τοποθέτηση της 3D printed custom made ενδοπρόθεσης ωμογλήνης, μετά την ευρεία εκτομή του όγκου (A), εισαγωγή του στελεού στον αυλό του εγγύς βραχιονίου (B) και η τελική διεγχειρητική ανάταξη της άρθρωσης (C).<sup>211</sup>



**Εικόνα 13 :** Απλή ακτινογραφία της άρθρωσης του ώμου, 28 μήνες μετά την χειρουργική επέμβαση <sup>211</sup>

### 5.2.3 Αποτελέσματα

Η μέση διάρκεια της περιόδου μετεγχειρητικής παρακολούθησης ήταν 22 μήνες (εύρος 12-28). Καθ' όλη της διάρκεια αυτού του χρονικού διαστήματος, κανένας ασθενής δεν παρουσίασε τοπική υποτροπή ή συστηματική διασπορά της νόσου. Συστηματική θεραπεία δεν χρησιμοποιήθηκε σε κανένα ασθενή. Βάσει του συστήματος ταξινόμησης κατά Henderson, δεν παρατηρήθηκε καμία μετεγχειρητική επιπλοκή.

Σε ότι αφορά το λειτουργικό αποτέλεσμα των χειρουργικών επεμβάσεων, το μέσο MSTS score υπολογίστηκε σε 80,5% με εύρος 65-94% και το μέσο DASH score σε 15,2% με εύρος 7,5-32,5%. Κατά τον τελευταίο μετεγχειρητικό έλεγχο, η μέση ενεργητική απαγωγή της άρθρωσης του ώμου μετρήθηκε σε 78,75°, με εύρος 30-120° και η μέση ενεργητική πρόσθια κάμψη σε 70°, με εύρος 25-110°. Οι τρεις ασθενείς

χαρακτήρισαν το λειτουργικό μετεγχειρητικό αποτέλεσμα ως πολύ ικανοποιητικό, ενώ ένας ως μετρίως ικανοποιητικό (**Πίνακας 4**).

**Πίνακας 4:** Δημογραφικά χαρακτηριστικά ασθενών και λειτουργικό αποτέλεσμα.

Ασθενής	Ηλικία	Follow-up (μήνες)	MSTS (%)	DASH	Απαγωγή (μοίρες)	Πρόσθια κάμψη	Είδος πολυαιθυλενίου
1	48	12	65	32,5	30	25	Συνδεδεμένο
2	56	20	94	7,5	120	110	Συμβατικό
3	58	24	75	11,7	65	45	Συνδεδεμένο
4	62	28	88	9,2	100	100	Συμβατικό

#### 5.2.4 Συζήτηση

Οι εξατομικευμένες για κάθε ασθενή, τρισδιάστατης εκτύπωσης ενδοπροθέσεις, έχουν αρχίσει να χρησιμοποιούνται ευρέως στην ορθοπαιδική ογκολογία και προσφέρουν μια εναλλακτική λύση για την αποκατάσταση των οστικών ελλειμμάτων, προσαρμοσμένη στα ιδιαίτερα χαρακτηριστικά κάθε ασθενή <sup>212-214</sup>. Στην παρούσα σειρά ασθενών, εξατομικευμένες ενδοπροθέσεις ωμογλήνης σε συνδυασμό με ανάστροφη αρθροπλαστική ώμου, χρησιμοποιήθηκαν για την αποκατάσταση των οστικών ελλειμμάτων και της λειτουργικότητας της ωμικής ζώνης, σε ασθενείς που υποβλήθηκαν σε εξωαρθρική, τύπου 5 και ενδοαρθρική τύπου 3, κατά Malawer, εκτομή της ωμογλήνης. Κατά το σύντομο χρονικό διάστημα της μετεγχειρητικής παρακολούθησης, δεν παρατηρήθηκε κάποιου είδους επιπλοκή και η αποκατάσταση της λειτουργικότητας του ώμου, τόσο σε εύρος κίνησης, όσο και σε μετρήσεις λειτουργικών σκορ, φαίνεται να είναι πολύ ικανοποιητική.

Τα δεδομένα της διεθνούς βιβλιογραφίας σχετικά με τους όγκους της ωμογλήνης είναι εξαιρετικά περιορισμένα. Οι Caranna et al μελέτησαν αναδρομικά 12 ασθενείς που υποβλήθηκαν σε εκτομή δια της ωμογλήνης και αποκατάσταση με ενδοπρόθεση. Αν και οι συγγραφείς της μελέτης αναφέρουν πως τα λειτουργικά αποτελέσματα πολύ καλύτερα, συγκριτικά με την παραδοσιακή χειρουργική εκτομή κατά Tikhoff-Linberg, το συνολικό λειτουργικό αποτέλεσμα χαρακτηρίζεται ως καλό, ενώ συγχρόνως στο 25% των ασθενών που μελετήθηκαν, έγινε αφαίρεση της πρόθεσης λόγω εν τω βάθει λοίμωξης <sup>131</sup>. Οι Mpaymneh et al, έπειτα, αναφέρουν ικανοποιητικό λειτουργικό αποτέλεσμα και χαμηλό ποσοστό μετεγχειρητικών επιπλοκών, σε ασθενείς με

σαρκώματα της ωμοπλάτης, στους οποίους έγινε χρήση αλλομοσχεύματος για την χειρουργική αποκατάσταση μετά την ευρεία εκτομή του όγκου. Όμως, σε όλους τους ασθενείς της μελέτης τους, έγινε διατήρηση των μυών του στροφικού πετάλου <sup>175</sup>. Παρόμοια αποτελέσματα παρουσίασαν και οι Zhang et al, σε μελέτη τους, στην οποία συμπεριέλαβαν 7 ασθενείς, οι οποίοι υποβλήθηκαν σε αποκατάσταση με αλλομόσχευμα <sup>176</sup>. Οι Tsuda et al διεξήγαγαν μελέτη με 21 ασθενείς. Οι ασθενείς υποβλήθηκαν σε τύπου 5 εκτομή της ωμοπλάτης. Για την αποκατάσταση χρησιμοποιήθηκε ενδοπρόθεση εγγύς βραχιονίου, η οποία καθλώθηκε στο κολόβωμα της ωμοπλάτης με τη χρήση Trevira tube (Implantcast, Germany) ή πλέγματος Mersilene (Ethicon). Τα μετεγχειρητικά λειτουργικά αποτελέσματα αναφέρονται ως πτωχά, με τους ασθενείς να αδυνατούν να ανυψώσουν το μέλος <sup>215</sup>.

Οι κακοήθεις όγκοι της ωμογλήνης είναι σπάνιοι και ενώ έχει καταστεί εφικτή η χειρουργική εκτομή με ευρεία όρια, η αποκατάσταση της άρθρωσης του ώμου αποτελεί, ακόμα και σήμερα, μια πρόκληση για τους ορθοπαιδικούς ογκολόγους <sup>137</sup>. Παραδοσιακά, οι εκτομές αυτές συνοδεύονται από πτωχά λειτουργικά αποτελέσματα <sup>176</sup>. Τα αλλομοσχεύματα και ο συνδυασμός πρόθεσης-αλλομοσχεύματος αποτελούν τις πλέον διαδεδομένες τεχνικές αποκατάστασης, ενώ δεδομένα από διεθνείς μελέτες αναφέρουν πως δε παρατηρείται διαφορά στο λειτουργικό αποτέλεσμα και στο ποσοστό μετεγχειρητικών επιπλοκών, συγκριτικά, μεταξύ των δυο μεθόδων. Συνολικά, όμως, το ποσοστό των μετεγχειρητικών επιπλοκών και στις δυο μεθόδους είναι αρκετά υψηλό, με το περιπροθετικό κάταγμα, την ψευδάρθρωση και την απορρόφηση του αλλομοσχεύματος να αποτελούν τις κυριότερες <sup>137,175,199</sup>. Δυστυχώς, όμως, η σπανιότητα αυτών των όγκων και η έλλειψη υψηλής ποιότητας τυχαιοποιημένων μελετών δεν επιτρέπουν την εξαγωγή ασφαλών συμπερασμάτων, σχετικά με την υπεροχή κάποιας μεθόδου αποκατάστασης.

### 5.2.5 Συμπεράσματα

Η χρήση εξατομικευμένων προθέσεων τρισδιάστατης εκτύπωσης, σε συνδυασμό με ανάστροφη αρθροπλαστική ώμου, αποτελεί μια εξαιρετικά αξιόπιστη μέθοδο αποκατάστασης με ικανοποιητικά λειτουργικά αποτελέσματα, σε ασθενείς που υποβάλλονται σε τύπου 3 και 5 εκτομή της ωμοπλάτης, λόγω μυοσκελετικού όγκου. Παρ' όλα αυτά, μελέτες με μεγαλύτερο αριθμό ασθενών και μακρύτερο διάστημα

μετεγχειρητική παρακολούθησης απαιτούνται, ώστε να επιβεβαιωθούν τα ευρήματα της μελέτης μας.

## 6. Περίληψη

**Εισαγωγή:** Η ωμική ζώνη αποτελεί τη δεύτερη συχνότερη θέση εντόπισης πρωτοπαθών όγκων του μυοσκελετικού. Επίσης, στην περιοχή συχνά εντοπίζονται δευτεροπαθείς μεταστατικές βλάβες. Η εξέλιξη της φαρμακευτικής θεραπείας των σαρκωμάτων σε συνδυασμό με την εξέλιξη των χειρουργικών τεχνικών εκτομής των όγκων της ωμικής ζώνης, έχουν βελτιώσει θεαματικά το προσδόκιμο επιβίωσης των ασθενών. Οι ακρωτηριαστικές επεμβάσεις σταδιακά αντικαταστάθηκαν από επεμβάσεις διάσωσης μέλους. Σήμερα, το 95% των ασθενών με κακοήθεις όγκους του ώμου μπορούν να υποβληθούν σε επέμβαση διάσωσης μέλους. Ο ώμος αποτελεί μια εξαιρετικά πολύπλοκη άρθρωση με πολύ μεγάλο εύρος κίνησης. Συνεπώς, οι επεμβάσεις διάσωσης μέλους δε συνοδεύονται πάντα από πλήρη αποκατάσταση της κινητικότητας.

**Σκοπός:** Στη σύγχρονη ορθοπαιδική ογκολογία έχουν περιγραφεί πολυάριθμες επεμβάσεις διάσωσης μέλους σε ασθενείς με όγκους της ωμικής ζώνης. Σκοπός αυτής της διδακτορικής διατριβής αποτελεί η αξιολόγηση των ογκολογικών, κλινικών και λειτουργικών αποτελεσμάτων, των ασθενών, οι οποίοι υποβάλλονται σε επεμβάσεις διάσωσης μέλους, με χρήση ενδοπροθέσεων. Για το σκοπό αυτό οι ασθενείς ταξινομήθηκαν σε δύο υποομάδες: τους ασθενείς με όγκους εγγύς βραχιονίου και τους ασθενείς με όγκους της ωμογλήνης.

**Ασθενείς και μέθοδοι:** Για τους ασθενείς με κακοήθεις όγκους εγγύς βραχιονίου πραγματοποιήθηκε μια αναδρομική μελέτη σύγκρισης των κλινικών, λειτουργικών και ογκολογικών αποτελεσμάτων από τη χρήση δυο διαφορετικών τύπων ενδοπροθέσεων. Συνολικά, μελετήθηκαν 40 ασθενείς με κακοήθεις όγκους εγγύς βραχιονίου. Στους 21 χρησιμοποιήθηκε ενδοπρόθεση εγγύς βραχιονίου (proximal humerus endoprosthesis, PHE) για την αποκατάσταση μετά την εκτομή του όγκου, ενώ σε 19 ασθενείς χρησιμοποιήθηκε ενδοπρόθεση εγγύς βραχιονίου με ανάστροφη αρθροπλαστική ώμου (reverse shoulder arthroplasty, RSA). Διενεργήθηκε συγκριτική αξιολόγηση των κλινικών, ογκολογικών και λειτουργικών αποτελεσμάτων μεταξύ των δύο ομάδων ασθενών, καθώς και σύγκριση του ποσοστού επιπλοκών μεταξύ των δυο μεθόδων αποκατάστασης. Για την αξιολόγηση των λειτουργικών αποτελεσμάτων χρησιμοποιήθηκε το MSTS score (Musculoskeletal Tumor Society score), η σύντομη εκδοχή του DASH score (Disabilities of the Hand Shoulder and Hand score). Για τη

μελέτη και την κατηγοριοποίηση των επιπλοκών χρησιμοποιήθηκε η ταξινόμηση κατά Henderson.

Οι ασθενείς με όγκο στην ωμογλήνη, υπεβλήθησαν σε επέμβαση διάσωσης μέλους και αποκατάσταση με ειδική πρόθεση τρισδιάστατης εκτύπωσης με ανάστροφη αρθροπλαστική ώμου. Διενεργήθηκε αναδρομική μελέτη παρατήρησης, σε συνολικά 4 ασθενείς. Αξιολογήθηκε το κλινικό και ογκολογικό αποτέλεσμα, ενώ για την αξιολόγηση του λειτουργικού αποτελέσματος και των επιπλοκών χρησιμοποιήθηκε η ίδια μεθοδολογία.

**Αποτελέσματα:** Το μέσο διάστημα μετεγχειρητικής παρακολούθησης, στους ασθενείς με όγκο εγγύς βραχιονίου ανήλθε σε  $62 \pm 15$  μήνες. Οκτώ ασθενείς με PHE και ένας με RSA ( $p=0.021$ ) διαγνώστηκαν με εξάρθρημα ώμου. Σε ότι αφορά στις υπόλοιπες επιπλοκές το ποσοστό επιπλοκών ήταν παρόμοιο, χωρίς να παρουσιάζει στατιστικά σημαντική διαφορά μεταξύ των δυο ομάδων. Το MSTS score στους ασθενείς με PHE ομάδα με RSA εμφάνισε σημαντικά καλύτερο quick DASH score, το οποίο υπολογίστηκε σε  $30 \pm 4,8\%$  ( $p=0,031$ ). Επιπλέον, η απαγωγή του ώμου και η πρόσθια κάμψη ήταν σημαντικά καλύτερη στους ασθενείς με RSA ( $p=0,04$  και  $p=0,03$  αντίστοιχα). Τοπική υποτροπή διαγνώστηκε σε 5 ασθενείς συνολικά.

Στους ασθενείς με όγκο της ωμογλήνης, το μετεγχειρητικό διάστημα παρακολούθησης κυμαίνεται από 12-28 μήνες. Ευρεία εκτομή με ελεύθερα χειρουργικά όρια επιτεύχθηκε σε όλους τους ασθενείς. Το μέσο MSTS score υπολογίστηκε σε 80,5% και το QuickDASH σε 15,2%. Σύμφωνα με την ταξινόμηση του Henderson, δεν παρατηρήθηκαν μετεγχειρητικές επιπλοκές.

**Συμπεράσματα:** η αποκατάσταση του εγγύς βραχιονίου με ενδοπρόθεση μετά την εκτομή μυοσκελετικών όγκων αποτελεί αξιόπιστη επιλογή, η οποία όμως μπορεί να συνοδεύεται από επιπλοκές και περιορισμό της κινητικότητας του ώμου. Η ανάστροφη αρθροπλαστική φαίνεται να προσφέρει, στατιστικά σημαντικά, χαμηλότερο ποσοστό επιπλοκών και βελτιωμένο λειτουργικό αποτέλεσμα. Η αποκατάσταση του ώμου μετά την εκτομή όγκων της ωμογλήνης με πρόθεση τρισδιάστατης εκτύπωσης, φαίνεται να αποτελεί μια πολλά υποσχόμενη μέθοδο, που προσφέρει ικανοποιητική αποκατάσταση της λειτουργικότητας της άρθρωσης και χαμηλό ποσοστό επιπλοκών.

## 7. Summary (Περίληψη στα αγγλικά)

**Introduction:** The shoulder girdle is the second most common location for primary musculoskeletal malignancies and a common location of metastatic lesions. The evolution of therapeutic agents and surgical techniques improved radically the life expectancy of these patients. Nowadays, amputations have been replaced from limb sparing surgeries, and 95% of the patients with shoulder girdle tumors can undergo limb-salvage surgery. However, shoulder is a very complex articulation, and, in many cases, limb salvage surgery is associated with functional limitation.

**Purpose:** There are many reconstructive options after wide excision of shoulder girdle tumors. The purpose of this PhD thesis is to assess the clinical, oncological, and functional outcome of the patients, who undergo endoprosthetic reconstruction of the shoulder, after tumor excision. For this aim, the patients were divided into two subgroups: patients with proximal humerus tumors and patients with glenoid tumors.

**Patients and methods:** A retrospective, comparative study was performed, including patients with proximal humerus malignancies, who underwent endoprosthetic reconstruction, using two different prosthesis types. Forty patients were included in the study. Proximal humeral endoprosthesis (PHE) was used for 21 patients, and reverse shoulder arthroplasty (RSA) was used for 19 patients. Clinical results, oncologic outcomes, and complication rates were assessed. The functional outcomes of the patients were assessed with the Musculoskeletal Tumor Society scoring system (MSTS), the shortened version of the Disabilities of the Arm, Shoulder and Hand (QuickDASH) score, and shoulder range of motion.

For the patients with glenoid tumor, 3-D printed custom-made glenoid component with reverse shoulder arthroplasty were used. Four patients were included in the study. We retrospectively reviewed the clinical and functional outcome, using MSTS and DASH score, as well as complications' rate.

**Results:** For the patients diagnosed with proximal humerus tumor, the mean follow-up was  $62 \pm 15$  months. Shoulder dislocations occurred among 8 patients with PHE and 1 patient with RSA ( $P=.021$ ). The other complication rates were similar for the 2 groups ( $P<.05$ ). At the latest follow-up, the mean MSTS score was  $68 \pm 10.3$  for those with PHE and  $76 \pm 7.7$  for the patients with RSA ( $P=.72$ ). However, the QuickDASH score was significantly better ( $P=.031$ ) for those with RSA (mean,  $19 \pm 6.3$ ) compared with patients



with PHE (mean,  $30\pm 4.8$ ). Additionally, shoulder active abduction and forward flexion were significantly greater for the RSA group ( $P=.04$  and  $P=.03$ , respectively). Five patients had local recurrence.

In glenoid tumor patients' group, Wide excision was achieved in all patients. No local recurrence or distant metastasis were diagnosed at the follow-up period. The mean MSTS score was 80,5% and DASH score was 15,2%. According to Henderson's' classification, there were no postoperative complications.

**Conclusions:** Prosthetic reconstruction after oncologic re-section of the proximal humerus is associated with significant limitation of shoulder range of motion and a high rate of revision surgery. However, in this study, RSA was associated with fewer dislocations, improved Quick-DASH score, and greater abduction and forward flexion compared with PHE. The use of 3-dimensional printed implants can be a very reliable solution with satisfying clinical and functional outcomes for reconstruction, in patients with musculoskeletal malignancies of the glenoid.

### III. ΒΙΒΛΙΟΓΡΑΦΙΑ

1. Ravelli A. [Torsion and frontal curvature of the clavicle]. *Anat Anz.* 1955;101(20-24):306-310.
2. Fischer E. Tubercula für Muskel- und Bandansätze am Schlüsselbein. *Fortschr Röntgenstr.* 1958;88(01):71-75. doi:10.1055/s-0029-1213382
3. Hrdlička A. The scapula: Visual observations. *Am J Phys Anthropol.* 1942;29(1):73-94. doi:10.1002/ajpa.1330290107
4. Hrdlička A. The adult scapula. Additional observations and measurements. *Am J Phys Anthropol.* 1942;29(3):363-415. doi:10.1002/ajpa.1330290303
5. Natsis K, Totlis T, Tsikaras P, Appell HJ, Skandalakis P, Koebke J. Proposal for classification of the suprascapular notch: A study on 423 dried scapulas. *Clin Anat.* 2007;20(2):135-139. doi:10.1002/ca.20318
6. Macalister A. Notes on Acromion. *J Anat Physiol.* 1893;27(Pt 2):244.1-251.
7. Bigliani LU, Ticker JB, Flatow EL, Soslowsky LJ, Mow VC. The relationship of acromial architecture to rotator cuff disease. *Clin Sports Med.* 1991;10(4):823-838.
8. Prescher A, Klümpen T. Does the area of the glenoid cavity of the scapula show sexual dimorphism? *J Anat.* 1995;186 ( Pt 1)(Pt 1):223-226.
9. Carl von Langer, Carl Toldt, Felix Sieglbauer. *Lehrbuch Der Systematischen Und Topographischen Anatomie.* Leipzig Braumüller; 1921.
10. Prescher A, Klumpen T. The glenoid notch and its relation to the shape of the glenoid cavity of the scapula. *J Anatomy.* 1997;190(3):457-460. doi:10.1046/j.1469-7580.1997.19030457.x
11. Benjamin M, Ralphs JR, Newell RL, Evans EJ. Loss of the fibrocartilaginous lining of the intertubercular sulcus associated with rupture of the tendon of the long head of biceps brachii. *J Anat.* 1993;182 ( Pt 2)(Pt 2):281-285.
12. Kolts I, Tillmann B, Liillmann-Rauch R. The structure and vascularization of the biceps brachii long head tendon. *Annals of Anatomy - Anatomischer Anzeiger.* 1994;176(1):75-80. doi:10.1016/S0940-9602(11)80420-6
13. Prescher A. Anatomical basics, variations, and degenerative changes of the shoulder joint and shoulder girdle. *European Journal of Radiology.* 2000;35(2):88-102. doi:10.1016/S0720-048X(00)00225-4
14. Bakhsh W, Nicandri G. *Anatomy and Physical Examination of the Shoulder.*

*Sports Medicine and Arthroscopy Review*. 2018;26(3):e10-e22.

doi:10.1097/JSA.0000000000000202

15. Crowe MM, Elhassan BT. Scapular and Shoulder Girdle Muscular Anatomy: Its Role in Periscapular Tendon Transfers. *The Journal of Hand Surgery*. 2016;41(2):306-314. doi:10.1016/j.jhsa.2015.06.123
16. Pu Q, Huang R, Brand-Saberi B. Development of the shoulder girdle musculature: Shoulder Girdle Muscle Development. *Dev Dyn*. 2016;245(3):342-350. doi:10.1002/dvdy.24378
17. Warmbrunn MV, Bakker BS, Hagoort J, Alefs-de Bakker PB, Oostra R. Hitherto unknown detailed muscle anatomy in an 8-week-old embryo. *Journal of Anatomy*. 2018;233(2):243-254. doi:10.1111/joa.12819
18. Precerutti M, Garioni E, Madonia L, Draghi F. US anatomy of the shoulder: Pictorial essay. *Journal of Ultrasound*. 2010;13(4):179-187. doi:10.1016/j.jus.2010.10.005
19. Cook TS, Stein JM, Simonson S, Kim W. Normal and Variant Anatomy of the Shoulder on MRI. *Magnetic Resonance Imaging Clinics of North America*. 2011;19(3):581-594. doi:10.1016/j.mric.2011.05.005
20. Maruvada S, Madrazo-Ibarra A, Varacallo M. Anatomy, Rotator Cuff. In: *StatPearls*. StatPearls Publishing; 2023. Accessed June 7, 2023. <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/books/NBK441844/>
21. Bardeleben KHV, Eggeling HV. *Handbuch Der Anatomie Des Menschen / Hrsg. von Karl von Bardeleben*. G. Fischer,; 1896. doi:10.5962/bhl.title.44349
22. Jerosch J, Steinbeck J, Clahsen H, Schmitz-Nahrath M, Grosse-Hackmann A. Function of the glenohumeral ligaments in active stabilisation of the shoulder joint. *Knee Surg, Sports traumatol, Arthroscopy*. 1993;1(3-4):152-158. doi:10.1007/BF01560197
23. Baker CL, Uribe JW, Whitman C. Arthroscopic evaluation of acute initial anterior shoulder dislocations. *Am J Sports Med*. 1990;18(1):25-28. doi:10.1177/036354659001800104
24. Harryman DT, Sidles JA, Harris SL, Matsen FA. The role of the rotator interval capsule in passive motion and stability of the shoulder. *J Bone Joint Surg Am*. 1992;74(1):53-66.
25. Lohr JF, Uhthoff HK. The microvascular pattern of the supraspinatus tendon. *Clin Orthop Relat Res*. 1990;(254):35-38.

26. Martinoli C, Gandolfo N, Perez MM, et al. Brachial Plexus and Nerves about the Shoulder. *Semin Musculoskelet Radiol*. 2010;14(05):523-546. doi:10.1055/s-0030-1268072
27. Safran MR. Nerve Injury about the Shoulder in Athletes, Part 1: Suprascapular Nerve and Axillary Nerve. *Am J Sports Med*. 2004;32(3):803-819. doi:10.1177/0363546504264582
28. Harry WG, Bennett JD, Guha SC. Scalene muscles and the brachial plexus: anatomical variations and their clinical significance. *Clin Anat*. 1997;10(4):250-252. doi:10.1002/(SICI)1098-2353(1997)10:4<250::AID-CA6>3.0.CO;2-W
29. Lapegue F, Faruch-Bilfeld M, Demondion X, et al. Ultrasonography of the brachial plexus, normal appearance and practical applications. *Diagnostic and Interventional Imaging*. 2014;95(3):259-275. doi:10.1016/j.diii.2014.01.020
30. Schenker M, Birch R. Diagnosis of the level of intradural rupture of the rootlets in traction lesions of the brachial plexus. *The Journal of Bone and Joint Surgery British volume*. 2001;83-B(6):916-920. doi:10.1302/0301-620X.83B6.0830916
31. Hegmann KT, Merryweather A, Thiese MS, et al. Median Nerve Symptoms, Signs, and Electrodiagnostic Abnormalities Among Working Adults. *J Am Acad Orthop Surg*. 2018;26(16):576-584. doi:10.5435/JAAOS-D-17-00034
32. Engin AE, Chen SM. Statistical Data Base for the Biomechanical Properties of the Human Shoulder Complex—II: Passive Resistive Properties Beyond the Shoulder Complex Sinus. *Journal of Biomechanical Engineering*. 1986;108(3):222-227. doi:10.1115/1.3138606
33. Magermans DJ, Chadwick EKJ, Veeger HEJ, Van Der Helm FCT. Requirements for upper extremity motions during activities of daily living. *Clinical Biomechanics*. 2005;20(6):591-599. doi:10.1016/j.clinbiomech.2005.02.006
34. Van Der Helm FCT, Pronk GM. Three-Dimensional Recording and Description of Motions of the Shoulder Mechanism. *Journal of Biomechanical Engineering*. 1995;117(1):27-40. doi:10.1115/1.2792267
35. De Vlugt E, Schouten AC, Van Der Helm FCT. Adaptation of reflexive feedback during arm posture to different environments. *Biological Cybernetics*. 2002;87(1):10-26. doi:10.1007/s00422-002-0311-8
36. Inman VT, Saunders JBDM. Observations on the function of the clavicle. *Calif Med*. 1945;65(4):158-166.

37. Teubner E, Gerstenberger F, Burgert R. [kinematic consideration of the shoulder girdle and its consequences on common surgical methods]. *Unfallchirurg*. 1991;94(9):471-477.
38. Ledger M, Leeks N, Ackland T, Wang A. Short malunions of the clavicle: An anatomic and functional study. *Journal of Shoulder and Elbow Surgery*. 2005;14(4):349-354. doi:10.1016/j.jse.2004.09.011
39. Burkart AC, Debski RE. Anatomy and Function of the Glenohumeral Ligaments in Anterior Shoulder Instability: *Clinical Orthopaedics and Related Research*. 2002;400:32-39. doi:10.1097/00003086-200207000-00005
40. Debski RE, Moore SM, Mercer JL, Sacks MS, McMahon PJ. The collagen fibers of the anteroinferior capsulolabrum have multiaxial orientation to resist shoulder dislocation. *Journal of Shoulder and Elbow Surgery*. 2003;12(3):247-252. doi:10.1016/S1058-2746(02)00044-7
41. O'Brien SJ, Neves MC, Arnoczky SP, et al. The anatomy and histology of the inferior glenohumeral ligament complex of the shoulder. *Am J Sports Med*. 1990;18(5):449-456. doi:10.1177/036354659001800501
42. Kuechle DK, Newman SR, Itoi E, Morrey BF, An KN. Shoulder muscle moment arms during horizontal flexion and elevation. *Journal of Shoulder and Elbow Surgery*. 1997;6(5):429-439. doi:10.1016/S1058-2746(97)70049-1
43. Klein Horsman MD, Koopman HFJM, Van Der Helm FCT, Prosé LP, Veeger HEJ. Morphological muscle and joint parameters for musculoskeletal modelling of the lower extremity. *Clinical Biomechanics*. 2007;22(2):239-247. doi:10.1016/j.clinbiomech.2006.10.003
44. Klein Breteler MD, Spoor CW, Van Der Helm FCT. Measuring muscle and joint geometry parameters of a shoulder for modeling purposes. *Journal of Biomechanics*. 1999;32(11):1191-1197. doi:10.1016/S0021-9290(99)00122-0
45. Abernathy, J. Surgical Observations. Published online 1804:109-231.
46. Alexis Boyer, Anthelme Richerand. *The Lectures of Boyer upon Diseases of the Bones*. J. Humphreys; 1805.
47. Parrish FF. Treatment of bone tumors by total excision and replacement with massive autologous and homologous grafts. *J Bone Joint Surg Am*. 1966;48(5):968-990.
48. Enneking WF. History of Orthopedic Oncology in the United States. In: Jaffe N, Bruland OS, Bielack S, eds. *Pediatric and Adolescent Osteosarcoma*. Vol 152.

- Cancer Treatment and Research. Springer US; 2009:529-571. doi:10.1007/978-1-4419-0284-9\_32
49. Coley WB. THE TREATMENT OF INOPERABLE SARCOMA WITH THE 'MIXED TOXINS OF ERYSIPELAS AND BACILLUS PRODIGIOSUS.: IMMEDIATE AND FINAL RESULTS IN ONE HUNDRED AND FORTY CASES. *JAMA*. 1898;XXXI(9):456. doi:10.1001/jama.1898.92450090022001g
50. Gross, SW. Sarcoma of the long bones: based on a study of one hundred sixty five cases. *Am J Med Sci*. 1879;(8):338-337.
51. Enneking WF, American Orthopaedic Association, eds. *Limb Salvage in Musculoskeletal Oncology*. Churchill Livingstone; 1987.
52. Moore DD, Luu HH. Osteosarcoma. In: Peabody TD, Attar S, eds. *Orthopaedic Oncology*. Vol 162. Cancer Treatment and Research. Springer International Publishing; 2014:65-92. doi:10.1007/978-3-319-07323-1\_4
53. Burningham Z, Hashibe M, Spector L, Schiffman JD. The epidemiology of sarcoma. *Clin Sarcoma Res*. 2012;2(1):14. doi:10.1186/2045-3329-2-14
54. Lahat G, Lazar A, Lev D. Sarcoma Epidemiology and Etiology: Potential Environmental and Genetic Factors. *Surgical Clinics of North America*. 2008;88(3):451-481. doi:10.1016/j.suc.2008.03.006
55. Stiller CA, Trama A, Serraino D, et al. Descriptive epidemiology of sarcomas in Europe: Report from the RARECARE project. *European Journal of Cancer*. 2013;49(3):684-695. doi:10.1016/j.ejca.2012.09.011
56. Dahlin DC, Unni KK. *Bone Tumors: General Aspects and Data on 8,547 Cases 4th Ed*. Charles C Thomas Pub; 1986.  
[http://inis.iaea.org/search/search.aspx?orig\\_q=RN:19041134](http://inis.iaea.org/search/search.aspx?orig_q=RN:19041134)
57. Zhu L, McManus MM, Hughes DPM. Understanding the Biology of Bone Sarcoma from Early Initiating Events through Late Events in Metastasis and Disease Progression. *Front Oncol*. 2013;3. doi:10.3389/fonc.2013.00230
58. Smeester BA, Moriarity BS, Beitz AJ. Osteosarcomagenesis: Biology, Development, Metastasis, and Mechanisms of Pain. In: Honoki K, Weiss KR, eds. *Osteosarcoma - Biology, Behavior and Mechanisms*. InTech; 2017.  
doi:10.5772/67070
59. Quesada J, Amato R. The Molecular Biology of Soft-Tissue Sarcomas and Current Trends in Therapy. *Sarcoma*. 2012;2012:1-16. doi:10.1155/2012/849456
60. MALAWER MM. *OPERATIVE TECHNIQUES IN ORTHOPAEDIC*

*SURGICAL ONCOLOGY*. WOLTERS KLUWER MEDICAL; 2021.

61. Folpe AL, Nielsen GP, Goldblum JR, eds. *Bone and Soft Tissue Pathology*. Second edition. Elsevier; 2023.
62. Vigorita VJ, Ghelman B, Mintz D. *Orthopaedic Pathology*. Third edition. Wolters Kluwer; 2016.
63. Brennan MF, Lewis JJ, Woodruff JM. *Diagnosis and Management of Soft Tissue Sarcoma*. Dunitz; 2002.
64. Jawad MU, Scully SP. In Brief: Classifications in Brief: Enneking Classification: Benign and Malignant Tumors of the Musculoskeletal System. *Clinical Orthopaedics & Related Research*. 2010;468(7):2000-2002. doi:10.1007/s11999-010-1315-7
65. Amin MB, Greene FL, Edge SB, et al. The Eighth Edition AJCC Cancer Staging Manual: Continuing to build a bridge from a population-based to a more “personalized” approach to cancer staging. *CA A Cancer J Clinicians*. 2017;67(2):93-99. doi:10.3322/caac.21388
66. Harrop JS, Schmidt MH, Boriani S, Shaffrey CI. Aggressive “Benign” Primary Spine Neoplasms: Osteoblastoma, Aneurysmal Bone Cyst, and Giant Cell Tumor. *Spine*. 2009;34(Supplement):S39-S47. doi:10.1097/BRS.0b013e3181ba0024
67. Viswanathan S, Jambhekar NA. Metastatic Giant Cell Tumor of Bone: Are There Associated Factors and Best Treatment Modalities? *Clinical Orthopaedics & Related Research*. 2010;468(3):827-833. doi:10.1007/s11999-009-0966-8
68. Mendenhall WM, Indelicato DJ, Scarborough MT, et al. The Management of Adult Soft Tissue Sarcomas. *American Journal of Clinical Oncology*. 2009;32(4):436-442. doi:10.1097/COC.0b013e318173a54f
69. Sauerbruch F. Die Exstirpation des Femur mit Umkipp-Plastik des Unterschenkels. *Deutsche Zeitschrift f Chirurgie*. 1922;169(1-2):1-12. doi:10.1007/BF02791216
70. LINBERG BE. INTERSCAPULO-THORACIC RESECTION FOR MALIGNANT TUMORS OF THE SHOULDER JOINT REGION. *JBJS*. 1928;10(2). [https://journals.lww.com/jbjsjournal/fulltext/1928/10020/interscapulo\\_thoracic\\_resection\\_for\\_malignant.25.aspx](https://journals.lww.com/jbjsjournal/fulltext/1928/10020/interscapulo_thoracic_resection_for_malignant.25.aspx)
71. Moore AT, Bohlman HR. METAL HIP JOINT. A CASE REPORT. *JBJS*. 1943;25(3). [https://journals.lww.com/jbjsjournal/fulltext/1943/25030/metal\\_hip\\_joint\\_\\_a\\_case\\_re](https://journals.lww.com/jbjsjournal/fulltext/1943/25030/metal_hip_joint__a_case_re)

port.20.aspx

72. Salzer M, Salzer-Kuntschik M. [The Vienna bone tumor register]. *Wien Klin Wochenschr.* 1968;80(21):401-402.
73. Enneking WF, Spanier SS, Goodman MA. A system for the surgical staging of musculoskeletal sarcoma. *Clin Orthop Relat Res.* 1980;(153):106-120.
74. Cortes EP, Holland JF, Wang JJ, et al. Amputation and Adriamycin in Primary Osteosarcoma. *N Engl J Med.* 1974;291(19):998-1000.  
doi:10.1056/NEJM197411072911903
75. Marcove RC, Lewis MM, Rosen G, Huvos AG. Total femur and total knee replacement. A preliminary report. *Clin Orthop Relat Res.* 1977;(126):147-152.
76. Kotz RI. Progress in musculoskeletal oncology from 1922 – 2012. *International Orthopaedics (SICOT).* 2014;38(5):1113-1122. doi:10.1007/s00264-014-2315-0
77. Jaffe N, Frei E, Traggis D, Bishop Y. Adjuvant Methotrexate and Citrovorum-Factor Treatment of Osteogenic Sarcoma. *N Engl J Med.* 1974;291(19):994-997.  
doi:10.1056/NEJM197411072911902
78. Rosen G, Wollner N, Tan C, et al. Proceedings: Disease-free survival in children with Ewing's sarcoma treated with radiation therapy and adjuvant four-drug sequential chemotherapy. *Cancer.* 1974;33(2):384-393. doi:10.1002/1097-0142(197402)33:2<384::aid-cncr2820330213>3.0.co;2-t
79. Winkler K, Beron G, Kotz R, et al. Neoadjuvant chemotherapy for osteogenic sarcoma: results of a Cooperative German/Austrian study. *JCO.* 1984;2(6):617-624.  
doi:10.1200/JCO.1984.2.6.617
80. Jürgens H, Exner U, Gadner H, et al. Multidisciplinary treatment of primary Ewing's sarcoma of bone. A 6-year experience of a European Cooperative Trial. *Cancer.* 1988;61(1):23-32. doi:10.1002/1097-0142(19880101)61:1<23::aid-cncr2820610106>3.0.co;2-m
81. Windhager R, Millesi H, Kotz R. Resection-replantation for primary malignant tumours of the arm. An alternative to fore-quarter amputation. *The Journal of Bone and Joint Surgery British volume.* 1995;77-B(2):176-184. doi:10.1302/0301-620X.77B2.7706328
82. Popov VV, Muller-Kamskii G, Kovalevsky A, et al. Design and 3D-printing of titanium bone implants: brief review of approach and clinical cases. *Biomed Eng Lett.* 2018;8(4):337-344. doi:10.1007/s13534-018-0080-5



83. Bosma SE, Cleven AHG, Dijkstra PDS. Can Navigation Improve the Ability to Achieve Tumor-free Margins in Pelvic and Sacral Primary Bone Sarcoma Resections? A Historically Controlled Study. *Clin Orthop Relat Res*. 2019;477(7):1548-1559. doi:10.1097/CORR.0000000000000766
84. Cheong D, Letson GD. Computer-Assisted Navigation and Musculoskeletal Sarcoma Surgery. *Cancer Control*. 2011;18(3):171-176. doi:10.1177/107327481101800304
85. Ieguchi M, Hoshi M, Takada J, Hidaka N, Nakamura H. Navigation-assisted Surgery for Bone and Soft Tissue Tumors With Bony Extension. *Clinical Orthopaedics & Related Research*. 2012;470(1):275-283. doi:10.1007/s11999-011-2094-5
86. Abraham JA, Kenneally B, Amer K, Geller DS. Can Navigation-assisted Surgery Help Achieve Negative Margins in Resection of Pelvic and Sacral Tumors? *Clin Orthop Relat Res*. 2018;476(3):499-508. doi:10.1007/s11999-0000000000000064
87. Young PS, Bell SW, Mahendra A. The evolving role of computer-assisted navigation in musculoskeletal oncology. *The Bone & Joint Journal*. 2015;97-B(2):258-264. doi:10.1302/0301-620X.97B2.34461
88. Jeys LM, Grimer RJ, Carter SR, Tillman RM. Risk of amputation following limb salvage surgery with endoprosthetic replacement, in a consecutive series of 1261 patients. *International Orthopaedics (SICOT)*. 2003;27(3):160-163. doi:10.1007/s00264-003-0429-x
89. Aksnes LH, Bauer HCF, Jebesen NL, et al. Limb-sparing surgery preserves more function than amputation: A SCANDINAVIAN SARCOMA GROUP STUDY OF 118 PATIENTS. *The Journal of Bone and Joint Surgery British volume*. 2008;90-B(6):786-794. doi:10.1302/0301-620X.90B6.19805
90. Tsantes AG, Altsitzioglou P, Papadopoulos DV, et al. Infections of Tumor Prostheses: An Updated Review on Risk Factors, Microbiology, Diagnosis, and Treatment Strategies. *Biology*. 2023;12(2):314. doi:10.3390/biology12020314
91. Qadir I, Umer M, Baloch N. Functional outcome of limb salvage surgery with mega-endoprosthetic reconstruction for bone tumors. *Arch Orthop Trauma Surg*. 2012;132(9):1227-1232. doi:10.1007/s00402-012-1542-3
92. Ahlmann ER, Menendez LR, Kermani C, Gotha H. Survivorship and clinical outcome of modular endoprosthetic reconstruction for neoplastic disease of the lower

limb. *The Journal of Bone and Joint Surgery British volume*. 2006;88-B(6):790-795. doi:10.1302/0301-620X.88B6.17519

93. Pala E, Henderson ER, Calabrò T, et al. Survival of current production tumor endoprostheses: Complications, functional results, and a comparative statistical analysis: Lower Limb Tumor Prostheses Reconstructions. *J Surg Oncol*. 2013;108(6):403-408. doi:10.1002/jso.23414

94. Pala E, Trovarelli G, Calabrò T, Angelini A, Abati CN, Ruggieri P. Survival of Modern Knee Tumor Megaprotheses: Failures, Functional Results, and a Comparative Statistical Analysis. *Clinical Orthopaedics & Related Research*. 2015;473(3):891-899. doi:10.1007/s11999-014-3699-2

95. Henderson ER, O'Connor MI, Ruggieri P, et al. Classification of failure of limb salvage after reconstructive surgery for bone tumours: a modified system Including biological and expandable reconstructions. *The Bone & Joint Journal*. 2014;96-B(11):1436-1440. doi:10.1302/0301-620X.96B11.34747

96. Trovarelli G, Cappellari A, Angelini A, Pala E, Ruggieri P. What Is the Survival and Function of Modular Reverse Total Shoulder Prostheses in Patients Undergoing Tumor Resections in Whom an Innervated Deltoid Muscle Can Be Preserved? *Clin Orthop Relat Res*. 2019;477(11):2495-2507. doi:10.1097/CORR.0000000000000899

97. Docquier PL, Paul L, Cartiaux O, Delloye C, Banse X. Computer-Assisted Resection and Reconstruction of Pelvic Tumor Sarcoma. *Sarcoma*. 2010;2010:1-8. doi:10.1155/2010/125162

98. Puchner SE, Funovics PT, Böhler C, et al. Oncological and surgical outcome after treatment of pelvic sarcomas. Heymann D, ed. *PLoS ONE*. 2017;12(2):e0172203. doi:10.1371/journal.pone.0172203

99. H??fner T, Kfuri M, Galanski M, et al. New Indications for Computer-Assisted Surgery: Tumor Resection in the Pelvis. *Clinical Orthopaedics and Related Research*. 2004;426:219-225. doi:10.1097/01.blo.0000138958.11939.94

100. Bus MPA, Boerhout EJ, Bramer JAM, Dijkstra PDS. Clinical outcome of pedestal cup endoprosthetic reconstruction after resection of a peri-acetabular tumour. *The Bone & Joint Journal*. 2014;96-B(12):1706-1712. doi:10.1302/0301-620X.96B12.34622

101. Bus MPA, Szafranski A, Sellevold S, et al. LUMiC® Endoprosthetic Reconstruction After Periacetabular Tumor Resection: Short-term Results. *Clinical*

- Orthopaedics & Related Research*. 2017;475(3):686-695. doi:10.1007/s11999-016-4805-4
102. Angelini A, Kotrych D, Trovarelli G, Szafranski A, Bohatyrewicz A, Ruggieri P. Analysis of principles inspiring design of three-dimensional-printed custom-made prostheses in two referral centres. *International Orthopaedics (SICOT)*. 2020;44(5):829-837. doi:10.1007/s00264-020-04523-y
103. Abudu A, Grimer RJ, Cannon SR, Carter SR, Sneath RS. RECONSTRUCTION OF THE HEMIPELVIS AFTER THE EXCISION OF MALIGNANT TUMOURS: COMPLICATIONS AND FUNCTIONAL OUTCOME OF PROSTHESES. *The Journal of Bone and Joint Surgery British volume*. 1997;79-B(5):773-779. doi:10.1302/0301-620X.79B5.0790773
104. Wei R, Guo W, Ji T, Zhang Y, Liang H. One-step reconstruction with a 3D-printed, custom-made prosthesis after total en bloc sacrectomy: a technical note. *Eur Spine J*. 2017;26(7):1902-1909. doi:10.1007/s00586-016-4871-z
105. Liang H, Ji T, Zhang Y, Wang Y, Guo W. Reconstruction with 3D-printed pelvic endoprotheses after resection of a pelvic tumour. *The Bone & Joint Journal*. 2017;99-B(2):267-275. doi:10.1302/0301-620X.99B2.BJJ-2016-0654.R1
106. Wang J, Min L, Lu M, et al. What are the Complications of Three-dimensionally Printed, Custom-made, Integrative Hemipelvic Endoprotheses in Patients with Primary Malignancies Involving the Acetabulum, and What is the Function of These Patients? *Clin Orthop Relat Res*. 2020;478(11):2487-2501. doi:10.1097/CORR.0000000000001297
107. Albergo JI, Farfalli GL, Ayerza MA, Ritacco LE, Aponte-Tinao LA. Computer-assisted surgery (CAS) in orthopedic oncology. Which were the indications, problems and results in our first consecutive 203 patients? *European Journal of Surgical Oncology*. 2021;47(2):424-428. doi:10.1016/j.ejso.2020.06.008
108. Citak M, Kochsiek L, Gehrke T, Haasper C, Suero EM, Mau H. Preliminary results of a 3D-printed acetabular component in the management of extensive defects. *HIP International*. 2018;28(3):266-271. doi:10.5301/hipint.5000561
109. Hao Y, Luo D, Wu J, et al. A novel revision system for complex pelvic defects utilizing 3D-printed custom prosthesis. *Journal of Orthopaedic Translation*. 2021;31:102-109. doi:10.1016/j.jot.2021.09.006
110. Wyatt MC. Custom 3D-Printed Acetabular Implants in hip Surgery– Innovative Breakthrough or Expensive Bespoke Upgrade? *HIP International*.

2015;25(4):375-379. doi:10.5301/hipint.5000294

111. Berasi CC, Berend KR, Adams JB, Ruh EL, Lombardi AV. Are Custom Triflange Acetabular Components Effective for Reconstruction of Catastrophic Bone Loss? *Clinical Orthopaedics & Related Research*. 2015;473(2):528-535.

doi:10.1007/s11999-014-3969-z

112. Mavrogenis AF, Angelini A, Errani C, Rimondi E. How Should Musculoskeletal Biopsies Be Performed? *Orthopedics*. 2014;37(9):585-588.

doi:10.3928/01477447-20140825-03

113. Mavrogenis AF, Angelini A, Vottis C, et al. State-of-the-art approach for bone sarcomas. *Eur J Orthop Surg Traumatol*. 2015;25(1):5-15. doi:10.1007/s00590-014-1468-2

114. Kotrych D, Angelini A, Bohatyrewicz A, Ruggieri P. 3D printing for patient-specific implants in musculoskeletal oncology. *EFORT Open Reviews*. 2023;8(5):331-339. doi:10.1530/EOR-23-0066

115. De Wilde LF, Van Ovost E, Uyttendaele D, Verdonk R. [Results of an inverted shoulder prosthesis after resection for tumor of the proximal humerus]. *Rev Chir Orthop Reparatrice Appar Mot*. 2002;88(4):373-378.

116. Kassab M, Dumaine V, Babinet A, Ouaknine M, Tomeno B, Anract P. Les reconstructions après résection tumorale de l'extrémité supérieure de l'humérus.

*Revue de Chirurgie Orthopédique et Réparatrice de l'Appareil Moteur*.

2005;91(1):15-23. doi:10.1016/S0035-1040(05)84271-0

117. Cladière-Nassif V, Bourdet C, Audard V, Babinet A, Anract P, Biau D. Is it safe to preserve the deltoid when resecting the proximal humerus for a primary malignant bone tumour?: A comparative study. *The Bone & Joint Journal*. 2017;99-B(9):1244-1249. doi:10.1302/0301-620X.99B9.2016-1317.R1

118. Malawer MM, Meller I, Dunham WK. A new surgical classification system for shoulder-girdle resections. Analysis of 38 patients. *Clin Orthop Relat Res*. 1991;(267):33-44.

119. Sirveaux F. Reconstruction techniques after proximal humerus tumour resection. *Orthopaedics & Traumatology: Surgery & Research*. 2019;105(1):S153-S164. doi:10.1016/j.otsr.2018.04.024

120. Bonneville N, Mansat P, Lebon J, Laffosse JM, Bonneville P. Reverse shoulder arthroplasty for malignant tumors of proximal humerus. *Journal of Shoulder and Elbow Surgery*. 2015;24(1):36-44. doi:10.1016/j.jse.2014.04.006

121. Cannon CP, Paralicci GU, Lin PP, Lewis VO, Yasko AW. Functional outcome following endoprosthesis reconstruction of the proximal humerus. *Journal of Shoulder and Elbow Surgery*. 2009;18(5):705-710. doi:10.1016/j.jse.2008.10.011
122. Raiss P, Kinkel S, Sauter U, Bruckner T, Lehner B. Replacement of the proximal humerus with MUTARS tumor endoprosthesis. *Eur J Surg Oncol*. 2010;36(4):371-377. doi:10.1016/j.ejso.2009.11.001
123. Abdeen A, Hoang BH, Athanasian EA, Morris CD, Boland PJ, Healey JH. Allograft-Prosthesis Composite Reconstruction of the Proximal Part of the Humerus: Functional Outcome and Survivorship. *The Journal of Bone and Joint Surgery-American Volume*. 2009;91(10):2406-2415. doi:10.2106/JBJS.H.00815
124. Lozano-Calderón SA, Chen N. Proximal humerus allograft prosthetic composites: technique, outcomes, and pearls and pitfalls. *Curr Rev Musculoskelet Med*. 2015;8(4):324-333. doi:10.1007/s12178-015-9306-7
125. Jamshidi K, Najd-Mazhar F, Abolghasemzadeh Ahangar F, Mirzaei A. The effect of cement augmentation and anteromedial plating on proximal humerus allograft reconstruction. *Journal of Orthopaedic Science*. 2017;22(1):69-74. doi:10.1016/j.jos.2016.09.002
126. Bus MPA, Van De Sande MAJ, Taminiou AHM, Dijkstra PDS. Is there still a role for osteoarticular allograft reconstruction in musculoskeletal tumour surgery?: a long-term follow-up study of 38 patients and systematic review of the literature. *The Bone & Joint Journal*. 2017;99-B(4):522-530. doi:10.1302/0301-620X.99B4.BJJ-2016-0443.R2
127. Viehweger E, Gonzalez JF, Launay F, Legre R, Jouve JL, Bollini G. Arthrodeuse d'épaule avec fibula vascularisée après résection tumorale de l'extrémité supérieure de l'humérus. *Revue de Chirurgie Orthopédique et Réparatrice de l'Appareil Moteur*. 2005;91(6):523-529. doi:10.1016/S0035-1040(05)84442-3
128. Padiolleau G, Marchand JB, Odri GA, Hamel A, Gouin F. Scapulo-humeral arthrodesis using a pedicled scapular pillar graft following resection of the proximal humerus. *Orthopaedics & Traumatology: Surgery & Research*. 2014;100(2):181-185. doi:10.1016/j.otsr.2013.09.012
129. Barbier D, De Billy B, Gicquel P, Bourelle S, Journeau P. Is the Clavicle Pro Humero Technique of Value for Reconstruction After Resection of the Proximal Humerus in Children? *Clinical Orthopaedics & Related Research*. 2017;475(10):2550-2561. doi:10.1007/s11999-017-5438-y

130. Peltier LF. Radical local excision in the treatment of malignant tumors of the shoulder girdle (The Tikhov-Linberg operation): Report of a case. *J Surg Oncol.* 1972;4(4):376-379. doi:10.1002/jso.2930040409
131. Capanna R, van Horn JR, Biagini R, Ruggieri P, Ferruzzi A, Campanacci M. The Tikhoff-Linberg procedure for bone tumors of the proximal humerus: the classical “extensive” technique versus a modified “transglenoid” resection. *Arch Orthop Trauma Surg.* 1990;109(2):63-67. doi:10.1007/BF00439380
132. Angelini A, Mavrogenis AF, Trovarelli G, et al. Extra-articular shoulder resections: outcomes of 54 patients. *Journal of Shoulder and Elbow Surgery.* 2017;26(11):e337-e345. doi:10.1016/j.jse.2017.04.019
133. Teunis T, Nota SPFT, Hornicek FJ, Schwab JH, Lozano-Calderón SA. Outcome after reconstruction of the proximal humerus for tumor resection: a systematic review. *Clin Orthop Relat Res.* 2014;472(7):2245-2253. doi:10.1007/s11999-014-3474-4
134. Burrows HJ, Wilson JN, Scales JT. Excision of tumours of humerus and femur, with restoration by internal prostheses. *J Bone Joint Surg Br.* 1975;57(2):148-159.
135. Bos G, Sim F, Pritchard D, et al. Prosthetic replacement of the proximal humerus. *Clin Orthop Relat Res.* 1987;(224):178-191.
136. Malawer MM, Chou LB. Prosthetic survival and clinical results with use of large-segment replacements in the treatment of high-grade bone sarcomas.: *The Journal of Bone & Joint Surgery.* 1995;77(8):1154-1165. doi:10.2106/00004623-199508000-00003
137. O’connor MI, Sim FH, Chao EYS. Limb Salvage for Neoplasms of the Shoulder Girdle. Intermediate Reconstructive and Functional Results\*: *The Journal of Bone & Joint Surgery.* 1996;78(12):1872-1888. doi:10.2106/00004623-199612000-00011
138. Meller I, Bickels J, Kollender Y, Ovadia D, Oren R, Mozes M. Malignant bone and soft tissue tumors of the shoulder girdle a retrospective analysis of 30 operated cases. *Acta Orthopaedica Scandinavica.* 1997;68(4):374-380. doi:10.3109/17453679708996180
139. Voggenreiter G. Tikhoff-Linberg Procedure for Bone and Soft Tissue Tumors of the Shoulder Girdle. *Arch Surg.* 1999;134(3):252. doi:10.1001/archsurg.134.3.252
140. Fuhrmann RA, Roth A, Venbrocks RA. Salvage of the upper extremity in

- cases of tumorous destruction of the proximal humerus. *Journal of Cancer Research and Clinical Oncology*. 2000;126(6):337-344. doi:10.1007/s004320050353
141. Wittig JC, Bickels J, Kellar-Graney KL, Kim FH, Malawer MM. Osteosarcoma of the proximal humerus: long-term results with limb-sparing surgery. *Clin Orthop Relat Res*. 2002;(397):156-176. doi:10.1097/00003086-200204000-00021
142. Kumar D, Grimer RJ, Abudu A, Carter SR, Tillman RM. Endoprosthetic replacement of the proximal humerus. Long-term results. *J Bone Joint Surg Br*. 2003;85(5):717-722.
143. Mayilvahanan N, Paraskumar M, Sivaseelam A, Natarajan S. Custom mega-prosthetic replacement for proximal humeral tumours. *International Orthopaedics (SICO)*. 2006;30(3):158-162. doi:10.1007/s00264-005-0029-z
144. Kitagawa Y, Thai D, Choong P. Reconstructions of the Shoulder following Tumour Resection. *J Orthop Surg (Hong Kong)*. 2007;15(2):201-206. doi:10.1177/230949900701500216
145. Sharma S, Turcotte RE, Isler MH, Wong C. Experience with Cemented Large Segment Endoprotheses for Tumors. *Clinical Orthopaedics & Related Research*. 2007;459:54-59. doi:10.1097/BLO.0b013e3180514c8e
146. Potter BK, Adams SC, Pitcher JD, Malinin TI, Temple HT. Proximal Humerus Reconstructions for Tumors. *Clin Orthop Relat Res*. 2009;467(4):1035-1041. doi:10.1007/s11999-008-0531-x
147. Ioannou M, Papanastassiou J, Athanassiou AE, Ziras N, Kottakis S, Demertzis N. Surgical options in cases of tumorous destruction of the proximal humerus: twenty-one patients followed from 4-9 years. *J BUON*. 2009;14(1):57-61.
148. Manfrini M, Tiwari A, Ham J, Colangeli M, Mercuri M. Evolution of Surgical Treatment for Sarcomas of Proximal Humerus in Children: Retrospective Review at a Single Institute Over 30 Years. *Journal of Pediatric Orthopaedics*. 2011;31(1):56-64. doi:10.1097/BPO.0b013e318202c223
149. Van De Sande MAJ, Dijkstra PDS, Taminiau AHM. Proximal humerus reconstruction after tumour resection: biological versus endoprosthetic reconstruction. *International Orthopaedics (SICOT)*. 2011;35(9):1375-1380. doi:10.1007/s00264-010-1152-z
150. Wang J, Shen J, Dickinson IC. Functional Outcome of Arthrodesis with a Vascularized Fibular Graft and a Rotational Latissimus Dorsi Flap After Proximal

- Humerus Sarcoma Resection. *Ann Surg Oncol*. 2011;18(7):1852-1859.  
doi:10.1245/s10434-010-1443-z
151. Gebhardt MC, Roth YF, Mankin HJ. Osteoarticular allografts for reconstruction in the proximal part of the humerus after excision of a musculoskeletal tumor. *J Bone Joint Surg Am*. 1990;72(3):334-345.
152. Aho AJ, Ekfors T, Dean PB, Aro HT, Ahonen A, Nikkanen V. Incorporation and clinical results of large allografts of the extremities and pelvis. *Clin Orthop Relat Res*. 1994;(307):200-213.
153. Alman BA, De Bari A, Krajchich JI. Massive allografts in the treatment of osteosarcoma and Ewing sarcoma in children and adolescents.: *The Journal of Bone & Joint Surgery*. 1995;77(1):54-64. doi:10.2106/00004623-199501000-00008
154. Probyn LJ, Wunder JS, Bell RS, Griffin AM, Davis AM. A Comparison of Outcome of Osteoarticular Allograft Reconstruction and Shoulder Arthrodesis Following Resection of Primary Tumours of the Proximal Humerus. *Sarcoma*. 1998;2(3-4):163-170. doi:10.1080/13577149877920
155. Getty PJ, Peabody TD. Complications and functional outcomes of reconstruction with an osteoarticular allograft after intra-articular resection of the proximal aspect of the humerus. *J Bone Joint Surg Am*. 1999;81(8):1138-1146. doi:10.2106/00004623-199908000-00009
156. DeGroot H, Donati D, Di Liddo M, Gozzi E, Mercuri M. The Use of Cement in Osteoarticular Allografts for Proximal Humeral Bone Tumors: *Clinical Orthopaedics and Related Research*. 2004;427:190-197. doi:10.1097/01.blo.0000138959.50057.2c
157. Aponte-Tinao LA, Ayerza MA, Muscolo DL, Farfalli GL. Allograft Reconstruction for the Treatment of Musculoskeletal Tumors of the Upper Extremity. *Sarcoma*. 2013;2013:1-6. doi:10.1155/2013/925413
158. Jensen KL, Johnston JO. Proximal humeral reconstruction after excision of a primary sarcoma. *Clin Orthop Relat Res*. 1995;(311):164-175.
159. Suk KS, Shin KH, Hahn SB. Limb Salvage Using Original Low Heat-Treated Tumor-Bearing Bone: *Clinical Orthopaedics and Related Research*. 2002;397:385-393. doi:10.1097/00003086-200204000-00045
160. Black AW, Szabo RM, Titelman RM. Treatment of malignant tumors of the proximal humerus with allograft-prosthesis composite reconstruction. *J Shoulder Elbow Surg*. 2007;16(5):525-533. doi:10.1016/j.jse.2006.12.006



161. Moran M, Stalley PD. Reconstruction of the proximal humerus with a composite of extracorporeally irradiated bone and endoprosthesis following excision of high grade primary bone sarcomas. *Arch Orthop Trauma Surg.* 2009;129(10):1339-1345. doi:10.1007/s00402-008-0752-1
162. Mayil Vahanan N, Mohanlal P, Bose JC, Gangadharan R, Karthisundar V. The functional and oncological results after scapulectomy for scapular tumours: 2–16-year results. *International Orthopaedics (SICO).* 2007;31(6):831-836. doi:10.1007/s00264-006-0261-1
163. Puchner SE, Panotopoulos J, Puchner R, Schuh R, Windhager R, Funovics PT. Primary malignant tumours of the scapula—a review of 29 cases. *International Orthopaedics (SICOT).* 2014;38(10):2155-2162. doi:10.1007/s00264-014-2417-8
164. Baena-Ocampo LDC, Ramirez-Perez E, Linares-Gonzalez LM, Delgado-Chavez R. Epidemiology of bone tumors in Mexico City: retrospective clinicopathologic study of 566 patients at a referral institution. *Annals of Diagnostic Pathology.* 2009;13(1):16-21. doi:10.1016/j.anndiagpath.2008.07.005
165. Picci P, Manfrini M, Fabbri N, Gambarotti M, Vanel D, eds. *Atlas of Musculoskeletal Tumors and Tumorlike Lesions: The Rizzoli Case Archive.* Springer International Publishing; 2014. doi:10.1007/978-3-319-01748-8
166. Enneking WF, Dunham W, Gebhardt MC, Malawar M, Pritchard DJ. A system for the functional evaluation of reconstructive procedures after surgical treatment of tumors of the musculoskeletal system. *Clin Orthop Relat Res.* 1993;(286):241-246.
167. Biazzo A, De Paolis M, Donati DM. Scapular reconstructions after resection for bone tumors: a single-institution experience and review of the literature. *Acta Bio Medica Atenei Parmensis.* 2018;89(3):415-422. doi:10.23750/abm.v89i3.5655
168. Mavrogenis AF, Mastorakos DP, Triantafyllopoulos G, Sakellariou VI, Galanis EC, Papagelopoulos PJ. Total scapulectomy and constrained reverse total shoulder reconstruction for a Ewing’s Sarcoma. *Journal of Surgical Oncology.* 2009;100(7):611-615. doi:10.1002/jso.21340
169. Malawer MM. Tumors of the shoulder girdle. Technique of resection and description of a surgical classification. *Orthop Clin North Am.* 1991;22(1):7-35.
170. Masamed R, Learch TJ, Menendez LR. En Bloc Shoulder Resection with Total Shoulder Prosthetic Replacement: Indications and Imaging Findings. *American Journal of Roentgenology.* 2008;191(2):482-489. doi:10.2214/AJR.07.3286

171. Schwab JH, Boland PJ, Athanasian EA, Morris CD, Healey JH. Function Correlates with Deltoid Preservation in Patients Having Scapular Replacement: *Clinical Orthopaedics and Related Research*. 2006;452:225-230. doi:10.1097/01.blo.0000229323.37793.6d
172. Tang X, Guo W, Yang R, Ji T, Sun X. Reconstruction with constrained prosthesis after total scapulectomy. *Journal of Shoulder and Elbow Surgery*. 2011;20(7):1163-1169. doi:10.1016/j.jse.2010.12.014
173. Pritsch T, Bickels J, Wu CC, Squires MH, Malawer MM. Is Scapular Endoprosthesis Functionally Superior to Humeral Suspension? *Clinical Orthopaedics & Related Research*. 2007;456:188-195. doi:10.1097/01.blo.0000238840.26423.b6
174. Capanna R, Totti F, Van Der Geest ICM, Müller DA. Scapular allograft reconstruction after total scapulectomy: surgical technique and functional results. *Journal of Shoulder and Elbow Surgery*. 2015;24(8):e203-e211. doi:10.1016/j.jse.2015.02.006
175. Mnaymneh WA, Temple HT, Malinin TI. Allograft Reconstruction After Resection of Malignant Tumors of the Scapula: *Clinical Orthopaedics and Related Research*. 2002;405:223-229. doi:10.1097/00003086-200212000-00029
176. Zhang K, Duan H, Xiang Z, Tu C. Surgical technique and clinical results for scapular allograft reconstruction following resection of scapular tumors. *J Exp Clin Cancer Res*. 2009;28(1):45. doi:10.1186/1756-9966-28-45
177. Linberg BE. Interscapulo-thoracic resection for malignant tumors of the shoulder joint region. 1928. *Clin Orthop Relat Res*. 1999;(358):3-7.
178. Shehadeh A, Ja'afar A, Isleem U, Hamad A, Salem A. Shoulder girdle resection: surgical technique modification and introduction of a new classification system. *World J Surg Oncol*. 2019;17(1):107. doi:10.1186/s12957-019-1636-2
179. Gosheger G, Gebert C, Ahrens H, Streitbuerger A, Winkelmann W, Harges J. Endoprosthetic reconstruction in 250 patients with sarcoma. *Clin Orthop Relat Res*. 2006;450:164-171. doi:10.1097/01.blo.0000223978.36831.39
180. Guder W, Nottrott M, Streitbürger A, et al. [Complication management following resection and reconstruction of the upper limbs and shoulder girdle]. *Orthopade*. 2020;49(2):104-113. doi:10.1007/s00132-020-03874-z
181. Mittermayer F, Krepler P, Dominkus M, et al. Long-term followup of uncemented tumor endoprostheses for the lower extremity. *Clin Orthop Relat Res*. 2001;(388):167-177. doi:10.1097/00003086-200107000-00024

182. Natarajan M, Sameer M, Kunal D, Balasubramanian N. Custom-made endoprosthetic total humerus reconstruction for musculoskeletal tumours. *Int Orthop*. 2012;36(1):125-129. doi:10.1007/s00264-011-1316-5
183. Sluga M, Windhager R, Lang S, Heinzl H, Bielack S, Kotz R. Local and systemic control after ablative and limb sparing surgery in patients with osteosarcoma. *Clin Orthop Relat Res*. 1999;(358):120-127.
184. Tang X, Guo W, Yang R, Tang S, Ji T. Synthetic mesh improves shoulder function after intraarticular resection and prosthetic replacement of proximal humerus. *Clin Orthop Relat Res*. 2015;473(4):1464-1471. doi:10.1007/s11999-015-4139-7
185. Conrad Iii EU, ed. *Orthopaedic Oncology*. Georg Thieme Verlag; 2008:b-002-57180. doi:10.1055/b-002-57180
186. Wada T, Usui M, Isu K, Yamawakii S, Ishii S. Reconstruction and limb salvage after resection for malignant bone tumour of the proximal humerus. A sling procedure using a free vascularised fibular graft. *J Bone Joint Surg Br*. 1999;81(5):808-813. doi:10.1302/0301-620x.81b5.9430
187. Enneking WF. A system of staging musculoskeletal neoplasms. *Clin Orthop Relat Res*. 1986;(204):9-24.
188. Henderson ER, Groundland JS, Pala E, et al. Failure Mode Classification for Tumor Endoprostheses: Retrospective Review of Five Institutions and a Literature Review. *Journal of Bone and Joint Surgery*. 2011;93(5):418-429. doi:10.2106/JBJS.J.00834
189. Trikoupis IG, Savvidou OD, Tsantes AG, et al. Prosthetic Reconstruction of the Shoulder After Resection of Proximal Humerus Bone Tumor. *Orthopedics*. 2022;45(6). doi:10.3928/01477447-20220907-03
190. Asavamongkolkul A, Waikakul S, Phimolsarnti R, Kiatischevi P, Wangsaturaka P. Endoprosthetic reconstruction for malignant bone and soft-tissue tumors. *J Med Assoc Thai*. 2007;90(4):706-717.
191. Dieckmann R, Liem D, Gosheger G, et al. Evaluation of a reconstruction reverse shoulder for tumour surgery and tribological comparison with an anatomical shoulder arthroplasty. *Int Orthop*. 2013;37(3):451-456. doi:10.1007/s00264-012-1771-7
192. Savvidou OD, Zampeli F, Georgopoulos G, et al. Total Scapulectomy and Shoulder Reconstruction Using a Scapular Prosthesis and Constrained Reverse Shoulder Arthroplasty. *Orthopedics*. 2018;41(6):e888-e893. doi:10.3928/01477447-

20181023-05

193. Schmolders J, Koob S, Schepers P, et al. Silver-coated endoprosthesis replacement of the proximal humerus in case of tumour-is there an increased risk of periprosthetic infection by using a trevira tube? *Int Orthop*. 2017;41(2):423-428. doi:10.1007/s00264-016-3329-6
194. Marulanda GA, Henderson E, Cheong D, Letson GD. Proximal and total humerus reconstruction with the use of an aortograft mesh. *Clin Orthop Relat Res*. 2010;468(11):2896-2903. doi:10.1007/s11999-010-1418-1
195. Grosel TW, Plummer DR, Everhart JS, et al. Reverse total shoulder arthroplasty provides stability and better function than hemiarthroplasty following resection of proximal humerus tumors. *J Shoulder Elbow Surg*. 2019;28(11):2147-2152. doi:10.1016/j.jse.2019.02.032
196. Nota S, Teunis T, Kortlever J, et al. Functional Outcomes and Complications After Oncologic Reconstruction of the Proximal Humerus. *J Am Acad Orthop Surg*. 2018;26(11):403-409. doi:10.5435/JAAOS-D-16-00551
197. Dubina A, Shiu B, Gilotra M, Hasan SA, Lerman D, Ng VY. What is the Optimal Reconstruction Option after the Resection of Proximal Humeral Tumors? A Systematic Review. *Open Orthop J*. 2017;11:203-211. doi:10.2174/1874325001711010203
198. Hayashi K, Karita M, Yamamoto N, et al. Functional outcomes after total scapulectomy for malignant bone or soft tissue tumors in the shoulder girdle. *Int J Clin Oncol*. 2011;16(5):568-573. doi:10.1007/s10147-011-0229-z
199. Mayil Vahanan N, Mohanlal P, Bose JC, Gangadharan R, Karthisundar V. The functional and oncological results after scapulectomy for scapular tumours: 2–16-year results. *International Orthopaedics (SICO)*. 2007;31(6):831-836. doi:10.1007/s00264-006-0261-1
200. Wittig JC, Bickels J, Wodajo F, Kellar-Graney KL, Malawer MM. Constrained Total Scapula Reconstruction After Resection of a High-Grade Sarcoma: *Clinical Orthopaedics and Related Research*. 2002;397:143-155. doi:10.1097/00003086-200204000-00020
201. Bleloch JS, Ballim RD, Kimani S, et al. Managing sarcoma: where have we come from and where are we going? *Ther Adv Med Oncol*. 2017;9(10):637-659. doi:10.1177/1758834017728927
202. Gibbons CLMH, Bell RS, Wunder JS, et al. Function after subtotal

- scapulectomy for neoplasm of bone and soft tissue. *The Journal of Bone and Joint Surgery British volume*. 1998;80-B(1):38-42. doi:10.1302/0301-620X.80B1.0800038
203. Fan H, Fu J, Li X, et al. Implantation of customized 3-D printed titanium prosthesis in limb salvage surgery: a case series and review of the literature. *World J Surg Onc*. 2015;13(1):308. doi:10.1186/s12957-015-0723-2
204. De Paolis M, Sambri A, Zucchini R, et al. Custom-made 3D-Printed Prosthesis in Periacetabular Resections Through a Novel Ileo-adductor Approach. *Orthopedics*. 2022;45(2). doi:10.3928/01477447-20211227-01
205. Exner GU, Dumont CE, Walker J, Fürnstahl P. Cement Spacer Formed in a 3D-Printed Mold for Endoprosthetic Reconstruction of an Infected Sarcomatous Radius: A Case Report. *JBJS Case Connector*. 2021;11(2). doi:10.2106/JBJS.CC.20.00568
206. Papagelopoulos PJ. Spinopelvic Tumor Resection and Reconstruction. *Orthopedics*. 2012;35(11):952-954. doi:10.3928/01477447-20121023-06
207. Papagelopoulos PJ, Sarlikiotis T, Vottis CT, Agrogiannis G, Kontogeorgakos VA, Savvidou OD. Total Talolectomy and Reconstruction Using a 3-dimensional Printed Talus Prosthesis for Ewing's Sarcoma: A 3.5-Year Follow-up. Harwin SF, ed. *Orthopedics*. 2019;42(4). doi:10.3928/01477447-20190523-05
208. Papagelopoulos PJ, Megaloikonomos PD, Korkolopoulou P, Vottis CT, Kontogeorgakos VA, Savvidou OD. Total Calcaneus Resection and Reconstruction Using a 3-dimensional Printed Implant. Harwin SF, ed. *Orthopedics*. 2019;42(2). doi:10.3928/01477447-20190125-07
209. Dalrymple NC, Prasad SR, Freckleton MW, Chintapalli KN. Introduction to the Language of Three-dimensional Imaging with Multidetector CT. *RadioGraphics*. 2005;25(5):1409-1428. doi:10.1148/rg.255055044
210. Hudak PL, Amadio PC, Bombardier C, et al. Development of an upper extremity outcome measure: The DASH (disabilities of the arm, shoulder, and head). *Am J Ind Med*. 1996;29(6):602-608. doi:10.1002/(SICI)1097-0274(199606)29:6<602::AID-AJIM4>3.0.CO;2-L
211. Trikoupi IG, Mavrodontis II, Papadopoulos DV, et al. 3D-printed glenoid implant reconstruction, after partial scapulectomy for malignant tumors: a case series. *Eur J Orthop Surg Traumatol*. Published online January 27, 2024. doi:10.1007/s00590-024-03839-4
212. Dong C, Beglinger I, Krieg AH. Personalized 3D-printed guide in malignant

- bone tumor resection and following reconstruction – 17 cases in pelvic and extremities. *Surgical Oncology*. 2022;42:101733. doi:10.1016/j.suronc.2022.101733
213. Schulze M, Gosheger G, Bockholt S, et al. Complex Bone Tumors of the Trunk—The Role of 3D Printing and Navigation in Tumor Orthopedics: A Case Series and Review of the Literature. *JPM*. 2021;11(6):517. doi:10.3390/jpm11060517
214. Thadani VN, Riaz MJ, Singh G. The evolution of three-dimensional technology in musculoskeletal oncology. *Journal of Clinical Orthopaedics and Trauma*. 2018;9(3):269-274. doi:10.1016/j.jcot.2018.07.020
215. Tsuda Y, Fujiwara T, Evans S, Kaneuchi Y, Abudu A. Extra-articular resection of shoulder joint for bone sarcomas: Oncologic and limb-salvage outcomes of 32 cases compared with shoulder disarticulation and forequarter amputation. *J Surg Oncol*. 2020;121(4):612-619. doi:10.1002/jso.25838

# IV. ΔΗΜΟΣΙΕΥΜΕΝΕΣ ΜΕΛΕΤΕΣ ΑΠΟ ΤΗ ΔΙΔΑΚΤΟΡΙΚΗ ΔΙΑΤΡΙΒΗ

Home → Orthopedics → Vol. 45, No. 6

FEATURE ARTICLE | ■

## Prosthetic Reconstruction of the Shoulder After Resection of Proximal Humerus Bone Tumor

Ioannis G. Trikoupis, MD, MHA, Olga D. Savvidou, MD, PhD, Andreas G. Tsantes, MD, Dimitrios V. Papadopoulos, MD, PhD, Stavros D. Goumenos, MD, Christos Vottis, MD, PhD, Angelos Kaspiris, MD, Vasileios Kontogeorgakos, MD, PhD, and Panayiotis J. Papagelopoulos, MD, DSc, FACS

Orthopedics, 2022;45(6):e335–e341

Published Online: September 13, 2022 · <https://doi.org/10.3928/01477447-20220907-03>

 View Full Text

 PDF

 Tools

 Share

### Abstract

Prosthetic reconstruction after wide resection of tumors of the proximal humerus presents a unique challenge. The shoulder is a complex articulation, and patients have high expectations for postoperative function. The goal of this study is to compare functional outcomes, oncologic outcomes, and complication rates for 2 reconstructive methods. Forty patients with proximal humeral tumors were reviewed retrospectively. Proximal humeral endoprosthesis (PHE) was used for 21 patients, and reverse shoulder arthroplasty (RSA) was used for 19 patients. Clinical results, oncologic outcomes, and complication rates were assessed. The functional outcomes of the patients were assessed with the Musculoskeletal Tumor Society scoring system (MSTS), the shortened version of the Disabilities of the Arm, Shoulder and Hand (QuickDASH) score, and shoulder range of motion. The mean follow-up was 62±15 months. Shoulder dislocations occurred among 8 patients with PHE and 1 patient with RSA ( $P=.021$ ). The other complication rates were similar for the 2 groups ( $P<.05$ ). At the latest follow-up, the mean MSTS score was 68±10.3 for those with PHE and 76±7.7 for the patients with RSA ( $P=.72$ ). However, the QuickDASH score was significantly better ( $P=.031$ ) for those with RSA (mean, 19±6.3) compared with patients with PHE (mean, 30±4.8). Additionally, shoulder active abduction and forward flexion were significantly greater for the RSA group ( $P=.04$  and  $P=.03$ , respectively). Five patients had local recurrence. Prosthetic reconstruction after oncologic resection of the proximal humerus is associated with significant limitation of shoulder range of motion and a high rate of revision surgery. However, in this study, RSA was associated with fewer dislocations, improved Quick-DASH score, and greater abduction and forward flexion compared with PHE. [*Orthopedics*. 2022;45(6):e335–e341.]

Article

# Point-of-Care Orthopedic Oncology Device Development

Ioannis I. Mavrodontis\*, Ioannis G. Trikoupis, Vasileios A. Kontogeorgakos, Olga D. Savvidou and Panayiotis J. Papagelopoulos

First Department of Orthopaedic Surgery, School of Medicine, National and Kapodistrian University of Athens, 11527 Athens, Greece; itrikoupis@med.uoa.gr (I.G.T.); vkonto@med.uoa.gr (V.A.K.); olgasavvid@med.uoa.gr (O.D.S.); pjportho@med.uoa.gr (P.J.P.)

\* Correspondence: imavrodontis@med.uoa.gr

**Abstract:** Background: The triad of 3D design, 3D printing, and xReality technologies is explored and exploited to collaboratively realize patient-specific products in a timely manner with an emphasis on designs with meta-(bio)materials. Methods: A case study on pelvic reconstruction after oncological resection (osteosarcoma) was selected and conducted to evaluate the applicability and performance of an inter-epistemic workflow and the feasibility and potential of 3D technologies for modeling, optimizing, and materializing individualized orthopedic devices at the point of care (PoC). Results: Image-based diagnosis and treatment at the PoC can be readily deployed to develop orthopedic devices for pre-operative planning, training, intra-operative navigation, and bone substitution. Conclusions: Inter-epistemic symbiosis between orthopedic surgeons and (bio)mechanical engineers at the PoC, fostered by appropriate quality management systems and end-to-end workflows under suitable scientifically amalgamated synergies, could maximize the potential benefits. However, increased awareness is recommended to explore and exploit the full potential of 3D technologies at the PoC to deliver medical devices with greater customization, innovation in design, cost-effectiveness, and high quality.

**Keywords:** individualized; patient-specific; endo-prostheses; instruments; point of care; 3D technologies; 3D printing; virtual reality; augmented reality



**Citation:** Mavrodontis, I.I.; Trikoupis, I.G.; Kontogeorgakos, V.A.; Savvidou, O.D.; Papagelopoulos, P.J. Point-of-Care Orthopedic Oncology Device Development. *Curr. Oncol.* **2024**, *31*, 211–228. <https://doi.org/10.3390/curroncol31010014>

Received: 14 November 2023

Revised: 8 December 2023

Accepted: 26 December 2023

Published: 29 December 2023



**Copyright:** © 2023 by the authors. Licensee MDPI, Basel, Switzerland. This article is an open access article distributed under the terms and conditions of the Creative Commons Attribution (CC BY) license (<https://creativecommons.org/licenses/by/4.0/>).

## 1. Introduction

In cases where no alternative options exist in cases such as bone reconstructions for limb salvage after oncologic resections, endo-prostheses must be tailored to the patient's unique anatomy and physiology. When and why artificial reconstructions of anatomical integrities are chosen depends on prognostic factors, technical considerations, short-to-long-term advantages and disadvantages, and other parameters [1]. Individualized implantable orthopedic parts have the potential to provide the following [2–4]:

1. Superior mechanical performance tailored to the anatomical area free from stress-shielding phenomena leading to osteolysis.
2. Superior biological performance that promotes bone ingrowth to achieve osseointegration.
3. Optimal aesthetic outcomes with perfect fit.
4. Optimal postoperative function with fast recovery and fewer complications and risks.

In contrast, compared with off-the-shelf counterparts, custom parts require a high level of expertise, careful handling, and quality control at all stages of their development, and they usually require higher costs and more time for pre-operative planning and development.

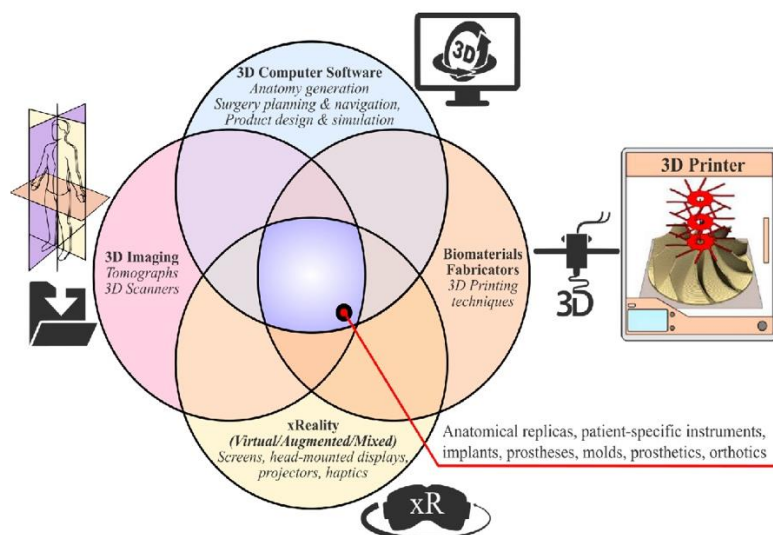
### 1.1. Enabling 3D Technologies

To facilitate the development of individualized medical devices at the point of care (PoC) and improve patient healthcare, it is necessary for certain emblematic 3D technologies to be utilized and appropriate synergies and workflows to be formed within scientifically



amalgamated and quality-controlled schemes. The term “3D technologies” refers to a broad gnostic field that includes the following elements, which enable the development of patient-specific solutions, including implantable medical devices (Figure 1):

1. **3D medical imaging:** Tomographs (internal and external forms) and 3D scanners (external shapes) are used to capture high-fidelity anatomical image data for 3D visualization.
2. **3D computer software:** These are used to (a) process medical image data; (b) plan pre-operatively and navigate intra-operatively; and (c) design, simulate, and optimize medical devices.
3. **xReality:** These are virtual (VR), augmented (AR), and mixed (MR) devices used for (semi)immersive experiences to support pre-surgical planning, simulation, and surgical navigation. With VR (headsets), the user has the feeling of being part of an artificial world (virtual presence) that is different from actual physical reality, while with AR and MR (headsets, monitors, projectors), the user has a semi-immersive experience in which computer-generated content (text, images, animations) is superimposed over the user’s actual environment.
4. **3D printing:** This refers to (bio)material fabrication techniques for realizing physical medical devices from digital 3D models created with computer software.



**Figure 1.** Three-dimensional technologies that enable the realization of individualized medical devices.

### 1.2. Three-Dimensional Printing of Individualized Medical Devices

According to ISO/ASTM [5], additive manufacturing (used synonymously with 3D printing) is defined as “a process of joining materials to make parts from 3D model data, usually layer upon layer, as opposed to subtractive manufacturing and formative manufacturing methodologies”. There is a plethora of 3D printing techniques, each of which can be categorized into one of the seven classes: binder jetting, directed energy deposition, material extrusion, material jetting, powder-bed fusion, sheet lamination, and vat photo-polymerization.

Effectively, 3D printing is a tool-free method used for the primary shaping of complex freeform products. The 3D geometry emerges from the selective and successive layer-wise addition of material, with each layer corresponding to a cross-section of the product to be fabricated. This layer-by-layer principle enables almost unlimited and de novo design freedom to materialize extremely complex 3D geometries with intricate organic internal

and external features that vary in material density, geometry, and properties spatially across the part, per se. This way, manufacturing barriers are lifted, and the physical making of an object becomes easier than the digital 3D modeling of it. On the other hand, there can be technical flaws such as rough surfaces (the stair-stepping phenomenon), poor dimensional accuracy, anisotropic mechanical properties, micro-porosity, minimal feature size fabrication, and trapped powder particles (for powder-based techniques) [6].

Of the total value of 3D-printed products and services (USD 12.8 billion), the medical sector represents USD 1.65 billion [7]. Medical 3D printing has directly impacted more than 3 million patients and more than 5 million indirectly, with the largest growth expected in customized devices, surgical planning, and development and prototyping [8].

In medicine, intensive research is being conducted into 3D printing applications for making anatomical replicas, patient-specific instruments and molds, implants, (mega)endo-prostheses, orthotics and prosthetics, tissue-engineered constructs, and drug delivery products [9–11].

Numerous medically approved 3D printed devices have been implanted worldwide [12,13] with orthopedics and oncology being among the most common applications [14,15]. The process of 3D printing has been shown to provide beneficial solutions for bone substitution and limb salvage for oncological cases [16–18], and many breakthroughs have been achieved owing to the utilization of custom 3D designs followed by 3D printing [14,19–22]:

1. Physical replicas aid in better anatomic anticipation and physical surgical simulations for pre-operative planning, communication, teaching, and training. Particularly useful is the utilization of multi-material 3D printing where hard and soft structures are fabricated to mimic biological tissues [23,24].
2. Patient-specific solutions help
  - a. To improve intra-operative navigation and surgical (biomechanics and functions) and aesthetic results.
  - b. To decrease operating time, surgical risks and errors, blood loss, radiation exposure/fluoroscopy shots, and postoperative complications and infections.
  - c. To lower cost and development times for one-off unique parts compared with traditional manufacturing methods.
  - d. To create better coordination and communication between multi-disciplinary and inter-epistemic teams without disrupting their workflows.
3. Biomimetic weight, surface, and topology optimized structures with favorable interconnected porous geometries can be implemented to fabricate scaffolds for tissue engineering and bone grafts [25] or for artificial bone endo-prostheses for increased osseointegration and bone-matching mechanical properties [26,27]. Thus, properties are topologically and selectively tuned along the monolithic part, per se.
4. Novel medical devices are accelerated and design and/or timely manufacturing at the PoC is empowered.

The 3D printing of medical devices at the PoC can be useful for making patient-specific medical devices, resulting in savings; however, apart from the necessary inter-epistemic and multi-disciplinary synergy formation, the main issues are economic and regulatory, and qualified personnel are needed [28–36].

### 1.3. xReality Applications

xR technologies offer alternative tools for decision making that can improve patient healthcare outcomes and economic value [37]. Researchers report that xR leads to improved education, training, and surgical skill acquisition, outperforming classic sessions and training approaches [38–40], while xR systems for intra-operative navigation and information visualization are promising in complex surgical procedures requiring high precision and accuracy such as oncology (tumor resection) and spine surgeries [41,42], as xR is more or

equally reliable and accurate and less time-consuming than ultrasound and fluoroscopy with less or equal anesthesia time and blood loss [43–47].

1.4. Scope

This paper aims to fill the gap in the literature by presenting and unfolding, step by step, an inter-epistemic workflow for developing individualized orthopedic oncological devices at the PoC harnessing the above-mentioned 3D technologies. For this purpose, a case study on pelvic endo-prosthesis development with a suitable synergy that is centered around such 3D technologies is presented, and the potential and challenges are reported.

2. Materials and Methods

A systematic approach to engineering design [48] was tweaked and blended with other approaches to create a 15-step inter-epistemic end-to-end workflow for the development of patient-specific medical devices at the PoC (Figure 2). To fully explore and exploit the capabilities of 3D printing, design with 3D printing (Dw3DP) [49] was harnessed as a toolbox to expand conceptualization and boost creativity toward new design spaces. To overcome the associated issues of 3D printing and to maximize product performance through the synthesis of geometrical and material compositions, design for 3D printing (Df3DP) principles were considered [50,51]. Df3DP and Dw3DP were inserted into a divergence–convergence model similar to the Double Diamond design process [52]. To support mimicking natural forms and functions, the Biomimicry Institute’s design spiral and taxonomy of biological strategies were employed [53].

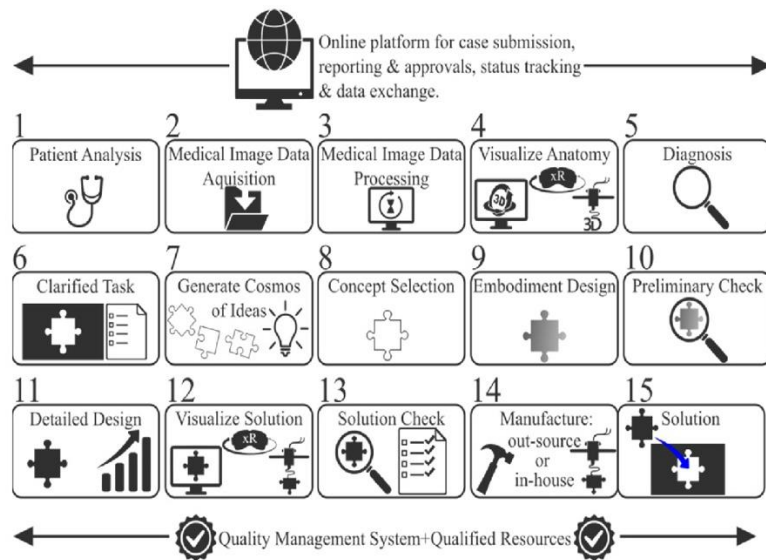


Figure 2. Inter-epistemic workflow for developing individualized orthopedic products.

Utilizing the aforementioned workflow, a case study of artificial pelvic reconstruction was carried out locally at a small 30-square-meter pilot PoC unit equipped with the hardware shown in Figure 3. In addition, an online platform was set up for status tracking and data exchange between the surgeon and the pilot PoC unit, supporting all phases described below.



Figure 3. PoC equipment.

### 2.1. Step 1—Patient Analysis

An adult male patient was diagnosed with pelvic osteosarcoma, and a two-step reconstruction approach was planned as per the prognostic factors and parameters and the tumor stage and site based on CT and MRI imaging (Figure 4). The ilium and sacroiliac joint were resected freehand en bloc (Type I plus partial IV plus partial II according to Enneking’s classification [54]), and artificial reconstruction of the native bone structure with a non-bulky endo-prosthesis accompanied by patient-specific instruments was conducted.

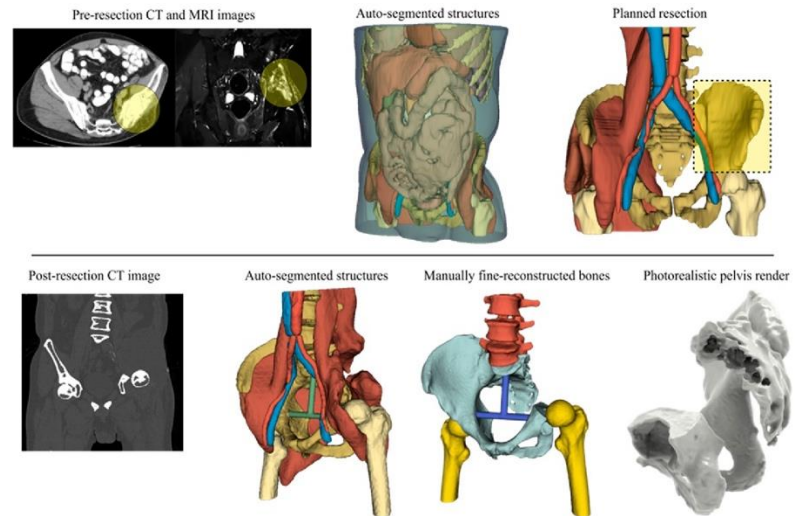


Figure 4. Pre- and post-resected 3D reconstructed anatomical models.

### 2.2. Step 2—Medical Image Acquisition

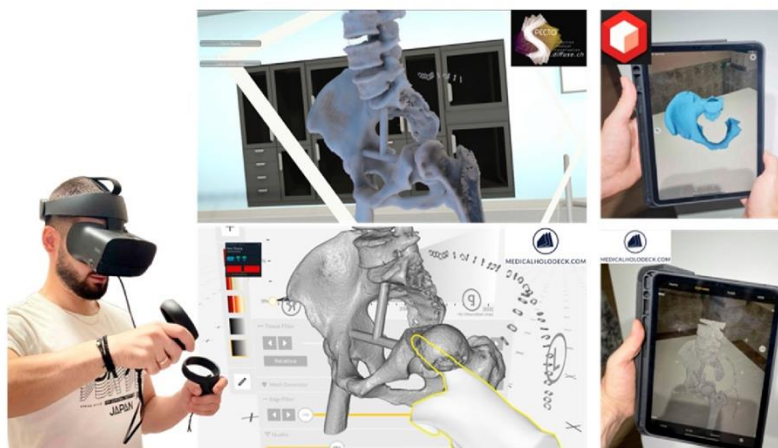
The patient’s anatomy before and after resection was CT-scanned with a Somatom Definition Flash (Siemens Healthcare GmbH, Erlangen, Germany) with a slice thickness of

0.75 mm. The image data in both cases were anonymized before being shared with the PoC unit for segmentation and the generation of the anatomical 3D models.

### 2.3. Steps 3 and 4—Image Data Processing and Anatomy Visualization

For both pre- and post-resected CT scans, the free and open-source DICOM processing software 3D Slicer [55] was selected to generate the 3D anatomical structures and bony models by applying both manual and automatic tools, including trained algorithms for auto-segmentation (Figure 4). The structures were auto-segmented and generated in 3 min, while finer results of the post-resected pelvis required 170 min using manual tools to export the entire CT-scanned bony compartment. The pelvis was isolated, exported into a 33 MB .stl file, and re-meshed into a 20 MB .stl file using the free and open-source software Meshlab (version 5.2.2) [56].

The digital 3D anatomy was visualized in static photorealistic views and interactive 3D models (Figure 4) generated by KeyShot (Luxion Inc., Costa Mesa, CA, USA), and these, along with the .stl file itself, were transmitted to the surgeon. A 3D anatomical model was also prepared to be (semi)immersively viewed in (Figure 5) (a) virtual reality using the Oculus Rift S (Lenovo Group Limited, Beijing, China) headset running the Diffuse (now Specto Medical) (Specto Medical AG, Basel, Switzerland) and Medicalholodeck VR (Medicalholodeck AG, Zurich, Switzerland) software and (b) augmented reality using an Apple iPad 2021 Pro to augment the post-resected mesh model using both Augment AR Viewer (Augment SAS, Paris, France) and Medicalholodeck's Medical Imaging XR applications.



**Figure 5.** User immersed in virtual reality interacting with the post-resected pelvis in Specto and Medicalholodeck VR (left) and the post-resected model in AR Viewer and DICOM data in Medical Imaging XR (right).

A  $248 \times 231 \times 168$  mm pelvis was physically realized in a true-scale physical replica as a single monolithic piece (Figure 6) using the Creality (Shenzhen Creality 3D Technology Co., Ltd., Shenzhen, China) CR-10S 3D printer and ColorFabb's (Colorfabb B.V., Belfeld, the Netherlands) ivory-color PLA/PHA feedstock material. The free and open-source PrusaSlicer 2.4.2 was selected to plan the 3D printing process. In total, 663 g (EUR 23.2) of material was consumed in 3 days and 13 h. The pre-processing and post-processing took 15 and 20 min, respectively. The end product was more than acceptable, per se, in terms of surface finish and dimensional precision; measurements using a calibrated digital caliper revealed deviations of less than 0.3 mm.



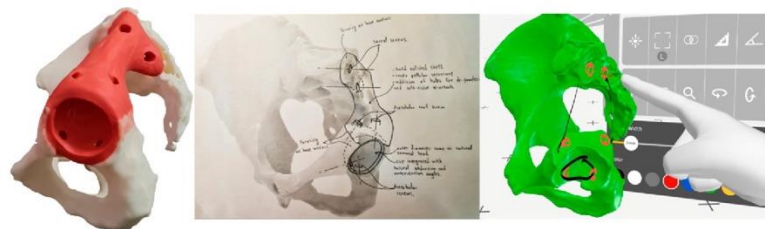
**Figure 6.** Post-resected 3D-printed pelvic model.

#### 2.4. Steps 5 and 6—Rehabilitation Strategy and Task Clarification

The ultimate goal was to preserve the patient's limb and retain favorable functions in the long term by re-establishing the continuity of the pelvic girdle to prevent subsequent collapses and deformations in the residual bony tissue under load-bearing activities. As pelvic endo-prostheses are fraught with difficulties, the developed solution had to mitigate as much complexity in the operating room as possible. By examining the patient's post-resected DICOM data, the 3D digital model, the virtual model, and the physical 3D-printed model, the surgeon was able to outline the need for a non-bulky, low-profile endo-prosthesis conforming to the inner form of the resected bone tissue, and together with the PoC unit, they set the rehabilitation strategy and clarified the task by defining the specifications and requirements of the solution. Certain product design specification elements were utilized by considering the application that the endo-prosthesis should adhere to. The specifications were filled collaboratively within a 1 h meeting session, and a 24 h window for amendments was agreed upon.

#### 2.5. Steps 7 and 8—Conceptual Design and Evaluation

Working principles and ideas were explored by searching a knowledge database with inputs sourced from natural systems, industrial sectors, the orthopedic device market, and the literature. Matching products, forms, functions, and principles were captured as hypodigms for inspiration and mimesis to turn working ideas after analysis and synthesis into working concepts, adapting the concepts to the specification list. A mind map of concepts for each function was created by brainstorming, and a 24 h window for amendments was agreed upon. Under SWOT analysis, from which threats were considered for risk assessment, the generated concepts were evaluated collaboratively based on preset constraints and weighted (from 1 to 5) criteria. The deliverables were hand sketches (30 min required) and a corresponding tangible red modeling clay replica of the concept achieving the best score (40 min required), and 3D marking in computer modeling software and virtual reality were also explored (Figure 7).



**Figure 7.** Physical clay modeling, hand sketching, and virtual reality sketching of the concept.

### 2.6. Steps 9, 10, and 11—Embodiment and Detailed Design

Then, 3D pre-operative planning and 3D modeling were conducted using the Spaceclaim 2022 R1 (Ansys Inc., Canonsburg, PA, USA), the cloud-based Fusion 360 (Autodesk Inc., San Francisco, CA, USA), and Rhinoceros 7 (Robert McNeel and Associates, Seattle, WA, USA) software.

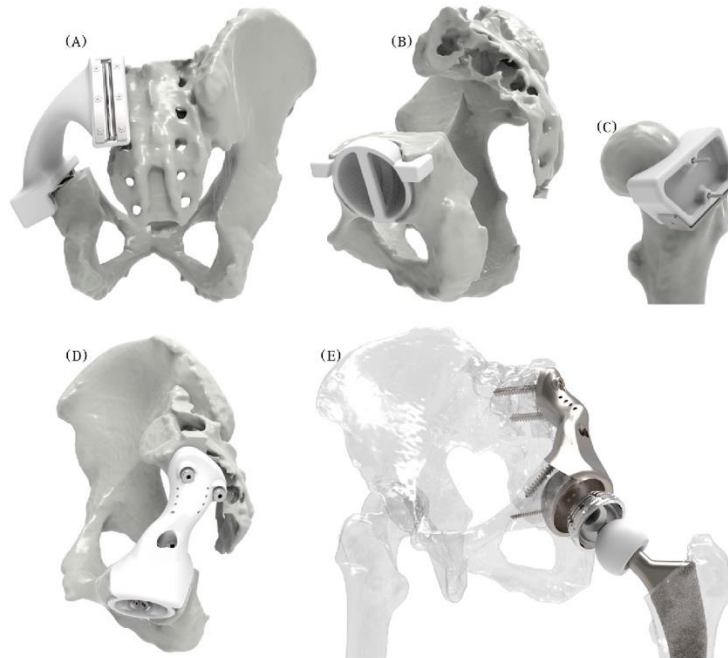
As patient-specific metrics have been suggested to be considered for cup placement instead of the typical “safe-zone” values reported in the literature decades ago [57], the anteversion (13.3°) and abduction angles (39.8°) were measured in 3D. A suitable off-the-shelf Ti alloy femoral stem with Ti coating that matched our needs, maintained the same symmetry, and eliminated leg-length discrepancy was selected along with a matching 22 mm diameter CoCrMo femoral head in combination with a UHMWPE 22/38 mm mobile liner within a stainless steel AISI 316L dual mobility 38/44 mm acetabular cup, which was cemented to the endo-prosthesis’s 46/54 mm acetabular shell. The new left center of rotation had an 8.80 mm medial offset from the natural femoral head center and a 3 mm anterior offset from the right femoral head.

Six cancellous self-tapping Ti bone screws were positioned and oriented as per the bone morphology, surrounding soft tissue, and bone quality. Two 4 mm diameter cancellous screws were inserted 25 mm into the pubis and into the ischium as per the quadrant system described by Wasielewski et al. [58], two 6.5 mm diameter cancellous screws were inserted 30 mm from the acetabulum rooftop, and two 6.5 mm diameter cancellous screws were inserted 50 mm within the sacrum; most males and females can accommodate up to 8 mm diameter screws in S1 and S2 [59].

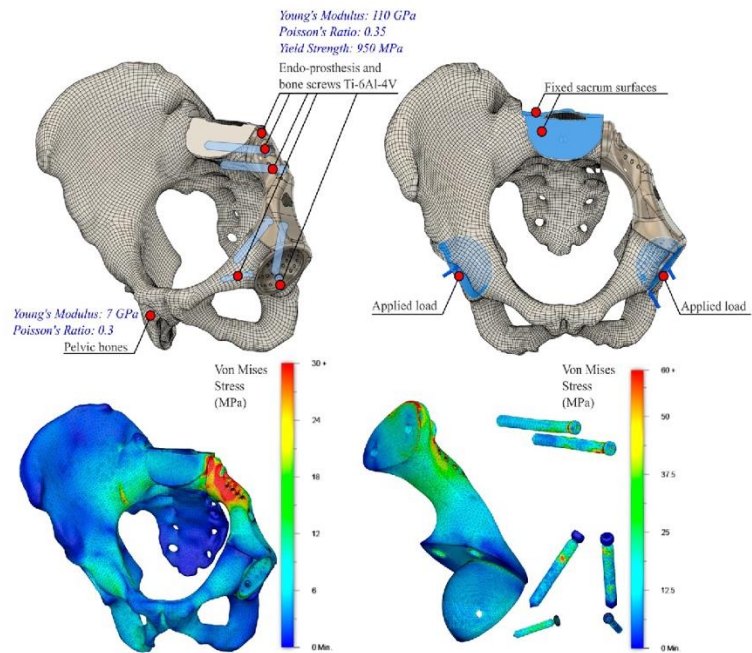
As hemispherical cups exhibit better stability with fewer complications compared with elliptic cups [60], a 46/54 mm diameter hemispherical acetabular shell was modeled with a spheroid-textured inner surface cup to facilitate better anchorage of the bone cement that fixed the cup in place. A solid endo-prosthesis was modeled and united with the acetabular shell into a single object. Unnecessary material was removed, and de-powdering holes were added for possible soft tissue suturing. Housings for all bone screw heads were added, and all features were blended into a smooth geometric result with no sharp edges.

Ancillary patient-specific instruments were also developed (Figure 8): (a) an acetabulum rooftop and sacrum side flat cutting jig; (b) an acetabulum reaming check tool used during reaming to guarantee a perfect fit, as the osseointegration of suitably interconnected porous implants depends on the minimization of micro-gaps, a reduction in micro-motions, and reaming for good vascularization and good bleeding [61]; (c) a femoral head cutting jig; and (d) bimodal bone screws, pilot hole drilling, and a trial endo-prosthesis replica.

By ignoring (a) the effects of all surrounding muscles, ligaments, and cartilage; (b) the threads of the bone screws and their tightening and reaction forces; and (c) the anisotropic characteristic of 3D-printed products, a mechanical static stress analysis was conducted in Fusion 360 (Nastran solver), as shown in Figure 9. Ti-6Al-4V material properties were assigned to the bone screws and endo-prosthesis, whereas the pelvic bones were assumed to behave as a single homogeneous, linear isotropic, elastic material with an averaged modulus of elasticity of  $E = 7$  GPa and a Poisson’s ratio of  $\nu = 0.3$  [62,63]. The sacrum was fixed by constraining the top surfaces in all degrees of freedom, and a force four times the relevant body weight to simulate walking and stair-descending activities [64] (rounded at 3000 N) was applied individually and simultaneously at both hip joints. The bodies were volume-meshed with tetrahedral elements, and the simulation generated Von Mises stresses and displacement results. The stress distribution and displacement of the pelvic bones, endo-prosthesis, and bone screws differed considerably in each scenario with the peak stresses being considerably (16 times) lower (<60 MPa) than the yield stress of the endo-prosthesis and bone screws. As the relationship between load and stress is linear, a force eight times the body weight (to simulate the extreme event of stumbling [65]) could be easily borne by the endo-prosthesis and the bone screw materials.



**Figure 8.** Photo-realistic models of the (A) cutting jig, (B) reaming check tool, (C) femoral head cutting jig, (D) drilling jig-trial endo-prosthesis instrument, and (E) endo-prosthesis and the total hip arthroplasty components.



**Figure 9.** Mechanical static stress simulation and results for the combined hip-loading scenario.



The higher modulus of elasticity and the solid endo-prosthesis form result in a much stiffer endo-prosthesis compared with the host pelvic bone. Although topology optimization or generative design could have been employed to lighten the initially fully solid 416 g endo-prosthesis down to 292 g or 179 g, respectively (Figure 10) via stress-driven mass reduction, instead, we decided to introduce cellular architecture to the endo-prosthesis and keep a thin solid outer shell.

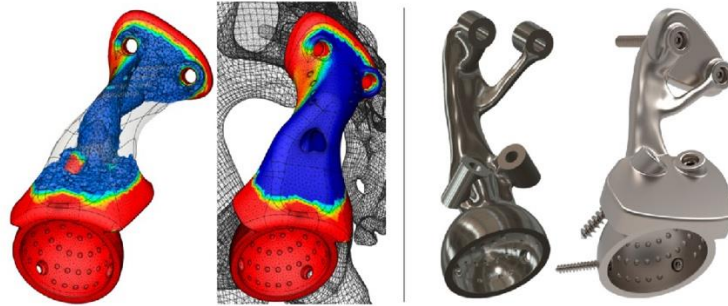


Figure 10. Topology-optimized (left) and generatively designed endo-prosthesis (right).

Toward the goal of “biologizing” the internal form and external surfaces that touch the host bone and obtaining optimal bimodal performance (bone ingrowth and stiffness reduction) within a suitable design space, it was concluded that the spongy complex of the natural bone can be mimicked by a functionally graded stochastic Voronoi foam pattern that can be assigned both internally and at bone-contact surfaces by considering (a) an optimal pore size of 0.3–0.6 mm for good cell colonization, vascularization, mechanical integrity, and permeability [66,67]; (b) manufacturability (laser beam powder bed fusion); and (c) the histomorphometric [27] properties of the trabecular bone at the iliac crest, i.e., 84% porosity, 0.15 mm feature thickness, and 0.75 mm pore size. Using nTopology 4.12.2 (nTopology Inc., New York, NY, USA), the endo-prosthesis was architected selectively and topologically with a gradient and conforming 3D stochastic Voronoi pattern. The total mass of the resultant optimized endo-prosthesis meta-(bio)material totaled 256 g, with 151 g being the scaffold structures and 105 g being the hollowed body with 1–1.5 mm wall thickness. The characteristics of the optimized biomimetic result are shown in Figure 11.

The generated stochastic Voronoi structure was assumed to be isotropic and homogeneous in terms of its elastic properties along any loading direction because of its randomized cell orientation [68]. Voronoi-based foams with open cells and high porosities are considered ideal bending-dominated structures, with a resultant modulus of elasticity calculated with the following formula [68,69]:

$$E_c = E_s * \rho^2 \quad (1)$$

where  $E_c$  and  $E_s$  are the modulus of elasticity of the cellular and fully dense solids, respectively, and  $\rho$  is the relative density of the cellular solid, which is connected to the porosity ( $\varphi$ ) of the cellular solid by the formula

$$\varphi = (1 - \rho) * 100 \quad (2)$$

In this case, as per Equations (1) and (2), the resultant modulus is  $E = 17.6$  GPa, which is close to the modulus of elasticity of cortical bone [70]. To assess the mechanical performance of the final optimized form, only the hollowed body was used to carry out a similar mechanical static stress analysis as before. The hollowed body withstood the same loads as exerted previously on the fully solid endo-prosthesis, but in this case, under greater (three-fold) stresses and displacements. It was orthological to assume that introducing the

stochastic Voronoi infill would not compromise the mechanical performance of the solid shell and would not lead to mechanical failure, as plastic deformation is unlikely since the cellular structure is stiffened by the solid shell, though this claim should have been verified by suitable extra simulations.

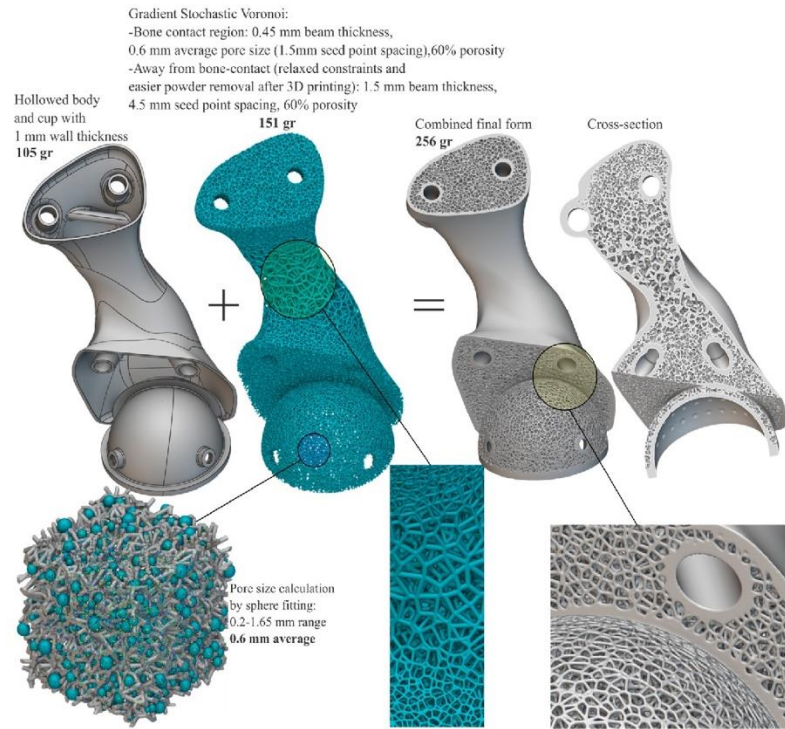


Figure 11. Mass and characteristics of the gradient stochastic Voronoi-optimized endo-prosthesis.

The total time to complete the embodiment and the detailed design was 3 days.

### 2.7. Step 12—Prototyping

Digital, virtual, and physical visualization was conducted for verification of all components of the solution (Figure 12). An anatomical model with a reamed acetabulum and flat-cut surfaces; a femoral head; a femoral head with a femoral stem and head inserted; a cemented cup; and prototypes of the cutting jig, reaming check tool, femoral head cutting jig, drilling jig—trial endo-prosthesis instrument, and endo-prosthesis were 3D-printed in three sessions using the Creality CR-10s 3D printer in 3 days and 13 h, 2 days and 4 h, and 22 h, consuming 663 g (ivory, EUR 23.2), 370 g (gray, EUR 13), and 280 g (black, EUR 10) ColorFabb PLA/PHA material, respectively. The total pre-processing and post-processing took 20 and 30 min, respectively. To better illustrate the details of the optimized endo-prosthesis, the Elegoo (Elegoo Inc., Shenzhen, China) Saturn S vat photopolymerization 3D printer and a clear plant-based photocurable resin were used. Chitubox Basic 1.9.4 (Chuangbide Technologies Co., Ltd., Shenzhen, China) was used to plan the process, which took 6 h, consuming 55 mL (EUR 3) of resin.



**Figure 12.** The 3D-printed prototype parts of the solution.

#### 2.8. Steps 13, 14, and 15—Final Meeting, Manufacturing, and Implantation

All characteristics of the solution were documented, a final meeting with all required parties was arranged for final approval as per the applicable legal and standard procedures, and labels (unique numbers) were embossed on the surface of each unique part. The off-the-shelf components (total hip arthroplasty, bone screws, K-wires) were readily available on the market for purchase, whereas all custom parts were sent to a contract manufacturer; i.e.,

1. The cutting jig and drilling jig-trial endo-prosthesis instrument with all metal inserts, the reaming check tool, and the femoral head cutting jig were ordered to be 3D-printed out of surgical-grade PA12 with a suitable powder-bed fusion technology (laser sintering). The total cost was EUR 380 for 6 working days and delivery.
2. The endo-prosthesis was ordered to be 3D-printed out of surgical-grade Ti-6Al-4V with a suitable powder-bed fusion technology (laser melting), followed by glass bead blasting for satin surface finish. The total cost was EUR 1800 for 6 working days and delivery.

Once received and before application, all parts were carefully inspected, cleaned, and sterilized to prevent infection by applying the most suitable method [71], as erroneous or inadequate cleaning, post-processing, sterilization, and packaging can have serious performance and safety consequences.

### 3. Results and Discussion

The COVID-19 pandemic catalyzed the need to adopt a new model that embraces digital health tools [72], including xR devices, 3D design software, and 3D printing. As the weaknesses of modern healthcare systems were revealed, and their capacity, supply, and workforce were challenged, 3D printing proved to have suitable characteristics and potential, providing a glimpse into the future of healthcare by enabling the decentralized (localized) manufacturing of personal protective equipment and other critical parts at the PoC [73] despite some safety concerns and challenges [74]. Similarly, patient-specific medical devices can be designed and/or manufactured just in time at the PoC at affordable costs and with short lead times, provided that suitable equipment and infrastructure exist [30].

The operation of a PoC unit lies at the intersection of healthcare providers, regulatory groups, engineers, and manufacturers who contribute to the common goal of providing high-quality and safe solutions to each unique patient. In the quest to establish PoC units, non-technical challenges (regulatory compliance, lack of directives, standards and quality management systems, need for skilled personnel, intellectual property, and digital security

issues) and technical limitations still hold 3D technologies from springboarding and should be addressed [8]. PoC units must establish their best practices by implementing quality management systems while also conforming to applicable regulations and standards. In the USA and the EU, custom-made emergency devices can be exempted from regulatory control by allowing authorized healthcare professionals to provide design input and take responsibility for the safety and performance of customized medical devices. However, because existing regulations and standards oversee the way medical devices are manufactured, 3D technologies need further guidance to establish quality control measures as numerous parameters might lead to a low-quality 3D-printed product, i.e., data preparation variables, design features, feedstock materials, process and 3D printer parameters, personnel, documentation, infrastructure, and post-processing. Therefore, appropriate quality management systems, including strategies and processes for addressing errors and improving consistency, are important to controlling and assuring quality and safety. Otherwise, the uncontrolled rapid growth of 3D technologies and the increasing complexity might put patients at increased risk of potential errors, decreased quality, and sub-optimal performance for the solution. Ultimately, the evolution and synthesis of regulations, quality management systems, and accessibility to 3D technologies will define the maturation of PoC patient-specific device development. As necessity drives invention and innovation, once the readiness of 3D technologies stops remaining under question, data protection issues are addressed, and costs in tandem with medical device development time are further reduced, their PoC incorporation will accelerate healthcare into intelligent formats capable of unlocking mass customization with high-quality end results and increased patient satisfaction.

A plethora of trade-offs can be made for PoC units in terms of software and hardware equipment; infrastructure and layout organizational structure; and personnel. PoC fabrications of end parts could eliminate reliance on external partners, potentially reducing costs; however, it is recommended that in-house 3D designs and 3D printing should be commenced only for prototyping and outsourcing end parts. Only if sufficient demand exists is it orthological to increase capacity and implement in situ final manufacturing. Investments should be rationalized and driven by clinical needs so that collaboratively developed solutions are clinically and scientifically relevant and ultimately beneficial for each unique patient.

The developed patient-specific solution was successfully prototyped at the PoC within an acceptable clinical time and cost frame. The end polymer and metallic parts that required high-cost industrial-grade systems were outsourced to external partners, but 3D-printing polymer anatomical models, surgical guides, and implant prototyping, along with xReality systems for pre-operative planning and intra-operative (non-navigation) purposes, can be implemented at relatively low initial capital investments and operating and maintenance costs. The most time-consuming tasks were found to be the 3D printing of anatomical models and all prototype parts of the solution, but since much faster, low-budget 3D printers are currently available in the market, the time can be considerably reduced.

The custom meta-(bio)material-by-design endo-prosthesis developed for pelvic reconstruction after tumor resection featured interconnected porous architectures with gradient pore size and beam thickness. The areas away from the bone had a larger pore size and thicker beams to facilitate better manufacturability and the removal of trapped and un-melted powder particles after laser-based powder-bed fusion 3D printing, while the bone-contact regions had values as recommended in the literature, e.g., ~60–70% porosity with ~0.6 mm pore size [66,67]. Numerous 3D-printed implantable devices featuring cellular architectures have been researched, commercialized, and cleared by the FDA [12,13], and postoperative follow-ups of such porous morphologies have been proven to have good short- and mid-term outcomes [3,75–77], including hemi-pelvic endo-prostheses that have shown good oncological and functional outcomes with stable fixation and good osseointegration without severe complications [78–84].

With 3D printing, standard, modular, and patient-specific parts can be materialized that cannot or are extremely difficult to make using traditional methodologies. On the other hand, 3D printing is not a panacea, as it is prone to challenges when biomimetic porous structures and fine details are involved. Hence, appropriate design rules for ensuring manufacturability using the selected 3D printing technology must be adopted to avoid differences between as-designed and as-3D-printed products [85]. Appropriate methods should be implemented for the powder-bed fusion 3D printing of metals [86] as multi-scale, multi-physics phenomena occur that might lead to structural defects and implications if sub-optimal processing parameters are selected [27,87,88]. For example, the de-powdering of un-melted and trapped powder particles after the completion of laser-based powder-bed fusion 3D printing is critical, as there is a risk of particles entering the patient's body; air-jetting followed by dry ultrasonic vibration and/or chemical etching is important [89]. In addition, if the surface finish, dimensional accuracy, and fatigue properties have to be improved, post-processing methods such as machining and heat treatments can be applied.

Toward this direction, algorithmically driven and machine learning methodologies powered by trained datasets and sourced from the libraries of previous cases with an emphasis on design manufacturing process optimization for the highest mechanical and biological performance are highly sought in order to minimize errors and defects [90]. As image data acquisition and processing and design and manufacturing techniques are streamlined in tandem with artificial intelligence methods for decision-making and automating processes, the range of applications will widen, and ultimately the reliance on large, centralized manufacturing plants and the maintenance of expensive supply networks might be reduced.

This case study had several limitations that will be researched in the future:

1. To better define the endo-prosthesis form and its fixation points, directions, and lengths, multi-modal CT, MRI, magnetic resonance neurography (MRN), and computed tomography angiography (CTA) imaging are required to account for neurovascular tissue [91,92].
2. Extra-mechanical simulations considering anisotropic and inhomogeneous bone tissue properties [93,94] and surrounding soft tissue; the threads of bone screws and their tightening reaction forces; and dynamic fatigue analyses should be executed by considering more loading scenarios such as direct impacts caused by sideways falls.
3. Regarding the mechanical performance of the spongy architectures, alternative functionally graded structures could be explored and simulated while also investigating local stress concentrations, contact phenomena, and deformation levels on the nodes and beams to ensure that these can withstand the exerted loads without failure. Ideally, cellular structures should be generated by simulation-driven multi-objective and multi-scale tools that account for spatial variations in parameters across parts, per se.
4. Research on coating substances that can be applied to the porous surface for bacterial-fighting and osseointegration-boosting activities.
5. More case studies should enrich the portfolio, and follow-ups must be reported.

Future research can be extended toward scaffold-based or scaffold-free bioprinting for bone grafting; multi-material 3D printing of hard-soft composites; 4D (bio)printing of stimuli-responsive materials; drug delivery systems that elute under control; and “instrumented” endo-prostheses capable of sensing, measuring, and reporting real-time physical quantities.

#### 4. Conclusions

Healthcare has traditionally been a non-engineering design and non-manufacturing sector, as neither design nor manufacturing usually takes place in situ. The entrance of 3D design and manufacturing technologies is transforming healthcare facilities into decentralized design and/or manufacturing sites. PoC units aiming at medical device development should be established accordingly to facilitate the symbiosis of healthcare professionals with skilled (bio)mechanical engineers to develop patient-specific devices at the PoC within acceptable lead times and costs.

Three-dimensional technologies are newly inserted tools into the modern digital cosmos of individualized healthcare delivery and introduce advanced abilities for delivering medical devices at the PoC with greater customization, innovation in design, cost-effectiveness, and high quality. Although related pitfalls are known to engineers, an increased awareness is suggested to explore and exploit the full potential of the 3D design–3D printing–xReality triad in realizing medical devices at the PoC under suitable quality management systems and as per the applicable regulations and standards.

**Author Contributions:** Conceptualization, I.I.M. and I.G.T.; methodology, I.I.M., I.G.T. and V.A.K.; software, I.I.M.; validation, V.A.K., O.D.S. and P.J.P.; formal analysis, V.A.K. and O.D.S.; investigation, I.I.M. and I.G.T.; resources, I.I.M. and P.J.P.; writing—original draft preparation, I.I.M. and I.G.T.; writing—review and editing, I.I.M., O.D.S. and P.J.P.; visualization, I.I.M.; supervision, V.A.K., O.D.S., and P.J.P.; project administration, I.I.M. and P.J.P. All authors have read and agreed to the published version of the manuscript.

**Funding:** This research received no external funding.

**Institutional Review Board Statement:** Not applicable.

**Informed Consent Statement:** Not applicable.

**Data Availability Statement:** No data are reported.

**Conflicts of Interest:** The authors declare no conflict of interest.

## References

- Özger, H.; Sim, F.; Puri, A.; Eralp, L. *Orthopedic Surgical Oncology for Bone Tumors*; Springer: Cham, Germany, 2022.
- Li, X.; Feng, Y.; Wang, C.; Li, G.; Lei, W.; Zhang, Z.; Wang, L. Evaluation of Biological Properties of Electron Beam Melted Ti6Al4V Implant with Biomimetic Coating In Vitro and In Vivo. *PLoS ONE* **2012**, *7*, e52049. [[CrossRef](#)] [[PubMed](#)]
- Regis, M.; Marin, E.; Fedrizzi, L.; Pressacco, M. Additive manufacturing of Trabecular Titanium orthopedic implants. *MRS Bull.* **2015**, *40*, 137–144. [[CrossRef](#)]
- Taniguchi, N.; Fujibayashi, S.; Takemoto, M.; Sasaki, K.; Otsuki, B.; Nakamura, T.; Matsushita, T.; Kokubo, T.; Matsuda, S. Effect of pore size on bone ingrowth into porous titanium implants fabricated by additive manufacturing: An in vivo experiment. *Mater. Sci. Eng. C* **2016**, *59*, 690–701. [[CrossRef](#)] [[PubMed](#)]
- ISO/ASTM 52900:2021; Additive Manufacturing—General Principles—Fundamentals and Vocabulary. ISO: Geneva, Switzerland, 2021.
- Gibson, I.; Rosen, D.; Stucker, B.; Khorasani, M. *Additive Manufacturing Technologies*, 3rd ed.; Springer: Cham, Germany, 2021.
- Wohlers Associates. *Wohlers Report: 3D Printing and Additive Manufacturing Global State of the Industry*; Wohlers Associates: Fort Collins, CO, USA, 2021.
- ASME. *Medical Additive Manufacturing/3D Printing: Year in Review 2019–2020*; ASME: New York, NY, USA, 2020.
- Ejnisman, L.; Gobbato, B.; de França Camargo, A.; Zancul, E. Three-Dimensional Printing in Orthopedics: From the Basics to Surgical Applications. *Curr. Rev. Musculoskelet. Med.* **2021**, *14*, 1–8. [[CrossRef](#)] [[PubMed](#)]
- Charbonnier, B.; Hadida, M.; Marchat, D. Additive manufacturing pertaining to bone: Hopes, reality and future challenges for clinical applications. *Acta Biomater.* **2021**, *121*, 1–28. [[CrossRef](#)] [[PubMed](#)]
- Salmi, M. Additive Manufacturing Processes in Medical Applications. *Materials* **2021**, *14*, 191. [[CrossRef](#)]
- Lowther, M.; Louth, S.; Davey, A.; Hussain, A.; Ginestra, P.; Carter, L.; Eisenstein, N.; Grover, L.; Cox, S. Clinical, industrial, and research perspectives on powder-bed fusion additively manufactured metal implants. *Addit. Manuf.* **2019**, *28*, 565–584. [[CrossRef](#)]
- Fogarasi, M.; Snodderly, K.L.; Di Prima, M.A. A survey of additive manufacturing trends for FDA-cleared medical devices. *Nat. Rev. Bioeng.* **2023**, *1*, 687–689. [[CrossRef](#)]
- Levesque, J.; Shah, A.; Ekhtiari, S.; Yan, J.; Thornley, P.; Williams, D. Three-dimensional printing in orthopaedic surgery: A scoping review. *EFORT Open Rev.* **2020**, *5*, 430–441. [[CrossRef](#)]
- Kermavnar, T.; Shannon, A.; O'Sullivan, K.; McCarthy, C.; Dunne, C.; O'Sullivan, L. Three-Dimensional Printing of Medical Devices Used Directly to Treat Patients: A Systematic Review. *3D Print. Addit. Manuf.* **2021**, *8*, 366–408. [[CrossRef](#)]
- Angelini, A.; Trovarelli, G.; Berizzi, A.; Pala, E.; Breda, A.; Ruggieri, P. Three-dimension-printed custom-made prosthetic reconstructions: From revision surgery to oncologic reconstructions. *Int. Orthop.* **2018**, *43*, 123–132. [[CrossRef](#)] [[PubMed](#)]
- Angelini, A.; Kotrych, D.; Trovarelli, G.; Szafranski, A.; Bohatyrewicz, A.; Ruggieri, P. Analysis of principles inspiring design of three-dimensional-printed custom-made prostheses in two referral centres. *Int. Orthop.* **2020**, *44*, 829–837. [[CrossRef](#)] [[PubMed](#)]
- Park, J.; Kang, H.; Kim, J.; Kim, H. New 3-dimensional implant application as an alternative to allograft in limb salvage surgery: A technical note on 10 cases. *Acta Orthop.* **2020**, *91*, 489–496. [[CrossRef](#)]
- Martelli, N.; Serrano, C.; van den Brink, H.; Pineau, J.; Prognon, P.; Borget, I.; El Batti, S. Advantages and disadvantages of 3-dimensional printing in surgery: A systematic review. *Surgery* **2016**, *159*, 1485–1500. [[CrossRef](#)]

20. Langridge, B.; Momin, S.; Coumbe, B.; Woin, E.; Griffin, M.; Butler, P. Systematic Review of the Use of 3-Dimensional Printing in Surgical Teaching and Assessment. *J. Surg. Educ.* **2018**, *75*, 209–221. [\[CrossRef\]](#)
21. Javaid, M.; Haleem, A. Additive manufacturing applications in orthopaedics: A review. *J. Clin. Orthop. Trauma* **2018**, *9*, 202–206. [\[CrossRef\]](#)
22. Kumar, L.; Haleem, A.; Javaid, M. Impact of three-dimensional printing in orthopedics. *J. Glob. Health* **2021**, *5*, 178–182. [\[CrossRef\]](#)
23. Goh, G.D.; Sing, S.L.; Lim, Y.; Thong, J.; Peh, Z.; Mogali, S.R.; Yeong, W.Y. Machine learning for 3D printed multi-materials tissue-mimicking anatomical models. *Mater. Des.* **2021**, *211*, 110125. [\[CrossRef\]](#)
24. Bezek, L.B.; Cauchi, M.P.; De Vita, R.; Foerst, J.R.; Williams, C.B. 3D printing tissue-mimicking materials for realistic transeptal puncture models. *J. Mech. Behav. Biomed. Mater.* **2020**, *110*, 103971. [\[CrossRef\]](#)
25. Brachet, A.; Belžek, A.; Furtak, D.; Geworgjan, Z.; Tulej, D.; Kulczycka, K.; Karpiński, R.; Maciejewski, M.; Baj, J. Application of 3D Printing in Bone Grafts. *Cells* **2023**, *12*, 859. [\[CrossRef\]](#)
26. Benedetti, M.; du Plessis, A.; Ritchie, R.; Dallago, M.; Razavi, S.; Berto, F. Architected cellular materials: A review on their mechanical properties towards fatigue-tolerant design and fabrication. *Mater. Sci. Eng. Rep.* **2021**, *144*, 100606. [\[CrossRef\]](#)
27. McGregor, M.; Patel, S.; McLachlin, S.; Vlasea, M. Architectural bone parameters and the relationship to titanium lattice design for powder-bed fusion additive manufacturing. *Addit. Manuf.* **2021**, *47*, 102273. [\[CrossRef\]](#)
28. Frizziero, L.; Santi, G.; Liverani, A.; Giuseppetti, V.; Trisolino, G.; Maredi, E.; Stili, S. Paediatric Orthopaedic Surgery with 3D Printing: Improvements and Cost Reduction. *Symmetry* **2019**, *11*, 1317. [\[CrossRef\]](#)
29. Pajot, T.; Benichou, L.; Moreau, E.; Tallon, V.; Meningaud, J.; Khonsari, R.; Ketoff, S. Implementation of a digital chain for the design and manufacture of implant-based surgical guides in a hospital setting. *J. Stomatol. Oral Maxillofac. Surg.* **2020**, *121*, 347–351. [\[CrossRef\]](#) [\[PubMed\]](#)
30. Teo, A.; Ng, D.; Lee, P.; O'Neill, G. Point-of-Care 3D Printing: A Feasibility Study of Using 3D Printing for Orthopaedic Trauma. *Injury* **2021**, *52*, 3286–3292. [\[CrossRef\]](#) [\[PubMed\]](#)
31. Popescu, D.; Marinescu, R.; Sandache, O. Upper Limbs Orthoses Production in 3D Printing Points-of-Care. In Proceedings of the 2021 International Conference on e-Health and Bioengineering (EHB), Iasi, Romania, 18–19 November 2021; pp. 1–4.
32. Calvo-Haro, J.; Pascau, J.; Asencio-Pascual, J.; Calvo-Manuel, F.; Cancho-Gil, M.; Del Cañizo López, J.; Fanjul-Gómez, M.; Garcia-Leal, R.; González-Casaurrán, G.; González-Leyte, M.; et al. Point-of-care manufacturing: A single university hospital's initial experience. *3D Print. Med.* **2021**, *7*, 11. [\[CrossRef\]](#) [\[PubMed\]](#)
33. Keller, M.; Guebeli, A.; Thieringer, F.; Honigmann, P. In-hospital professional production of patient-specific 3D-printed devices for hand and wrist rehabilitation. *Hand Surg. Rehabil.* **2021**, *40*, 126–133. [\[CrossRef\]](#) [\[PubMed\]](#)
34. Honigmann, P.; Sharma, N.; Schumacher, R.; Rueegg, J.; Haefeli, M.; Thieringer, F. In-Hospital 3D Printed Scaphoid Prosthesis Using Medical-Grade Polyetheretherketone (PEEK) Biomaterial. *Biomed Res. Int.* **2021**, *2021*, 1301028. [\[CrossRef\]](#)
35. Andrés-Cano, P.; Calvo-Haro, J.; Fillat-Gomà, F.; Andrés-Cano, I.; Perez-Mañanes, R. Role of the orthopaedic surgeon in 3D printing: Current applications and legal issues for personalized medicine. *Rev. Esp. Cir. Ortop. Traumatol.* **2021**, *65*, 138–151. [\[CrossRef\]](#)
36. Czyżewski, W.; Jachimczyk, J.; Hoffman, Z.; Szymoniuk, M.; Litak, J.; Maciejewski, M.; Kura, K.; Rola, R.; Torres, K. Low-Cost Cranioplasty—A Systematic Review of 3D Printing in Medicine. *Materials* **2022**, *15*, 4731. [\[CrossRef\]](#)
37. Han, J.; Kang, H.; Kim, M.; Kwon, G. Mapping the intellectual structure of research on surgery with mixed reality: Bibliometric network analysis (2000–2019). *J. Biomed. Inform.* **2020**, *109*, 103516. [\[CrossRef\]](#) [\[PubMed\]](#)
38. Walbron, P.; Common, H.; Thomazeau, H.; Hosseini, K.; Peduzzi, L.; Bulaid, Y.; Sirveaux, F. Virtual reality simulator improves the acquisition of basic arthroscopy skills in first-year orthopedic surgery residents. *Orthop. Traumatol. Surg. Res.* **2020**, *106*, 717–724. [\[CrossRef\]](#) [\[PubMed\]](#)
39. Gerup, J.; Soerensen, C.; Dieckmann, P. Augmented reality and mixed reality for healthcare education beyond surgery: An integrative review. *Int. J. Med. Educ.* **2020**, *11*, 1. [\[CrossRef\]](#) [\[PubMed\]](#)
40. Tang, Y.; Chau, K.; Kwok, A.; Zhu, T.; Ma, X. A systematic review of immersive technology applications for medical practice and education—Trends, application areas, recipients, teaching contents, evaluation methods, and performance. *Educ. Res. Rev.* **2022**, *35*, 100429. [\[CrossRef\]](#)
41. Jud, L.; Fotouhi, J.; Andronic, O.; Aichmair, A.; Osgood, G.; Navab, N.; Farshad, M. Applicability of augmented reality in orthopedic surgery—A systematic review. *BMC Musculoskelet. Disord.* **2020**, *21*, 103. [\[CrossRef\]](#) [\[PubMed\]](#)
42. Casari, F.; Navab, N.; Hruba, L.; Kriechling, P.; Nakamura, R.; Tori, R.; de Lourdes dos Santos Nunes, F.; Queiroz, M.; Fürtstahl, P.; Farshad, M. Augmented Reality in Orthopedic Surgery Is Emerging from Proof of Concept Towards Clinical Studies: A Literature Review Explaining the Technology and Current State of the Art. *Curr. Rev. Musculoskelet. Med.* **2021**, *14*, 192–203. [\[CrossRef\]](#)
43. Pratt, P.; Ives, M.; Lawton, G.; Simmons, J.; Radev, N.; Spyropoulou, L.; Amiras, D. Through the HoloLens™ looking glass: Augmented reality for extremity reconstruction surgery using 3D vascular models with perforating vessels. *Eur. Radiol. Exp.* **2018**, *2*, 2. [\[CrossRef\]](#)
44. Al Janabi, H.; Aydin, A.; Palaneer, S.; Macchione, N.; Al-Jabir, A.; Khan, M.; Dasgupta, P.; Ahmed, K. Effectiveness of the HoloLens mixed-reality headset in minimally invasive surgery: A simulation-based feasibility study. *Surg. Endosc.* **2019**, *34*, 1143–1149. [\[CrossRef\]](#)
45. Peh, S.; Chatterjea, A.; Pfarr, J.; Schäfer, J.; Weuster, M.; Klüter, T.; Seekamp, A.; Lippross, S. Accuracy of augmented reality surgical navigation for minimally invasive pedicle screw insertion in the thoracic and lumbar spine with a new tracking device. *Spine J.* **2020**, *20*, 629–637. [\[CrossRef\]](#)

46. Elmi-Terander, A.; Burström, G.; Nachabé, R.; Fagerlund, M.; Ståhl, F.; Charalampidis, A.; Edström, E.; Gerdhem, P. Augmented reality navigation with intraoperative 3D imaging vs fluoroscopy-assisted free-hand surgery for spine fixation surgery: A matched-control study comparing accuracy. *Sci. Rep.* **2020**, *10*, 707. [CrossRef]
47. Tanji, A.; Nagura, T.; Iwamoto, T.; Matsumura, N.; Nakamura, M.; Matsumoto, M.; Sato, K. Total elbow arthroplasty using an augmented reality-assisted surgical technique. *J. Shoulder Elb. Surg.* **2022**, *31*, 175–184. [CrossRef] [PubMed]
48. Pahl, G.; Beitz, W.; Feldhusen, J.; Grote, K. *Engineering Design*, 3rd ed.; Springer: London, UK, 2007.
49. Floriane, L.; Frédéric, S.; Gianluca, D.; Marc, L. Enriching design with X through tailored additive manufacturing knowledge: A methodological proposal. *Int. J. Interact. Des. Manuf.* **2016**, *11*, 279–288. [CrossRef]
50. Kranz, J.; Herzog, D.; Emmelmann, C. Design guidelines for laser additive manufacturing of lightweight structures in TiAl6V4. *J. Laser Appl.* **2015**, *27*, S14001. [CrossRef]
51. Diegel, O.; Nordin, A.; Motte, D. *A Practical Guide to Design for Additive Manufacturing*; Springer: London, UK, 2019.
52. British Design Council. Available online: [https://www.designcouncil.org.uk/fileadmin/uploads/dc/Documents/ElevenLessons\\_Design\\_Council%2520%25282%2529.pdf](https://www.designcouncil.org.uk/fileadmin/uploads/dc/Documents/ElevenLessons_Design_Council%2520%25282%2529.pdf) (accessed on 8 December 2023).
53. Biomimicry Institute. Available online: <https://toolbox.biomimicry.org/methods/> (accessed on 8 December 2023).
54. Enneking, W.; Dunham, W. Resection and reconstruction for primary neoplasms involving the innominate bone. *J. Bone Jt. Surg.* **1978**, *60*, 731–746. [CrossRef]
55. Fedorov, A.; Beichel, R.; Kalpathy-Cramer, J.; Finet, J.; Fillion-Robin, J.C.; Pujol, S.; Bauer, C.; Jennings, D.; Fennessy, F.; Sonka, M.; et al. 3D Slicer as an Image Computing Platform for the Quantitative Imaging Network. *Magn. Reson. Imaging* **2012**, *30*, 1323–1341. [CrossRef] [PubMed]
56. Cignoni, P.; Callieri, M.; Corsini, M.; Dellepiane, M.; Ganovelli, F.; Ranzuglia, G. MeshLab: An Open-Source Mesh Processing Tool. In Proceedings of the Sixth Eurographics Italian Chapter Conference, Salerno, Italy, 2–4 July 2008; pp. 129–136.
57. Sharma, A.K.; Cizmic, Z.; Dennis, D.A.; Kreuzer, S.W.; Miranda, M.A.; Vigdorichik, J.M. Low dislocation rates with the use of patient-specific “Safe zones” in total hip arthroplasty. *J. Orthop.* **2021**, *21*, 41–48. [CrossRef] [PubMed]
58. Wasielewski, R.; Cooperstein, L.; Kruger, M.; Rubash, H. Acetabular anatomy and the transacetabular fixation of screws in total hip arthroplasty. *J. Bone Jt. Surg.* **1990**, *72*, 501–508. [CrossRef]
59. Wu, C.; Deng, J.; Pan, J.; Li, T.; Tan, L.; Yuan, D. Anatomical conditions and patient-specific locked navigation templates for transverse sacroiliac screw placement: A retrospective study. *J. Orthop. Surg. Res.* **2020**, *15*, 260. [CrossRef]
60. Hasegawa, K.; Kabata, T.; Kajino, Y.; Inoue, D.; Tsuchiya, H. Periprosthetic Occult Fractures of the Acetabulum Occur Frequently During Primary THA. *Clin. Orthop. Relat. Res.* **2017**, *475*, 484–494. [CrossRef]
61. Hsu, T.; Chang, H.; Huang, L.; Zobitz, E.; Chen, P.; Lai, A.; An, N. The number of screws, bone quality, and friction coefficient affect acetabular cup stability. *Med. Eng. Phys.* **2007**, *29*, 1089–1095. [CrossRef]
62. Ravera, P.; Crespo, J.; Guarnieri, A.; Braidot, A. Stress in human pelvis throughout the gait cycle: Development, evaluation, and sensitivity studies of a finite element model. In Proceedings of the IFMBE Proceedings, Toronto, ON, Canada, 7–12 June 2015; pp. 246–249.
63. Ricci, P.L.; Maas, S.; Kelm, J.; Gerich, T. Finite element analysis of the pelvis including gait muscle forces: An investigation into the effect of Rami fractures on load transmission. *J. Exp. Orthop.* **2018**, *5*, 33. [CrossRef] [PubMed]
64. Bergmann, G.; Bender, A.; Dymke, J.; Duda, G.; Damm, P. Standardized loads acting in hip implants. *PLoS ONE* **2016**, *11*, e0155612. [CrossRef] [PubMed]
65. Bergmann, G.; Graichen, F.; Rohlmann, A. Hip joint contact forces during stumbling. *Langenbeck's Arch. Surg.* **2004**, *389*, 53–59. [CrossRef] [PubMed]
66. Tan, X.; Tan, Y.; Chow, C.; Tor, S.; Yeong, W. Metallic powder-bed based 3D printing of cellular scaffolds for orthopaedic implants: A state-of-the-art review on manufacturing, topological design, mechanical properties and biocompatibility. *Mater. Sci. Eng. C* **2017**, *76*, 1328–1343. [CrossRef] [PubMed]
67. Barba, D.; Alabort, E.; Reed, R. Synthetic bone: Design by additive manufacturing. *Acta Biomater.* **2019**, *97*, 637–656. [CrossRef] [PubMed]
68. Mueller, J.; Matlack, K.; Shea, K.; Daraio, C. Energy Absorption Properties of Periodic and Stochastic 3D Lattice Materials. *Adv. Theory Simul.* **2019**, *2*, 1900081. [CrossRef]
69. Benedetti, M.; Klarin, J.; Johansson, F.; Fontanari, V.; Luchin, V.; Zappini, G.; Molinari, A. Study of the Compression Behaviour of Ti6Al4V Trabecular Structures Produced by Additive Laser Manufacturing. *Materials* **2019**, *12*, 1471. [CrossRef]
70. Yang, E.; Leary, M.; Lozanovski, B.; Downing, D.; Mazur, M.; Sarker, A.; Khorasani, A.; Jones, A.; Maconachie, T.; Bateman, S.; et al. Effect of geometry on the mechanical properties of Ti-6Al-4V Gyroid structures fabricated via SLM: A numerical study. *Mater. Des.* **2019**, *184*, 108165. [CrossRef]
71. Aguado-Maestro, I.; De Frutos-Serna, M.; González-Nava, A.; Merino-De Santos, A.; García-Alonso, M. Are the common sterilization methods completely effective for our in-house 3D printed biomodels and surgical guides? *Injury* **2021**, *52*, 1341–1345. [CrossRef]
72. Bini, S.; Schilling, P.; Patel, S.; Kalore, N.; Ast, M.; Maratt, J.; Schuett, D.; Lawrie, C.; Chung, C.; Steele, G. Digital Orthopaedics: A Glimpse into the Future in the Midst of a Pandemic. *J. Arthroplast.* **2020**, *35*, 68–73. [CrossRef]
73. Vakharia, V.; Khan, S.; Marathe, K.; Giannis, T.; Webber, L.; Choi, D. Printing in a Pandemic: 3D printing solutions for healthcare during COVID-19. A Protocol for a PRISMA systematic review. *Ann. 3D Print. Med.* **2021**, *2*, 100015. [CrossRef]



74. Singh, S.N.; Venkatesh, V.S.; Deoghare, A.B. A review on the role of 3D printing in the fight against COVID-19: Safety and challenges. *Rapid Prototyp. J.* **2021**, *27*, 407–420. [[CrossRef](#)]
75. Dall'Ava, L.; Hothi, H.; Henckel, J.; Di Laura, A.; Tirabosco, R.; Eskelinen, A.; Skinner, J.; Hart, A. Osseointegration of retrieved 3D-printed, off-the-shelf acetabular implants. *Bone Jt. Res.* **2021**, *10*, 388–400. [[CrossRef](#)] [[PubMed](#)]
76. Geng, X.; Li, Y.; Li, F.; Wang, X.; Zhang, K.; Liu, Z.; Tian, H. A new 3D printing porous trabecular titanium metal acetabular cup for primary total hip arthroplasty: A minimum 2-year follow-up of 92 consecutive patients. *J. Orthop. Surg. Res.* **2020**, *15*, 383. [[CrossRef](#)] [[PubMed](#)]
77. Huang, Y.; Zhou, Y.; Tian, H.; Wang, J.; Liu, W.; Li, H. Minimum 7-year Follow-up of A Porous Coated Trabecular Titanium Cup Manufactured with Electron Beam Melting Technique in Primary Total Hip Arthroplasty. *Orthop. Surg.* **2021**, *13*, 817–824. [[CrossRef](#)]
78. Wang, J.; Min, L.; Lu, M.; Zhang, Y.; Wang, Y.; Luo, Y.; Zhou, Y.; Duan, H.; Tu, C. What are the Complications of Three-dimensionally Printed, Custom-made, Integrative Hemipelvic Endoprostheses in Patients with Primary Malignancies Involving the Acetabulum, and What is the Function of These Patients? *Clin. Orthop. Relat. Res.* **2020**, *478*, 2487–2501. [[CrossRef](#)]
79. Han, Q.; Zhang, K.; Zhang, Y.; Wang, C.; Yang, K.; Zou, Y.; Chen, B.; Wang, J. Individual resection and reconstruction of pelvic tumor with three-dimensional printed customized hemi-pelvic prosthesis. *Medicine* **2019**, *98*, e16658. [[CrossRef](#)]
80. Durand-Hill, M.; Henckel, J.; Di Laura, A.; Hart, A. Can custom 3D printed implants successfully reconstruct massive acetabular defects? A 3D-CT assessment. *J. Orthop. Res.* **2020**, *38*, 2640–2648. [[CrossRef](#)]
81. Cao, J.; Zhu, H.; Gao, C. A Systematic Review and Meta-Analysis of 3D Printing Technology for the Treatment of Acetabular Fractures. *BioMed Res. Int.* **2021**, *2021*, 5018791. [[CrossRef](#)]
82. Hu, X.; Chen, Y.; Cai, W.; Cheng, M.; Yan, W.; Huang, W. Computer-Aided Design and 3D Printing of Hemipelvic Endoprosthesis for Personalized Limb-Salvage Reconstruction after Periacetabular Tumor Resection. *Bioengineering* **2022**, *18*, 400. [[CrossRef](#)]
83. Xu, S.; Guo, Z.; Shen, Q.; Peng, Y.; Li, J.; Li, S.; He, P.; Jiang, Z.; Que, Y.; Cao, K.; et al. Reconstruction of Tumor-Induced Pelvic Defects with Customized, Three-Dimensional Printed Prostheses. *Front. Oncol.* **2022**, *12*, 935059. [[CrossRef](#)] [[PubMed](#)]
84. Khal, A.A.; Apostu, D.; Schiau, C.; Bejinariu, N.; Pesenti, S.; Jouve, J.L. Custom-Made 3D-Printed Prosthesis after Resection of a Voluminous Giant Cell Tumour Recurrence in Pelvis. *Diagnostics* **2023**, *13*, 485. [[CrossRef](#)] [[PubMed](#)]
85. Vaneker, T.; Bernard, A.; Moroni, G.; Gibson, I.; Zhang, Y. Design for Additive Manufacturing: Framework and methodology. *CIRP Ann. Manuf. Technol.* **2020**, *69*, 578–599. [[CrossRef](#)]
86. Davoodi, E.; Montazerian, H.; Mirhakimi, A.; Zhianmanesh, M.; Ibadode, O.; Shahabad, S.; Esmailizadeh, R.; Sarikhani, E.; Toorandaz, S.; Sarabi, S.A.; et al. Additively manufactured metallic biomaterials. *Bioact. Mater.* **2022**, *15*, 214–249. [[CrossRef](#)] [[PubMed](#)]
87. Maconachie, T.; Leary, M.; Lozanovski, B.; Zhang, X.; Qian, M.; Faruque, O.; Brandt, M. SLM lattice structures: Properties, performance, applications and challenges. *Mater. Des.* **2019**, *183*, 108137. [[CrossRef](#)]
88. Chen, L.; Liang, S.; Liu, Y.; Zhang, L. Additive manufacturing of metallic lattice structures: Unconstrained design, accurate fabrication, fascinating performances, and challenges. *Mater. Sci. Eng. Rep.* **2021**, *146*, 100648. [[CrossRef](#)]
89. Khrapov, D.; Paveleva, A.; Kozadayeva, M.; Evsevlev, S.; Mishurova, T.; Bruno, G.; Surmenev, R.; Koptuyg, A.; Surmeneva, M. Trapped powder removal from sheet-based porous structures based on triply periodic minimal surfaces fabricated by electron beam powder bed fusion. *Mater. Sci. Eng. A* **2023**, *862*, 144479. [[CrossRef](#)]
90. Jin, Z.; Zhang, Z.; Demir, K.; Gu, G. Machine Learning for Advanced Additive Manufacturing. *Matter* **2020**, *3*, 1541–1556. [[CrossRef](#)]
91. Park, J.; Kwon, H.; Lee, W.; Yang, I.; Park, K. Anthropometric Measurement About the Safe Zone for Transacetabular Screw Placement in Total Hip Arthroplasty in Asian Middle-Aged Women: In Vivo Three-Dimensional Model Analysis. *J. Arthroplast.* **2021**, *36*, 744–751. [[CrossRef](#)]
92. Yu, Z.; Zhang, W.; Fang, X.; Tu, C.; Duan, H. Pelvic Reconstruction with a Novel Three-Dimensional-Printed, Multimodality Imaging Based Endoprosthesis Following Enneking Type I + IV Resection. *Front. Oncol.* **2021**, *11*, 629582. [[CrossRef](#)]
93. Helgason, B.; Perilli, E.; Schileo, E.; Taddei, F.; Brynjólfsson, S.; Viceconti, M. Mathematical relationships between bone density and mechanical properties: A literature review. *Clin. Biomech.* **2008**, *23*, 135–146. [[CrossRef](#)] [[PubMed](#)]
94. Vivanco, F.; Burgers, A.; García-Rodríguez, S.; Crookshank, M.; Kunz, M.; MacIntyre, J.; Harrison, M.; Bryant, T.; Sellens, W.; Ploeg, L. Estimating the density of femoral head trabecular bone from hip fracture patients using computed tomography scan data. *Proc. Inst. Mech. Eng. Part H J. Med. Eng.* **2014**, *228*, 616–626. [[CrossRef](#)] [[PubMed](#)]

**Disclaimer/Publisher's Note:** The statements, opinions and data contained in all publications are solely those of the individual author(s) and contributor(s) and not of MDPI and/or the editor(s). MDPI and/or the editor(s) disclaim responsibility for any injury to people or property resulting from any ideas, methods, instructions or products referred to in the content.



## 3D-printed glenoid implant reconstruction, after partial scapulectomy for malignant tumors: a case series

Ioannis G. Trikoupis<sup>1</sup> · Ioannis I. Mavrodontis<sup>1</sup> · Dimitrios V. Papadopoulos<sup>2</sup> · Stavros D. Goumenos<sup>1</sup> · Dimitrios A. Georgoulis<sup>1</sup> · Panagiotis Gavriil<sup>1</sup> · Dimitra Melissaridou<sup>1</sup> · Olga D. Savvidou<sup>1</sup> · Vasileios A. Kontogeorgakos<sup>1</sup> · Panayiotis J. Papagelopoulos<sup>1</sup>

Received: 28 October 2023 / Accepted: 18 January 2024  
© The Author(s) 2024

### Abstract

**Purpose** Glenoid tumors are extremely rare, and reconstruction remains very challenging. The aim of this study is to present the clinical and functional outcomes, of a new glenoid reconstruction method using 3-dimensional-printed implant.

**Methods** Four patients with primary glenoid tumors underwent reconstruction using 3-dimensional-printed glenoid implant linked with reverse shoulder arthroplasty. We retrospectively reviewed the clinical and functional outcome, using MSTS and DASH score, as well as complications' rate.

**Results** Wide excision was achieved in all patients. No local recurrence or distant metastasis was diagnosed at the follow-up period. The mean MSTS score was 80.5%, and DASH score was 15.2%. According to Hendersons' classification, there were no postoperative complications.

**Conclusion** The use of 3-dimensional-printed implants, can be a very reliable solution with satisfying clinical and functional outcomes for reconstruction, in patients with musculoskeletal malignancies of the glenoid.

*Level of evidence* IV Treatment Study.

**Keywords** 3D-printed implants · Partial scapulectomy · Glenoid tumor

### Introduction

Although shoulder girdle area is the third most common anatomic location for musculoskeletal malignancies, scapular bone and soft tissue tumors are extremely rare [1]. The most common histopathological type of scapular malignancies

Ioannis G. Trikoupis and Ioannis I. Mavrodontis have contributed equally to this work.

✉ Panayiotis J. Papagelopoulos  
pjorthopedic@gmail.com

Ioannis G. Trikoupis  
giannistrikoupis@gmail.com

Ioannis I. Mavrodontis  
i.i.mavrodontis@gmail.com

Dimitrios V. Papadopoulos  
di\_papadopoulos@yahoo.gr

Stavros D. Goumenos  
stgoumenos@gmail.com

Dimitrios A. Georgoulis  
jim.georgoulis@gmail.com

Panagiotis Gavriil  
gavriilpan@gmail.com

Dimitra Melissaridou  
dimitramelissaridi@gmail.com

Olga D. Savvidou  
olgasavvidou@gmail.com

Vasileios A. Kontogeorgakos  
vaskonto@gmail.com

<sup>1</sup> First Department of Orthopedic Surgery and Traumatology, National and Kapodistrian University of Athens, School of Medicine, "ATTIKON" University General Hospital, Rimini 1, Chaidari, 12462 Athens, Greece

<sup>2</sup> Second Department of Orthopedics, National and Kapodistrian University of Athens, 'Agia Olga' Hospital, Th. Konstantopoulou 3-5, Nea Ionia, 14233 Athens, Greece

include chondrosarcoma in adults, followed by Ewing sarcoma in children and young adolescents [2–5].

The development of endoprosthetic implants for the reconstruction of the resected bone tumors offered a reliable alternative to interscapular-thoracic resection (Tikhoff–Linberg operation) following total scapulectomy, providing better functional outcomes of these patients [6]. Recent advances in prostheses design offered an individualized strategy for every patient, thus nowadays endoprosthetic reconstruction is considered the gold standard for the surgical management of scapular tumors [1, 4, 7, 8].

However, surgical treatment of glenoid tumors remains controversial. Although partial scapulectomy and reconstruction using allografts or allograft-prosthetic composites is the mainstay for the management of glenoid tumors, the clinical results are suboptimal [5, 7, 9, 10]. Alone soft tissue reconstruction is another option for certain patients with preservation of the glenoid [11, 12]. 3D-printed implants have been widely used in orthopedic oncology over the past decade [13]. These implants are designed to reconstruct complex bone deficits in areas, such as the talus or calcaneus, the forearm, and the pelvic ring bones. Although larger studies are needed, the functional outcomes of these implants are promising [13–18].

The purpose of this study is to evaluate the short-term clinical and functional outcomes of en bloc resection and reconstruction using 3D-printed implant for the management of localized primary glenoid tumors.

## Patients and methods

A retrospective observational study of prospectively collected data was performed between 2018 and 2021, including patients who underwent partial scapulectomy and reconstruction using 3D-printed implant for the treatment of localized glenoid tumors. All patients had extensive glenoid resection, including the glenoid fossa and the neck of the scapula. The study received approval by the Institutional Board Review, while an informed consent was obtained from all patients. The minimum follow-up period is 12 months.

All patients underwent preoperative CT-guided needle biopsy and histopathological confirmation of the lesion. Imaging evaluation included CT and MRI of the shoulder for tumor staging, and the treatment strategy was discussed and planned in accordance with the multidisciplinary tumor board of the hospital. Four patients were diagnosed with chondrosarcoma. In one patient with chondrosarcoma, the tumor was a local recurrence following curettage and cementation, and the recurrence occurred two years postoperatively. For the preoperative planning, high-resolution CT scan and MRI were performed [19] (Figs. 1, 2). According to the Malawer surgical classification system for shoulder girdle resections, one patient underwent extraarticular Type V resection and the remaining 3, intraarticular Type III partial scapulectomy [20]. The MUTARS® (Implantcast GmbH, Buxtehude, Germany) glenoid prosthesis and a reverse shoulder prosthesis were used for the reconstruction of glenoid and proximal humerus (Figs. 3, 4). In two patients, due to the extensive involvement of soft tissue, constrained liners



Fig. 1 Preoperative T2 signal MRI of 56-year-old patient with a recurrent Grade 2 Chondrosarcoma of glenoid (A) and coracoid process (B)

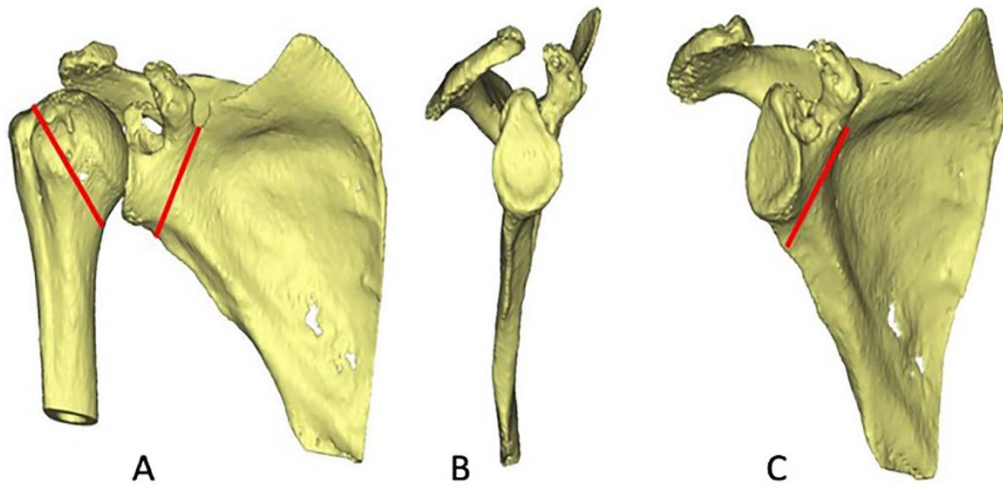


Fig. 2 3D-reconstruction of the preoperative CT-scan of the right shoulder. Osteotomy planning in anterior (A), coronal (B) and posterior view (C) of the scapula

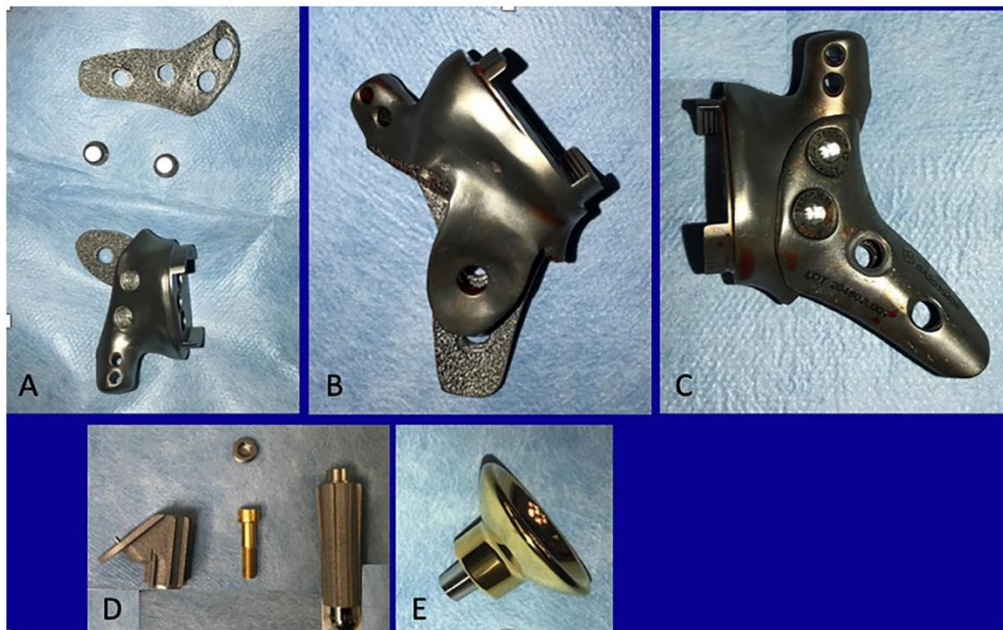
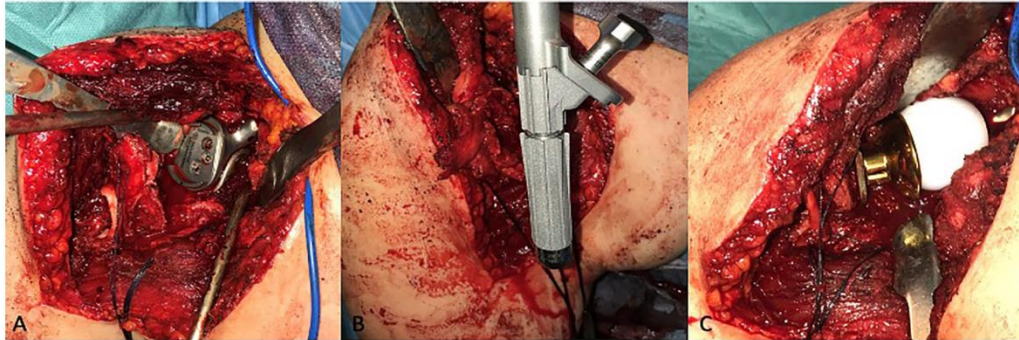


Fig. 3 Final implant design. Modular fixation plate (A). Posterior (B) and anterior (C) view of the implant after plate assembling. Proximal humerus implants, humeral stem (D) and inverse cup (E)



**Fig. 4** Custom made glenoid implant in place after tumor resection (A), proximal humerus stem insertion in the humeral canal (B) and the final reduction of the humerus to the glenosphere (C)

were used, to increase the stability of the shoulder and to reduce the possibility of subluxation.

All patients underwent postoperative imaging including plain radiographs and MRI scan to evaluate implant fixation and local recurrence (Fig. 5). Clinical examination was performed to evaluate the postoperative shoulder range of motion (ROM) and the overall functional outcomes. The functional outcomes were assessed through the MSTS (Musculoskeletal Tumor Society Score) and DASH (Disabilities of the Arm Shoulder and Hand) scores [21, 22]. Moreover, patients were asked for their level of satisfaction (very satisfied, satisfied, moderate and poorly satisfied) [23]. Last, the presence of any complications based on the Henderson's classification system [24] was documented.

Overall, 4 patients were included in this study. There were 2 male patients and 2 females, while the mean age at the time of surgery was 56 (range 48–62) years. Wide resection with negative surgical margins was achieved in all patients according to the pathological examination of the surgical specimens, while the deltoid muscle along with the axillary nerve were preserved in all cases. The mean duration of surgery was 152.5 (range 110–200 min) minutes. The median follow-up period was 22 months (range 12–28 months).

## Results

There were no local recurrences or distant metastases during the follow-up period in any of the included patients. Moreover, there were no postoperative complications based on the Henderson's Classification System, and no patient required reoperation.



**Fig. 5** Plain radiograph of the right shoulder 28 months postoperatively

In terms of the functional outcome, the median MSTS score was 80.5% (range 65–94%) and the median DASH score was 15.2% (range 7.5–32.5%). Regarding the postoperative ROM at the latest follow-up, the median active

**Table 1** Patients characteristics and functional outcome

Patient	Age	Surgery Time	MSTS	DASH	Abduction	Flexion	Liner
1	48	120	65	32.5	30	25	Constrained
2	56	110	94	7.5	120	110	Conventional
3	58	180	75	11.7	65	45	Constrained
4	62	200	88	9.2	100	100	Conventional

shoulder abduction was 78.75° (range 30–120), and the median active forward flexion was 70° (range 25–110). Three patients were very satisfied with the functional outcome of the procedure, while one was moderately satisfied (Table 1).

## Discussion

Custom made 3D-printed prostheses have been recently introduced in tumor surgery and offer a patient's specific alternative reconstructive option. These implants are used to reconstruct complex bone defects following wide excision of musculoskeletal malignancies [25–27]. In our study, customized glenoid endoprosthesis combined with reverse shoulder arthroplasty were used to reconstruct the shoulder girdle and to restore the normal functional of the upper limb after extraarticular Malawer V type resections. The complication rate in our study was low during the short-term follow up, while the range of motion and the functional scores were significantly improved.

Studies regarding glenoid tumors are very limited. Capanna et al. retrospectively reviewed 12 patients who underwent transglenoid resection and reconstruction using prostheses. Although the authors of this study reported that the functional outcomes for this method were better compared to the traditional Tikhoff–Linberg procedure, the overall functional outcome was characterized as fair by most patients, while 25% of the patients underwent hardware removal due to infection [28]. Mnaymneh et al. reported good functional outcomes and a low complication rate using allograft reconstruction after resection of scapula sarcomas. However, in all 6 patients of this study, the rotator cuff muscles were preserved [10]. Similar outcomes were also reported by Zhang et al in 7 patients who underwent reconstruction with allograft [5]. In another study reported by Tsuda evaluated 21 patients who underwent Type V scapular resection followed by reconstruction with proximal humerus endoprosthesis and capture of the prosthesis head to the remaining scapula with either trevira tubes (Implantcast, Germany) or a Mersilene mesh (Ethicon) [29]. The postoperative functional outcomes were poor, while patients were not able to actively elevate their limb. Glenoid tumors are, and although wide excision of these localized lesions can be readily achieved, reconstruction of the residual bone

defects is still very challenging [3]. Traditionally, resection of glenoid tumors is associated with poor functional outcomes [5]. The commonly used reconstructive methods include allografts and APCs with comparable results with regard to the functional outcomes and the complications rate. Although these reconstructive methods can result in an acceptable restoration of the upper limb function, they have been associated with a high complication rate (periprosthetic fractures, collapse and non-unions) [2, 3, 10]. Unfortunately, due to the rarity of these tumors, there are no high-quality studies to evaluate whether one reconstructive method is associated with better results compared to another one.

This study has also limitations. This is a retrospective study including a small number of patients with a short-term follow-up. However, due to the rarity of this tumors, there are only few studies evaluating these tumors with similar populations, while our study describes a novel reconstruction method, using 3D-printed implants that seems to offer better functional results.

3D printed, custom made glenoid prosthesis in combination to reverse shoulder arthroplasty can be used in extra-articular, Type V and intraarticular Type III partial scapulectomy excisions of shoulder girdle, with promising outcome. However, studies with larger number of patients and longer follow-up are needed, to establish the results of our study.

**Funding** Open access funding provided by HEAL-Link Greece. The authors did not receive support from any organization for the submitted work.

## Declarations

**Conflict of interest** The author(s) declare that they have no competing interests.

**Ethical approval** Institutional Review Board (IRB) Number: EBΔ731/27-11-2019, 'Attikon' University General Hospital, Athens, Greece.

**Open Access** This article is licensed under a Creative Commons Attribution 4.0 International License, which permits use, sharing, adaptation, distribution and reproduction in any medium or format, as long as you give appropriate credit to the original author(s) and the source, provide a link to the Creative Commons licence, and indicate if changes were made. The images or other third party material in this article are included in the article's Creative Commons licence, unless indicated otherwise in a credit line to the material. If material is not included in the article's Creative Commons licence and your intended use is not

permitted by statutory regulation or exceeds the permitted use, you will need to obtain permission directly from the copyright holder. To view a copy of this licence, visit <http://creativecommons.org/licenses/by/4.0/>.

## References

- Puchner SE, Panotopoulos J, Puchner R et al (2014) Primary malignant tumours of the scapula—a review of 29 cases. *Int Orthop (SICOT)* 38:2155–2162. <https://doi.org/10.1007/s00264-014-2417-8>
- Mayil Vahanan N, Mohanlal P, Bose JC et al (2007) The functional and oncological results after scapulectomy for scapular tumours: 2–16-year results. *Int Orthop (SICO)* 31:831–836. <https://doi.org/10.1007/s00264-006-0261-1>
- O'connor MI, Sim FH, Chao EYS (1996) Limb salvage for neoplasms of the shoulder girdle. Intermediate reconstructive and functional results\*. *J Bone Jt Surg* 78:1872–88. <https://doi.org/10.2106/00004623-199612000-00011>
- Wittig JC, Bickels J, Wodajo F et al (2002) Constrained total scapula reconstruction after resection of a high-grade sarcoma. *Clin Orthop Relat Res* 397:143–155. <https://doi.org/10.1097/00003086-200204000-00020>
- Zhang K, Duan H, Xiang Z, Tu C (2009) Surgical technique and clinical results for scapular allograft reconstruction following resection of scapular tumors. *J Exp Clin Cancer Res* 28:45. <https://doi.org/10.1186/1756-9966-28-45>
- Wang B, Wu Q, Zhang Z et al (2018) Reconstruction with constrained scapular prosthesis after total scapulectomy for scapular malignant tumor. *J Surg Oncol* 118:177–183. <https://doi.org/10.1002/jso.25118>
- Biazzo A, De Paolis M, Donati DM (2018) Scapular reconstructions after resection for bone tumors: a single-institution experience and review of the literature. *Acta Bio Med Atenei Parm* 89:415–422. <https://doi.org/10.23750/abm.v89i3.5655>
- Mavrogenis AF, Papagelopoulos PJ (2012) Expandable prostheses for the leg in children. *Orthopedics* 35:173–175. <https://doi.org/10.3928/01477447-20120222-03>
- Gibbons CLMH, Bell RS, Wunder JS et al (1998) Function after subtotal scapulectomy for neoplasm of bone and soft tissue. *J Bone Jt Surg Br* 80-B:38–42. <https://doi.org/10.1302/0301-620X.80B1.0800038>
- Mnaymneh WA, Temple HT, Malinin TI (2002) Allograft reconstruction after resection of malignant tumors of the scapula. *Clin Orthop Relat Res* 405:223–229. <https://doi.org/10.1097/00003086-200212000-00029>
- Houdek MT, Wilke BK, Barlow JD (2023) Management of scapular tumors. *Orthop Clin N Am* 54:101–108. <https://doi.org/10.1016/j.ocl.2022.08.009>
- Xu S, Yu X, Xu M et al (2016) Functional results and emotional acceptance after scapulectomy for malignant shoulder tumors. *Orthop Surg* 8:186–195. <https://doi.org/10.1111/os.12248>
- Fan H, Fu J, Li X et al (2015) Implantation of customized 3-D printed titanium prosthesis in limb salvage surgery: a case series and review of the literature. *World J Surg Onc* 13:308. <https://doi.org/10.1186/s12957-015-0723-2>
- De Paolis M, Sambri A, Zucchini R et al (2022) Custom-made 3D-printed prosthesis in periacetabular resections through a novel ileo-adductor approach. *Orthopedics*. <https://doi.org/10.3928/01477447-20211227-01>
- Wang J, Min L, Lu M et al (2020) What are the complications of three-dimensionally printed, custom-made, integrative hemipelvic endoprostheses in patients with primary malignancies involving the acetabulum, and what is the function of these patients? *Clin Orthop Relat Res* 478:2487–2501. <https://doi.org/10.1097/CORR.0000000000001297>
- Papagelopoulos PJ, Sarlikiotis T, Vottis CT et al (2019) Total talectomy and reconstruction using a 3-dimensional printed talus prosthesis for Ewing's sarcoma: a 3.5-year follow-up. *Orthopedics*. <https://doi.org/10.3928/01477447-20190523-05>
- Papagelopoulos PJ, Megaloikonomos PD, Korkolopoulou P et al (2019) Total calcaneus resection and reconstruction using a 3-dimensional printed implant. *Orthopedics*. <https://doi.org/10.3928/01477447-20190125-07>
- Savvidou OD, Gavriil P, Trikoupis I et al (2022) Three-dimensional Printed endoprosthesis for reconstruction of the distal tibia and ankle joint after tumor resection. *Orthopedics*. <https://doi.org/10.3928/01477447-20220706-07>
- Dalrymple NC, Prasad SR, Freckleton MW, Chintapalli KN (2005) Introduction to the language of three-dimensional imaging with multidetector CT. *Radiographics* 25:1409–1428. <https://doi.org/10.1148/rg.255055044>
- Malawer MM (1991) Tumors of the shoulder girdle. Technique of resection and description of a surgical classification. *Orthop Clin N Am* 22:7–35
- Enneking WF, Dunham W, Gebhardt MC et al (1993) A system for the functional evaluation of reconstructive procedures after surgical treatment of tumors of the musculoskeletal system. *Clin Orthop Relat Res* 286:241–246
- Hudak PL, Amadio PC, Bombardier C et al (1996) Development of an upper extremity outcome measure: the DASH (disabilities of the arm, shoulder, and head). *Am J Ind Med* 29:602–608. [https://doi.org/10.1002/\(SICI\)1097-0274\(199606\)29:6%3c602::AID-AJIM4%3e3.0.CO;2-L](https://doi.org/10.1002/(SICI)1097-0274(199606)29:6%3c602::AID-AJIM4%3e3.0.CO;2-L)
- Solomon DH, Bates DW, Horsky J et al (1999) Development and validation of a patient satisfaction scale for musculoskeletal care. *Arthritis Care Res* 12:96–100. [https://doi.org/10.1002/1529-0131\(199904\)12:2%3c96::aid-art4%3e3.0.co;2-p](https://doi.org/10.1002/1529-0131(199904)12:2%3c96::aid-art4%3e3.0.co;2-p)
- Henderson ER, O'Connor MI, Ruggieri P et al (2014) Classification of failure of limb salvage after reconstructive surgery for bone tumours: a modified system Including biological and expandable reconstructions. *Bone Jt J* 96-B:1436–1440. <https://doi.org/10.1302/0301-620X.96B11.34747>
- Thadani VN, Riaz MJ, Singh G (2018) The evolution of three-dimensional technology in musculoskeletal oncology. *J Clin Orthop Trauma* 9:269–274. <https://doi.org/10.1016/j.jcot.2018.07.020>
- Dong C, Beglinger I, Krieg AH (2022) Personalized 3D-printed guide in malignant bone tumor resection and following reconstruction: 17 cases in pelvic and extremities. *Surg Oncol* 42:101733. <https://doi.org/10.1016/j.suronc.2022.101733>
- Schulze M, Gosheger G, Bockholt S et al (2021) Complex bone tumors of the trunk—the role of 3D printing and navigation in tumor orthopedics: a case series and review of the literature. *JPM* 11:517. <https://doi.org/10.3390/jpm11060517>
- Capanna R, van Horn JR, Biagini R et al (1990) The Tikhoff-Linberg procedure for bone tumors of the proximal humerus: the classical “extensive” technique versus a modified “transglenoid” resection. *Arch Orthop Trauma Surg* 109:63–67. <https://doi.org/10.1007/BF00439380>
- Tsuda Y, Fujiwara T, Evans S et al (2020) Extra-articular resection of shoulder joint for bone sarcomas: oncologic and limb-salvage outcomes of 32 cases compared with shoulder disarticulation and forequarter amputation. *J Surg Oncol* 121:612–619. <https://doi.org/10.1002/jso.25838>

**Publisher's Note** Springer Nature remains neutral with regard to jurisdictional claims in published maps and institutional affiliations.