



ΠΑΝΕΠΙΣΤΗΜΙΟ ΔΥΤΙΚΗΣ ΜΑΚΕΔΟΝΙΑΣ
ΤΜΗΜΑ ΜΗΧΑΝΟΛΟΓΩΝ ΜΗΧΑΝΙΚΩΝ
ΠΟΛΥΤΕΧΝΙΚΗ ΣΧΟΛΗ

ΔΙΠΛΩΜΑΤΙΚΗ ΕΡΓΑΣΙΑ

Ερευνώντας το ρόλο των ιδιοτήτων οδοντιατρικού υλικού στην μηχανική απόκριση προσθετικής οδοντιατρικής στεφανής χρησιμοποιώντας συνδυασμένες υπολογιστικές και πειραματικές τεχνικές.

Investigating the role of dental material properties in the mechanical response of prosthetic dental crown, using combined computational and experimental techniques.

ΛΑΜΠΡΟΣ ΑΝΔΡΕΟΥ

ΕΠΙΒΛΕΠΩΝ ΚΑΘΗΓΗΤΗΣ : ΑΛΚΙΒΙΑΔΗΣ ΤΣΑΜΗΣ

ΙΟΥΛΙΟΣ, 2024 ΚΟΖΑΝΗ



ΠΑΝΕΠΙΣΤΗΜΙΟ ΔΥΤΙΚΗΣ ΜΑΚΕΔΟΝΙΑΣ
ΤΜΗΜΑ ΜΗΧΑΝΟΛΟΓΩΝ ΜΗΧΑΝΙΚΩΝ
ΠΟΛΥΤΕΧΝΙΚΗ ΣΧΟΛΗ

ΔΙΠΛΩΜΑΤΙΚΗ ΕΡΓΑΣΙΑ

Ερευνώντας το ρόλο των ιδιοτήτων οδοντιατρικού υλικού στην μηχανική απόκριση προσθετικής οδοντιατρικής στεφάνης, χρησιμοποιώντας συνδυασμένες υπολογιστικές και πειραματικές τεχνικές

Investigating the role of dental material properties in the mechanical response of prosthetic dental crown, using combined computational and experimental techniques.

ΛΑΜΠΡΟΣ ΑΝΔΡΕΟΥ

ΕΠΙΒΛΕΠΩΝ ΚΑΘΗΓΗΤΗΣ : ΑΛΚΙΒΙΑΔΗΣ ΤΣΑΜΗΣ

ΙΟΥΛΙΟΣ, 2024 ΚΟΖΑΝΗ

Πρόλογος

Η παρούσα διπλωματική εργασία αποτελεί το αποτέλεσμα εκτενούς έρευνας, μελέτης και αφοσίωσης στον τομέα της οδοντιατρικής μηχανικής. Με την πραγματοποίησή της, επιδιώκεται η διερεύνηση και η κατανόηση του ρόλου των ιδιοτήτων δύο σημαντικών οδοντιατρικών υλικών, του οξειδίου του ζirkονίου και του χρωμιοκοβάλτιου, στη μηχανική απόκριση προσθετικών οδοντιατρικών στεφάνων.

Η εν λόγω εργασία αναδεικνύει το πάθος μου για την κατανόηση των πολύπλοκων μηχανικών και υλικών ιδιοτήτων που επηρεάζουν την απόδοση και την αντοχή των οδοντιατρικών επεμβάσεων. Μέσω της ερευνητικής διαδικασίας, στοχεύεται στην αποτύπωση των δυνατοτήτων και των περιορισμών αυτών των υλικών, καθώς και στη σύγκριση των επιδόσεών τους υπό διάφορες συνθήκες φόρτισης και περιβαλλοντικών παραμέτρων.

Μέσα από την ως άνω διαδικασία, προκύπτει η ευκαιρία να αναδειχθεί η σημασία της επιλογής υλικών στην οδοντιατρική πρακτική και να προταθούν βελτιώσεις στον τρόπο σχεδίασης και κατασκευής των οδοντιατρικών στεφάνων. Μέσω της συνδυασμένης προσέγγισης πειραματικών και υπολογιστικών τεχνικών, προσφέρεται η δυνατότητα εξερεύνησης των μηχανικών ιδιοτήτων των υλικών σε βάθος, παρέχοντας πολύτιμες πληροφορίες για τη βελτίωση της οδοντιατρικής πρακτικής.

Μέσω του παρόντος εγχειρήματος, εκφράζεται η ελπίδα για την προαγωγή της επιστημονικής κοινότητας της οδοντιατρικής και την συνεχή βελτίωση της ποιότητας της οδοντιατρικής περίθαλψης. Αναμένεται ότι η παρούσα διπλωματική εργασία θα συνιστά πολύτιμο εργαλείο για την επίτευξη των στόχων που έχουν τεθεί, προσφέροντας παράλληλα σημαντικές συνεισφορές στην εν λόγω επιστημονική κοινότητα.

Abstract

This thesis is the result of extensive research, study, and dedication in the field of dental mechanics. In carrying it out, it seeks to investigate and understand the role of the properties of two important dental materials, zirconium oxide and chromium cobalt, in the mechanical response of prosthetic dental crowns.

This work highlights my passion for understanding the complex mechanical and material properties that affect the performance and durability of dental restorations. Through the research process, it aims to establish the potential and limitations of these materials, as well as to compare their performance under various loading conditions and environmental parameters.

Through the above process, the opportunity arises to highlight the importance of material selection in dental practice and to propose improvements in the way dental crowns are designed and manufactured. Through the combined approach of experimental and computational techniques, the possibility of exploring the mechanical properties of materials in depth is offered, providing valuable information for improving dental practice.

Through this project, it is hoped to advance the scientific community of dentistry and continuously improve the quality of dental care. It is anticipated that this thesis will be a valuable tool to achieve the goals set forth while providing significant contributions to this scientific community.

Ευχαριστίες

Θα ήθελα να εκφράσω τις ειλικρινείς μου ευχαριστίες προς όλους όσους με στήριξαν και με βοήθησαν κατά τη διάρκεια της εκπόνησης αυτής της διπλωματικής εργασίας.

Καταρχάς, θέλω να ευχαριστήσω θερμά τις καθηγήτριες των ιδιαίτερων μαθημάτων, τις οποίες η ενθάρρυνσή τους και η αφοσίωσή τους με ενέπνευσαν να ακολουθήσω το όνειρό μου και να εισέλθω στη σχολή των μηχανολόγων μηχανικών.

Επίσης, θέλω να εκφράσω τις βαθιές μου ευγνωμοσύνες προς τους γονείς μου για τη στήριξή τους και την αμέριστη αγάπη τους κατά τη διάρκεια αυτού του ταξιδιού. Χωρίς την υποστήριξή τους, δεν θα ήμουν σε θέση να φτάσω μέχρι εδώ.

Επίσης, θέλω να ευχαριστήσω τους φίλους μου για τη συνεχή τους παρουσία και την συνεχή υποστήριξή τους. Η παρέα και η αμοιβαία στήριξη μας αποτέλεσαν το θεμέλιο αυτού του ταξιδιού.

Επιπλέον, δεν θα μπορούσα να παραλείψω να ευχαριστήσω τον κύριο Αλκιβιάδη Τσάμη, τον καθηγητή μου για τη διπλωματική εργασία, για την αμέριστη υποστήριξή του και την τιμή που μου έκανε αναλαμβάνοντας την καθοδήγησή μου κατά τη διάρκεια αυτής της πορείας καθώς και τον κύριο Φασνάκη Δημήτριο ο οποίος βοήθησε με τον καλύτερο τρόπο έτσι ώστε να πραγματοποιηθούν τα εργαστηριακά πειράματα αυτής της μελέτης.

Τέλος, θέλω να ευχαριστήσω το οδοντιατρείο Τουράνη, την κα Νικολέττα Τουράνη και τον κ. Πέτρο Πιτσιούρη για την πολύτιμη βοήθειά τους και την εμπιστοσύνη τους κατά τη διάρκεια των πειραματικών σταδίων αυτής της διπλωματικής εργασίας.

Ξεχωριστά, θα ήθελα να ευχαριστήσω όλους τους συνεργάτες μου και όσους άλλους συνεισέφεραν με οποιονδήποτε τρόπο στην επιτυχή ολοκλήρωση αυτού του έργου.

Είμαι βαθύτατα ευγνώμων για όλη την υποστήριξη και την καθοδήγηση που έλαβα κατά τη διάρκεια αυτής της διπλωματικής εργασίας.

Με εκτίμηση,
Λάμπρος Ανδρέου

ΠΙΝΑΚΑΣ ΠΕΡΙΕΧΟΜΕΝΩΝ

I. ΕΙΣΑΓΩΓΗ	8
1. Βιοϋλικά Οδοντιατρικής	8
1.1 Ιστορική αναδρομή	10
1.2 Κατηγορίες βιοϋλικών	12
1.2.1 Μεταλλικά βιοϋλικά	12
1.2.2 Κεραμικά βιοϋλικά	13
1.2.3 Πολυμερικά βιοϋλικά	14
1.2.4 Σύνθετα βιοϋλικά	15
1.3 Μηχανικές απαιτήσεις βιοϋλικών	16
1.4 Βιοσυμβατότητα.....	17
II. ΣΚΟΠΟΣ ΚΑΙ ΣΤΟΧΟΣ ΔΙΠΛΩΜΑΤΙΚΗΣ ΕΡΓΑΣΙΑΣ	18
III. ΥΛΙΚΑ ΚΑΙ ΜΗΧΑΝΙΚΕΣ ΙΔΙΟΤΗΤΕΣ	19
1. Ζιρκόνιο	19
2. Ζιρκονία ZrO_2 (Οξείδιο του ζιρκονίου)	20
2.1 Δομή Ζιρκονιάς	22
2.2 Ολοκεραμικές προσθετικές αποκαταστάσεις	23
2.3 Μονολιθική ζιρκονία	24
2.4 Μηχανικές απαιτήσεις οδοντικών εμφυτευμάτων	26
2.5 Η Ζιρκονία στην κλινική οδοντιατρική.....	27
3. Χρωμιοκοβάλτιο (Κράματα $CoCr$)	28
3.1 Δομή χρωμιοκοβάλτιου $CoCr$	29
3.2 Το χρωμιοκοβάλτιο στην κλινική οδοντιατρική	30
3.3 Ολομεταλλικές ή μεταλλοκεραμικές προσθετικές αποκαταστάσεις.....	31
4. Φυσικές και μηχανικές ιδιότητες υλικών	32
4.1 Το διάγραμμα τάσης - παραμόρφωσης και τα χαρακτηριστικά του σημεία	33
4.1.1 Όριο αναλογίας	34
4.1.2 Όριο Ελαστικότητας.....	35
4.1.3 Μέτρο ελαστικότητας.....	35
4.1.4 Όριο διαρροής	36
4.2 Αντοχή σε εφελκυσμό.....	38
4.3 Όλκιμα και ψαθυρά υλικά.....	39
4.4 Αντοχή σε θλίψη	40
4.5 Πυκνότητα – συμπιεστότητα.....	41
4.6 Ξήρανση	42
4.7 Συρρίκνωση.....	43
4.7.1 Συρρίκνωση κατά την ξήρανση	43
4.8 Έψηση - Πυροσυσσωμάτωση	44
4.9 Σκληρότητα	45
4.10 Νανοσκληρομέτρηση.....	46
4.11 Δυσθραυστότητα	47
4.12 Κόπωση.....	50
IV. ΜΕΘΟΔΟΛΟΓΙΑ	51
1. Περιγραφή διαδικασίας στο οδοντιατρείο	51
1.1 Επιλογή δείγματος	51
1.2 Κατασκευή δείγματος.....	52
1.2.1 Κλινικά στάδια	52
1.2.2 Εργαστηριακά στάδια.....	52

1.2.3 Χυτήριο	53
1.3 Αναφορά μηχανημάτων	54
2. Πειραματικό μέρος.....	58
2.1 Περιγραφή διαδικασίας παρασκευής κυλινδρικών μοντέλων	58
2.2 Περιγραφή μηχανημάτων και λογισμικού που χρησιμοποιήθηκαν για τα πειράματα	59
2.3 Περιγραφή διαδικασίας για να πάρουμε τα επιθυμητά αποτελέσματα	60
3. Υπολογιστικό μέρος.....	61
3.1 Λογισμικό FEM (FINITE ELEMENT METHOD)	61
3.2 Ανάπτυξη μοντέλου πεπερασμένων στοιχείων.....	64
3.2.1 Σχεδιασμός Μοντέλου (κύλινδρος).....	64
3.2.2 Δημιουργία γεωμετρίας οδοντικής στεφάνης (διαδικασία στο EXOCAD)	66
3.2.3 Ιδιότητες υλικών.....	67
3.2.4 Πλέγμα διακριτοποίησης	68
3.2.5 Ανάπτυξη αναλυτικής μεθοδολογίας (FEM) για την εύρεση τάσεων και μέγιστης παραμόρφωσης.....	70
Εξισώσεις Συμβατότητας	71
Οι εξισώσεις συμβατότητας εξασφαλίζουν ότι οι παραμορφώσεις είναι συνεπείς σε όλο το υλικό σώμα και ότι οι παραμορφώσεις είναι συνεχείς και συμβατές μεταξύ γειτονικών στοιχείων:	71
3.2.6 Μέθοδος ανάλυσης κόπωσης μέσω πεπερασμένων στοιχείων	72
1. Καμπύλη Τάσης-Διάρκειας Ζωής (S-N)	73
2. Καμπύλη Παραμόρφωσης-Διάρκειας Ζωής (ε-N).....	73
3. Σχέση Μηχανικής Θραύσης.....	74
4. Goodman Diagram	74
5. Coffin-Manson Relation	74
V. ΣΧΟΛΙΑΣΜΟΣ ΚΑΙ ΣΥΓΚΡΙΣΗ ΑΠΟΤΕΛΕΣΜΑΤΩΝ.....	75
1. Αποτελέσματα.....	75
2.1 Πειραματικό μέρος	75
1.2 Υπολογιστικό μέρος.....	78
1.2.1 Αποτελέσματα Ζιρκονίας.....	78
1.2.2 Αποτελέσματα Χρωμιοκοβάλτιου	80
2. Σύγκριση αποτελεσμάτων.....	82
2.1 Σύγκριση μηχανικών ιδιοτήτων των δυο υλικών.....	82
2.1.1 Ζιρκονία (ZrO ₂).....	82
2.1.2 Χρωμιοκοβάλτιο (CoCr)	83
2.1.3 Συγκριτική Ανάλυση	83
2.2 Σύγκριση πειράματος και υπολογιστικού μοντέλου	84
2.2.1 Ζιρκονία.....	84
2.2.2 Χρωμιοκοβάλτιο	85
3. Σχολιασμός	86
VI. ΣΥΜΠΕΡΑΣΜΑΤΑ.....	88
VII. ΠΡΟΤΑΣΕΙΣ ΓΙΑ ΜΕΛΛΟΝΤΙΚΗ ΕΡΕΥΝΑ	89
Παράρτημα πειραματικών αποτελεσμάτων	90
ΒΙΒΛΙΟΓΡΑΦΙΑ	104

Ι.ΕΙΣΑΓΩΓΗ

1. Βιοϋλικά Οδοντιατρικής

Τα βιοϋλικά είναι ένας μεγάλος διεπιστημονικός τομέας που συνδυάζει τη βιολογία, την ιατρική, την επιστήμη των υλικών και τη μηχανική. Βιοϋλικό είναι κάθε υλικό που έρχεται σε επαφή με βιολογικά συστήματα προκειμένου να επιδιορθώσει, να βελτιώσει ή να αντικαταστήσει ιστούς, όργανα ή φυσιολογικές λειτουργίες. Τα ακουστικά βαρηκοΐας, τα ρολόγια και τα φορετά τεχνητά μέλη, για παράδειγμα, δεν θεωρούνται βιοϋλικά επειδή δεν έρχονται σε επαφή με βιολογικές διαδικασίες, καθώς το δέρμα θεωρείται φραγμός προς τον έξω κόσμο. Τα βιοϋλικά χρησιμοποιούνται σήμερα σε ποικίλες εφαρμογές, όπως φακοί επαφής, καθετήρες, ράμματα, τεχνητά γόνατα, λεπίδες κατάγματος, στεντ, οδοντικά εμφυτεύματα κ.ο.κ. Η επιστήμη των βιοϋλικών είναι η μελέτη των βιοϋλικών και των αλληλεπιδράσεών τους με το βιολογικό περιβάλλον (ανοσολογία, τοξικότητα, διαδικασίες επούλωσης) και περιλαμβάνει τη σύνθεση, τη βελτιστοποίηση, την τροποποίηση της επιφάνειας, τον χαρακτηρισμό και τις μηχανικές δοκιμές των βιοϋλικών. Τα βιοϋλικά, μαζί με τις εξελίξεις στην ιατρική και τη φαρμακολογία, έχουν συμβάλει στη βελτίωση της ποιότητας ζωής και του προσδόκιμου ζωής.

Πιο συγκεκριμένα, τα βιοϋλικά οδοντιατρικής ανήκουν στην κατηγορία των βιοαδρανών βιοϋλικών. Η φράση "βιοαδρανές υλικό" αναφέρεται σε κάθε ουσία που, κατά την εισαγωγή της σε έναν οργανισμό, παρουσιάζει ελάχιστη ή αμελητέα αντιδραστικότητα με τους παρακείμενους ιστούς ή τα σωματικά υγρά. Η ομάδα αυτή περιλαμβάνει διάφορα υλικά, και συγκεκριμένα το τιτάνιο (**Ti**), την αλουμίνα (**Al₂O₃**), τη μερικώς σταθεροποιημένη ζirkονία (**ZrO₂**) και το υπερμοριακό πολυμερές πολυαιθυλένιο. Η αλουμίνα χρησιμοποιείται ευρέως λόγω των αξιοσημείωτων χαρακτηριστικών της, όπως η υψηλή σκληρότητα, ο χαμηλός συντελεστής τριβής και η αντοχή στη διάβρωση. Τα χαρακτηριστικά αυτά την καθιστούν βιώσιμο βιοϋλικό για εφαρμογές στους τομείς της ορθοπεδικής και της οδοντιατρικής. Η σμάλτωση της αλουμίνας είναι μια απλή διαδικασία λόγω της εκτεταμένης φυσικής εμφάνισής της ως διαφανείς κρύσταλλοι, δηλαδή ως ορυκτό κορούνδιο, το οποίο ανήκει στην ίδια κατηγορία με το ζαφείρι και το ρουμπίνι.



Εικόνα 1: Οδοντιατρικό εμφύτευμα



Εικόνα 2: Εξάρτημα κατασκευασμένο από ζirkονία (**ZrO₂**)

Οδοντιατρική στεφάνη

Οι αποκαταστάσεις πλήρους κάλυψης γίνονται συχνότερα με μεταλλοκεραμικές στεφάνες. Η στεφάνη ή αλλιώς κορώνα είναι ένα είδος καλύμματος – καπακιού που περιβάλλει πλήρως ένα δόντι. Μπορεί να είναι κατασκευασμένη από μέταλλο, πορσελάνη, κεραμικό ή μείγμα κάποιον από αυτά τα υλικά και στερεώνεται μόνιμα στο στόμα. Μια στεφάνη τοποθετείται σε ένα δόντι για την αποκατάσταση της αισθητικής του ή σε περιπτώσεις όπου έχει σπάσει ή χαλαρώσει. Το δόντι πρέπει να βρίσκεται στη σωστή του θέση πριν από την εξαγωγή του προκειμένου να τοποθετηθεί μια στεφάνη. Ένα πολύ μικρό μέρος του δοντιού πρέπει να παραμείνει στην αρχική του θέση μετά τη διάνοιξη, προκειμένου να επισκευαστεί. Για την κατασκευή, χρησιμοποιείται συνήθως η μέθοδος του χαμένου κεριού ή κάποια μέθοδος χύτευσης διαφόρων κραμάτων.

Οδοντιατρικά Εμφυτεύματα

Τα εμφυτεύματα είναι μία εναλλακτική επιλογή πέρα από την οδοντοστοιχία. Πολλές φορές μπορεί να είναι και η μόνη επιλογή όταν η απώλεια του δοντιού έχει προκαλέσει συρρίκνωση του στόματος και των ούλων με αποτέλεσμα να μην μπορούν να υποστηρίξουν την οδοντοστοιχία. Τα εμφυτεύματα μπορούν να αντικαταστήσουν ακόμα και ένα μόνο δόντι και για να τοποθετηθούν χρησιμοποιούνται βίδες τιτανίου που τρυπάνε το οστό της γνάθου για να στηρίξουν μία στεφάνη, μία γέφυρα ή και μία οδοντοστοιχία.

Οδοντοστοιχία

Η οδοντοστοιχία τοποθετείται για να αντικαταστήσει τα φυσικά δόντια σε περιπτώσεις απώλειας καθώς είναι δύσκολο το μάσημα των τροφών και προκαλείται χαλάρωση των μυών του προσώπου. Κατασκευάζεται από καλούπια με βάση τα ούλα του κάθε ανθρώπου και συνήθως τα υλικά που χρησιμοποιούνται για την κατασκευή της είναι κάποιο μέταλλο ή πλαστικό. Επίσης, δεν είναι μόνιμα στο στόμα αλλά μπορεί να αφαιρεθεί ώστε να καθαριστεί με διάλυμα καθαρισμού, αν και υπάρχουν οδοντοστοιχίες που βουρτσίζονται ταυτόχρονα με τα δόντια.

Οδοντιατρικές Όψεις

Οι όψεις είναι πρακτικά προσόψεις που καλύπτουν συνήθως ένα δόντι με δυσχρωμία και όχι χαλασμένο. Για να τοποθετηθεί μία όψη, το μπροστινό μέρος του δοντιού τροχίζεται, λαμβάνεται ένα αποτύπωμα και στο τέλος τοποθετείται ένα λεπτό στρώμα πορσελάνης.

1.1 Ιστορική αναδρομή

Οι ιστορικές ρίζες του ανθρώπινου ενδιαφέροντος για την αύξηση ή την τροποποίηση των σωματικών δομών μπορούν να εντοπιστούν σε διάφορες πολιτιστικές αφηγήσεις, όπως η ιστορία του Προμηθέα με την συνεχή αναγέννηση του ήπατός, καθώς και η βιβλική διήγηση της Παλαιάς Διαθήκης σύμφωνα με την οποία η Εύα δημιουργείται από το πλευρό του Αδάμ. Παρ' όλα αυτά, σύμφωνα με ιστορικές αναφορές, ο Συνεσίας καταγράφεται ως το πρώτο άτομο που εμφανίζεται στο κωμικό έργο του Αριστοφάνη "Ορνιθες", το οποίο χαρακτηρίζεται από την παρουσία ενός προσθετικού μέλους κατασκευασμένου από ξύλο, κερδίζοντας έτσι το επίθετο "ξύλινος άνθρωπος". Επιπλέον, ο όρος "ορθοπεδικός" προέρχεται από την ελληνική λέξη "ορθον-παιδίον", η οποία δηλώνει την προσπάθεια αντιμετώπισης σκελετικών προβλημάτων στα παιδιά μέσω της χρήσης διαφόρων νάρθηκων. Ο Ιπποκράτης χρησιμοποίησε ένα ξύλινο πλαίσιο για τη διόρθωση σκελετικών ανωμαλιών. Με παρόμοιο τρόπο, χρυσά σύρματα χρησιμοποιούνταν για την επιδιόρθωση σπασμένων δοντιών.

Το ξύλο και οι πολύτιμοι λίθοι χρησιμοποιήθηκαν από αρχαίους πολιτισμούς όπως οι Αιγύπτιοι, οι Ρωμαίοι και οι Αζτέκοι ως υλικά για την αντικατάσταση σωματικών στοιχείων και οδοντικών δομών. Στην (Εικόνα 3) απεικονίζονται γέφυρες που κατασκευάστηκαν με τη χρήση χρυσών πλακών, οι οποίες κατασκευάστηκαν από Ετρούσκους οδοντίατρος (Polak, 2005).



Εικόνα 3. Χρυσές γέφυρες και σύρματα συγκράτησης των δοντιών που χρησιμοποιήθηκαν από Ετρούσκους οδοντίατρος (Polak, 2005).

Στις αρχές της δεκαετίας του 1900, ήταν διαδεδομένη η χρήση μεταλλικών λεπίδων για τη σταθεροποίηση των κατάγματος οστών. Ωστόσο, ένας σημαντικός αριθμός αυτών των λεπίδων αποδείχθηκε αναποτελεσματικός λόγω του ανεπαρκούς πάχους τους και του ανεπαρκούς μηχανικού σχεδιασμού τους. Κατά τη δεκαετία του 1930, χρησιμοποιήθηκαν κράματα ανοξειδώτου χρωμίου για τη βελτίωση της ποιότητας των βιοϋλικών. Μετά την ολοκλήρωση του Πρώτου και του Δεύτερου Παγκοσμίου Πολέμου, υπήρξε μια αξιοσημείωτη αλλαγή στα υλικά που χρησιμοποιήθηκαν για την ανάπτυξη τεχνητών καρδιών και καθετήρων. Φυσικά πολυμερή, όπως το καουτσούκ και η σελουλόζη, καθώς και τεχνητά σύνθετα υλικά, όπως το βινύλιο και η πολυουρεθάνη, αναδείχθηκαν ως εξέχουσες επιλογές σε αυτόν τον τομέα.

Κατά τη διάρκεια του Β' Παγκοσμίου Πολέμου, η σιλικόνη χρησιμοποιήθηκε για την αύξηση του όγκου του στήθους γυναικών που δεν αντιμετώπιζαν οικονομικούς περιορισμούς. Στα μέσα του 20ού αιώνα, στον τομέα της ιατρικής παρατηρήθηκε η χρήση πολυμερών για την αντικατάσταση αρτηριών αίματος και καρδιακών βαλβίδων. Η χρήση βιοϋλικών σε χειρουργικές αίθουσες απαιτούσε την κρίσιμη παρουσία αντισηπτικών δυνατοτήτων. Κατά τη σύνθεση βιοϋλικών, είναι επιτακτική ανάγκη να λαμβάνονται υπόψη πολλές παράμετροι όπως η μορφή του οργάνου, η μηχανική αντοχή, η ελαστικότητα, η αντοχή στη διάβρωση και η απομάκρυνση των καταλοίπων. Η εξέταση της βιοσυμβατότητας και της βιοαπορροφησιμότητας είναι ζωτικής σημασίας στη διαδικασία σχεδιασμού, παράλληλα με την αξιολόγηση της λειτουργικότητας του νέου οργάνου, η οποία θα πρέπει να επηρεάζεται ελάχιστα από βιολογικές χημικές ουσίες ή περιβαλλοντικές τοξίνες.

Η πρώτη ομάδα των βιοϋλικών, η οποία διήρκεσε από το 1940 έως το 1950, περιελάμβανε κυρίως μεταλλικά υλικά, κράματα και πολυεστερικά πολυμερή. Τα υλικά αυτά διακρίνονταν από τη βιοανεκτικότητά τους, η οποία αναφέρεται στην ικανότητά τους να γίνονται ανεκτά από το ανθρώπινο σώμα χωρίς την απαίτηση χημικής σύνδεσης με τους ιστούς, και να πληρούν κυρίως μηχανικές απαιτήσεις. Συνολικά, ενώ τα υλικά αυτά δεν παρουσίαζαν τοξικότητα, η ικανότητά τους να αλληλεπιδρούν με το βιολογικό περιβάλλον ήταν ανύπαρκτη.

Κατά τη διάρκεια της περιόδου από το 1960 έως το 1990, εμφανίστηκε η δεύτερη γενιά βιοϋλικών, που χαρακτηρίζεται από αυξημένη βιοδραστικότητα και βελτιωμένη συμβατότητα με τους ζωντανούς οργανισμούς. Κατά συνέπεια, τα υλικά αυτά αναφέρθηκαν ως "φαρμακευτικής ποιότητας" λόγω της αυξημένης αποδοχής τους και της αλληλεπίδρασής τους με τα βιολογικά συστήματα. Σκοπός των υλικών αυτών είναι να παρέχουν μια μακροχρόνια λύση για την αποκατάσταση της βλάβης, ενώ παράλληλα είναι ικανά να απορροφηθούν φυσικά από τον οργανισμό. Η κατηγορία αυτή περιλαμβάνει διάφορα ιατρικά προϊόντα, όπως χειρουργικά ράμματα και πλέγματα. Παρ' όλα αυτά, η επίτευξη πλήρους βιοαπορροφητικότητας παραμένει άπιαστη για την πλειονότητα των προσθετικών υλικών, γεγονός που καθιστά αναγκαία την αντικατάστασή τους σε ένα τυπικό χρονικό διάστημα δέκα ετών. Παρά τις ανώτερες αυξητικές τους ιδιότητες και την έλλειψη τοξικότητας, οι ενώσεις αυτές δεν αγκαλιάζονται καθολικά από τους ιστούς.

Η ανάπτυξη της τρίτης γενιάς βιοϋλικών ξεκίνησε στις αρχές της δεκαετίας του 2000, με στόχο τη δημιουργία υβριδικών υλικών που είχαν τόσο συμβατότητα όσο και αυξημένη λειτουργικότητα με τους περιβάλλοντες ιστούς στο σημείο εμφύτευσης (Υφαντής, 2007).



Εικόνα 4: Δημιουργία ιστού από βιοϋλικά 3^{ης} γενιάς

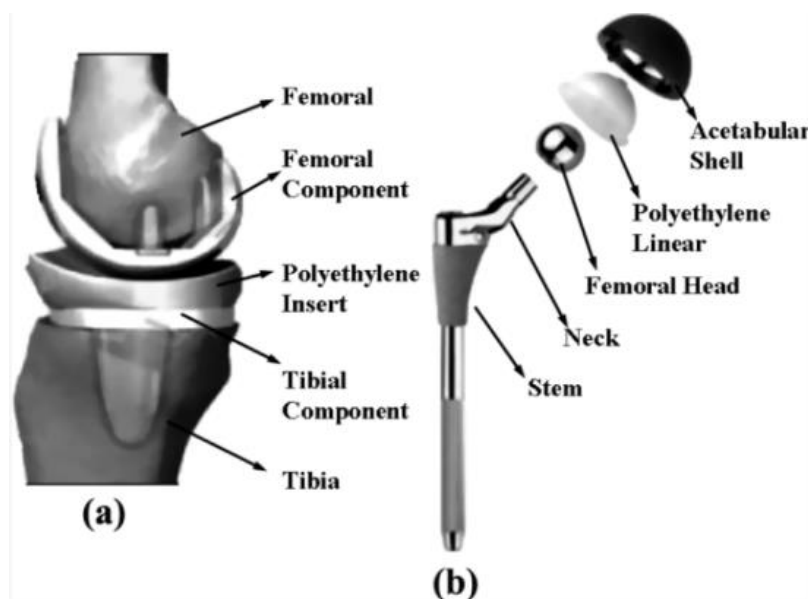
1.2 Κατηγορίες βιοϋλικών

Τα βιοϋλικά είναι ειδικά σχεδιασμένα για να χρησιμεύουν ως υποκατάστατα εξασθενημένων ή ισχυρών ανατομικών στοιχείων, γεγονός που καθιστά αναγκαία την αποδοχή τους από το ανθρώπινο σώμα από βιολογική άποψη, καθιστώντας τα βιοσυμβατά. Τα βιοϋλικά μπορούν σε γενικές γραμμές να κατηγοριοποιηθούν σε τέσσερις διαφορετικές ομάδες. Τα μεταλλικά, κεραμικά, πολυμερικά και σύνθετά βιοϋλικά.

1.2.1 Μεταλλικά βιοϋλικά

Τα μέταλλα χρησιμοποιούνται ως βιοϋλικά λόγω των εξαιρετικών μηχανικών χαρακτηριστικών τους. Η μέγιστη διάταξη συμπίκνωσης αυτών των υλικών αποδίδει υψηλό ειδικό βάρος και υψηλές θερμοκρασίες τήξης, με αποτέλεσμα μια στερεή κατάσταση να είναι ικανή να υποστεί πλαστική παραμόρφωση.

Το αρχικό μεταλλικό κράμα που δημιουργήθηκε με συγκεκριμένη εστίαση σε εφαρμογές στον άνθρωπο ήταν ο κραματωμένος χάλυβας με βανάδιο, ο οποίος χρησιμοποιήθηκε στην παραγωγή οστεοσυνθετικών πλακών και βιδών. Αρκετά μέταλλα, όπως ο σίδηρος, το χρώμιο, το κοβάλτιο, το νικέλιο, το τιτάνιο, το ταντάλιο, το νιόβιο, το μολυβδαίνιο και το βολφράμιο, έχουν εξεταστεί σε κράματα για συγκρίσιμους σκοπούς και έχει παρατηρηθεί ότι ο ανθρώπινος οργανισμός μπορεί να τα ανεχθεί μόνο σε μικρές ποσότητες. Η διερεύνηση της βιοσυμβατότητας των μεταλλικών εμφυτευμάτων είναι ένα θέμα που έχει συγκεντρώσει σημαντική προσοχή στη μελέτη. Αυτό οφείλεται στην πιθανότητα διάβρωσης αυτών των εμφυτευμάτων σε ένα περιβάλλον που δεν είναι χημικά ουδέτερο. Η διάβρωση αυτή μπορεί να οδηγήσει σε αποσύνθεση του εμφυτεύματος, με αποτέλεσμα τη δομική του αποδυνάμωση. Επιπλέον, τα προϊόντα διάβρωσης μπορεί να έχουν δυσμενείς επιπτώσεις στους περιβάλλοντες ιστούς και όργανα. Ορισμένα μέταλλα χρησιμοποιούνται ως αδρανείς εναλλακτικές λύσεις για άκαμπτους ιστούς, όπως στις διαδικασίες ολικής αντικατάστασης ισχίου και γόνατος, για τη διευκόλυνση της επιδιόρθωσης καταγμάτων με τη χρήση οστεοσυνθετικών πλακών ή βιδών. Χρησιμοποιούνται επίσης σε συσκευές συγκράτησης της σπονδυλικής στήλης και σε οδοντιατρικά εμφυτεύματα λόγω των εξαιρετικών μηχανικών τους χαρακτηριστικών και της αντοχής τους στη διάβρωση. Ορισμένα μεταλλικά κράματα χρησιμοποιούνται με προληπτική ιδιότητα σε πολλές συσκευές, όπως τα αγγειακά στεντς, τα ορθοδοντικά τόξα και τα κοχλιακά εμφυτεύματα.



Εικόνα 5: Ορθοπεδικές ιατρικές συσκευές από τιτάνιο: α) Ολική αντικατάσταση γόνατος β) Ολική αντικατάσταση ισχίου.

1.2.2 Κεραμικά βιοϋλικά

Η ονομασία "κεραμικά" αναφέρεται σε υλικά που έχουν υποστεί θερμική επεξεργασία και προέρχονται από πηγές με βάση τον πηλό, αν και δεν περιορίζονται σε αυτές. Τα κεραμικά υλικά περιλαμβάνουν σήμερα ένα ευρύ φάσμα χρήσεων στον τομέα της ιατρικής. Τα κύρια πλεονεκτήματα των κεραμικών σε σύγκριση με τα μέταλλα περιστρέφονται γύρω από την αυξημένη αντοχή τους στη διάβρωση, τη σχετικά χαμηλότερη πυκνότητα, το υψηλό μέτρο ελαστικότητας και την μεγάλη αντοχή σε θλίψη. Τα μειονεκτήματα που παρουσιάζουν αυτά τα υλικά σε σύγκριση με τις μεταλλικές ουσίες σχετίζονται με τη χαμηλή αντοχή τους σε εφελκυσμό, την ευαισθησία τους στη θραυστότητα, την ευκολία διάδοσης ρωγμών και την περιορισμένη αντοχή σε κόπωση. Τα κεραμικά υλικά χαρακτηρίζονται συχνά από την πυρίμαχη φύση τους, την πολυκρυσταλλική δομή τους και τη σύνθεσή τους που αποτελείται κυρίως από ανόργανα πυριτικά άλατα, οξείδια μετάλλων, καρβίδια και σουλφίδια. Τα οξείδια, συμπεριλαμβανομένων των Al_2O_3 , MgO και SiO_2 αποτελούνται τόσο από μεταλλικά όσο και από μη μεταλλικά συστατικά. Ο λόγος ακτίνας και η ηλεκτραρνητικότητα μεταξύ θετικών και αρνητικών ιόντων είναι κρίσιμες παράμετροι που επηρεάζουν τη δομή και τις ιδιότητες των κεραμικών υλικών.

Τα κεραμικά έχουν χρησιμοποιηθεί από την ανθρωπότητα για μεγάλο χρονικό διάστημα, αλλά η εφαρμογή τους έχει περιοριστεί κυρίως σε έναν επιλεγμένο αριθμό συμβατικών χρήσεων. Τα τελευταία χρόνια, τα κεραμικά χρησιμοποιούνται όλο και περισσότερο για πιο εξελιγμένες εφαρμογές, ως αποτέλεσμα των νέων διαδικασιών ανάπτυξής τους. Τα κεραμικά έχουν συγκεντρώσει σημαντική προσοχή ως πιθανά υλικά για εμφυτεύματα λόγω των επιθυμητών ιδιοτήτων τους σε συγκεκριμένες εφαρμογές, όπως οι οδοντικές στεφάνες στην οδοντιατρική. Τα χαρακτηριστικά αυτά περιλαμβάνουν τη χημική τους αδράνεια στα σωματικά υγρά, την υψηλή αντοχή σε θλίψη και την αισθητικά ευχάριστη εμφάνιση. Στον τομέα της ιατρικής, χρησιμοποιούνται με σκοπό την πλήρωση σε οστικών ελλειμάτων, καθώς και για την πλήρη αντικατάσταση καρδιακών βαλβίδων, και ως ενισχύσεις σε σύνθετα βιοϋλικά, όπως τεχνητοί τένοντες και σύνδεσμοι.

Τα κεραμικά που χρησιμοποιούνται ως εμφυτεύματα μπορούν να κατηγοριοποιηθούν με βάση τη βιοσυμβατότητά τους σε τρεις κύριες ομάδες, μη απορροφήσιμα κεραμικά, βιοενεργά κεραμικά και βιοαπορροφήσιμα κεραμικά. Τα μη απορροφήσιμα κεραμικά, όπως τα αργιλικά, η ζirkονία, το νιτρίδιο του πυριτίου και οι άνθρακες, είναι σχετικά αδρανή. Τα βιοενεργά κεραμικά, συμπεριλαμβανομένων των υαλοκεραμικών και του υδροξυαπατίτη, παρουσιάζουν βιολογική απόκριση κατά την αλληλεπίδραση με ζωντανούς ιστούς. Τέλος, τα βιοαπορροφήσιμα κεραμικά, όπως το φωσφορικό ασβέστιο και τα άλατα αργίλου ασβεστίου, υφίστανται αποικοδόμηση ή απορρόφηση εντός του σώματος.



Εικόνα 6: Ολοκεραμική αποκατάσταση οδοντοστοιχίας



Εικόνα 7: Εμφυτεύματα Ζirkονίας

1.2.3 Πολυμερικά βιοϋλικά

Τα πολυμερή είναι ουσίες που αποτελούνται από εκτεταμένες μοριακές αλυσίδες με βάση τον άνθρακα, στις οποίες συνδέονται διάφορα άτομα ή ρίζες. Τα μακρομόρια αποτελούνται από ομάδες μονομερών, οι οποίες είναι μικρότερες δομικές μονάδες που διατάσσονται επαναλαμβανόμενα κατά μήκος της αλυσίδας, οδηγώντας σε σημαντικά αυξημένο μοριακό βάρος, που περιστασιακά ξεπερνά το ένα εκατομμύριο. Οι αλυσίδες παρουσιάζουν μη γραμμική διαμόρφωση, εμφανίζοντας συχνά φαινόμενα διακλάδωσης, διασταύρωσης ή διασύνδεσης, με αποτέλεσμα να δημιουργούνται περίπλοκες τρισδιάστατες αρχιτεκτονικές. Οι διατάξεις αυτές προκαλούν μεταβολές στα φυσικά χαρακτηριστικά και τα πρότυπα συμπεριφοράς του υλικού. Υπάρχουν πολλαπλές υποκατηγορίες πολυμερών που διαθέτουν διακριτά χαρακτηριστικά, καθιστώντας τα δυνητικά κατάλληλα για χρήση σε διάφορους τύπους ιστών. Ενδεικτικά, τα ελαστομερή έχουν την ικανότητα να υφίστανται σημαντική παραμόρφωση κάτω από σχετικά χαμηλές τάσεις και στη συνέχεια να επανέρχονται στην αρχική τους διαμόρφωση μετά την απομάκρυνση της εν λόγω τάσης. Ως εκ τούτου, τα ελαστομερή βρίσκουν χρησιμότητα σε καρδιαγγειακές εφαρμογές, όπου η ελαστικότητα αναδεικνύεται ως κρίσιμο χαρακτηριστικό. Οι υδρογέλες είναι μια ξεχωριστή κατηγορία πολυμερών που έχουν την ικανότητα να απορροφούν και να συγκρατούν νερό στο εσωτερικό της μοριακής τους δομής χωρίς να διαλύονται. Η διερεύνηση των υδρογελών σε διάφορες εφαρμογές μαλακών ιστών προήλθε από την αξιοσημείωτη περιεκτικότητά τους σε νερό.

Τα πολυμερή αποτελούν την πιο εκτεταμένη κατηγορία βιοϋλικών. Τα πολυμερή που χρησιμοποιούνται ως βιοϋλικά μπορούν να κατηγοριοποιηθούν είτε ως φυσικά είτε ως τεχνητά. Τα φυσικά πολυμερή, που ταξινομούνται ως βιομοριακά υλικά, συντίθενται μέσω βιολογικών μηχανισμών, κυρίως μέσα στην εξωκυτταρική μήτρα των συνδετικών ιστών, συμπεριλαμβανομένων των τενόντων, του δέρματος, των οστών, των δοντιών και των αιμοφόρων αγγείων. Τα αντιπροσωπευτικά δείγματα περιλαμβάνουν το κολλαγόνο, την ελαστίνη, το μεταξι, την κερατίνη, την ακτίνη και τη μυοσίνη. Οι πρωταρχικές λειτουργίες αυτών των οντοτήτων περιλαμβάνουν τη μηχανική υποστήριξη, την εξωτερική προστασία, τη θερμική μόνωση, τη συστολή και την κινητικότητα, με τη δυνατότητα να εξυπηρετούν επιπλέον δομικό σκοπό. Η δομή και οι ιδιότητες αυτών των υλικών παρουσιάζουν σημαντικό ενδιαφέρον, οδηγώντας στη χρήση τους σε τεχνητά εμφυτεύματα με στόχο την αναπαραγωγή φυσικών βιολογικών δομών.

Η αξιοποίηση των τεχνητών πολυμερών ως βιοϋλικών είναι ιδιαίτερα εκτεταμένη, κυρίως λόγω των πλεονεκτικών χαρακτηριστικών της εύκολης μορφοποίησης και της ευελιξίας τους στην απόκτηση ποικίλων σχημάτων, συμπεριλαμβανομένων ινών, ράβδων, παχύρρευστων υγρών και ταινιών. Τα τεχνητά πολυμερή υλικά έχουν βρει εκτεταμένη χρήση σε διάφορες εφαρμογές, όπως ιατρικά υλικά μίας χρήσης, οδοντιατρικά εμφυτεύματα, ορθοπεδικά εμφυτεύματα αρθρώσεων, κάψουλες φαρμάκων, ράμματα, αγγειακά μοσχεύματα, φακούς επαφής και πολλούς άλλους τομείς. Τα πολυμερή υλικά διαθέτουν πολλά αξιοσημείωτα πλεονεκτήματα σε σύγκριση με τα μεταλλικά ή κεραμικά υλικά. Πρώτον, παρουσιάζουν υψηλό βαθμό ευελιξίας όσον αφορά την παραγωγή σχήματος, επιτρέποντας την εύκολη επίτευξη ευρέος φάσματος διαμορφώσεων. Τέλος, τα πολυμερή υλικά προσφέρουν μια οικονομικά αποδοτική λύση, καθώς είναι γενικά πιο προσιτά από τα αντίστοιχα μεταλλικά ή κεραμικά υλικά. Ωστόσο, παρά τη σχετική ευκολία κατασκευής και την ευκαμψία τους, αυτά τα βιοϋλικά παρουσιάζουν κατώτερες επιδόσεις σε σύγκριση με άλλα βιοϋλικά για παρατεταμένες χρονικές περιόδους. Οι κύριες κατηγορίες συνθετικών πολυμερών που χρησιμοποιούνται στον τομέα των βιοπλαστικών περιλαμβάνουν το πολυαιθυλένιο, τα πολυαμίδια, το μεθακρυλικό μεθύλιο, το πολυτετραφθοροαιθυλένιο και τις πολυουρεθάνες.

1.2.4 Σύνθετά βιοϋλικά

Τα σύνθετα υλικά αναφέρονται σε στερεά υλικά που αποτελούνται από δύο ή περισσότερες φάσεις ή συστατικά, τα οποία αναμειγνύονται σε κλίμακα μεγαλύτερη από το ατομικό επίπεδο. Ο σκοπός αυτού του συνδυασμού είναι η απόκτηση μοναδικών χαρακτηριστικών που δεν μπορούν να επιτευχθούν από κανένα από τα επιμέρους συστατικά από μόνα τους. Για παράδειγμα, ο άνθρακας μπορεί να προστεθεί σε ένα άλλο υλικό για να του προσδώσει σκληρότητα, αλλά η σύνδεση μεταξύ τους δεν οδηγεί σε νέο χημικό δεσμό.

Τα σύνθετα υλικά ορίζονται από την παρουσία δύο διαφορετικών συστατικών, δηλαδή μιας μήτρας και μιας ενισχυτικής φάσης. Η ενισχυτική φάση ενισχύει τις μηχανικές ιδιότητες του υλικού, κυρίως όσον αφορά τη μηχανική απόδοση. Στην κατηγορία των σύνθετων υλικών ανήκουν ο επόξυ-γραφίτης, το βολφράμιο-χάλυβας, καρβίδια του κοβαλτίου (**CoC**) και βολφραμίου (**WC**), ο χάλυβας, το επικαλυμμένο τιτάνιο παραγόμενο υπό υψηλή πίεση και θερμοκρασία, ώστε να σχηματίζει μεταλλικό δεσμό με την άλλη επιφάνεια (τεχνική cladding), γυαλί-κεραμικό, σύνθετο και ενισχυμένο με νήματα από καρβίδιο του πυριτίου (**SiC**) ή οξειδία του ζirkονίου (**ZrO₂**).

Οι ιδιότητες των σύνθετων υλικών, συμπεριλαμβανομένου του μέτρου ελαστικότητας, υφίστανται σημαντικές μεταβολές σε σύγκριση με εκείνες των καθαρών υλικών. Τα υλικά αυτά είναι δυνατόν να υποστούν περαιτέρω επεξεργασία, οπότε μετατρέπονται σε περισσότερο ενισχυμένα υλικά. Τα σύνθετα υλικά χαρακτηρίζονται συνήθως για την υψηλή σκληρότητα. Η σκληρότητα ενός υλικού ορίζει το μέτρο αντίστασης που προβάλλει το υλικό στην παραμόρφωση όπως θα δούμε και στην συνέχεια. Μετράται με την εμπειρική κλίμακα Mohs, την κορυφή της οποίας κατέχει ο αδάμαντας.

Τα σύνθετα υλικά περιλαμβάνουν ένα ευρύ φάσμα ουσιών, συμπεριλαμβανομένων των ενισχυμένων πολυμερών και των φυσικών υλικών όπως τα οστά. Οι μηχανικοί είναι σε θέση να ασκούν σημαντικό έλεγχο στις ιδιότητες των σύνθετων υλικών, επωφελούμενοι έτσι από τα πλεονεκτήματα που προσφέρουν. Ως εκ τούτου, είναι δυνατή η κατασκευή υλικών που είναι άκαμπτα και στιβαρά, ενώ παράλληλα είναι ελαφριά. Η βιοσυμβατότητα όλων των συστατικών είναι ζωτικής σημασίας για τα βιοσύνθετα υλικά. Συγκεκριμένα, είναι επιτακτική ανάγκη η διεπιφάνεια μεταξύ των συστατικών του συστήματος να παραμένει ανεπηρέαστη από το περιβάλλον του ανθρώπινου σώματος. Έχουν εντοπιστεί διάφορες χρήσεις των σύνθετων υλικών ως βιοϋλικών, όπως η χρήση σύνθετων οδοντικών σφραγισμάτων και η ενίσχυση του μεθακρυλικού μεθυλίου για την παραγωγή οστικού τσιμέντου και ορθοπεδικών εμφυτευμάτων με πορώδη επιφάνεια.

Η ανάπτυξη των πιο πρόσφατων σύνθετων βιοϋλικών στοχεύει στην αναπαραγωγή του τρισδιάστατου βιολογικού περιβάλλοντος (γνωστού ως Extra Cellular Matrices) και των αυξητικών παραγόντων των κυττάρων και των ιστών. Αυτά τα βιοϋλικά εξυπηρετούν τόσο θεραπευτικούς στόχους όσο και διευκολύνουν τη μελέτη των παραγόντων που επηρεάζουν τη βιολογία των κυττάρων. Με την προσεκτική επιλογή κατάλληλων αρχικών ενώσεων και τη χρήση συμβατής μεθόδου ανάμειξης, είναι δυνατή η παραγωγή νέων υλικών που διαθέτουν τα απαιτούμενα χαρακτηριστικά. Η χρήση σύνθετων υλικών καθ' όλη τη διάρκεια της πειραματικής φάσης παρουσιάζει ανώτερες επιδόσεις. Επί του παρόντος, οι επιστήμονες ασχολούνται με την παραγωγή ινών ή βιοϋλικών στη νανοκλίμακα χρησιμοποιώντας ένα ευρύ φάσμα υλικών.

Οι ερευνητές διερευνούν επί του παρόντος την κατασκευή ινών σε μικροκλίμακα χρησιμοποιώντας σφαιρίδια συνθετικών πολυμερών για τη δημιουργία βιο-υποκατάστατων για τη νευρωνική ανάπτυξη. Ελπίζουν ότι η προσέγγιση αυτή θα οδηγήσει σε βελτιωμένη ενσωμάτωση των βιοϋλικών με το βιολογικό περιβάλλον. Πρόσφατες μελέτες έχουν δείξει ότι τα νανοϋλικά, λόγω του μικρού μεγέθους τους, παρουσιάζουν κυτταροτοξικότητα διεισδύοντας στα κύτταρα και προκαλώντας σχηματισμό σφαιροειδών, διαταράσσοντας έτσι τη μορφολογία τους.

1.3 Μηχανικές απαιτήσεις βιοϋλικών

Κάθε τύπος βιοϋλικού έχει ορισμένες απαιτήσεις μηχανικής αντοχής και απόδοσης, οι οποίες καθορίζονται από την ανάγκη εκπλήρωσης φυσιολογικών λειτουργιών σε ευθυγράμμιση με τα φυσικά χαρακτηριστικά του υλικού. Τα κριτήρια μπορούν να κατηγοριοποιηθούν σε τρεις διακριτές ομάδες:

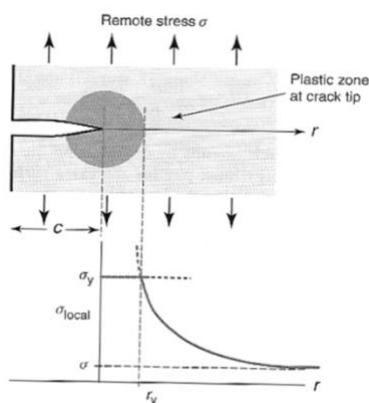
α) Οι μηχανικές ιδιότητες των βιοϊατρικών συσκευών ποικίλλουν ανάλογα με τη χρήση για την οποία προορίζονται. Για παράδειγμα, μια αντικατάσταση ισχίου απαιτεί μια στερεή δομή για να εξασφαλίσει σταθερότητα και στήριξη, αλλά μια τεχνητή καρδιακή βαλβίδα χρειάζεται ελαστική φύση για να διευκολύνει τη σωστή λειτουργία.

β) Η μηχανική ανθεκτικότητα είναι ένα κρίσιμο χαρακτηριστικό σε αρκετές ιατρικές συσκευές. Για παράδειγμα, ένας καθετήρας πρέπει να διατηρήσει τη λειτουργικότητά του για διάστημα 3 μερών, ενώ μια λεπίδα κατάγματος απαιτείται να εμφυτεύεται με ασφάλεια στο οστό για διάρκεια 6 μηνών ή και περισσότερο.

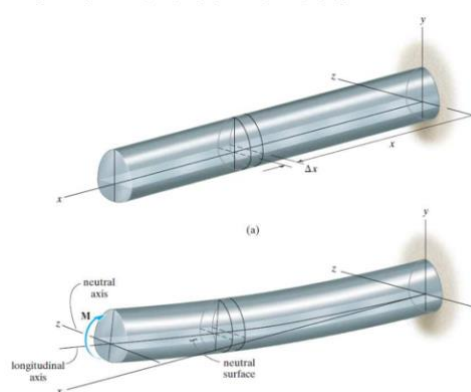
γ) Τα φυσικά χαρακτηριστικά συγκεκριμένων υλικών έχουν σημασία σε διάφορες εφαρμογές. Για παράδειγμα, μια μεμβράνη αιμοκάθαρσης παρουσιάζει ένα συγκεκριμένο επίπεδο διαπερατότητας. Στην περίπτωση μιας αντικατάστασης ισχίου, η κοτύλη στο κύπελλο πρέπει να διαθέτει υψηλό συντελεστή ολίσθησης. Επιπλέον, οι φακοί επαφής έχουν ξεχωριστές απαιτήσεις για το δείκτη διάθλασης.

Η εξέταση των μηχανικών ιδιοτήτων, συγκεκριμένα της αντοχής και της δυσκαμψίας, έχει μεγάλη σημασία, καθώς οι μηχανικές ιδιότητες πρέπει να ευθυγραμμίζονται με τα χαρακτηριστικά του ιστού που προορίζεται για αντικατάσταση. Οι ιστοί έχουν την ικανότητα να εκδηλώνουν διακριτά μηχανικά χαρακτηριστικά σε διάφορους προσανατολισμούς, ένα φαινόμενο γνωστό ως ανισοτροπία. Κατά συνέπεια, οι μηχανικές απαιτήσεις σε ένα δεδομένο βιολογικό πλαίσιο μπορεί να είναι περίπλοκες, γεγονός που απαιτεί προσεκτική εξέταση κατά την επιλογή των κατάλληλων βιοϋλικών.

Επιπλέον, η εξέταση των ιδιοτήτων κόπωσης είναι υψίστης σημασίας λόγω του γεγονότος ότι πολλά εμφυτεύματα απαιτείται να υπομένουν παρατεταμένη και επαναλαμβανόμενη φόρτιση για μεγάλη διάρκεια, που συχνά καλύπτει ολόκληρη τη διάρκεια ζωής ενός ατόμου. Οι μηχανικές ιδιότητες των βιοϋλικών επηρεάζονται επίσης σημαντικά από τα φυσικά και χημικά χαρακτηριστικά τους. Οι φυσικές ιδιότητες της πρωτογενούς μάζας περιλαμβάνουν την κρυσταλλικότητα και τις θερμικές μεταπτώσεις, όπως το σημείο τήξης. Επιπλέον, οι ιδιότητες ενός υλικού επηρεάζονται επίσης από τη χημική του σύνθεση, η οποία συνδέεται στενά με τη φύση των χημικών δεσμών που υπάρχουν στο εσωτερικό της ουσίας.



Εικόνα 8: Θραύση και δυσθραυστότητα



Εικόνα 9: Παραμόρφωση κάμψης υλικού

1.4 Βιοσυμβατότητα

Σύμφωνα με τον Williams (1987), η έννοια της βιοσυμβατότητας αναφέρεται στην ικανότητα ενός υλικού να υπάρχει αρμονικά με τον οργανισμό-δέκτη σε ένα συγκεκριμένο πλαίσιο εφαρμογής. Όταν εμφυτεύονται στο ανθρώπινο σώμα, τα βιοϋλικά πρέπει να διαθέτουν αδρανείς ιδιότητες. Οι αλληλεπιδράσεις που συμβαίνουν μεταξύ του βιολογικού υποδοχέα και του βιοϋλικού είναι περίπλοκες και μπορούν να διαρκέσουν για μεγάλα χρονικά διαστήματα, που κυμαίνονται από ώρες έως μήνες. Αυτές οι αλληλεπιδράσεις οδηγούν συχνά στην εκδήλωση φλεγμονής. Ο οργανισμός πρέπει να δέχεται τα βιοϋλικά και να μην τα απορρίπτει. Τα αδρανή υλικά δεν είναι αποκλειστικά παθητικές ουσίες, αντίθετα, απαιτούν άμεση σύνδεση με το βιολογικό περιβάλλον και συμμετέχουν σε χημικές, βιοχημικές και βιολογικές αλληλεπιδράσεις με τους ιστούς και τα υγρά στο εσωτερικό του μικροπεριβάλλοντος του σώματος. Η αποτελεσματικότητα της ενσωμάτωσης ενός βιοϋλικού στο σώμα εξαρτάται από πολυάριθμες μεταβλητές, συμπεριλαμβανομένων των χαρακτηριστικών της ουσίας, του σχεδιασμού της, της βιοσυμβατότητας, καθώς και της τεχνικής που χρησιμοποιείται για την εισαγωγή, της κατάστασης του ασθενούς και του επιπέδου δραστηριότητάς του. Αρκετές κρίσιμες μεταβλητές που συμβάλλουν σε πιθανή αστοχία του υλικού μπορούν να εξεταστούν ειδικά στα βιοϋλικά, διακρίνοντάς τα από τα τεχνητά υλικά γενικά. Οι παράγοντες αυτοί περιλαμβάνουν την αντίδραση του ανοσοποιητικού συστήματος στο εμφυτευμένο βιοϋλικό, την πρόκληση τοξικότητας, την εμφάνιση αλλεργικών αντιδράσεων και τον πιθανό σχηματισμό καρκινικών κυττάρων. Ως εκ τούτου, η ιδιότητα της βιοσυμβατότητας θεωρείται βασικό χαρακτηριστικό των βιοσυμβατών υλικών.

Η βιοσυμβατότητα αναφέρεται στην ικανότητα ενός υλικού ή μιας ουσίας να επιτελεί αποτελεσματικά την προβλεπόμενη λειτουργία του στο πλαίσιο μιας ιατρικής παρέμβασης, αποφεύγοντας παράλληλα τυχόν δυσμενείς τοπικές ή συστηματικές επιδράσεις στον αποδέκτη. Αντίθετα, αποσκοπεί στην πρόκληση της καταλληλότερης ευεργετικής κυτταρικής ή ιστικής απόκρισης σύμφωνα με τις συγκεκριμένες συνθήκες, ενισχύοντας έτσι τη συνολική αποτελεσματικότητα της θεραπείας. Η αξιολόγηση της βιοσυμβατότητας αρχίζει συνήθως με πειράματα *in vitro* που αναπαράγουν τις φυσιολογικές συνθήκες του ανθρώπινου σώματος. Εάν οι δοκιμές αυτές δώσουν θετικά αποτελέσματα, διεξάγονται στη συνέχεια μελέτες *in vivo* με τη χρήση ζωικών μοντέλων. Τέλος, διεξάγονται κλινικές δοκιμές σε ανθρώπους. Η κυρίαρχη προσέγγιση που χρησιμοποιείται για τη διερεύνηση της βιοσυμβατότητας είναι η διενέργεια ιστολογικής εξέτασης σε σχέση με τη διάρκεια της εμφύτευσης. Ταυτόχρονα, διεξάγονται έρευνες σχετικά με τις ταυτόχρονες μεταβολές των φυσικών και χημικών χαρακτηριστικών των βιοϋλικών, συμπεριλαμβανομένων παραγόντων όπως η αντοχή και η διάβρωση, κατά τη διάρκεια της καθορισμένης χρονικής περιόδου. Επιπλέον, αξιολογείται η τοξικότητα του εμφυτεύματος. Για να εκτιμηθεί η πιθανή τοξικότητα των βιοϋλικών και των επακόλουθων προϊόντων διάσπασής τους, χρησιμοποιείται μια προσέγγιση καλλιέργειας κυττάρων *in vitro*. Συγκεκριμένα, κύτταρα που προέρχονται από την ίδια σειρά καλλιεργούνται, επιτρέποντας τη συγκριτική ανάλυση.

Με βάση την αλληλεπίδρασή του με τους ιστούς, ένα βιοϋλικό μπορεί να ταξινομηθεί σε ένα από τρία διαφορετικά είδη, όπως αναφέρθηκε επιγραμματικά στην **(ενότητα 1.2.2)** παραπάνω:

Τα **βιοενεργά**, γνωστά και ως βιοσυμβατά υλικά, αναφέρονται σε ουσίες που, όταν εισάγονται στο σώμα, παρουσιάζουν ελάχιστη ή αμελητέα επαφή με τους περιβάλλοντες ιστούς.

Τα **βιοαπορροφητικά** αναφέρονται σε υλικά τα οποία, κατά την εισαγωγή τους στο ανθρώπινο σώμα, υφίστανται σταδιακά διάλυση και απορρόφηση έως ότου τελικά αντικατασταθούν από τους αναπτυσσόμενους ιστούς.

Τα **βιοδραστικά** υλικά αναφέρονται σε ουσίες που, κατά την εισαγωγή τους στο ανθρώπινο σώμα, αλληλεπιδρούν με τους περιβάλλοντες ιστούς και τις μαλακές δομές.

II. ΣΚΟΠΟΣ ΚΑΙ ΣΤΟΧΟΣ ΔΙΠΛΩΜΑΤΙΚΗΣ ΕΡΓΑΣΙΑΣ

Η διπλωματική εργασία αποσκοπεί στην εξερεύνηση του ρόλου των ιδιοτήτων του οξειδίου του ζirkονίου και του χρωμιοκοβάλτιου στη μηχανική απόκριση προσθετικών οδοντιατρικών στεφάνων. Χρησιμοποιώντας συνδυασμένες υπολογιστικές και πειραματικές τεχνικές, η έρευνα έχει ως στόχο την κατανόηση της συμπεριφοράς των υλικών αυτών υπό συνθήκες φόρτισης, με έμφαση σε θλιπτικές φορτίσεις και τις περιβαλλοντικές συνθήκες που επηρεάζουν τη λειτουργία τους. Στη συνέχεια, προτίθεται να πραγματοποιήσει σύγκριση των μηχανικών ιδιοτήτων των δύο υλικών, με σκοπό την εξαγωγή συγκριτικών συμπερασμάτων σχετικά με την κατάλληλη επιλογή υλικών για την κατασκευή οδοντιατρικών στεφάνων.

Η ερευνητική αυτή δραστηριότητα αποτελεί σημαντικό βήμα για τη βελτίωση της ποιότητας της οδοντιατρικής πρακτικής. Η κατανόηση της μηχανικής συμπεριφοράς των υλικών συμβάλλει στην ανάπτυξη βελτιωμένων οδοντιατρικών στεφάνων που προσφέρουν αυξημένη αντοχή και απόδοση. Η σύγκριση των υλικών αναμένεται να αποκαλύψει αστοχίες και προκλήσεις, οδηγώντας σε αναδιοργάνωση του σχεδιασμού των στεφάνων για καλύτερα αποτελέσματα. Επιπλέον, η ανίχνευση αστοχιών και των αδύναμων σημείων των υλικών αναμένεται να φανεί ξεκάθαρα μέσω του υπολογιστικού μέρους της έρευνας, όπου χρησιμοποιούνται λογισμικά προσομοίωσης των θλιπτικών δυνάμεων που ασκούνται στις οδοντιατρικές στεφάνες. Αυτό θα παράσχει σημαντική επιστημονική και τεχνολογική πληροφορία για την βελτίωση της σχεδίασης και της απόδοσης των οδοντιατρικών επεμβάσεων. Τέλος, η έρευνα αναμένεται να συμβάλει στη βελτίωση της φροντίδας των ασθενών, προσφέροντας στους οδοντιάτρους επιστημονική βάση για την επιλογή των κατάλληλων υλικών για κάθε περίπτωση.

III. ΥΛΙΚΑ ΚΑΙ ΜΗΧΑΝΙΚΕΣ ΙΔΙΟΤΗΤΕΣ

1. Ζιρκόνιο

Το ζιρκόνιο (**Zr**) είναι μια στοιχειακή ουσία που περιλαμβάνεται στον Περιοδικό Πίνακα και χαρακτηρίζεται από ατομικό αριθμό 40. Κατατάσσεται στην κατηγορία των μεταλλικών στοιχείων, δηλαδή στη δεύτερη ομάδα των στοιχείων μετάπτωσης. Κατά την αρχαιότητα, οι πολύτιμοι λίθοι που περιείχαν ζιρκόνιο αναφέρονταν συνήθως ως ζιρκόν. Το έτος 1789, ο διάσημος Γερμανός επιστήμονας Martin Klaproth διεξήγαγε ανάλυση ενός λίθου, εξάγοντας με επιτυχία το ζιρκόνιο με τη μορφή ζιρκονίας (**ZrO₂**). Παρ' όλα αυτά, αντιμετώπισε δυσκολίες στην επίτευξη του διαχωρισμού του (**Zr**) από την μορφή ένωσης με το (**O₂**). Η απομόνωση του στοιχείου έγινε το 1824 χάρη στις προσπάθειες του Jöns Jacob Berzelius, ενός επιστήμονα από τη Σουηδία. Ο Berzelius το πέτυχε αυτό υποβάλλοντας σε θερμότητα μια ένωση γνωστή ως (**K₂ZrF₆**), η οποία περιέχει κάλιο. Ως αποτέλεσμα, απέκτησε με επιτυχία μια ουσία με τη μορφή μαύρης σκόνης ζιρκονίου. Στη σύγχρονη κοινωνία, η παραγωγή αυτού του μετάλλου περιλαμβάνει μια μεγάλης κλίμακας παραγωγική διαδικασία κατά την οποία το (**ZrCl₄**) υποβάλλεται σε θερμική επεξεργασία σε συνδυασμό με μαγνήσιο.

Ο ζιρκονίτης, επίσης γνωστός ως ζιρκόνιο (**ZrSiO₄**), είναι ένα πυριτικό ορυκτό που βρίσκεται σε νησιά. Υπάρχει με τη μορφή πρισματικών ή κοκκωδών κρυστάλλων, με (πυκνότητα 4,7 [**gr/cm³**]). Διαθέτει υψηλό επίπεδο σκληρότητας, με τιμή (7,5 στην **κλίμακα Mohs**). Ο ζιρκονίτης παρουσιάζει μια σειρά χρωμάτων, όπως κοκκινωπό καφέ, κίτρινο, πράσινο, ακόμη και άχρωμο. Το εν λόγω ορυκτό συναντάται συχνά σε πυριγενή πετρώματα, συμπεριλαμβανομένων των γρανιτών, των γρανοδιοριτών και των συνητιών. Ωστόσο, στα μεταμορφωμένα πετρώματα, η παρουσία του παρατηρείται κυρίως σε γνεύσιους και σχιστόλιθους. Επιπλέον, είναι παρόν σε ποτάμια και ιζηματογενείς αποθέσεις κατά μήκος των ακτών. Εκτός από το ρόλο του ως πολύτιμου λίθου, το ζιρκόνιο βρίσκει χρησιμότητα σε πυρηνικούς αντιδραστήρες και οδοντιατρικές εφαρμογές, και συγκεκριμένα με τη μορφή οξειδίου (**ZrO₂**).



Εικόνα 10: Ζιρκόνιο σε διαφορετικές αποχρώσεις



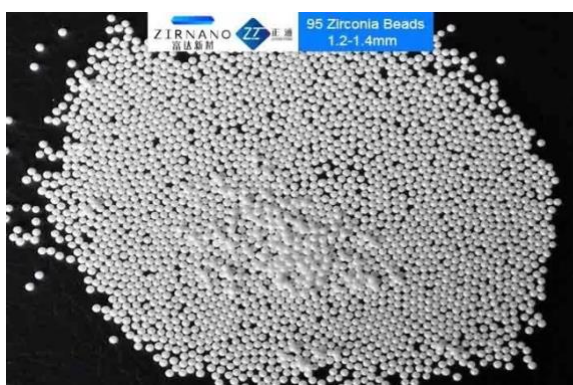
Εικόνα 11: Ζιρκόνιο ως πολύτιμος λίθος

2. Ζιρκονία ZrO_2 (Οξείδιο του ζιρκονίου)

Το οξείδιο του ζιρκονίου βρίσκεται υπό την μορφή του ορυκτού μπαντελλείτη, το οποίο μπορεί να περιέχει ίχνη από άφνιο (**Hf**) ή ουράνιο (**U**). Οι προσμίξεις αυτές μπορεί να υπάρχουν στον μπαντελλείτη σε συγκεντρώσεις (έως 1% **HfO₂** και έως 3% **U₃O₈**).

Το ορυκτό **ZrO₂** εξορύχθηκε αρχικά στη Βραζιλία, συγκεκριμένα στις περιοχές Sao Paulo και Minas Gerais. Χαρακτηρίζεται από την παρουσία μοναδικών κρυσταλλικών δομών, οι οποίες μπορεί να έχουν είτε ινώδες είτε κιονοειδές σχήμα. Το ορυκτό αυτό αναφέρεται συνήθως ως βραζιλίτης. Επί του παρόντος, οι σημαντικότερες συσσωρεύσεις (**ZrO₂**) βρίσκονται στη Νότια Αφρική, συγκεκριμένα στην περιοχή Palabora. Τα κοιτάσματα αυτά αποτελούνται από αποθέματα που ανέρχονται σε χιλιάδες τόνους, τα οποία λαμβάνονται κυρίως ως δευτερογενές προϊόν που προκύπτει από την εξόρυξη ορυκτών χαλκού (**Cu**) και ουρανίου (**U**). Το διοξείδιο του ζιρκονίου (**ZrO₂**), ένα ορυκτό που βρίσκεται στη Νότια Αφρική, μπορεί να κατασκευαστεί με μικρή παρουσία οξειδικών ενώσεων. Το οξείδιο του πυριτίου (**SiO₂**) έχει τη δυνατότητα να μετατραπεί σε πρώτη ύλη που περιέχει συγκέντρωση (**ZrO₂**) που κυμαίνεται από 96% έως 99% με τη χρήση κατάλληλων μεθόδων επεξεργασίας.

Τα κεραμικά ζιρκονίας έχουν κερδίσει σημαντική δημοτικότητα λόγω των βελτιωμένων μηχανικών δυνατοτήτων τους σε σχέση με άλλα κεραμικά, ιδίως μετά από φθορά που προκύπτει από την έκθεση σε υγρό περιβάλλον. Πολλαπλές έρευνες έχουν δείξει ότι οι τετραγωνικοί πολυκρύσταλλοι ζιρκονίας διαθέτουν αντοχή σε κάμψη στο εύρος 700-1300 [MPa] και αντοχή σε θραύση που κυμαίνεται από 6-10 [MPa*m⁻¹]. Αρκετές μελέτες έχουν διεξαχθεί από τους Kosmac et al. (1999), Curtis et al. (2006), Piconi et al. (1999), Manicone et al. (2007), Denry and Kelly (2008), Yilmaz et al. (2007) και Ban (2008). Και οι δύο ιδιότητες παίζουν καθοριστικό ρόλο στη ρύθμιση της αντοχής του υλικού. Τα κεραμικά υλικά διαθέτουν κοκκώδη δομή, γεγονός που τα καθιστά ιδιαίτερα ευαίσθητα στις επιδράσεις των εφελκυστικών τάσεων. Οι τεχνικές δοκιμών για τον προσδιορισμό της εφελκυστικής αντοχής παρέχουν αξιοσημείωτες προκλήσεις λόγω της διαδικαστικής πολυπλοκότητάς τους, αλλά οι μέθοδοι δοκιμών αντοχής σε κάμψη παρέχουν πληροφορίες για το μέγιστο όριο εφελκυστικής τάσης που μπορεί να αντέξει ένα υλικό πριν από τη θραύση. Εάν τα υλικά ήταν ομοιογενή, η αντοχή σε κάμψη θα ήταν ισοδύναμη με την αντοχή σε εφελκυσμό. Στην πραγματικότητα, είναι σημαντικό να αναγνωρίσουμε ότι όλα τα υλικά περιλαμβάνουν διαφορετικού βαθμού ατέλειες, με αποτέλεσμα να υπάρχει ένα εύρος τιμών. Τυπικά, η αντοχή σε κάμψη τείνει να έχει ελαφρώς αυξημένο μέγεθος.



Εικόνα 12: Χάντρες ζιρκονίας υψηλής ποιότητας

Το μέτρο ελαστικότητας για τα κεραμικά ζirkονίας αναφέρεται ότι είναι περίπου **214** [GPa]. Η πυκνότητα **περίπου 6,45** [gr/cm³], ενώ η σκληρότητά τους μετράται μεταξύ **160** και **1275** [αριθμού σκληρότητας **Vickers (VHN)**]. Ο πίνακας που παρουσιάζεται παρακάτω συνοψίζει τα φυσικά και μηχανικά χαρακτηριστικά της ζirkονίας, μαζί με άλλα κεραμικά συστήματα που χρησιμοποιούνται συχνά για Ολοκεραμικές αποκαταστάσεις. Τα ευρήματα αυτά έχουν αναφερθεί σε μελέτες που διεξήχθησαν από τους Ban (2008) και Picconi και συν. (1999).

Πίνακας 2. Φυσικές- Μηχανικές ιδιότητες κεραμικών υλικών							
Τρόπος κατασκευής	Εμπορική ονομασία	Αντοχή σε κάμψη (MPa)	Δυσθραυστότητα (MPa.m⁻¹)	Μέτρο ελαστικότητας (GPa)	Σκληρότητα (VHN)	Συντελεστής θερμικής διαστολής (x10⁻⁶ per °C)	Πυκνότητα (gr/cm³)
Χυτευόμενα	Dicor	152	2,5	70	620	7,2	2,7
	OCC	222-300	2,7	53	360-420	8,0	2,8
	Crys-Cera	160	2,7	80	420	11,5	2,7
Θερμοσυμπιεζόμενα	Finess All Ceramic	125	1.25	70	635	13,5	-
	Ceraeste	300	-	80	580	5,7	2,8
	Empress 2	400	3,3	96	540	10,6	-
Κεραμικά διάχυσης	In-Ceram Spinell	400	2,7	185	-	7,7	3,57
	In-Ceram Alumina	500	3,9	280	1122	7,4	3,84
	In-Ceram Zirconia	600	4,4	258	1122	7,8	4,24
CAD/CAM	Procera AllCeram	472—687	3,84-4,48	370-420	1700	7,0	3,9
	Procera Zirconia Y-TZP	1121	10	210	1200	10,4	6,05
	In-Ceram YZ CUBES	>900	5,9	210	1200	10,5	6,05
	Cercon	900-1200	9-10	200-210	1275	10,5	6,1
	Lava	1272	10	210	1250	10	6,08
	NANOZR	1500	18	245	1160	10,1	5,53

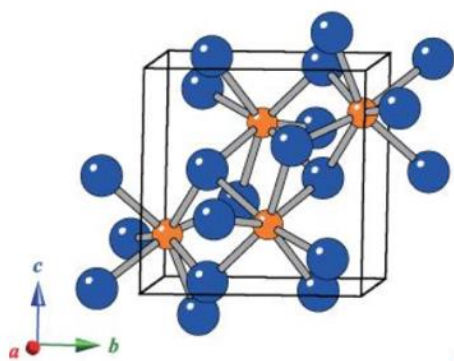
Εικόνα 13: Φυσικές- Μηχανικές ιδιότητες κεραμικών υλικών (Τροποποίηση από Ban 2008)

2.1 Δομή Ζιρκονιάς

Η ζιρκονία (ZrO_2) ταξινομείται ως προηγμένο κεραμικό και κεραμικό οξείδιο. Σχηματίζει κρυστάλλους σε τρία διαφορετικά κρυσταλλογραφικά συστήματα, τα οποία είναι τα εξής:

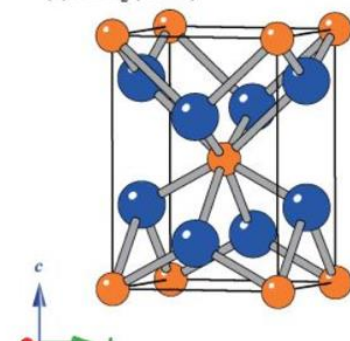
1. Η ουσία σχηματίζει κρυστάλλους στο μονοκλινές σύστημα (m-Phase) σε θερμοκρασίες χαμηλότερες των $1150^\circ C$.
2. Η (t-Phase) της ουσίας αυτής υπάρχει σε τετραγωνική διάταξη εντός του εύρους θερμοκρασιών από $1150^\circ C$ έως $2650^\circ C$, με μέγιστη θερμοκρασία $2680^\circ C$.
3. Κατατάσσεται στο κυβικό σύστημα κρυστάλλωσης (c-Phase), σε θερμοκρασίες άνω των $2680^\circ C$.

(c) $m-ZrO_2$ (CN=7)



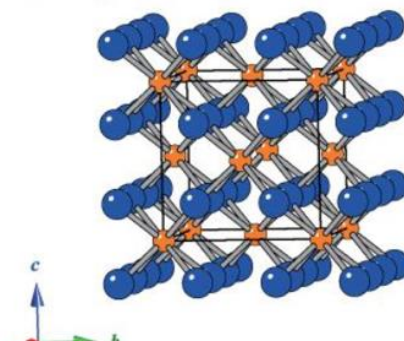
Εικόνα 14: Μονόκλινης φάση ζιρκονιάς

(b) $t-ZrO_2$ (CN=8)



Εικόνα 15: Κυβική φάση ζιρκονιάς

(a) $c-ZrO_2$ (CN=8)



Εικόνα 16: Τετραγωνική φάση ζιρκονιάς

Η ενσωμάτωση ελάχιστων ποσοτήτων CaO στο ζιρκόνιο για την επίτευξη της σταθερότητας της κυβικής του φάσης άρχισε το 1929 (Ruff et al., 1929). Η ενσωμάτωση σταθεροποιητών οξειδίων όπως CaO , MgO , CeO , YO σε καθαρή ζιρκονία επιτρέπει το σχηματισμό ενός πολυφασικού υλικού. Σε θερμοκρασία δωματίου, το υλικό αυτό αποτελείται κυρίως από την κυβική φάση, με μικρότερες ποσότητες τετραγωνικής και μονοκλινούς φάσης. Η μερικώς σταθεροποιημένη ζιρκονία (**PSZ**) είναι ο όρος που χρησιμοποιείται για την περιγραφή αυτού του υλικού (Subbarao 1981, Zhang & Lawn 2018).

Η ζιρκονία μπορεί να συντεθεί με την ενσωμάτωση υτρία στο οξείδιο του ζιρκονίου ($ZrO \cdot YO$). Η τετραγωνική φάση ζιρκονιάς (**TZP**) μπορεί να παραχθεί σε θερμοκρασία περιβάλλοντος με τη χρήση αυτής της μορφής (Rieth et al., 1976- Gupta et al., 1978). Η μικροδομή που αναφέρεται ως πολυκρυσταλλική τετραγωνική ζιρκονία (**TZP**) αποτελείται από περίπου 2-3% mol YO . Η ζιρκονία εμφανίζει μια κυβική μορφή γνωστή ως πλήρως σταθεροποιημένη ζιρκονία (**FSZ**) όταν προστίθεται μεγαλύτερο ποσοστό υτρία (Το ανώτερο όριο για τη διαλυτότητα υτρία στο πλέγμα ζιρκονιάς είναι 8% ανά mol.) από αυτό που επιτρέπει η μέγιστη διαλυτότητα σε θερμοκρασία περιβάλλοντος. Η (**FSZ**) χρησιμοποιείται σε ηλεκτρονικές εφαρμογές λόγω των εγγενών ιοντικών χαρακτηριστικών της.

2.2 Ολοκεραμικές προσθετικές αποκαταστάσεις

Η οπτική των προσθετικών αποκαταστάσεων, σε συνδυασμό με τη λειτουργικότητά τους, είναι ιδιαίτερα σημαντική στην περίπτωση των αποκαταστάσεων που αφορούν τα πρόσθια δόντια. Η αύξηση των αισθητικών προσδοκιών οδήγησαν στην εμφάνιση και την εξέλιξη των οδοντιατρικών αποκαταστάσεων χωρίς μέταλλο. Σε αντίθεση με τις μεταλλικές αποκαταστάσεις, οι ολοκεραμικές αποκαταστάσεις παρέχουν διάφορα πλεονεκτήματα, όπως πιο ρεαλιστική εμφάνιση, βιοσυμβατότητα, αντοχή στην τριβή και σταθερότητα χρώματος.

Παρ' όλα αυτά, τα υλικά αυτά είναι επιρρεπή σε θραύση και η ικανότητά τους να αντέχουν τις δυνάμεις μάσησης υποβαθμίζεται από δύο εγγενείς περιορισμούς. Ο πρώτος περιορισμός σχετίζεται με κατασκευαστικές ατέλειες που μπορεί να οδηγήσουν στο σχηματισμό φυσαλίδων, πορωδών περιοχών ή ελαττωματικών περιοχών κατά την επεξεργασία. Ο δεύτερος περιορισμός προκύπτει από τις επιφανειακές ρωγμές που εμφανίζονται ως αποτέλεσμα μηχανικών διεργασιών. Η εμφάνιση μιας πιθανής θραύσης της κορώνας μπορεί να προκύψει από τις ατέλειες που αναπτύσσονται ύστερα από τη μηχανική καταπόνηση ενός προϋπάρχοντος υλικού που προκαλείται από τη διαδικασία κατεργασίας του.

Τα κατάγματα στεφάνης είναι τα πιο συχνά κλινικά προβλήματα που σχετίζονται με τις Ολοκεραμικές στεφάνες. Κατά συνέπεια, έχουν γίνει διάφορες προσπάθειες για την ενίσχυση της αντοχής των ολοκεραμικών αποκαταστάσεων σε θραύσματα. Μια τέτοια προσέγγιση περιλαμβάνει τη χρήση μερικώς σταθεροποιημένης ζirkονίας, η οποία προσφέρει βελτιωμένη αντοχή σε κάμψη.

Η ζirkονία χρησιμοποιείται στην κατασκευή οδοντιατρικών προσθετικών αποκαταστάσεων, συμπεριλαμβανομένων των ενδορριζικών αξόνων και των πλήρως βασισμένων σε ζirkονία στηριγμάτων και εμφυτευμάτων. Για την επιτυχή δημιουργία της ολοκεραμικής αποκατάστασης, είναι απαραίτητη η προσεκτική παρακολούθηση των παραμέτρων κατά τη διάρκεια της διαδικασίας κατασκευής, ώστε να διασφαλιστεί ότι το τελικό αποτέλεσμα ανταποκρίνεται στις καθορισμένες απαιτήσεις.

Σε σύγκριση με άλλα κεραμικά υλικά, παρουσιάζει ανώτερες επιδόσεις όσον αφορά τόσο την αντοχή όσο και την εμφάνιση σε τέτοιες εφαρμογές. Η αντοχή της ζirkονίας, ενός πολυκρυσταλλικού υλικού, μπορεί να φθάσει τα 1200 [MPa]. Η ζirkονία που έχει σκληρυνθεί με αλουμίνα, έχει αντοχή 700 [MPa]. Η ζirkονία είναι συγκρίσιμη με την αλουμίνα όσον αφορά τη σκληρότητα, με τιμές που είναι κάπως χαμηλότερες από εκείνες της αλουμίνας. Η αντοχή σε κάμψη της βρίσκεται στην περιοχή των 900-1200 [MPa].

Επιπλέον, μπορεί να φανεί σε ακτινογραφίες, και η λευκή απόχρωσή του μοιάζει πολύ με εκείνη ενός πραγματικού δοντιού.

2.3 Μονολιθική ζirkονία

Το κυρίαρχο πρόβλημα που σχετίζεται με τις αποκαταστάσεις ζirkονίας, όπως αναφέρθηκε προηγουμένως, είναι η αποκόλληση - θραύση του κεραμικού καλύμματος. Αυτός ήταν ίσως και ο μεγαλύτερος παράγοντας για τις κατασκευαστικές εταιρίες να αναπτύξουν κεραμικά ζirkονίας για μονολιθικές αποκαταστάσεις λόγω της σημαντικής επίδρασής τους ως κρίσιμο στοιχείο. Μια πιθανή προσέγγιση στις ολοκεραμικές αποκαταστάσεις είναι η αφαίρεση της κεραμικής επικάλυψης, διατηρώντας παράλληλα τις εξαιρετικές μηχανικές δυνατότητες και τη βιοσυμβατότητα της ζirkονίας.

Το πρωταρχικό ζήτημα που σχετίζεται με τα κεραμικά οξειδίου του ζirkονίου, το οποίο τα καθιστά ακατάλληλα για την παραγωγή μονολιθικών αποκαταστάσεων, είναι η αυξημένη αδιαφάνεια τους. Το εν λόγω χαρακτηριστικό μπορεί να αποδοθεί σε διάφορες πτυχές που σχετίζονται με το δείκτη διάθλασης, τις διάφορες προσμίξεις, το μέγεθος των κόκκων, την ύπαρξη πόρων και τις σημειακές ατέλειες όπως τα κενά οξυγόνου. Η ανάπτυξη της διαφανούς προχρωματισμένης ζirkονίας προσέφερε λύση στο ζήτημα αυτό και είναι ευρέως γνωστή ως μονολιθική ζirkονία ή ζirkονία πλήρους περιγράμματος.

Υπάρχουν ουσιαστικά δύο προσεγγίσεις που χρησιμοποιούνται για την αναδημιουργία του χρώματος των δοντιών σε κεραμικά ζirkονίας.

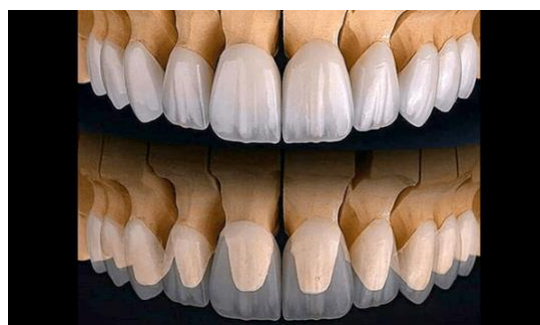
1. Η μέθοδος ενσωμάτωσης οξειδίων χρώματος στην πρώτη φάση σκόνης πριν από τη συμπίεση για την παραγωγή τεμαχίων ζirkονίας.
2. Η διαδικασία διαχωρισμού των αποκαταστάσεων που λαμβάνονται από μερικώς πυροσυσσωματωμένα, μη χρωματισμένα συστατικά με τη χρήση μεταλλικών αλάτων σε χαμηλές ποσότητες.

Η διαφάνεια είναι μια κρίσιμη πτυχή για την ακριβή αναπαράσταση του χρώματος των δοντιών, ωστόσο τα κεραμικά ζirkονίας στερούνται κυρίως αυτής της ιδιότητας. Έχουν χρησιμοποιηθεί διάφορες στρατηγικές για την ενίσχυση της διαφάνειας:

1. Χρήση κυβικής ζirkονίας.
2. Βελτίωση της συμπαγούς σύστασης της ζirkονίας με μείωση της παρουσίας πόρων.
3. Μείωση της παρουσίας αλουμίνας, η οποία δρα ως βοηθητικό μέσο πυροσυσσωμάτωσης, στο ελάχιστο.
4. Μείωση του μεγέθους των κόκκων σε λιγότερο από 100 [nm].



Εικόνα 17: Ολική αποκατάσταση με μονολιθική ζirkονία



Εικόνα 18: Ολική αποκατάσταση με μονολιθική ζirkονία

Ως νέα εξέλιξη έχουν προταθεί οι μονολιθικές στεφάνες ζirkονίας, οι οποίες αποτελούνται πλήρως από ζirkονία και παράγονται με τη χρήση τεχνολογίας CAD/CAM. Αυτές οι στεφάνες δημιουργούνται με ψηφιακή διαμόρφωση ενός ακατέργαστου κύβου ζirkονίας. Η χρήση μονολιθικών αποκαταστάσεων προσφέρει αξιοσημείωτα πλεονεκτήματα, όπως η ανώτερη αισθητική απόδοση, η βιοσυμβατότητα, η αντοχή στα κατάγματα και η έλλειψη αισθητικής αποκόλλησης του υλικού. Επιπλέον, μειώνεται ο χρόνος που απαιτείται για την παραγωγή.

Σε πολλά θεραπευτικά σενάρια, είναι απαραίτητο το υλικό αποκατάστασης να διαθέτει αντοχή έναντι αυξημένων μασητικών καταπονήσεων, ιδίως σε οπίσθιες περιοχές ή περιπτώσεις δυσλειτουργικών αρθρώσεων. Η μονολιθική ζirkονία προτείνεται ως εναλλακτική αποκαταστατική προσέγγιση σε τέτοιες περιπτώσεις, παρά τις αντιληπτές υποδεέστερες οπτικές ιδιότητες του υλικού.

Ωστόσο, η χρήση μονολιθικής ζirkονίας υψηλής ευκρίνειας (**Y-TZP**) και η πιθανή εφαρμογή επιφανειακών χρωστικών ουσιών για αισθητική βελτίωση ενισχύουν σημαντικά την οπτική ελκυστικότητα και καθιερώνουν την ουσία αυτή ως ασφαλές και οπτικά ευχάριστο υποκατάστατο. Η χρήση μονολιθικής ζirkονίας υψηλής ευκρίνειας έχει παρατηρηθεί ότι βελτιώνει τα ποσοστά επιβίωσης και επιτυχίας των ολοκεραμικών αποκαταστάσεων, οδηγώντας σε συνεχή επέκταση των κλινικών εφαρμογών τους.

Σε μια πρόσφατη *in vitro* μελέτη, η αντοχή σε θραύση των στεφανών μονολιθικής ζirkονίας συγκρίθηκε με εκείνες με κεραμικό υλικό κάλυψης και οι πρώτες παρουσίασαν σημαντικά ανώτερα αποτελέσματα. Οι μονολιθικές στεφάνες ζirkονίας έχουν μεγαλύτερη αντοχή σε θραύση σε σύγκριση με τις αποκαταστάσεις ζirkονίας με κεραμικό υλικό κάλυψης, καθώς μπορούν να αντέξουν μεγαλύτερες καταπονήσεις χωρίς να σπάσουν. Ως εκ τούτου, συνιστάται να τη θεωρείτε ως μια καλή επιλογή για ασθενείς που είχαν στο παρελθόν αποκαταστάσεις κατάγματος λόγω καταπόνησης από υψηλές δυνάμεις.

Οι αυξημένες θερμοκρασίες πυροσυσσωμάτωσης (1500°C-1550°C) οδηγούν σε αξιοσημείωτη μείωση του πορώδους και αύξηση της πυκνότητας του υλικού, με αποτέλεσμα το σχηματισμό μεγαλύτερων κόκκων. Το αυξημένο μέγεθος των κόκκων οδηγεί επίσης σε αυξημένη διαφάνεια, καθώς υπάρχουν λιγότερα όρια κόκκων που διασκορπίζουν το φως. Ωστόσο, αυτό καθιστά επίσης το υλικό πιο ευάλωτο σε φθορά σε χαμηλές θερμοκρασίες. Παρ' όλα αυτά, όταν το μέγεθος των κόκκων μειώνεται σε διαστάσεις μικρότερες από 100 [nm], ενισχύεται η γραμμική μετάδοση του φωτός εντός της ουσίας.

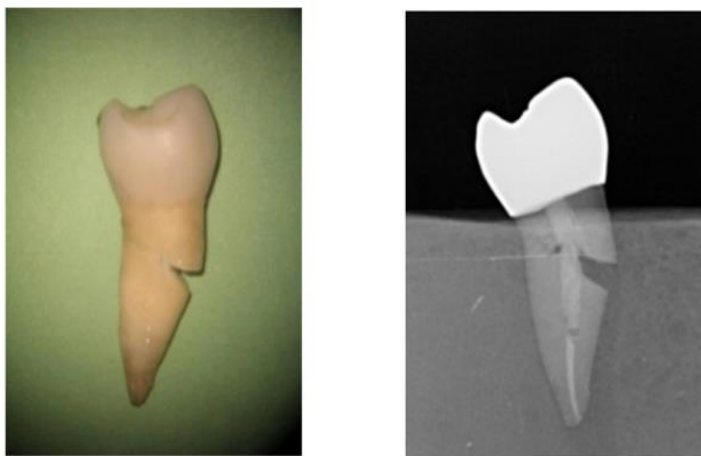
Τελικά, η ύπαρξη διαφόρων προσμίξεων σε μικρές ποσότητες, όπως η αλουμίνα, εμποδίζει τη μετάδοση του φωτός διαταράσσοντας τα όρια μεταξύ των κόκκων και προκαλώντας διασπορά του φωτός λόγω του διαφορετικού δείκτη διάθλασης.

2.4 Μηχανικές απαιτήσεις οδοντικών εμφυτευμάτων

Τα οδοντικά εμφυτεύματα χρησιμοποιούνται με σκοπό την ανακατασκευή ή την αντικατάσταση των δοντιών που λείπουν, την ενίσχυση της ικανότητας μάσησης, τη βελτίωση της αισθητικής και της επικοινωνίας και την παροχή σταθερότητας σε αφαιρούμενες οδοντοστοιχίες ή ως θεμέλιο για σταθερές προσθέσεις. Η επαφή οστού-εμφυτεύματος πρέπει να έχει την ικανότητα να αντέχει τις τάσεις που δημιουργούνται στη στοματική κοιλότητα για διάρκεια 40 ετών. Η κατανομή των τάσεων στο εμφύτευμα, το οστό και τη διεπιφάνειά τους επηρεάζεται από διάφορους παράγοντες, όπως το σχήμα του οδοντικού εμφυτεύματος, οι συνθήκες φόρτισης που εφαρμόζονται στο εμφύτευμα, η ποιότητα του περιβάλλοντος οστού και οι μηχανικές ιδιότητες του εμφυτεύματος και των επιφανειακών οστικών ιστών.

Τα οδοντιατρικά εμφυτεύματα υφίστανται θλιπτικές, καμπτικές, στρεπτικές και διατμητικές δυνάμεις, με αποτέλεσμα ένα ποικίλο φάσμα κατανομής των τάσεων. Ως εκ τούτου, εκτός από την ποσότητα της φόρτισης, πρέπει να λαμβάνεται υπόψη και ο προσανατολισμός της δύναμης. Όταν τα οστά εκτίθενται σε διατμητικές τάσεις, αποδεικνύεται ότι είναι κατά 65% λιγότερο ανθεκτικά. Ως εκ τούτου, είναι επιτακτική ανάγκη να μειωθούν οι διατμητικές πιέσεις ή να ενισχυθεί η διασπορά των διατμητικών τάσεων από το εμφύτευμα στο οστό. Η αυξημένη διατμητική αντοχή στην επαφή μεταξύ εμφυτεύματος και οστού έχει ως αποτέλεσμα τη βελτίωση της κατανομής των τάσεων στη διεπιφάνεια εμφυτεύματος/οστού όπου αυτό σημαίνει καλύτερη κατανομή τάσεων στους περιβάλλοντες ιστούς και μικρότερη τάση στο εμφύτευμα.

Τα οδοντικά εμφυτεύματα δέχονται διάφορες δυνάμεις καθ' όλη τη διάρκεια της διαδικασίας τους, οι οποίες στη συνέχεια μεταφέρονται στην εσωτερική δομή. Ως εκ τούτου, πρέπει να αντέχουν αυτές τις διάφορες καταπονήσεις χωρίς να παρουσιάζουν καμία αστοχία ή κάταγμα. Η ποσοτικοποίηση αυτών των φορτίων αποτελεί τεχνική πρόκληση λόγω πολλών πτυχών, όπως το μέγεθος των τυπικών δυνάμεων μάσησης (που κυμαίνονται από **220-880 [N]**), τα ανατομικά και φυσιολογικά χαρακτηριστικά του περιβάλλοντος οστού και οι μηχανικές ιδιότητες του εμφυτεύματος. Ο σχεδιασμός των οδοντικών εμφυτευμάτων απαιτεί την προσεκτική εξέταση βασικών μηχανικών παραμέτρων, συμπεριλαμβανομένου του μέτρου ελαστικότητας, του ορίου διαρροής, της μέγιστης αντοχής, της ανθεκτικότητας σε θραύση και της αντοχής σε κόπωση.



Εικόνα 19: Τύποι θραύσης στεφάνης μονολιθικής ζirkονίας

2.5 Η Ζirkονία στην κλινική οδοντιατρική

Οι ανώτερες μηχανικές ιδιότητες της ζirkονίας σε σύγκριση με άλλα κεραμικά συστήματα την έχουν καταστήσει ένα πολλά υποσχόμενο υλικό για οδοντιατρικές εφαρμογές. Τα κεραμικά ζirkονίας έχουν ευρύ φάσμα κλινικών χρήσεων, όπως σε εμφυτεύματα, στηρίγματα εμφυτευμάτων, ορθοδοντικά στηρίγματα, άξονες, στεφάνες πλήρους και μερικής κάλυψης και σταθερές γέφυρες τόσο για τα φυσικά δόντια όσο και για τα εμφυτεύματα.

Η αρχική εφαρμογή των κεραμικών στην οδοντιατρική εμφυτευματολογία ήταν η χρήση τους ως επιστρώσεις σε μεταλλικά ενδοοστικά εμφυτεύματα για την ενίσχυση της οστεοενσωμάτωσης.

Η εξέλιξη των κεραμικών συστημάτων με αυξημένη αντοχή και η επακόλουθη βιομηχανοποίησή τους διευκόλυνε την ενσωμάτωσή τους ως υλικά για εμφυτεύματα.

Ο Scarano διεξήγαγε μια έρευνα σε κουνέλια για να διερευνήσει την οστεοενσωμάτωση των εμφυτευμάτων ζirkονίας. Τα ευρήματα έδειξαν ότι η παρουσία του εμφυτεύματος δεν διαταράσσει τη δημιουργία νέου οστού στη διεπιφάνεια. Κατά συνέπεια, οι συγγραφείς κατέληξαν στο συμπέρασμα ότι η ζirkονία είναι ένα υλικό που προάγει την ανάπτυξη του οστού (Scarano, 2003). Σε μια μελέτη που διεξήχθη από τον Kohal το 2004, η οστεοενσωμάτωση και οι διαστάσεις του μαλακού περιεμφυτευματικού ιστού συγκρίθηκαν μεταξύ εμφυτευμάτων ζirkονίας και τιτανίου σε πιθήκους. Χρησιμοποιήθηκε η μέθοδος του split-mouth. Τα αποτελέσματα έδειξαν ότι δεν υπήρχε στατιστικά σημαντική διαφορά μεταξύ των δύο υλικών. Σύμφωνα με μια πρόσφατη μελέτη που διεξήχθη από τον Depprich, τα ποσοστά επιβίωσης των ασθενών σε κλινικές μελέτες κυμαίνονταν μεταξύ 74% και 98% σε διάστημα 12 έως 56 μηνών. Επιπλέον, τα ποσοστά επιτυχίας της προσθετικής αποκατάστασης κυμαίνονταν από 79,6% έως 91,6% εντός 6 έως 12 μηνών μετά την επέμβαση (Depprich, 2014).

Σύμφωνα με μια αναδρομική κλινική έρευνα που διεξήχθη από τον Roehling, το ποσοστό επιβίωσης των εμφυτευμάτων ζirkονίας μετά από 7 χρόνια χρήσης είναι 77,3%. Αυτό το ποσοστό επιβίωσης είναι συγκρίσιμο με εκείνο των εμφυτευμάτων ζirkονίας με μέτρια τραχύτητα (Roehling, 2015). Τα εμφυτεύματα τιτανίου, αν και σπάνια μπορεί να προκαλέσουν συμπτώματα υπερευαισθησίας, θεωρούνται η πιο αξιόπιστη επιλογή για τα στοματικά εμφυτεύματα. Από την άλλη πλευρά, οι λόγοι για τις αποτυχίες των εμφυτευμάτων ζirkονίας δεν είναι ακόμη πλήρως κατανοητοί και απαιτούν μεγαλύτερη διερεύνηση, ιδίως όσον αφορά τις μηχανικές και χημικές μεταβλητές.

Τα εμφυτεύματα χρησιμοποιούνται ως θεραπευτική τεχνική όχι μόνο για την αποκατάσταση της λειτουργίας των ασθενών με ελλείποντα δόντια, αλλά και για την ενίσχυση της αισθητικής με τη δημιουργία αρμονικών αποκαταστάσεων στο στόμα. Μια κλινική ανησυχία που σχετίζεται με τα κολοβώματα τιτανίου στις αποκαταστάσεις εμφυτευμάτων είναι η ανάπτυξη γκριζωπού χρώματος στους περιεμφυτευματικούς ιστούς γύρω από την περιοχή του αυχένα, ιδίως σε ασθενείς με λεπτό βιότυπο ούλων.

Ο Zembic διεξήγαγε μια προοπτική έρευνα όπου αξιολογήθηκε η μακροχρόνια επιβίωση των εξωτερικών εξαγωνικών εμφυτευματικών κολοβωμάτων ζirkονίας που στηρίζουν μεμονωμένες στεφάνες στην πρόσθια και προγομφική περιοχή. Η μελέτη διαπίστωσε ότι μετά από 11 χρόνια, τα κολοβώματα παρουσίαζαν εξαιρετικά κλινικά και βιολογικά αποτελέσματα. Η απουσία θραύσης των εμφυτευματικών κολοβωμάτων αποδόθηκε από τους συγγραφείς στα ευνοϊκά μηχανικά χαρακτηριστικά του κεραμικού υλικού και στην αυστηρή τήρηση της διαδικασίας κατασκευής, συγκεκριμένα στη διασφάλιση πάχους τοιχώματος άνω των 0,5 [mm] (Zembic, 2015). Παρ' όλα αυτά, η έρευνα του Albornoz έδειξε ότι κατά τη διάρκεια της τελικής διαδικασίας βίδωσης, παρατηρήθηκε ότι δύο από τα δώδεκα κεραμικά κολοβώματα έσπασαν, γεγονός που υποδεικνύει την απαίτηση για αυξημένη ευαισθησία χειρισμού κατά τη χρήση τους (Albornoz, 2014).

3. Χρωμιοκοβάλτιο (Κράματα CoCr)

Ο **Georg Brandt** διαχώρισε επιτυχώς το **κοβάλτιο (Co)** το **1735**. Αυτό το χημικό στοιχείο χαρακτηρίζεται για το γκρίζο χρώμα του και την ευθραυστότητά του. Το Co είναι πολύ πολύτιμο για το ρόλο του ως ενισχυτικού παράγοντα στα κράματα, ιδίως σε υψηλές θερμοκρασίες που φθάνουν μέχρι το σημείο τήξης των 1495°C. Το Co χρησιμοποιείται στον τομέα της αεροδιαστημικής και της άμυνας, καθώς και στην παραγωγή επαναφορτιζόμενων μπαταριών και ιατρικών συσκευών. Το Co είναι γνωστός για την παραγωγή έντονης γαλάζιας απόχρωσης.

Το μέταλλο Co δεν υπάρχει στη φύση σε καθαρή μορφή και βρίσκεται κυρίως σε μεταλλεύματα νικελίου και χαλκού που βρίσκονται στη Λαϊκή Δημοκρατία του Κονγκό, τη Ζάμπια, τον Καναδά, τη Ρωσία και τη Νέα Καληδονία . Η πλειονότητα (90%) της διύλισης του μετάλλου (**Co**) από τα αρχικά του μεταλλεύματα πραγματοποιείται σε άλλες χώρες, συγκεκριμένα στην Κίνα (περίπου 67%), ακολουθούμενη από τη Φινλανδία (περίπου 11%) και τον Καναδά (περίπου 5%). Ωστόσο, η εξόρυξη κοβαλτίου στη Λαϊκή Δημοκρατία του Κονγκό έχει συνδεθεί με δυσμενείς συνθήκες εργασίας, εκμετάλλευση της παιδικής εργασίας, διαφθορά και βίαιες εθνοτικές συγκρούσεις. Επιπλέον, η συζήτηση αφορά τη βιώσιμη χρήση των μετάλλων λόγω της προβλεπόμενης αύξησης των μελλοντικών αναγκών σε (**Co**).

Το **χρώμιο (Cr)** είναι ένα λαμπερό, εύθραυστο και ανθεκτικό μέταλλο που ανακαλύφθηκε και απομονώθηκε από τον **Nicholas-Louis Vauquelin** το **1797**. Η πρωταρχική πηγή Cr προέρχεται κυρίως από το μεταλλεύμα χρωμίτη στη Νότια Αφρική. Η ενσωμάτωση χρωμίου (**Cr**) σε κράματα ενισχύει την αντοχή τους και την ικανότητά τους να αντιστέκονται στη διάβρωση.

Ο Παγκόσμιος Οργανισμός Υγείας κατατάσσει το κοβάλτιο (**Co**) και το χρώμιο (**Cr**) ως απαραίτητα στοιχεία με συνιστώμενη ημερήσια πρόσληψη 6 μg για το (**Co**) και 120 μg για το (**Cr**). Το κοβάλτιο (**Co**) είναι βασικό συστατικό της βιταμίνης B12 και διαδραματίζει κρίσιμο ρόλο στις διαδικασίες της ερυθροποίησης (σηματοπισμός ερυθρών αιμοσφαιρίων) και της επιδιόρθωσης ή αναγέννησης των νεύρων. Ενώ είναι γνωστό ότι το χρώμιο παίζει ρόλο στις μεταβολικές διεργασίες βοηθώντας την ινσουλίνη να προσκολληθεί στους υποδοχείς της κυτταρικής επιφάνειας. Οι ακριβείς ρόλοι του χρωμίου στο ανθρώπινο σώμα παραμένουν ατελώς κατανοητοί. Ημερήσιες δόσεις χρωμίου άνω των 200 μg θεωρούνται επικίνδυνες, αλλά για το κοβάλτιο δεν υπάρχουν καθορισμένα ανώτατα όρια.

Το χρώμιο και το οξυγόνο συνδυάζονται για να παράγουν οξειδία με βάση το χρώμιο με πάχος (περίπου 1-4 [nm]) στην επιφάνεια. Αυτό έχει ως αποτέλεσμα το κράμα να είναι ανθεκτικό στη διάβρωση. Τα κράματα (**Co-Cr**) ενσωματώνουν συνήθως διάφορα άλλα στοιχεία, όπως **Mo** (μολυβδαίνιο), **Ce** (χρώμιο), **Nb** (νιόβιο), **Ru** (ρουθίνιο), **Ga** (γάλλιο), **Fe** (σίδηρος), **B** (βόριο), **W** (βολφράμιο), **Si** (πυρίτιο), **V** (βανάδιο), **Ni** (νικέλιο), **N** (άζωτο), **C** (άνθρακας) και **Mn** (μαγγάνιο).



Εικόνα 20: Cobalt, Co



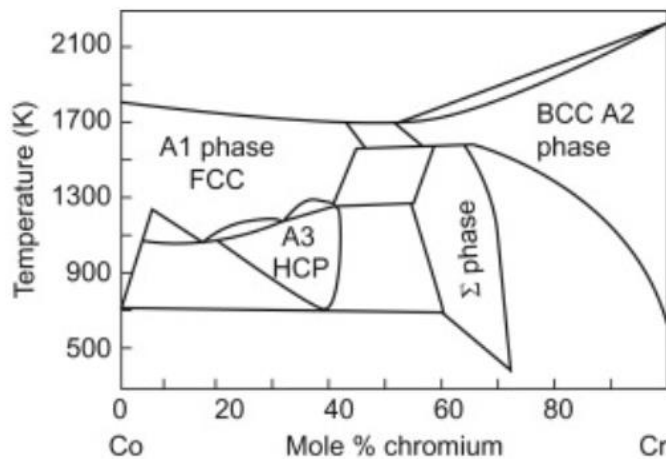
Εικόνα 21: Chromium, Cr

3.1 Δομή χρωμοκοβάλτιου CoCr

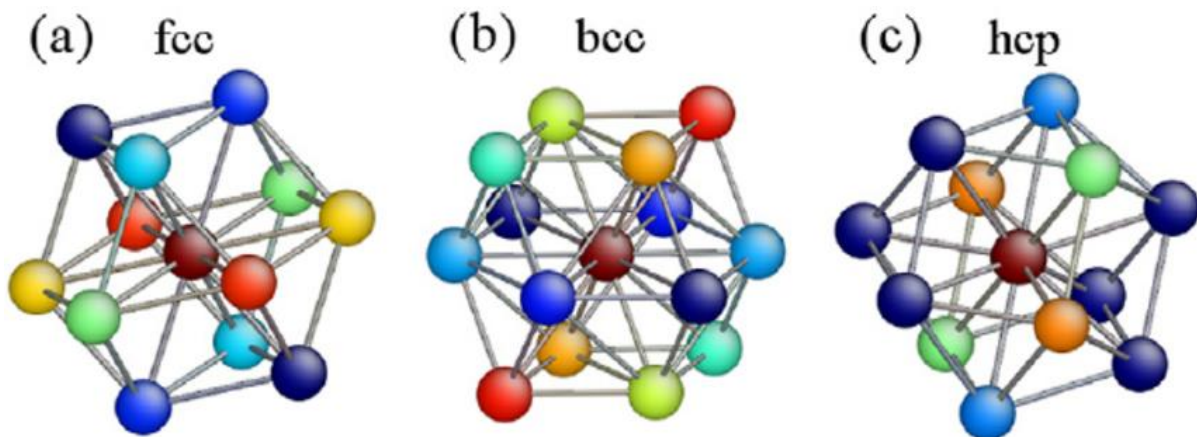
Οι δομές πλέγματος χρωμοκοβάλτιου (**CoCr**) είναι υποψήφιες για τον καινοτόμο σχεδιασμό ορθοπεδικών εμφυτευμάτων και άλλων προϊόντων υψηλής λειτουργικότητας όπως για παράδειγμα τα οδοντιατρικά εμφυτεύματα. Ειδικότερα, μπορούν να χρησιμοποιηθούν λειτουργικά διαβαθμισμένες δομές για την επίτευξη της απαιτούμενης αντοχής και δυσκαμψίας για τη βέλτιστη κατανομή τάσεων-παραμορφώσεων.

Τα κράματα (**CoCr**) έχουν αντικαταστήσει τους χάλυβες στην ορθοπεδική, και συγκεκριμένα ως επιφάνειες έδρασης στην πλήρη αντικατάσταση αρθρώσεων. Τα κράματα αυτά έχουν παρόμοιες μηχανικές ιδιότητες με τους χάλυβα, επομένως δεν υπάρχει κανένας σημαντικός λόγος για την επιλογή του (**CoCr**) έναντι του χάλυβα. Ωστόσο, ενδέχεται να υπάρχουν διαφορές όσον αφορά τη λείανση της επιφάνειας, τη σκληρότητα, την πιθανή αντοχή στη φθορά και την τριβή και την πολυπλοκότητα της καταγωγής.

Τα κράματα (**CoCr**) έχουν περίπου ίσες ποσότητες χρωμίου και κοβαλτίου, με αποτέλεσμα τα κράματα να βρίσκονται στο κέντρο του διαγράμματος φάσεων (**CoCr**), όπως φαίνεται στο **Σχήμα 2**. Το (**CoCr**) και τα κράματα του (**CoCr**) παρουσιάζουν γενικά εξαγωνικές κρυσταλλικές δομές με στενή στοιβάδα (**HCP**), όπου τόσο το χρώμιο όσο και το κοβάλτιο καταλαμβάνουν θέσεις υποκαταστατικών ατελειών εντός του κρυσταλλικού πλέγματος. Η προσθήκη μολυβδαινίου και νικελίου στο κράμα (**CoCr**) εισάγει υποκαταστατικές ατέλειες που ενισχύουν την αντοχή του κράματος, ενώ μειώνουν την κατεργασιμότητά του σε χυτές μορφές.



Εικόνα 22: Διάγραμμα Φάσης Cr-Co



Εικόνα 23: (a) face-centered cubic, (b) body-centered-cubic, (c) hexagonal-close-packing

3.2 Το χρωμιοκοβάλτιο στην κλινική οδοντιατρική

Τα κράματα (**CoCr**) εισήχθησαν αρχικά στον οδοντιατρικό τομέα τη δεκαετία του 1930. Έκτοτε, έχουν αντικαταστήσει με επιτυχία τα κράματα υψηλού χρυσού τύπου IV για την παραγωγή αφαιρούμενων σκελετών μερικών οδοντοστοιχιών. Παρ' όλα αυτά, τα υλικά αυτά ξαναβρίσκουν την εύνοιά τους όταν επεξεργάζονται ή λιώνουν με λέιζερ από σωματίδια σκόνης με σκοπό τη δημιουργία οδοντιατρικών αποκαταστάσεων σε δόντια και εμφυτεύματα. Συνδυασμοί κοβαλτίου και χρωμίου χρησιμοποιούνται για την κατασκευή γεφυρών, στεφανών και άλλων σκελετών οδοντικής πρόθεσης.

Από τα διάφορα κράματα κοβαλτίου-χρωμίου που κυκλοφορούν στο εμπόριο, ως μεταλλικά βιοϋλικά, χρησιμοποιούνται κυρίως τα κράματα (**Co-Cr-Mo**). Τα κράματα αυτά αποτελούνται από **Co** (περίπου 62-68%), **Cr** (περίπου 26-30%), **Mo** (5-7%) και πολύ μικρές ποσότητες **Ni** (<1%), το οποίο έχει αποδειχθεί ότι προκαλεί αλλεργίες ή καρκίνο. Έχουν επίσης μικρές ποσότητες **Mn**, **Fe**, **Si**, **N** και **C**. Αυτό οφείλεται στο γεγονός ότι τα καρβίδια δημιουργούνται όταν προστίθεται άνθρακας σε ένα κράμα, το οποίο το καθιστά πολύ πιο σκληρό. Όταν η συγκέντρωση του **C** είναι περίπου 0,05%, τα κράματα ονομάζονται κράματα χαμηλής περιεκτικότητας. Όταν η συγκέντρωση είναι περίπου 0,25%, τα κράματα ονομάζονται υψηλής περιεκτικότητας.

Οι συντελεστές θερμικής διαστολής των κραμάτων αυτών είναι παραπλήσιοι με αυτούς των κεραμικών. Στα μεταλλοκεραμικά υλικά, αυτό σημαίνει ότι δεν δημιουργούνται ρωγμές ούτε κατά τη διάρκεια της τήξης ούτε κατά τη διάρκεια της ψύξης. Ο συντελεστής θερμοκρασιακής διαστολής για τα κράματα (**CoCr**) είναι αρκετά υψηλός σε σύγκριση με παρόμοια κράματα. Τα κράματα (**CoCr**) τήκονται σε θερμοκρασίες μεταξύ 1400 και 1500 °C, με αποτέλεσμα να μην παραμορφώνονται κατά την όπτηση του κεραμικού. Είναι δύσκολο όμως να χυτευτούν, επειδή τήκονται σε ένα ευρύ φάσμα θερμοκρασιών. Η χύτευση και η κατεργασία τους είναι πιο δύσκολη και απαιτεί μεγαλύτερη προσοχή από ό,τι η κατεργασία με άλλους τύπους μετάλλων.

Υπάρχουν δύο τύποι φάσεων στα κράματα κοβαλτίου-χρωμίου: η μητρική φάση, η οποία αποτελείται κυρίως από **Co**, και η φάση καρβιδίου, η οποία αποτελείται κυρίως από καρβίδια **Cr**. Η σκληρότητα και οι μηχανικές ιδιότητες ενός κράματος εξαρτώνται από το μέγεθος και την περιοχή που βρίσκεται η φάση καρβιδίου. Τα καλύτερα μεταλλικά βιοϋλικά για την προστασία από την τριβή είναι τα κράματα **Co-Cr-Mo** με υψηλή περιεκτικότητα σε άνθρακα. Αυτό συμβαίνει επειδή περιέχουν μια φάση καρβιδίου. Τα κράματα αυτά είναι ανθεκτικά στη διάβρωση επειδή στην επιφάνειά τους σχηματίζεται ένα σταθερό παθητικό φιλμ οξειδίων **Cr** και **Mo**. Ωστόσο, έχει αναφερθεί ότι ιόντα **Cr³⁺** και **Co³⁺** απελευθερώνονται στους ιστούς κατά τη διάρκεια της διάβρωσης.



Εικόνα 24: εμφύτευμα οδοντιατρικής από κεραμομεταλλική κατασκευή



Εικόνα 25: Οδοντιατρική γέφυρα από CrCo

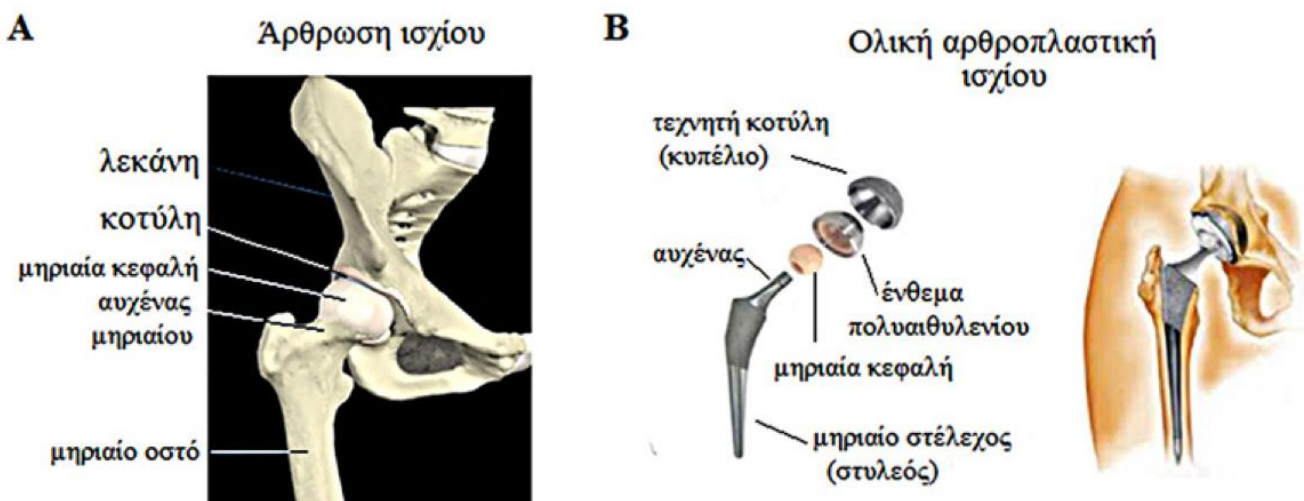
3.3. Ολομεταλλικές ή μεταλλοκεραμικές προσθετικές αποκαταστάσεις

Τα μέταλλα είναι μια ευρεία κατηγορία χημικών στοιχείων που έχουν συγκεκριμένα κοινά χαρακτηριστικά. Όταν βρίσκονται σε στερεή μορφή, έχουν γυαλιστερή εμφάνιση παρόμοια με εκείνη των μετάλλων και έχουν διακριτή κρυσταλλική δομή. Η επιλογή των μετάλλων και των κραμάτων τους βασίζεται στις πλεονεκτικές ιδιότητες τους, οι οποίες διευκολύνουν σημαντικά τις κατεργασίες που εκτελούνται από τον άνθρωπο.

Τα μέταλλα διαθέτουν διάφορα βασικά χαρακτηριστικά. Πρώτον, παρουσιάζουν υψηλή μηχανική αντοχή, που τους επιτρέπει να αντέχουν σε διάφορους τύπους καταπονήσεων, όπως εφελκυσμό, συμπίεση, κάμψη και στρέψη. Δεύτερον, τα μέταλλα είναι ελαστικά, πράγμα που σημαίνει ότι μπορούν να παραμορφωθούν χωρίς μόνιμη βλάβη. Τρίτον, τα μέταλλα είναι όλκιμα, επιτρέποντάς τους να διαμορφώνονται υπό πίεση και να υφίστανται σημαντική παραμόρφωση πριν σπάσουν. Επιπλέον, τα μέταλλα είναι εύπλαστα, που σημαίνει ότι μπορούν να μετασχηματιστούν μέσω διαδικασιών όπως η έλαση ή η σφυρηλάτηση. Αρκετά μέταλλα έχουν αλλοτροπία, που σημαίνει ότι υφίστανται αλλαγή στην κρυσταλλική δομή τους όταν μεταβάλλεται η θερμοκρασία. Τέλος, η ικανότητά τους να ενισχύουν την επιφανειακή σκληρότητα και αντοχή τους εξαρτάται από την ταχεία ψύξη.

Αρκετά ολομεταλλικά ή μεταλλοκεραμικά υλικά χρησιμοποιούνται για την κατασκευή γεφυρών, στεφανών και άλλων σκελετών οδοντικής πρόθεσης. Χρησιμοποιούνται επίσης στην ορθοπεδική για την κατασκευή του στυλεού και της σφαιρικής κεφαλής για τις αντικαταστάσεις ισχίου. Η κανονική άρθρωση του ισχίου και η ολική αντικατάσταση του ισχίου παρουσιάζονται (εικόνα 26 (A) και (B)) αντίστοιχα. Αυτό γίνεται για να φανεί πώς πρέπει να σχεδιαστεί το βιοϋλικό και πώς πρέπει να ταιριάζει με το σχήμα του σώματος.

Η μέθοδος του "χαμένου κεριού" χρησιμοποιείται για την κατασκευή ορθοπεδικών εμφυτευμάτων ή σκελετών για οδοντιατρικές προσθέσεις. Άλλες μέθοδοι περιλαμβάνουν την κατεργασία όπως σφυρηλάτηση, τόννευση ή τη μεταλλουργία σε σκόνη (θερμή ισοστατική πρέσα). Το τι κάνει το μέταλλο να συμπεριφέρεται μηχανικά με τον τρόπο που συμπεριφέρεται εξαρτάται από τον τρόπο επεξεργασίας του. Η μηχανική κατεργασία και η μεταλλουργία σκόνης βελτιώνουν τις μηχανικές ιδιότητες και τα κράματα που κατασκευάζονται με αυτόν τον τρόπο έχουν υψηλότερη αντοχή σε εφελκυσμό, όριο διαρροής και αντοχή σε κόπωση από τα μέταλλα που κατασκευάζονται με χύτευση.



Εικόνα 26: (Α) κανονική άρθρωση ισχίου, (Β) ολική αντικατάσταση του ισχίου από βιοϋλικά.

4. Φυσικές και μηχανικές ιδιότητες υλικών

Ο προσδιορισμός των μηχανικών ιδιοτήτων ενός υλικού παρέχει μια ένδειξη της ικανότητάς του να αντέχει σε εξωτερικές δυνάμεις. Για τον προσδιορισμό του κατάλληλου υλικού, πρέπει να έχει κανείς γνώση των μηχανικών ιδιοτήτων του. Ένα θεμελιώδες χαρακτηριστικό είναι η αντοχή του υλικού, η οποία αναφέρεται στην ικανότητά του να αντέχει σε εξωτερικές δυνάμεις χωρίς να σπάει.

Οι δυνάμεις που ασκούνται σε ένα σώμα από εξωτερικές πηγές μπορούν να κατηγοριοποιηθούν σε δύο τύπους: τις καθολικές δυνάμεις, συχνά γνωστές ως δυνάμεις του σώματος, και τις επιφανειακές δυνάμεις. Το σώμα υφίσταται καθολικές δυνάμεις που δρουν ομοιόμορφα σε κάθε μεμονωμένο σωματίδιο μέσα στον όγκο του. Οι επιφανειακές δυνάμεις ασκούνται σε συγκεκριμένες περιοχές της επιφάνειας του σώματος ως αποτέλεσμα της άμεσης φυσικής επαφής μεταξύ των σωμάτων.

Οι καθολικές δυνάμεις μπορούν να αναπαρασταθούν είτε ως δύναμη που ασκείται σε δεδομένο όγκο (δυνάμεις χώρου) είτε ως δύναμη που ασκείται σε δεδομένη μάζα (δυνάμεις μάζας). Οι παγκόσμιες δυνάμεις περιλαμβάνουν τις βαρυτικές δυνάμεις, τις ηλεκτρομαγνητικές δυνάμεις και γενικά τις δυνάμεις πεδίου.

Οι επιφανειακές δυνάμεις μπορούν να ταξινομηθούν σε δύο κατηγορίες: τις διάσπαρτες δυνάμεις και τις συγκεντρωμένες δυνάμεις. Οι διάσπαρτες δυνάμεις ή φορτία μπορούν να διασκορπιστούν σε μια επιφάνεια ή σε μια γραμμή. Αντίθετα, οι συγκεντρωμένες δυνάμεις ορίζονται ως δυνάμεις που εστιάζονται σε ένα συγκεκριμένο σημείο ή σε μια πολύ μικρή επιφάνεια.

Η κατανομή των δυνάμεων μπορεί να είναι είτε ομοιόμορφη είτε ανομοιόμορφη. Σε μια ομοιόμορφη κατανομή, η ένταση παραμένει σταθερή, πράγμα που σημαίνει ότι η δύναμη ανά μονάδα επιφάνειας ή ανά μονάδα μήκους δεν μεταβάλλεται. Αντίθετα, σε μια μη ομοιόμορφη κατανομή, η ένταση μεταβάλλεται και δεν είναι σταθερή.

Οι εξωτερικές δυνάμεις ή φορτία μπορούν να κατηγοριοποιηθούν ως στατικά ή δυναμικά φορτία, με βάση τον τρόπο με τον οποίο ασκούνται. Ένα φορτίο θεωρείται στατικό όταν αυξάνεται σταδιακά από το μηδέν έως την υψηλότερη τιμή του και στη συνέχεια παραμένει σταθερό ή μεταβάλλεται ελάχιστα. Εναλλακτικά, όταν η καταπόνηση ασκείται για σχετικά σύντομο χρονικό διάστημα, αναφέρεται ως δυναμικό ή κρουστικό φορτίο. Τα δυναμικά φορτία περιλαμβάνουν φορτία που παρουσιάζουν περιοδικές μεταβολές κατά τη διάρκεια του χρόνου.

Όταν μια εξωτερική δύναμη εφαρμόζεται σε ένα σώμα, δημιουργεί μια ανάλογη αντίδραση στη μάζα του, γνωστή ως τάση. Η τάση αυτή προκαλεί ανάλογη παραμόρφωση του σώματος ως αποτέλεσμα της διατάραξης της ατομικής ή διαμοριακής απόστασης μεταξύ των ατόμων ή μορίων που αποτελούν την ουσία.

Η τάση έχει διαστάσεις δύναμης ανά μονάδα επιφάνειας και μετριέται συνήθως σε [Newtons/meter²](Pascal) ή τα πολλαπλάσιά του

όπου:

$$1 \text{ kPa} = 10^3 \text{ [N/m}^2\text{]}, 1 \text{ MPa} = 10^6 \text{ [N/m}^2\text{]}, 1 \text{ GPa} = 10^9 \text{ [N/m}^2\text{]}$$

Επομένως, η τάση είναι η εσωτερική αντίσταση της μάζας ενός σώματος σε μια εξωτερική δύναμη.

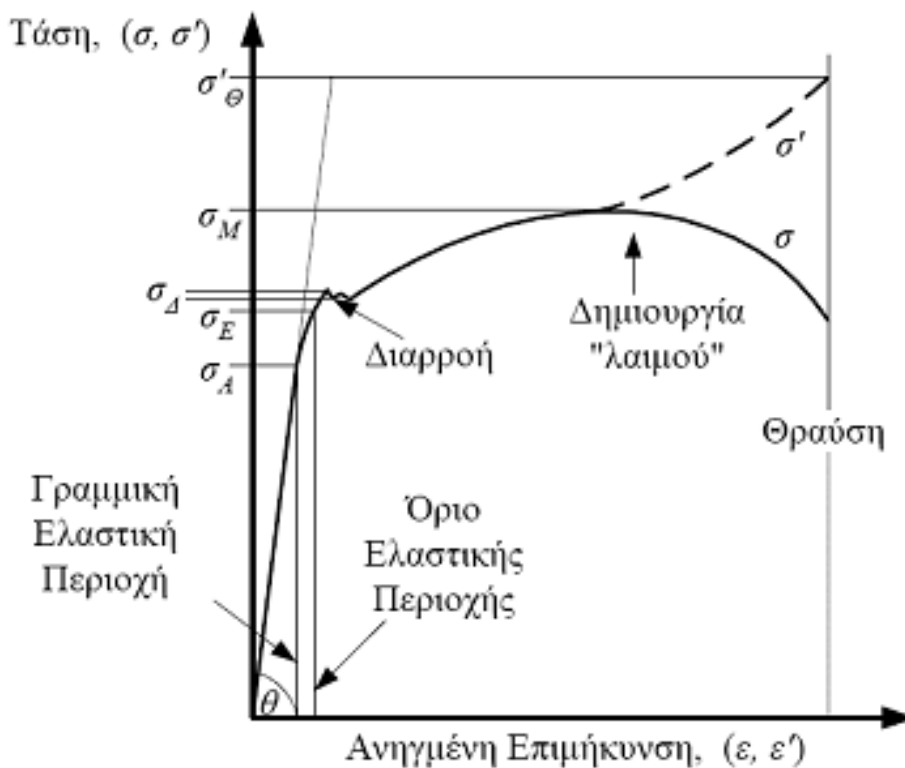
4.1 Το διάγραμμα τάσης - παραμόρφωσης και τα χαρακτηριστικά του σημεία

Για να κατανοήσουμε τη συμπεριφορά των υλικών υπό εφελκυσμό, είναι απαραίτητο να κατασκευάσουμε ένα διάγραμμα εφελκυσμού που απεικονίζει τη συσχέτιση τάσης-παραμόρφωσης υπό εφελκυσμό.

Η δοκιμή εφελκυσμού είναι η κύρια μέθοδος για την ποσοτικοποίηση των μηχανικών χαρακτηριστικών των μετάλλων.

Οι συμβατικές συσκευές δοκιμής εφελκυσμού παρέχουν ένα άμεσο γράφημα που απεικονίζει τη σχέση μεταξύ της δύναμης εφελκυσμού P και της σχετικής επιμήκυνσης ΔL του δοκιμίου. Ωστόσο, η συγκρισιμότητα των ευρημάτων της δοκιμής εφελκυσμού εξαρτάται από τις γεωμετρικές διαστάσεις του χρησιμοποιούμενου δοκιμίου, καθιστώντας ένα διάγραμμα αυτού του είδους εξαρτώμενο από τέτοιους παράγοντες. Για να είμαστε πιο ακριβείς, όταν δοκιμάζουμε ένα δοκίμιο υπό εφελκυσμό, παρατηρούμε ότι οι επιμηκύνσεις αυξάνονται καθώς αυξάνεται το μήκος του δοκιμίου, ακόμη και όταν η εφαρμοζόμενη δύναμη παραμένει σταθερή. Για να εξαλείψουμε την επιρροή των γεωμετρικών διαστάσεων των δοκιμίων, δημιουργούμε διαγράμματα εφελκυσμού όπου ο άξονας τάσεων αντιπροσωπεύει την ονομαστική τάση σ , η οποία είναι η δύναμη διαιρεμένη με την αρχική επιφάνεια διατομής του δοκιμίου. Ο άξονας της παραμόρφωσης αντιπροσωπεύει την ανοιγμένη επιμήκυνση ϵ , η οποία είναι η επιμήκυνση ΔL του δοκιμίου διαιρεμένη με το αρχικό του μήκος L_0 .

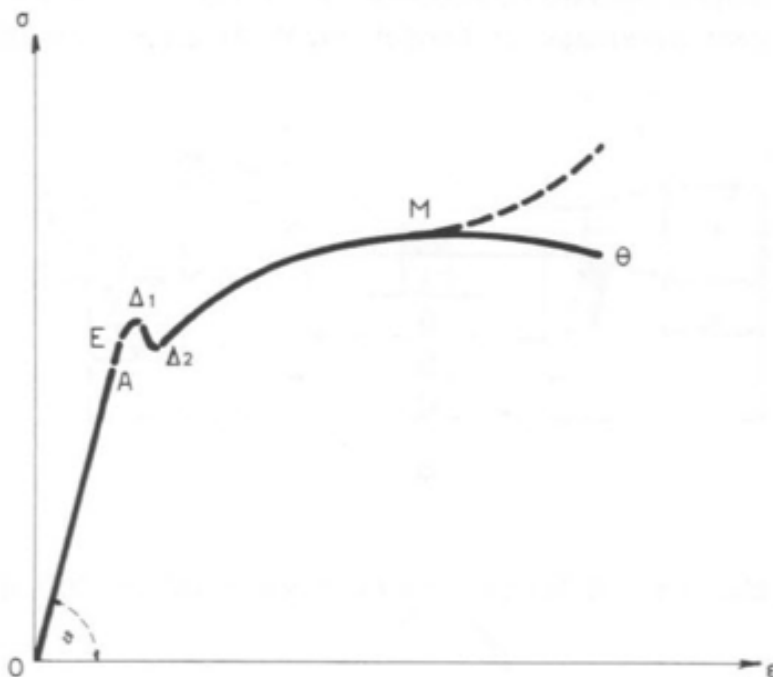
Τα σημεία του διαγράμματος εφελκυσμού αντιπροσωπεύουν τη μηχανική κατάσταση του δοκιμίου σε κάθε στιγμή, ενώ το συνολικό διάγραμμα απεικονίζει τη συσχέτιση μεταξύ τάσης και παραμόρφωσης κατά τη διάρκεια ολόκληρου του πειράματος.



Εικόνα 27: Διάγραμμα Τάσης - Παραμόρφωσης

4.1.1 Όριο αναλογίας

Στην **(Εικόνα 28)** παρουσιάζεται η σχέση τάσης-παραμόρφωσης ενός μεταλλικού δείγματος που υφίσταται εφελκυσμό μέχρι να φτάσει στο σημείο θραύσης. Η παραμόρφωση υφίσταται γραμμική μετατόπιση από το αρχικό σημείο **O** στο σημείο **A**. Η τάση στο σημείο **A** αναφέρεται ως όριο αναλογίας (σ_A) και εντός της περιοχής **O-A** ισχύει ο **νόμος του Hooke**.



Εικόνα 28: Τυπικό διάγραμμα τάσης - παραμόρφωσης.

Ο νόμος του Hooke υποστηρίζει ότι για μικροσκοπικά εξωτερικά φορτία, οι τάσεις που προκύπτουν είναι ευθέως ανάλογες με τις παραμορφώσεις που προκαλούν.

Η σχέση που είναι γνωστή ως νόμος του Hooke και μπορεί να διατυπωθεί ως εξής:

$$\sigma = E \cdot \varepsilon \quad (1)$$

όπου:

σ = τάση,

ε = παραμόρφωση που προκαλείται από την τάση σ

E = συντελεστής που είναι γνωστός ως μέτρο ελαστικότητας ή μέτρο του Young.

4.1.2 Όριο Ελαστικότητας

Ξεπερνώντας το όριο αναλογίας (σ_A) στο σημείο A, θα δούμε ότι η σχέση τάσης-παραμόρφωσης δεν ακολουθεί πλέον γραμμικό μοτίβο. Ωστόσο, το υλικό εξακολουθεί να παρουσιάζει ελαστική συμπεριφορά σε κάποιο βαθμό, πράγμα που σημαίνει ότι θα επιστρέψει στις αρχικές του διαστάσεις χωρίς μόνιμη παραμόρφωση όταν αποφορτιστεί.

Η περιοχή **A-E (Εικόνα 28)** παρουσιάζει μη γραμμική ελαστική συμπεριφορά, ενώ η περιοχή **O-A** παρουσιάζει γραμμική ελαστική συμπεριφορά.

Η τάση στο σημείο **E**, πέραν της οποίας το υλικό υφίσταται μόνιμη παραμόρφωση, αναφέρεται ως όριο ελαστικότητας (σ_E) του υλικού. Αντιπροσωπεύει τη μέγιστη τάση που μπορεί να αντέξει ένα υλικό χωρίς να παρουσιάσει μόνιμη παραμόρφωση.

Το όριο αναλογίας (σ_A) για ορισμένα υλικά, όπως οι χάλυβες χαμηλού και μεσαίου άνθρακα, ευθυγραμμίζεται με το όριο ελαστικότητας (σ_E). Συνήθως, τα δύο όρια δεν συμπίπτουν.

Για να αποκλείσουμε την επίδραση της ευαισθησίας του οργάνου, ορίζουμε το όριο ελαστικότητας (σ_E) ως την τάση που οδηγεί σε μόνιμη παραμόρφωση ανάμεσα σε 0,01% και 0,03%.

Αυτή η παραμόρφωση προσδιορίζεται ως δείκτης, που συμβολίζεται για παράδειγμα ως εξής:

$$Re_{0,03} = 32 \text{ [Kp/mm}^2\text{]}$$

Η εξίσωση υποδηλώνει ότι μια τάση 32 [Kp/mm²] οδηγεί σε μόνιμη παραμόρφωση [0,03%] του πραγματικού μήκους του δοκιμίου.

4.1.3 Μέτρο ελαστικότητας

Το μέτρο ελαστικότητας, συχνά γνωστό ως μέτρο ελαστικότητας του Young (**E**), προσδιορίζει την ικανότητα των διαφόρων υλικών να αντέχουν την παραμόρφωση εντός της ελαστικής περιοχής.

Το μέτρο ελαστικότητας προσδιορίζεται με τον υπολογισμό της κλίσης του τμήματος **O-A (Εικόνα 28)**. Ορίζεται ως ο λόγος της τάσης (σ) προς την παραμόρφωση (ϵ) όταν η τάση βρίσκεται εντός του ορίου του υλικού. Η εξίσωση μπορεί να εκφραστεί ως:

$$E = \sigma / \epsilon \quad (2)$$

Το μέτρο ελαστικότητας εκφράζεται συχνά σε μονάδες [MN/m²] ή [Ib/in²].

Με βάση τις παρεχόμενες πληροφορίες, ένα υλικό με υψηλό μέτρο ελαστικότητας παρουσιάζει ισχυρή αντίσταση στην ελαστική παραμόρφωση, με αποτέλεσμα αυξημένα ακαμψία.

Η ιδιότητα της ελαστικότητας είναι ένα θεμελιώδες χαρακτηριστικό των υλικών. Οι διατομικές ή διαμοριακές δυνάμεις του υλικού είναι υπεύθυνες για την ιδιότητα της ελαστικότητας. Με άλλα λόγια, το μέτρο ελαστικότητας αυξάνεται όσο αυξάνεται η ισχύς των ελκτικών δυνάμεων και μειώνεται όσο μειώνεται η ισχύς των ελκτικών δυνάμεων δηλαδή είναι ανάλογο των τάσεων (σ).

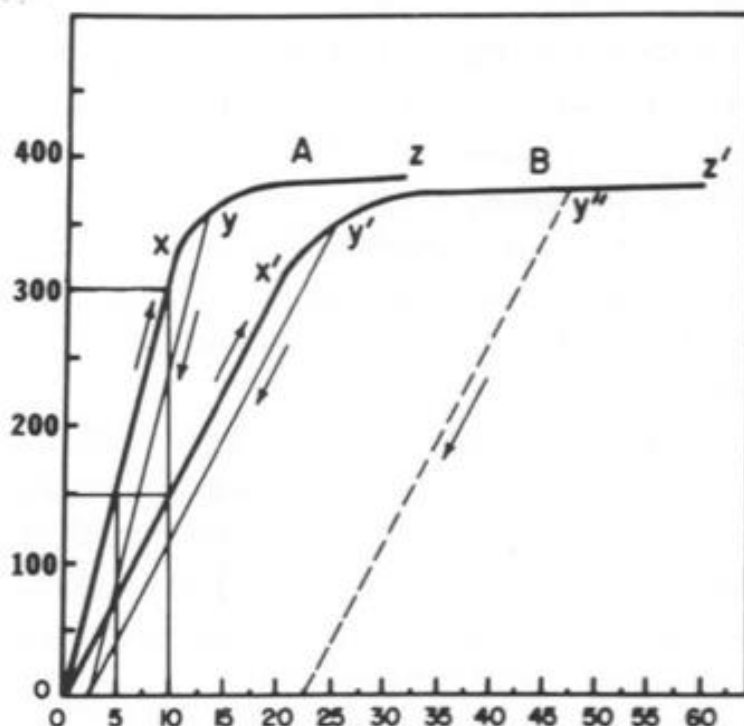
Η θεμελιώδης ιδιότητα ενός υλικού και η ελαστική του συμπεριφορά, συνδέεται άμεσα με τις δυνάμεις συνοχής εντός της δομής του. Αυτό είναι εμφανές από το γεγονός ότι το μέτρο ελαστικότητας παραμένει σταθερό ανεξάρτητα από το αν ασκούνται στο υλικό θλιπτικές ή εφελκυστικές δυνάμεις.

Το μέτρο ελαστικότητας ενός μετάλλου ή κράματος συνήθως δεν επηρεάζεται από θερμικές ή μηχανικές επεξεργασίες. Αντίθετα, καθορίζεται από τη σύνθεση και τη δομή του υλικού.

Αντίθετα, στα άμορφα υλικά, το μέτρο ελαστικότητας μπορεί να υποστεί μεταβολές μετά από διάφορες επεξεργασίες.

Το μέτρο ελαστικότητας προσδιορίζεται με τον υπολογισμό της κλίσης του ελαστικού τμήματος της καμπύλης τάσης-παραμόρφωσης, όπως αναφέρθηκε προηγουμένως. Κατά την εξέταση των καμπυλών **A** και **B** στο (Εικόνα 29), είναι προφανές ότι η καμπύλη **A** παρουσιάζει μικρότερη ελαστική παραμόρφωση από την καμπύλη **B** για οποιοδήποτε δεδομένο φορτίο. Αυτό υποδηλώνει ότι το μέτρο ελαστικότητας του υλικού **A** είναι μεγαλύτερο από αυτό του υλικού **B**. Παρατηρώντας τις καμπύλες στην (Εικόνα 29), είναι προφανές ότι το υλικό **A** απαιτεί τάση **300** [MN/m^2] προκειμένου να εμφανίσει την ίδια ελαστική παραμόρφωση που εμφανίζει το υλικό **B** σε τάση **150** [MN/m^2]. Τα υλικά με χαμηλό μέτρο ελαστικότητας, όπως το καουτσούκ και το πλαστικό, είναι επιρρεπή σε πλαστική παραμόρφωση. Από την άλλη πλευρά, τα κράματα που χρησιμοποιούνται για χυτές αποκαταστάσεις παρουσιάζουν σημαντικό μέτρο ελαστικότητας.

Η επιλογή του κράματος εξαρτάται από την επιθυμητή χρήση, λαμβάνοντας υπόψη το μέτρο ελαστικότητας Young.



Εικόνα 29: Καμπύλες τάσεις παραμόρφωσης δύο υποθετικών υλικών

4.1.4 Όριο διαρροής

Πέρα από το σημείο του ορίου ελαστικότητας στην καμπύλη τάσης-παραμόρφωσης, παρατηρείται αξιοσημείωτη αύξηση της τάσης, ενώ η αύξηση της τάσης δεν είναι σημαντική. Το φαινόμενο αυτό αναφέρεται ως υποχώρηση και δεν παρουσιάζουν όλες οι ουσίες αυτή τη συμπεριφορά. Το σημείο στο οποίο εμφανίζεται το φαινόμενο της υποχώρησης αναφέρεται ως σημείο διαρροής.

Αρκετά υλικά εμφανίζουν δύο κοντινά μεταξύ τους όρια διαρροής. Συγκεκριμένα, μετά την εμφάνιση διαρροής στο σημείο $\Delta 1$ (όπως φαίνεται στην **εικόνα 28**), παρατηρείται μια μικρή μείωση της τάσης, η οποία φτάνει σε μια ελάχιστη τιμή στο σημείο $\Delta 2$ της ίδιας καμπύλης.

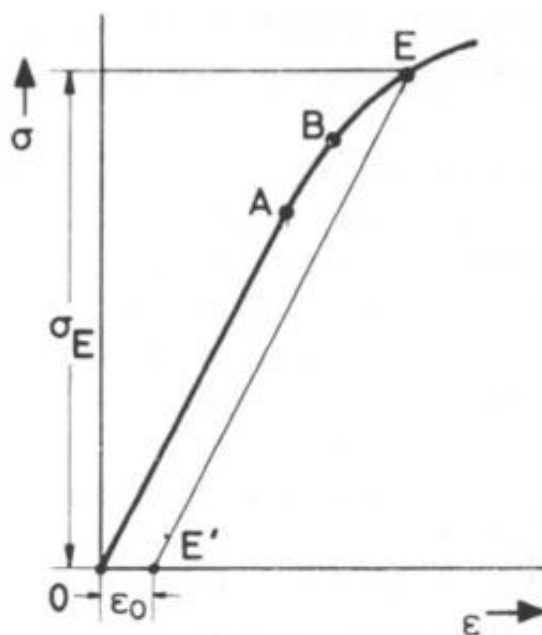
Το ανώτερο όριο διαρροής αναφέρεται στην τάση στην οποία εμφανίζεται το σημείο $\Delta 1$, ενώ το κατώτερο όριο διαρροής αντιστοιχεί στην τάση στην οποία εμφανίζεται το σημείο $\Delta 2$.

Η αστάθεια που προκύπτει στο σημείο διαρροής προκαλείται από τις ανομοιόμορφες διατμητικές παραμορφώσεις που λαμβάνουν χώρα στο εσωτερικό του σώματος, οι οποίες σταματούν στο σημείο $\Delta 2$.

Η πειραματική παρατήρηση των ορίων διαρροής είναι ένα δύσκολο έργο που απαιτεί τη διεξαγωγή ερευνών υψηλής ακρίβειας. Η επικρατέστερη προσέγγιση για τον προσδιορισμό του είναι ο προσδιορισμός μιας οριακής τιμής τάσης που αντιστοιχεί σε ένα συγκεκριμένο επίπεδο πλαστικής παραμόρφωσης.

Προκειμένου να διαπιστωθεί η τάση στην οποία εμφανίζεται η διαρροή, καθορίζεται μια τομή $OE' = \epsilon_0$ (όπως φαίνεται στην **εικόνα 30**), η οποία ισοδυναμεί με το μέγεθος της μόνιμης πλαστικής παραμόρφωσης που περιγράφεται. Από το σημείο E' , χαράσσεται μια ευθεία EE' παράλληλη προς τη γραμμική τομή της καμπύλης. Η τομή αυτής της γραμμής με την καμπύλη αντιπροσωπεύει το όριο διαρροής (E) του υλικού. Η αντοχή αυτή αναφέρεται ως συμβατικό ή πρακτικό όριο διαρροής.

Το εύρος της μόνιμης πλαστικής παραμόρφωσης έχει καθοριστεί με συναίνεση και μπορεί να περιγράψει ως μόνιμη παραμόρφωση είτε 0,1%, 0,2%, είτε 0,5%.



Εικόνα 30: Συμβατικό ή πρακτικό όριο διαρροής.

4.2 Αντοχή σε εφελκυσμό

Η συνέχιση της φόρτισης του δοκιμίου πέραν της περιοχής διαρροής έχει ως αποτέλεσμα μια μικρή αύξηση της τάσης, η οποία συνοδεύεται από σημαντική αύξηση της παραμόρφωσης. Η δύναμη που εφαρμόζεται κατά την πλαστική παραμόρφωση ενός όγκιμου υλικού φτάνει στην υψηλότερη κορυφή της, που συμβολίζεται ως M στο (Εικόνα 28), πολύ πριν το υλικό σπάσει. Στη συνέχεια, το φορτίο μειώνεται μέχρι το σημείο Θ αναφέρεται και ως σ_{θ} , στο οποίο το δοκίμιο σπάει.

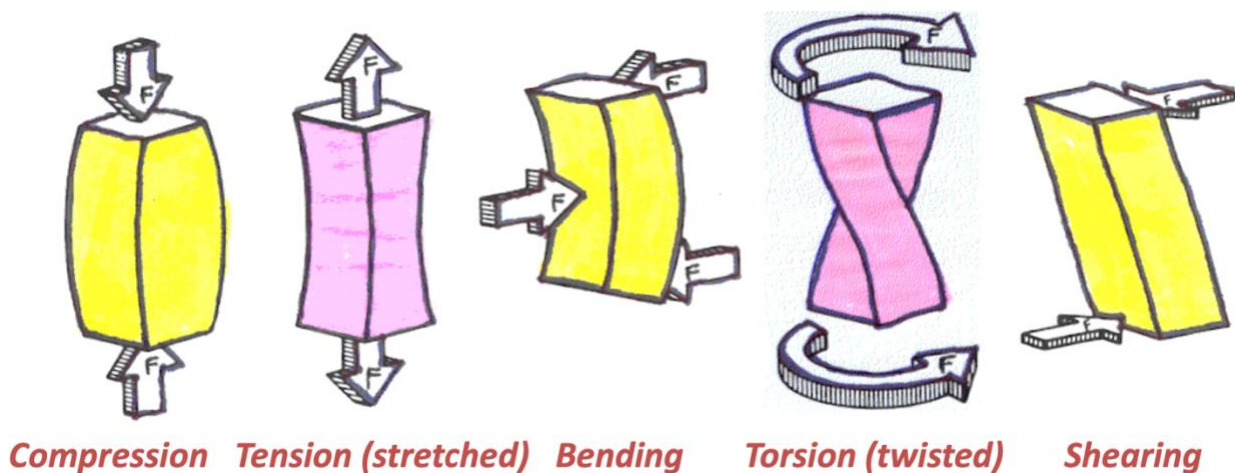
Η περιοχή $\Delta 2M$ (Εικόνα 28) αναφέρεται ως περιοχή σκλήρυνσης λόγω παραμόρφωσης, ενώ η μέγιστη ονομαστική τάση (σ_M) στο σημείο M είναι γνωστή ως μέγιστη εφελκυστική αντοχή.

Η μέγιστη αντοχή (σ_M) υπολογίζεται διαιρώντας τη μέγιστη δύναμη (P_{max}), είτε πρόκειται για θλίψη είτε για εφελκυσμό, με την αρχική διατομή του δοκιμίου (A_0). Όπως απεικονίζεται στο γράφημα της (Εικόνα 28), το σημείο στο οποίο το δοκίμιο θραύεται δεν υποδηλώνει πάντα το σημείο της υψηλότερης τάσης. Αυτό οφείλεται στο γεγονός ότι ορισμένα υλικά παρουσιάζουν υπερβολική επιμήκυνση μετά την επίτευξη της μέγιστης τάσης, προκαλώντας μείωση της αρχικής διατομής του δοκιμίου (τοπική στένωση). Κατά συνέπεια, η τάση, η οποία υπολογίζεται με βάση τη δύναμη και την αρχική διατομή, μπορεί να μειωθεί ελαφρώς πριν το δοκίμιο τελικά σπάσει.

Συνήθως, τα οδοντιατρικά κράματα που υποβάλλονται σε δοκιμή εφελκυσμού δεν παρουσιάζουν αυτή την ιδιότητα.

Στο πλαίσιο των αποκαταστατικών οδοντιατρικών υλικών, η σημασία της μέγιστης εφελκυστικής αντοχής είναι αμελητέα. Αυτό οφείλεται στο γεγονός ότι το υλικό θα υποστεί μόνιμη πλαστική παραμόρφωση πολύ πριν φτάσει στο σημείο θραύσης, καθιστώντας το ακατάλληλο για χρήση. Αυτή η παραμόρφωση μπορεί να οδηγήσει σε προβλήματα όπως η απώλεια της άρθρωσης και η παραμόρφωση των αγκίστρων.

Η κατανόηση των τιμών του ορίου ελαστικότητας, του ορίου διαρροής και του μέτρου ελαστικότητας είναι εξαιρετικά σημαντική. Για παράδειγμα, πολλά κράματα χρυσού-πλατίνας, παρά το γεγονός ότι έχουν το ίδιο σημείο θραύσης, παρουσιάζουν διαφορετικά όρια διαρροής. Συγκεκριμένα, αν και αστοχούν κάτω από το ίδιο ποσό δύναμης, ορισμένα υλικά με χαμηλότερο όριο διαρροής παρουσιάζουν επίμονη παραμόρφωση πολύ πριν από την πραγματική θραύση.



Εικόνα 31: Καταπονήσεις στην αντοχή υλικών

4.3 Όλκιμα και ψαθυρά υλικά

Η ολκιμότητα αποτελεί βασικό χαρακτηριστικό των οδοντιατρικών υλικών αποκατάστασης. Αναφέρεται στην ικανότητα ενός υλικού να υφίσταται σημαντικές πλαστικές παραμορφώσεις και διαρροές κατά τη θραύση του. Η ολκιμότητα μπορεί να ποσοτικοποιηθεί με τον υπολογισμό της ποσοστιαίας μείωσης της διατομής και της ποσοστιαίας αύξησης του μήκους στο σημείο θραύσης. Η ποσοστιαία αύξηση του μήκους στο σημείο θραύσης αντιπροσωπεύεται από την εξίσωση:

$$\delta = \frac{L_{\theta} - L_0}{L_0} * 100\% \quad (3)$$

Όπου:

L_{θ} = Το μήκος του δοκιμίου στο σημείο θραύσης

L_0 = Το αρχικό μήκος του δοκιμίου

Η ποσοστιαία μείωση της επιφάνειας διατομής συμβολίζεται με την εξίσωση:

$$\Psi = \frac{A_0 - A_{\theta}}{A_0} * 100\% \quad (4)$$

Όπου:

A_0 = Η αρχική διατομή του δοκιμίου

A_{θ} = Η διατομή του στο λαιμό

Ψ = ποσοστιαία μείωση της επιφάνειας

Το διάγραμμα που απεικονίζεται στην **(Εικόνα 28)** αφορά ένα υλικό που παρουσιάζει ολκιμότητα.

Η ψαθυρότητα είναι το αντίθετο της ολκιμότητας και αναφέρεται στην αδυναμία του υλικού να υποστεί σημαντικές πλαστικές παραμορφώσεις κατά τη θραύση του.

Τα υλικά που έχουν την ιδιότητα να είναι ψαθυρά αναφέρονται ως ψαθυρά υλικά. Για τα ψαθυρά υλικά, το ποσό της παραμόρφωσης που εμφανίζεται μετά τη θραύση δεν ξεπερνά το 2% έως 5% και σε ορισμένες περιπτώσεις είναι ακόμη και μικρότερο από 1%. Μερικά υλικά που χρησιμοποιούνται συνήθως είναι το γυαλί, οι πέτρες και διάφορα είδη μετάλλων (συμπεριλαμβανομένων των κραμάτων σιδήρου), αμάλγαμα, πορσελάνη, γύψο και κονιάματα.

Το διάγραμμα εφελκυσμού των ψαθυρών υλικών δεν παρουσιάζει σημείο διαρροής, ούτε περιοχή κράτυνσης.

Είναι σημαντικό να σημειωθεί ότι δεν υπάρχει οριστική διαφοροποίηση μεταξύ όλκιμων και ψαθυρών υλικών. Υπό συγκεκριμένες πειραματικές συνθήκες, ορισμένα ψαθυρά υλικά μπορούν να παρουσιάσουν όλκιμη συμπεριφορά και αντίστροφα. Επομένως, είναι πιο συμφέρουσα η αναφορά στα χαρακτηριστικά της όλκιμης ή της ψαθυρής συμπεριφοράς.

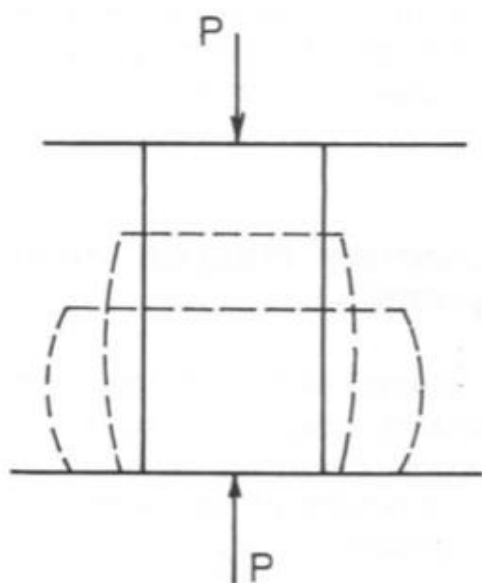
Η εμφάνιση όλκιμης ή ψαθυρής συμπεριφοράς επηρεάζεται από το ρυθμό τάσης ή παραμόρφωσης και τη θερμοκρασία. Η όλκιμη συμπεριφορά είναι πιο εμφανής σε χαμηλούς ρυθμούς φόρτισης, ενώ η ψαθυρή συμπεριφορά είναι πιο εμφανής σε υψηλές ταχύτητες φόρτισης.

Επιπλέον, η εφαρμογή θερμικής κατεργασίας σε μέταλλα μπορεί να οδηγήσει σε αύξηση της αντοχής τους, ενώ ταυτόχρονα μειώνει την ολκιμότητά τους. Η ολκιμότητα αναφέρεται στην ικανότητα ενός υλικού να υφίσταται πλαστικοποίηση, η οποία ενισχύεται σε υψηλές θερμοκρασίες.

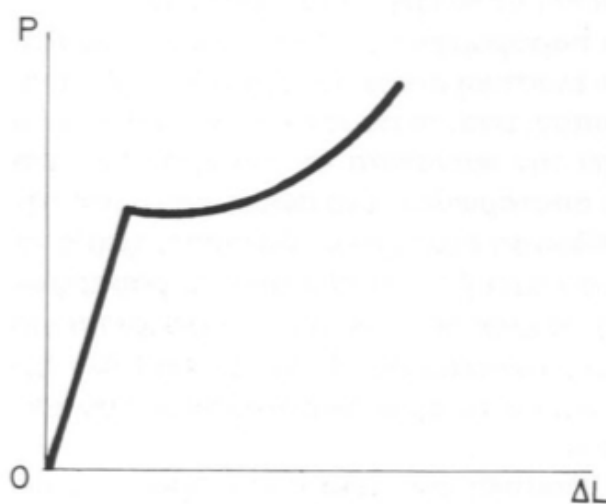
4.4 Αντοχή σε θλίψη

Κατά τη διάρκεια της δοκιμής συμπίεσης, ένα κυλινδρικό δοκίμιο με ύψος h και διάμετρο d συμπιέζεται αξονικά μεταξύ δύο επίπεδων πλακών της μηχανής συμπίεσης. Το μετρούμενο μέγεθος είναι η μεταβολή της δύναμης καθώς το δοκίμιο μικραίνει.

Ένα ζήτημα που προκύπτει κατά τη διάρκεια της συμπίεσης είναι οι δυνάμεις τριβής που προκύπτουν μεταξύ των πλακών της μηχανής δοκιμών και των επιφανειών του δοκιμίου. Λόγω της παρουσίας των δυνάμεων τριβής, το σχήμα του δοκιμίου μετατρέπεται σε βαρελοειδή σχήμα όταν εντείνεται το θλιπτικό φορτίο (όπως φαίνεται στο **Εικόνα 32**). Ο μετασχηματισμός αυτός γίνεται πιο εμφανής όσο αυξάνεται η ολκιμότητα του υλικού. Λόγω της συνεχούς αύξησης της διατομής του δοκιμίου, η καμπύλη του διαγράμματος θλίψης (**Εικόνα 33**) θα παρουσιάζει ομοίως αυξητική τάση. Αυτό έρχεται σε αντίθεση με τον εφελκυσμό, όπου η ισοδύναμη καμπύλη μειώνεται μετά την επίτευξη του μέγιστου φορτίου.



Εικόνα 32: Αλλαγή σχήματος δοκιμίου κατά την εφαρμογή θλιπτικών δυνάμεων.



Εικόνα 33: Καμπύλη θλίψης

Όταν συγκρίνουμε τη μέγιστη αντοχή σε εφελκυσμό και τη μέγιστη αντοχή σε θλίψη των ψαθυρών υλικών, παρατηρούμε ότι η αντοχή σε θλίψη είναι μεγαλύτερη. Ο λόγος μεταξύ αυτών των δύο τιμών είναι ένα μέτρο που χρησιμοποιείται για τη σύγκριση και δίνεται από την εξής εξίσωση:

$$K = \frac{\text{μέγιστη αντοχή σε εφελκυσμό}}{\text{μέγιστη αντοχή σε θλίψη}} \quad (5)$$

ο οποίος κυμαίνεται από 0,2 έως 0,4. Ο λόγος των ορίων διαρροής μεταξύ της αντοχής σε εφελκυσμό και της αντοχής σε θλίψη είναι ένα μέτρο της σχετικής αντοχής των όλκιμων υλικών, καθώς σπάνια θραύονται κατά τη δοκιμή θλίψης. Συνήθως, τα δύο όρια διαρροής είναι σχεδόν ταυτόσημα μεταξύ τους. Η δοκιμή θλίψης είναι ζωτικής σημασίας για την αξιολόγηση των μηχανικών ιδιοτήτων διαφόρων υλικών και διεξάγεται κυρίως σε αυτά.

4.5 Πυκνότητα – συμπιεστότητα

Η πυκνότητα είναι μια θεμελιώδης μέτρηση που ποσοτικοποιεί τη μάζα μιας ουσίας σε σχέση με τον όγκο της. Το σύμβολο που χρησιμοποιείται συνήθως για την αναπαράστασή της είναι το ελληνικό γράμμα ρ ή το λατινικό γράμμα d . Το Διεθνές Σύστημα Μονάδων (SI) χρησιμοποιεί το χιλιόγραμμα ανά κυβικό μέτρο [kg/m^3] ως την πρότυπη μονάδα μέτρησης της πυκνότητας. Επίσης χρησιμοποιείται και η μονάδα [g/cm^3] για τη μέτρηση της πυκνότητας. Η πυκνότητα υπολογίζεται διαιρώντας τη μάζα ενός υλικού, που συμβολίζεται ως m , με τον όγκο, που συμβολίζεται ως V , που το περιέχει.

$$\rho = \frac{m}{V} \quad (6)$$

Όπου:

ρ = Πυκνότητα

m = μάζα ενός υλικού

V = όγκος ενός υλικού

Η πυκνότητα είναι μια έντονη ιδιότητα επειδή ορίζεται ως ο λόγος των εκτατικών μεγεθών που εξαρτώνται από την ποσότητα του υλικού που υπάρχει. Η πυκνότητα είναι εσωτερική ιδιότητα μιας ουσίας και είναι ανεξάρτητη από την ποσότητά της. Για παράδειγμα, η πυκνότητα ενός σιδερένιου συνδετήρα είναι ισοδύναμη με την πυκνότητα μιας σιδερένιας ράβδου, η οποία είναι περίπου 7880 [kg/m^3], λόγω του πανομοιότυπου υλικού κατασκευής και των δύο πραγμάτων. Για να διευκολυνθούν οι συγκρίσεις πυκνότητας σε διάφορα συστήματα μονάδων, η πυκνότητα αντικαθίσταται συνήθως από το μέτρο, χωρίς διαστάσεις που αναφέρεται ως "ειδικό βάρος". Ο λόγος πυκνότητας αναφέρεται στη σύγκριση μεταξύ της πυκνότητας ενός συγκεκριμένου υλικού και της πυκνότητας ενός πρότυπου υλικού, συνήθως του νερού. Κατά συνέπεια, μια ουσία με ειδικό βάρος μικρότερο από αυτό του νερού (δηλαδή <1) θα επιπλέει στο νερό, ενώ μια ουσία με ειδικό βάρος μεγαλύτερο από αυτό του νερού (δηλαδή >1) θα βυθίζεται σε αυτό.

Η συμπιεστότητα, γνωστή και ως αντίσταση στη συμπίεση, είναι ένα μετρήσιμο χαρακτηριστικό που δείχνει την ευκολία με την οποία μια ουσία μπορεί να συμπιεστεί υπό την επίδραση εξωτερικών δυνάμεων ή πίεσης. Το μέτρο της συμπιεστότητας παριστάνεται συνήθως με το ελληνικό σύμβολο κ . Η συμπιεστότητα με σύμβολο το ελληνικό κ είναι το αντίστροφο του όγκου συμπιεστότητας β και η σχέση τους μπορεί να εκφραστεί ως εξής:

$$\kappa = \frac{1}{\beta} \quad (7)$$

Όπου:

κ = συμπιεστότητα

β = συμπιεστότητα όγκου

Η τιμή του κ είναι ίση με το ένα διαιρούμενο με το β .

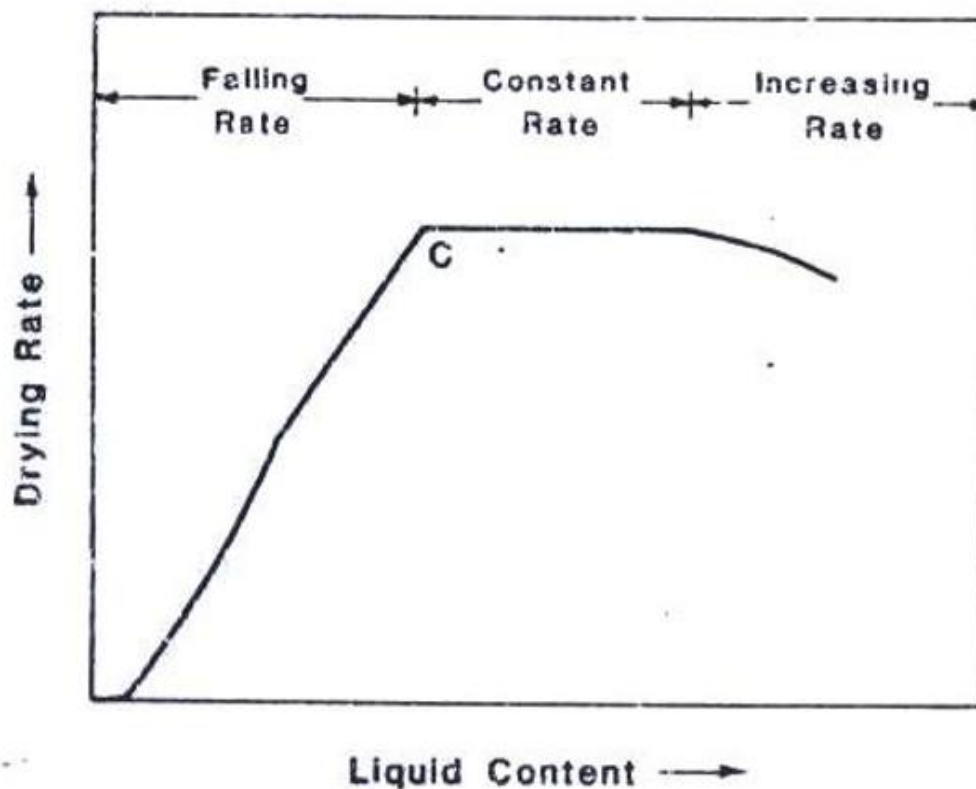
Η συμπιεστότητα όγκου, επίσης γνωστή ως αντίσταση συμπίεσης όγκου, αναφέρεται στον βαθμό στον οποίο ο όγκος ενός υλικού μεταβάλλεται σε απόκριση της πίεσης. Συνήθως αναπαρίσταται με το σύμβολο β .

Ορισμένα υλικά παρουσιάζουν σημαντικό βαθμό συμπιεστότητας, γεγονός που υποδηλώνει την ευαισθησία τους στη συμπίεση, ενώ άλλα έχουν χαμηλή συμπιεστότητα και είναι σχετικά ανεπηρέαστα από την πίεση.

4.6 Ξήρανση

Η ξήρανση αναφέρεται ως διαδικασία εξαγωγής ενός υγρού από μια πορώδη ουσία με μεταφορά και εξάτμισή του σε περιβάλλον όπου ο αέρας δεν είναι σε πλήρως κορεσμένη μορφή. Σε ορισμένες περιπτώσεις, με τη χρήση υγρού ξηραντικού, όπως ένας ξηραντήρας. Πριν από το ψήσιμο ακατέργαστων πλαστικών μαζών και επιστρώσεων σε επιφάνειες, είναι ζωτικής σημασίας να υποβληθούν σε αυτή τη σημαντική διαδικασία.

Η διαδικασία ξήρανσης περιλαμβάνει τρία στάδια, τα οποία ποικίλλουν ανάλογα με το ποσοστό του υγρού που εξάγεται. Ο ρυθμός ξήρανσης αυξάνεται, στην συνέχεια φτάνει σε ένα σταθερό σημείο και έπειτα ελαττώνεται.



Εικόνα 34: Υγρασίας – Ξήρανσης και εμφάνιση 3 σταδίων ξήρανσης

Η διαδικασία ξήρανσης σε κορεσμένα υλικά περιλαμβάνει εξάτμιση από τις εξωτερικές επιφάνειες, η οποία αυξάνεται με τη θέρμανση όταν η σχετική υγρασία είναι μικρότερη από 100%. Ο ρυθμός ξήρανσης παραμένει σταθερός όταν ο ρυθμός εξάτμισης και η επιφάνεια εξάτμισης παραμένουν σταθερές. Το υγρό που εξατμίζεται μπορεί να αναπληρωθεί από ενδοσωματιδιακό υγρό, αλλά η συρρίκνωση και η χημική μετανάστευση μπορούν να μειώσουν την ξήρανση. Η θέρμανση κατά την ξήρανση αυξάνει την πίεση ατμών και την ικανότητα απορρόφησης του αέρα, ενώ ο προσπίπτων αέρας λεπταίνει τα εξωτερικά στρώματα και αυξάνει τον ρυθμό εξάτμισης.

4.7 Συρρίκνωση

Συρρίκνωση είναι η μείωση του όγκου μιας ουσίας. Η μείωση του όγκου συμβαίνει συνήθως όταν η ουσία εκτίθεται σε εξωτερική πίεση ή αυξημένη θερμοκρασία. Διάφοροι παράγοντες μπορούν να προκαλέσουν συρρίκνωση σε διάφορα υλικά.

Υπάρχουν δύο κύριες μορφές συρρίκνωσης: η θερμική συρρίκνωση και η μηχανική συρρίκνωση. Θερμική συρρίκνωση κατά τη διάρκεια της διαδικασίας ψύξης, οι μοριακές δομές του υλικού υφίστανται αλλαγές, με αποτέλεσμα τη μείωση του μεγέθους.

Η μηχανική συρρίκνωση αναφέρεται στο φαινόμενο κατά το οποίο ένα υλικό υφίσταται μείωση του μεγέθους του λόγω της εφαρμογής εξωτερικής πίεσης. Υπό την επίδραση μηχανικών δυνάμεων, στερεά υλικά όπως το ξύλο ή το μέταλλο μπορούν να υποστούν συμπίεση και συρρίκνωση.

Η συρρίκνωση παίζει καθοριστικό ρόλο στη μηχανική, την οικοδομή, την αρχιτεκτονική, στην οδοντιατρική και σε άλλα επαγγέλματα που απαιτούν ακριβείς διαστάσεις και γνώση της συμπεριφοράς του υλικού κατά τη συρρίκνωση.

4.7.1 Συρρίκνωση κατά την ξήρανση

Η συρρίκνωση λαμβάνει χώρα στη μάζα όταν το υγρό μεταξύ των κόκκων απομακρύνεται και η μείωση της ενδομοριακής απομάκρυνσης είναι περιορισμένη. Η σχέση μεταξύ του όγκου μείωσης (L_0/V_0) και της γραμμικής συρρίκνωσης ($\Delta L/L_0$) καθορίζεται όταν η συρρίκνωση είναι ισότροπη από την εξίσωση:

$$\frac{\Delta L}{V_0} = 1 - \left(1 - \frac{\Delta L}{L_0}\right)^3 \quad (8)$$

Όπου:

ΔL =Μεταβολή μήκους

L_0 =Αρχικό μήκος

V_0 =Αρχικός όγκος

Ανισότροπη γραμμική συρρίκνωση μπορεί να συμβεί όταν ο προσανατολισμός των κόκκων ή των υγρών συστατικών προκαλεί διαφορές στο ΔL ανάλογα με την κατεύθυνση. Επιπλέον, η διαφορική συρρίκνωση μπορεί να προκύψει από διαφορές στη θέση.

Για την ελαχιστοποίηση της συρρίκνωσης κατά τη διαδικασία ξήρανσης, συνιστάται η προσαρμογή της σύνθεσης του προϊόντος με μείωση της περιεκτικότητας σε νερό, μείωση της μέσης μεταβολής του μήκους ΔL και αύξηση του μέσου μεγέθους των κόκκων, ώστε να μειωθεί το ΔL . Ο σχηματισμός χημικών δεσμών μπορεί δυνητικά να μειώσει ή να εξαλείψει τις αλλαγές στο μήκος ΔL και τη συρρίκνωση που εμφανίζονται κατά τη διαδικασία ξήρανσης.

Η γραμμική συρρίκνωση κατά την ξήρανση για τυπικά προϊόντα διέλασης και χύτευσης κυμαίνεται μεταξύ 1,5% και 4%.

4.8 Έψηση - Πυροσυσσωμάτωση

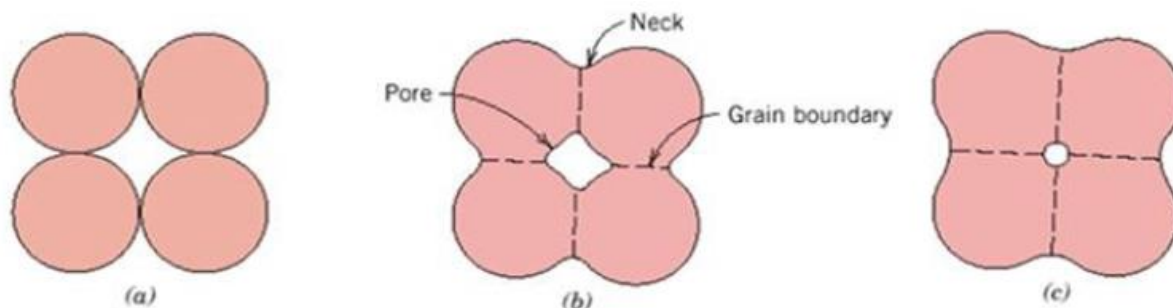
Η έψηση είναι το τελικό στάδιο της μετατροπής των 'πλαστικών μαζών' σε κεραμικά. Η διαδικασία ξήρανσης, όπως περιγράφεται προηγούμενος, πραγματοποιείται για την εξάλειψη της υγρασίας. Στη συνέχεια, τα δείγματα ή τα προϊόντα εισάγονται στους κλιβάνους με σκοπό την όπτηση και την ταυτόχρονη πυροσυσσωμάτωση. καθ' όλη τη διάρκεια αυτού του σταδίου θα αναπτυχθούν τα τελικά χαρακτηριστικά, όπως η μηχανική αντοχή. Ωστόσο, θα εκδηλωθούν και ελαττώματα, όπως ρωγμές ή ατέλειες που δεν ήταν εμφανείς καθ' όλη τη διάρκεια της διαδικασίας μορφοποίησης.

Κατά τη διάρκεια της διαδικασίας της καύσης, εμφανίζεται μια σειρά φυσικοχημικών φαινομένων, τα οποία επηρεάζονται από τη σύνθεση του κεραμικού υλικού. Αυτά περιλαμβάνουν θερμική διάσπαση, (όπως για παράδειγμα η μετατροπή του CaCO_3 σε CaO και CO_2), καθώς και αλλοτροπικές αλλαγές ορισμένων συστατικών. Η ανακρυστάλλωση, η διεύρυνση των κρυσταλλιτών και η πυροσυσσωμάτωση είναι βασικές διεργασίες που συμβαίνουν κατά τη διάρκεια της όπτησης. Οι διαδικασίες αυτές αφορούν τη δομική διασύνδεση των κόκκων της κεραμικής σκόνης, με αποτέλεσμα την απόκτηση μηχανικής αντοχής. Επιπλέον, η όπτηση οδηγεί σε μείωση του όγκου, καθώς οι πόροι εξαλείφονται.

Η πυροσυσσωμάτωση είναι η διεργασία καύσης που διευκολύνει τη διασύνδεση μεταξύ των σωματιδίων σε ένα κεραμικό σύστημα, με αποτέλεσμα την ταυτόχρονη μεταβολή της μορφής και του μεγέθους των πόρων. Μέσω αυτής της διαδικασίας, ένα διαπερατό και μη στερεοποιημένο συσσωμάτωμα μετατρέπεται σε μια στιβαρή και πυκνή δομή.

Υπάρχουν τρία στάδια που μπορούν να παρατηρηθούν κατά τη διάρκεια της πυροσυσσωμάτωσης: το πρώτο στάδιο, το ενδιάμεσο στάδιο και το τελικό στάδιο. Στο αρχικό στάδιο, δημιουργούνται "λαιμοί" στα σημεία όπου τα τεμάχια έρχονται σε επαφή, και συνήθως, αλλά όχι πάντα, τα κέντρα των τεμαχιδίων έρχονται πιο κοντά. Καθώς το φαινόμενο εξελίσσεται και οι λαιμοί μεγαλώνουν, έρχονται σε επαφή μεταξύ τους, με αποτέλεσμα να δημιουργείται μια δομή που έχει συνδεδεμένους πόρους και ένα συνεχές στερεό. Το στάδιο αυτό αναφέρεται ως ενδιάμεσο στάδιο. Κατά τη διάρκεια αυτού του σταδίου, ο ρυθμός πυροσυσσωμάτωσης μειώνεται σταθερά, με αποτέλεσμα οι πόροι να συσσωρεύονται κατά μήκος των ορίων μεταξύ των κόκκων. Κατά την τελευταία φάση της πυροσυσσωμάτωσης, οι πόροι απομονώνονται πλήρως, δηλαδή οι συνδέσεις μεταξύ τους εξαλείφονται. Ως αποτέλεσμα, η πυκνότητα του υλικού φτάνει περίπου στο 70 - 92% της θεωρητικής πυκνότητάς του. Το τελικό στάδιο της πυροσυσσωμάτωσης χαρακτηρίζεται από την ανάπτυξη των κρυσταλλιτών, με αποτέλεσμα το σχηματισμό σφαιρικών πόρων που περικλείονται μέσα στη στερεά μάζα.

Συνήθως, και κατά τα τρία στάδια παρατηρείται συρρίκνωση, η οποία αναφέρεται σε μείωση του όγκου. Σε ορισμένες περιπτώσεις και ειδικές περιστάσεις, είναι νοητή η αύξηση των πόρων και η διόγκωση του σώματος κατά τη διάρκεια του τελευταίου σταδίου.



Εικόνα 35: Πυροσυσσωμάτωση σε 3 στάδια

4.9 Σκληρότητα

Η διατύπωση ενός ακριβούς ορισμού της σκληρότητας αποτελεί πρόκληση λόγω της παρουσίας ενός ανομοιόμορφου πεδίου τάσεων κατά τη μέτρησή της.

Η κατηγοριοποίηση μιας ουσίας ως σκληρής ή μαλακής καθορίζεται με βάση την ικανότητα της επιφάνειας να αντιστέκεται στη διείσδυση ενός σκληρότερου αντικειμένου.

Η σκληρότητα καθορίζεται από τα χαρακτηριστικά του υλικού του δοκιμίου, καθώς και από τη μορφή και το υλικό του διεισδυτή. Κατά συνέπεια, υπάρχουν πολυάριθμες τεχνικές μέτρησης της σκληρότητας, οι οποίες διαφέρουν ανάλογα με το υλικό που εξετάζεται.

Οι μετρήσεις αποδίδουν σχετικά και όχι απόλυτα δεδομένα. Οι δοκιμές σκληρότητας μπορούν να κατηγοριοποιηθούν σε δύο τύπους: στατικές και δυναμικές. Η μέθοδος **Vickers**, η μέθοδος **Brinell**, η μέθοδος **Rockwell** και η μέθοδος **Knoop** αποτελούν παραδείγματα στατικών μεθόδων. Η προσέγγιση Shore είναι η πιο διαδεδομένη μεταξύ των δυναμικών μεθόδων. Η μέθοδος **Mohs** περιλαμβάνει την επιλεκτική αφαίρεση του μαλακότερου υλικού από την πιο σκληρή ουσία μέσω χάραξης.

Η μέθοδος **Brinell** χρησιμοποιεί μια σκληρή χαλύβδινη σφαίρα με διάμετρο **D** ως διεισδυτή. Η σφαίρα αυτή εφαρμόζεται κάθετα στην επιφάνεια του δοκιμίου για συγκεκριμένη διάρκεια. Η εφαρμογή αυτής της πίεσης έχει ως αποτέλεσμα το σχηματισμό μιας εγκοπής στην επιφάνεια του δοκιμίου με διάμετρο **d**. Ο δείκτης σκληρότητας **Brinell** παριστάνεται με το ακρωνύμιο **BHN** και προσδιορίζεται χρησιμοποιώντας την ακόλουθη εξίσωση:

$$BHN = \frac{2P}{\pi D [D - \sqrt{D^2 - d^2}]} \left[\frac{kp}{mm^2} \right] \quad (9)$$

Όπου:

P = το φορτίο που εφαρμόστηκε.

d = διάμετρος του αποτυπώματος

Για να εξασφαλιστεί η συγκρισιμότητα των αποτελεσμάτων, η διάμετρος (d) του αποτυπώματος πρέπει να κυμαίνεται μεταξύ 0,3d και 0,6d. Η προσέγγιση αυτή είναι ακατάλληλη για τη δοκιμή της σκληρότητας ψαθιών ή πλήρως ελαστικών υλικών.

Η μέθοδος **Vickers** χρησιμοποιεί μια τετράγωνη διαμαντένια πυραμίδα ως διεισδυτή. Η γωνία μεταξύ των αντίθετων εδρών της πυραμίδας είναι 136 μοίρες. Ο αριθμός σκληρότητας **Vickers**, που παριστάνεται ως **VHN**, είναι μια χαρακτηριστική τιμή που προσδιορίζεται από την ακόλουθη εξίσωση:

$$VHN = 1.854 \frac{P}{d^2} \left[\frac{kp}{mm^2} \right] \quad (10)$$

Όπου:

P = το φορτίο που εφαρμόστηκε.

d = μέση τιμή των διαγωνίων των ουλών.

Η τεχνική αυτή είναι κατάλληλη για δοκίμια που είναι τόσο λεπτά όσο και άκαμπτα. Οι δοκιμές σκληρότητας βασίζονται στις πλαστικές παραμορφώσεις που προκαλούνται από το διατρητικό, υποδεικνύοντας επομένως ότι η σκληρότητα βασίζεται κυρίως στο όριο διαρροής του εξεταζόμενου υλικού. Ως εκ τούτου, μια κοινά αποδεκτή κατευθυντήρια γραμμή είναι ότι η τιμή **VHN** συχνά εμπίπτει στο εύρος 0,2 και 0,3, όπου αντιπροσωπεύει το όριο διαρροής του υλικού. Είναι σημαντικό να σημειωθεί ότι η **VHN** δηλώνεται σε kilopascals ανά τετραγωνικό χιλιοστό [kp/mm^2] και εκφράζεται σε meganewtons ανά τετραγωνικό μέτρο [MN/m^2]

Η μέθοδος **Rockwell** είναι μια τεχνική που περιλαμβάνει τη μέτρηση του βάθους διείσδυσης ενός κωνικού διαμαντένιου διεισδυτή υπό γωνία 120° . Η μέθοδος αυτή περιλαμβάνει την εφαρμογή διαδοχικών φορτίων, ακολουθούμενη από την άμεση μέτρηση της εναπομένουσας διείσδυσης με τη χρήση κατάλληλου δείκτη σκληρομέτρου, μετά την αφαίρεση του τελικού φορτίου. Στην προσέγγιση **Rockwell**, ο διεισδυτής μπορεί επίσης να έχει σφαιρικό σχήμα. Για έναν σφαιρικό διεισδυτή, η τεχνική είναι γνωστή ως **Rockwell C**.

Η μέθοδος **Shore**, γνωστή για τη δυναμική της φύση, χρησιμοποιείται για την ποσοτικοποίηση της σκληρότητας των πλαστικών υλικών. Η σκληρότητα διαπιστώνεται σε αυτή τη διαδικασία μετρώντας την έκταση της αναπήδησης που παρουσιάζει ένα μικρό σφυρί εξοπλισμένο με διαμαντένιο άκρο. Η αναπήδηση ποσοτικοποιείται με τη χρήση ενός σκληρομετρητή Shore, ο οποίος χρησιμοποιεί μια κλίμακα για τη μέτρηση. Μια ένδειξη σκληρότητας 75 αντιστοιχεί σε μια κατά προσέγγιση τιμή σκληρότητας Brinell 440.

Η ιδιότητα της σκληρότητας έχει σημαντική σημασία για την αξιολόγηση των υλικών αποκατάστασης στην καθημερινή οδοντιατρική. Ως εκ τούτου, είναι ζωτικής σημασίας να λαμβάνεται υπόψη η σκληρότητα των υλικών αποκατάστασης κατά την επιλογή τους για σφραγίσματα ή γέφυρες. Αυτό είναι απαραίτητο για την αποφυγή τυχόν ζημιών στην αδαμαντίνη ή σε άλλες αποκαταστάσεις που μπορεί να προκύψουν λόγω τριβής όταν έρχονται σε επαφή μεταξύ τους κατά τη διαδικασία της μάσησης.

4.10 Νανοσκληρομέτρηση

Ο νανοσκληρομετρητής είναι ένα εργαλείο που χρησιμοποιείται για την ακριβή μέτρηση των ιδιοτήτων των υλικών σε επίπεδο νανομέτρου. Η νανοσκληρομετρία επιτρέπει την εξέταση των μηχανικών χαρακτηριστικών των υλικών σε εξαιρετικά μικρές διαστάσεις, συνήθως σε κλίμακα νανομέτρου ή υπονανομέτρου.

Τα νανοσκληρόμετρα χρησιμοποιούνται συχνά για την αξιολόγηση της σκληρότητας, της ελαστικότητας, της επιφανειακής ομαλότητας και άλλων μηχανικών χαρακτηριστικών των υλικών. Η νανοσκληρομετρία έχει ποικίλες εφαρμογές σε τομείς όπως η επιστήμη των υλικών, η νανοτεχνολογία, η ιατρική, η οδοντιατρική και άλλοι τομείς έρευνας και εφαρμογής.

Η συσκευή λειτουργεί με την εφαρμογή ενός μικρού άκαμπτου άκρου, που αναφέρεται ως ακίδα, στην επιφάνεια του υλικού. Στη συνέχεια, λαμβάνονται μετρήσεις με την ανάλυση των μεταβολών της θέσης της ακίδας και των εφαρμοζόμενων δυνάμεων. Η νανοσκληρομετρία προσφέρει πληροφορίες για τα χαρακτηριστικά των υλικών σε κλίμακα νανομέτρου, επιτρέποντας την καλύτερη κατανόηση των ιδιοτήτων τους.

4.11 Δυσθραυστότητα

Η δυσθραυστότητα δεν πρέπει να συγχέεται με την ανθεκτικότητα του υλικού. Η αντοχή αναφέρεται στην ικανότητα ενός υλικού να αντιστέκεται στην πλαστική παραμόρφωση. Χαρακτηρίζεται από μια ελάχιστη τιμή γνωστή ως όριο διαρροής (σ_{Δ}) και αυξάνεται σταθερά καθώς το υλικό υφίσταται παραμόρφωση (εργοσκληρυνση). Η δυσθραυστότητα αναφέρεται στην ικανότητα του υλικού να αντιστέκεται στην εξάπλωση μιας θραύσης. Η απλή παρουσία μιας ρωγμής δεν εγγυάται ότι το υλικό θα θρυμματιστεί. Με δεδομένη την ικανότητα του υλικού να αντέχει στην καταπόνηση χωρίς να σπάει, η παρουσία μιας μικρής ρωγμής, η οποία προκαλεί ελάχιστη μόνο μείωση της διατομής του, δεν θα μεταβάλει τα χαρακτηριστικά του. Αντίθετα, η ρωγμή θα οδηγήσει σε διαρροή, αυξημένη σκληρότητα και απορρόφηση ενέργειας. Αντίθετα, σε ένα υλικό με χαμηλή δυσθραυστότητα, η παρουσία μιας φορτισμένης ρωγμής θα προκαλέσει ταχεία διάδοση, με αποτέλεσμα το υλικό να σπάσει σε επίπεδα τάσεων πολύ κάτω από το όριο διαρροής του.

Συντελεστής έντασης τάσης K_L και η ικανότητα ενός υλικού να αντιστέκεται στη θραύση ,γνωστή ως ανθεκτικότητα στη θραύση K_{LC} .

Οι ρωγμές εντείνουν τη συγκέντρωση των πιέσεων. Η τοπική τάση σε απόσταση r από το άκρο της ρωγμής, όταν η ρωγμή έχει μήκος c , σε ένα υλικό που υποβάλλεται σε εφελκυστική φόρτιση με ομοιόμορφη τάση (σ) σε απόσταση, μπορεί να εκφραστεί ως εξής:

$$\sigma_{\text{τοπική}} = \sigma \left(1 + Y \sqrt{\frac{\pi c}{2 \pi r}} \right) \quad (11)$$

Όπου:

Y = σταθερά με τιμή κοντά στην μονάδα που εξαρτάται από γεωμετρία του ρωγματωμένου σώματος

Μακριά από την κορυφή της ρωγμής ($r \gg c$)

Η τάση πέφτει στην τιμή σ (δεν είναι πια τοπική) αλλά κοντά στην κορυφή αυξάνεται απότομα σε

$$\sigma_{\text{τοπική}} = Y \sigma \frac{\sqrt{\pi c}}{\sqrt{2 \pi r}} \quad (12)$$

Επομένως, για δεδομένο r η τοπική τάση αυξάνεται σύμφωνα με $\sigma(\pi c)^{1/2}$ που επομένως αποτελεί ένα μέτρο της έντασης της τάσης. Η ποσότητα αυτή ονομάζεται παράγοντας έντασης τάσης τύπου ένα (τύπος ένα σημαίνει εφελκυστική φόρτιση της ρωγμής) και μετράται σε $[MPa \cdot m^{1/2}]$.

$$K_I = Y \sigma \sqrt{\pi c} \quad (13)$$

Οι ρωγμές διαδίδονται όταν ο συντελεστής έντασης τάσης υπερβεί μια κρίσιμη τιμή γνωστή ως ανθεκτικότητα θραύσης K_{LC} . Η ανθεκτικότητα θραύσης είναι ένα χαρακτηριστικό ενός υλικού και ισχύει και για το συνδυασμό $\sigma - c$. Στην περίπτωση αυτή, υπάρχει ένα συγκεκριμένο επίπεδο τάσης που, όταν συνδυάζεται με ένα συγκεκριμένο μέγεθος ρωγμής, θα οδηγήσει σε θραύση. Ομοίως, υπάρχει ένα κρίσιμο μήκος ρωγμής που, όταν συνδυαστεί με ένα συγκεκριμένο επίπεδο τάσης, θα οδηγήσει επίσης σε θραύση.

Οι παράμετροι G και G_c αντιπροσωπεύουν τον ρυθμό απελευθέρωσης ενέργειας και την δυσθραυστότητα, αντίστοιχα.

Κατά τη διάδοση μιας θραύσης, σχηματίζεται μια νέα επιφάνεια μέσα στο υλικό. Οι επιφάνειες υφίστανται ενεργειακή ενίσχυση, παρουσιάζοντας μια επιφανειακή ενέργεια που συμβολίζεται ως γ (συνήθως $\gamma = 1 \text{ J/m}^2$). Όταν ένα δοκίμιο θραύεται κατά μήκος μιας διατομής με εμβαδόν A , αυτό έχει ως αποτέλεσμα το σχηματισμό μιας νέας επιφάνειας $2A$, η οποία απαιτεί την εισαγωγή ενέργειας $2\gamma A$. Η θραύση επέρχεται όταν το ποσό του έργου που επιτελείται ή της ελαστικής ενέργειας που απελευθερώνεται (λόγω της θραύσης των εφελκυστικών δεσμών) και είναι μεγαλύτερο από την ενέργεια της νέας επιφάνειας, η οποία μπορεί να εκφραστεί ως:

$$G \geq 2\gamma \quad (14)$$

Όπου:

G = ρυθμός απελευθέρωσης ενέργειας.

Στην πραγματικότητα, απαιτείται σημαντικά μεγαλύτερη ποσότητα ενέργειας ως αποτέλεσμα της πλαστικής παραμόρφωσης που λαμβάνει χώρα προς το ανώτερο τμήμα της θραύσης. Ανεξάρτητα από τις συνθήκες, η ενέργεια πρέπει να ξεπεράσει ένα κρίσιμο όριο, G_c , το οποίο αντιπροσωπεύει μια μορφή "ισοδύναμης" επιφανειακής ενέργειας, γνωστή ως δυσθραυστότητα. Η δυσθραυστότητα ενός υλικού συνδέεται άμεσα με την ανθεκτικότητα θραύσης, η οποία μπορεί να εκφραστεί από την εξίσωση:

$$K_{LC} = \sqrt{E G_c} \quad (15)$$

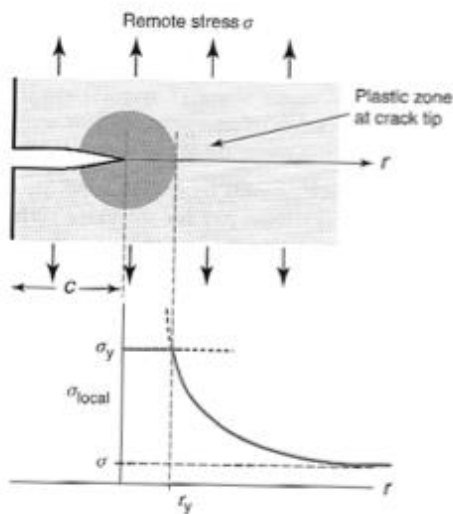
Η περιοχή της πλαστικής παραμόρφωσης βρίσκεται στο ανώτερο τμήμα της ρωγμής. Η έντονη τάση στο άκρο μιας ρωγμής δημιουργεί διάφορες περιοχές δραστηριότητας: μια εύκαμπτη ζώνη σε υλικά που μπορούν να παραμορφωθούν χωρίς να σπάσουν, μια ζώνη μικρορωγμών σε κεραμικά και μια ζώνη αποκόλλησης σε σύνθετα υλικά όπου τα στρώματα διαχωρίζονται ή οι ίνες αποκολλώνται. Εντός της ζώνης διεργασίας, εκτελείται έργο για την αντιμετώπιση της πλαστικής παραμόρφωσης και των δυνάμεων τριβής, με αποτέλεσμα τη δημιουργία διαφοράς στην G_c και 2γ . Με την βοήθεια του παρακάτω (σχήματος 8) μπορεί να γίνει μια εκτίμηση για το μέγεθος της πλαστικής ζώνης:

$$r_y = 2 \left(\frac{\sigma^2 \pi c}{2 \pi \sigma_y^2} \right) = \frac{K_I^2}{\pi \sigma_y^2} \quad (Y=1). \quad (16)$$

Όπου:

σ_y = όριο διαρροής (σ_{Δ})

Η πλαστική ζώνη μειώνεται σημαντικά καθώς αυξάνεται η αντοχή του υλικού. Οι ρωγμές στα μαλακά μέταλλα έχουν τεράστιες πλαστικές ζώνες, ενώ τα κεραμικά και το γυαλί έχουν μέτριες έως αμελητέες πλαστικές ζώνες.



Εικόνα 36: Εμφάνιση ρωγμής σε υλικό

Για μικρές ρωγμές, το υλικό υφίσταται πλαστική παραμόρφωση πριν σπάσει, ενώ το αντίστροφο ισχύει για μεγάλες ρωγμές. Το μέγεθος κατωφλίου στο οποίο λαμβάνει χώρα αυτή η μετάβαση στον τρόπο αστοχίας μπορεί να προσδιοριστεί με τον υπολογισμό της ανθεκτικότητας σε θραύση ($Y = 1$).

$$K_{Ic} = \sigma \sqrt{\pi c} \Rightarrow \sigma_f = \frac{K_{Ic}}{\sqrt{\pi c}} \quad (17)$$

Συγκεκριμένα, η αντοχή σε εφελκυσμό ενός σπασμένου υλικού βελτιώνεται όσο μειώνεται το μέγεθος της ρωγμής. Όταν το μέγεθος είναι μικρότερο από μια κρίσιμη τιμή, η τάση αστοχίας είναι ίση με την αντοχή του υλικού ($\sigma_f = \sigma_{\Delta}$), που συμβολίζεται ως:

$$c_{crit} = \frac{K_{Ic}^2}{\pi \sigma_y^2} \quad (18)$$

Η τιμή αυτή είναι ίση με το μέγεθος της πλαστικής ζώνης κατά την θραύση, όταν $K_L = K_{LC}$

4.12 Κόπωση

Η κόπωση αναφέρεται στην παραμόρφωση ενός υλικού που προκαλείται από περιοδικά εναλλασσόμενες δυνάμεις, όπως το μάσημα, μέχρι να σπάσει τελικά. Οι περιοδικά εναλλασσόμενες τάσεις που προκαλούν αυτή την παραμόρφωση είναι γνωστές ως τάσεις κόπωσης.

Η αντοχή σε κόπωση ενός υλικού καθορίζεται από την τακτικά εναλλασσόμενη τάση που, για δεδομένη τιμή τάσης και αριθμό κύκλων, δεν οδηγεί σε θραύση αλλά σε προσδιορισμό αντοχής κόπωσης ενός υλικού.

Το όριο κόπωσης αναφέρεται στην τιμή της αντοχής σε κόπωση που επιτυγχάνεται σε ένα συγκεκριμένο μέσο επίπεδο τάσης, πέραν του οποίου δεν παρατηρείται μείωση της αντοχής του υλικού με την αύξηση των κύκλων φόρτισης. Είναι σημαντικό να σημειωθεί ότι το όριο κόπωσης είναι χαμηλότερο από το όριο ελαστικότητας του υλικού.

Παρά το γεγονός ότι οι τιμές φόρτισης στη δοκιμή κόπωσης παραμένουν κάτω από το όριο ελαστικότητας του υλικού, το υλικό τελικά θραύεται αφού υποστεί **σημαντικό αριθμό κύκλων φόρτισης**. Η αντοχή σε κόπωση μιας κατασκευής καθορίζεται τόσο από τη δομική ποιότητα και την εσωτερική σύνθεση του υλικού, όσο και από την παρουσία ή την απουσία ελαττωμάτων κατά την κατασκευή.

Κατά τη διαδικασία χύτευσης κραμάτων, όπως στην προκειμένη περίπτωση, είναι δυνατόν να υπάρχουν ξένες ουσίες ή φυσαλίδες, με αποτέλεσμα την αύξηση των εσωτερικών τάσεων στο εσωτερικό του κράματος και τη διατάραξη της δομικής του ακεραιότητας. Επιπλέον, η κατεργασία των υλικών οδηγεί σε αύξηση των εσωτερικών τάσεων. Η αντοχή σε κόπωση των υλικών επηρεάζεται από διάφορους παράγοντες, όπως μικρορωγμές, διαβρωμένες επιφάνειες, ανομοιόμορφες επιφάνειες, δομικές διαστάσεις, εσωτερικά κενά, τοπική συγκέντρωση τάσεων, θερμοκρασία, καθώς και από τη συχνότητα και την ένταση της κυκλικής φόρτισης.

Οι θραύσεις λόγω κόπωσης είναι ύποπτες και προέρχονται από μικρές ρωγμές που αναπτύσσονται ή υπάρχουν ήδη στην επιφάνεια. Η θραύση, που συνήθως παρουσιάζει κίνηση εντός των κρυστάλλων ή κατά μήκος των ορίων τους, υφίσταται σταδιακή ανάπτυξη κυρίως λόγω παρεμπόδισης που προκαλείται από περιοχές δομικής αστάθειας. Οι ρωγμές τυπικά σταματούν και αλλάζουν την κατεύθυνσή τους στις διεπιφάνειες μεταξύ των κόκκων, καθώς οι περιοχές αυτές τείνουν να συσσωρεύουν τάσεις. Αυτό διευκρινίζει το φαινόμενο της ανώτερης αντοχής που παρουσιάζουν τα λεπτόκοκκα κράματα σε σύγκριση με τα χονδρόκοκκα κράματα. Οι ρωγμές σχηματίζονται συνήθως σε περιοχές όπου συγκεντρώνεται τάση, όπως επιφανειακές ατέλειες (εγκοπές), εγκλείσματα ξένων ουσιών και διαβρωμένες επιφάνειες. Η πλαστική παραμόρφωση των δοκιμίων υπό κόπωση επηρεάζεται από τον ρυθμό με τον οποίο σχηματίζονται οι γραμμές ολίσθησης, τη θερμική αγωγιμότητα και τον λόγο του όγκου προς την επιφάνεια.

IV. ΜΕΘΟΔΟΛΟΓΙΑ

1. Περιγραφή διαδικασίας στο οδοντιατρείο

1.1 Επιλογή δείγματος

Εφόσον ο ασθενής προσέλθει στο ιατρείο και διαπιστωθεί από τον κλινικό οδοντίατρο ότι χρίζει προσθετικής αποκατάστασης, ο κλινικός οδοντίατρος παρουσιάζει τις επιλογές της προσθετικής αποκατάστασης με βάση τις ανάγκες στην κάθε περίπτωση και από κοινού οι δυο τους επιλέγουν το υλικό κατασκευής σύμφωνα με το τι είναι καλύτερο να γίνει στην εκάστοτε περίπτωση και το κόστος της υπηρεσίας.

Σημαντικός παράγοντας στην προσθετική αποκατάσταση είναι η αισθητική και η λειτουργικότητα καθώς σύμφωνα με τις ανάγκες καθορίζεται το υλικό κατασκευής της προσθετικής αποκατάστασης. Δυο από τις επιλογές τις οποίες και θα εξετάσουμε είναι το οξείδιο του ζirkονίου και το χρωμιοκοβάλτιο. Χρησιμοποιούμενά αμιγώς από μόνα τους η και σε συνδυασμό με επένδυση κεραμικών υλικών (πορσελάνη) για την καλύτερη προσομοίωση στο φυσικό φραγμό. Οπότε η επιλογή του δείγματος καθορίζεται από τις παραπάνω ανάγκες.

Σε περιπτώσεις που χρειάζεται περισσότερη αισθητική όπως οι πρόσθιες περιοχές επιλέγεται το οξείδιο του ζirkονίου διότι αποκαθιστά την φυσικότητα του φυσικού φραγμού. Καθώς επίσης μια από τις ιδιότητες του οξειδίου του ζirkονίου είναι η υψηλή βιοσυμβατότητα που το καθιστά κορυφαία επιλογή σε περιπτώσεις άμεσης επαφής με τα ούλα του ασθενή (οδοντικά εμφυτεύματα) επειδή τα επιθηλιακά κύτταρα προσκολλούνται με υλικό του ζirkονίου καθιστώντας ένα ισχυρό δεσμό προσθετικής και ούλου ώστε να μην ισχωρούν τα μικρόβια και δημιουργούν περιοδοντίτιδα και περιεμφυτευματίτιδα.



Εικόνα 37: Χρωματοληγία



Εικόνα 38: Προσθετική αποκατάστασης οδοντοστοιχίας

1.2 Κατασκευή δείγματος

Αφού επιλέγει το υλικό της κατασκευής ξεκινάει η κατασκευή της προσθετικής εργασίας. Τα στάδια χωρίζονται σε κλινικά και εργαστηριακά.

1.2.1 Κλινικά στάδια:

Αποτύπωση της περιοχής που θα γίνει η αποκατάσταση.

Η αποτύπωση μπορεί να γίνει με δυο τρόπους, ψηφιακά και αναλογικά. Η αναλογική μέθοδος παραδοσιακά γίνεται χρησιμοποιώντας ένα δισκάριο με υλικό αποτύπωσης (πολυβινυλιοσιλοξάνη) , αλγινικό υδροκολλοειδές κ.α. τοποθετώντας τα στο στόμα του ασθενούς δημιουργώντας το αποτύπωμα των δοντιών όπου θα γίνει η προσθετική. Ψηφιακά με την χρήση οδοντιατρικού ενδοστοματικού σκάνερ πραγματοποιείται ψηφιακή αποτύπωση όλης της στοματικής κοιλότητας και του οδοντικού φραγμού από τον οδοντίατρο στο ιατρείο και έπειτα στέλνεται ηλεκτρονικά στο εργαστήριο για να συνεχιστεί η κατασκευή.

1.2.2 Εργαστηριακά στάδια:

1^ο Βήμα: Ψηφιοποίηση και σχεδιασμός του εκμαγείου

Αν το αποτύπωμα είναι αναλογικό εγκιβωτίζεται από ειδική υπέρσκληρη οδοντοτεχνική γύψο τύπου 4 δημιουργώντας ένα εκμαγείο εργασίας. Στην συνέχεια το γύψινο εκμαγείο ψηφιοποιείται με οδοντοτεχνικό εργαστηριακό σκάνερ (**MEDIT**) και ξεκινά ο σχεδιασμός της προσθετικής στον υπολογιστή. Το σκάνερ το οποίο θα χρησιμοποιηθεί στην ερευνητική διαδικασία μας είναι της εταιρίας **MEDIT**, το λογισμικό του σκαναρίσματος της **MEDIT Link** και το σχεδιαστικό πρόγραμμα του υπολογιστή είναι το **EXOCAD**.

2^ο Βήμα: Σχεδιασμός της προσθετικής στο EXOCAD, εξαγωγή των ψηφιακών αρχείων stl και προώθηση στο λογισμικό του CNC κοπτικού μηχανήματος της ROLAND για να πραγματοποιηθεί η κοπή.

Στην περίπτωση του χρωμιοκοβάλτιου υπάρχουν τέσσερις επιλογές. Αρχικά, το ψηφιακό αρχείο μπορεί να προωθηθεί σε μηχανήμα CNC ώστε να πραγματοποιηθεί η απευθείας κοπή του σκληρού μετάλλου, κατά την δεύτερη περίπτωση, το ψηφιακό **αρχείο stl** μπορεί να προωθηθεί σε μηχανήμα μαλακού μετάλλου το οποίο θα υποστεί σε επόμενο στάδιο σύντηξη, τρίτη περίπτωση, το αρχείο stl μπορεί να προωθηθεί σε μηχανή απευθείας σύντηξης (sintering) και τέλος, το ψηφιακό αρχείο stl εκτυπώνεται από **3D printer** και αφού ακολουθηθεί μια διαδικασία κατασκευής πυροχωμάτινου καλουπιού χυτεύεται το μέταλλο δημιουργώντας την προσθετική μας αποκατάσταση.

Στην περίπτωση της ζirkονίας υπάρχει προς το παρόν μόνο ένας τρόπος, αυτός με την κοπή με μηχανήμα CNC όπου το ψηφιακό αρχείο τοποθετείται στο λογισμικό της μηχανής κοπής (**MILLBOX**) και έπειτα η μηχανή CNC κόβει την πλάκα του ζirkονίου η οποία βρίσκεται σε μορφή κιμωλίας σε δίσκους. Αφού ολοκληρωθεί η κοπή η προσθετική αποκατάσταση τοποθετείται σε φούρνο σύντηξης ζirkονίου όπου θα πραγματοποιηθεί η σύντηξη του υλικού μετατρέποντας το από την υφή της κιμωλίας (χαμηλή σκληρότητα, ψαθυρό και χαμηλής αντοχής) σε υλικό υψηλής σκληρότητας 1200 [Mpa], μεγάλης αντοχής και επιθυμητού χρωματισμού.

3^ο Βήμα: Χρωματισμός και επένδυση κεραμικού υλικού

Μέταλλο:

Στις περιπτώσεις όπου η προσθετική κατασκευάζεται αμιγώς και μόνο από το υλικό για παράδειγμα ένα μέταλλο (χρωμιοκοβάλτιο) ακολουθεί η διαδικασία της εφαρμογής της προσθετικής στο εκμαγείο εργασίας και έπειτα λείανση και στίλβωση. Όταν όμως έχει επιλέγει η κεραμική επιστροφή ακολουθείται η διαδικασία της όπτησης του κεραμικού υλικού πορσελάνης τοποθετώντας στην μεταλλική επιφάνεια επικάλυψη πορσελάνης και δίνοντας το χρώμα και το σχήμα αναπαριστώντας το φυσικό φραγμό του απολεσθέντος δοντιού.

Ζιρκονία:

1^η κατηγορία : Μονολιθική ζιρκονία

Στην περίπτωση που η προσθετική αποκατάσταση κατασκευάζεται μόνο από το υλικό της ζιρκονίας (μονολιθική) αφού έχει γίνει η κοπή στο CNC και έπειτα σύντηξη σε θερμοκρασία **1500 °C** επί 2 ώρες, με ρυθμό θέρμανσης/ψύξης **10 °C/λεπτό**, εφαρμόζεται η προσθετική στο εκμαγείο και χρωματίζεται με τις χρωστικές που θέλουμε ανάλογα με την χρωματοληψία που έχει γίνει σε προηγούμενο στάδιο, τοποθετείται στον φούρνο ώστε να ενσωματωθούν οι χρωστικές και να γυαλιστεί η προσθετική και τότε είναι έτοιμη για τοποθέτηση στο στόμα.

2^η κατηγορία: Ζιρκόνιο με επικάλυψη πορσελάνης

Κάποιες φορές επιλέγεται η προσθετική μας να είναι με επικάλυψη πορσελάνης για λειτουργικούς και αισθητικούς λόγους. Μετά την σύντηξη τοποθετείται το κεραμικό υλικό της πορσελάνης δίνοντας τα χαρακτηριστικά της μορφολογίας που θέλουμε και έπειτα τοποθετείται στον φούρνο πορσελάνης σε πρόγραμμα για όπτηση πορσελάνης σε ζιρκόνιο στους **750 °C**, έπειτα γυαλίζεται και είναι έτοιμο για τοποθέτηση.

4^ο Βήμα: Μορφοποίηση

Σε διαφορά στάδια της κατασκευής μας επιβάλλεται η μορφοποίηση του μοντέλου για παράδειγμα, εκτροχιασμός, εφαρμογές, λείανση και στίλβωση τα οποία γίνονται με ειδικούς οδοντοτεχνικού τροχούς χρησιμοποιώντας εργαλεία τροχίσματος όπως διαμάντια, δίσκους κοπής και λείανσης, ειδικούς τροχόλιθους και βουρτσάκια ώστε να φτάσει το μοντέλο μας στο επιθυμητό αποτέλεσμα.

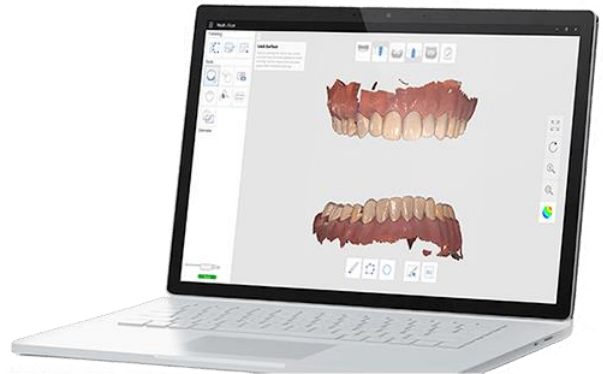
1.2.3 Χυτήριο

Στην περίπτωση του χρωμιοκοβάλτιου η κατασκευή της προσθετικής μπορεί να γίνει και με την μέθοδο της χύτευσης όπου μετά την σχεδίαση η προσθετική εργασία μετατρέπεται σε υλικό που μπορεί να γίνει χύτευση (κερί, φωτοπολυμεριζόμενη χυτευόμενη ρητίνη) και έπειτα τοποθετείται σε μεταλλικό δακτύλιο όπου εγκιβωτίζουμε πυρόχωμα ώστε να δημιουργήσουμε το καλούπι της προσθετικής για την χύτευση. Μετά τοποθετείται σε ειδικό φούρνο αποκήρωσης ώστε να εξαχνωθεί το κέρινο πρόπλασμα δημιουργώντας το καλούπι του μοντέλου που εμείς θέλουμε ώστε στο επόμενο στάδιο να εγχύσουμε μέταλλο στο χυτήριο μας και να δημιουργήσουμε την κατασκευή χρωμιοκοβάλτιου που θέλουμε.

1.3 Αναφορά μηχανημάτων



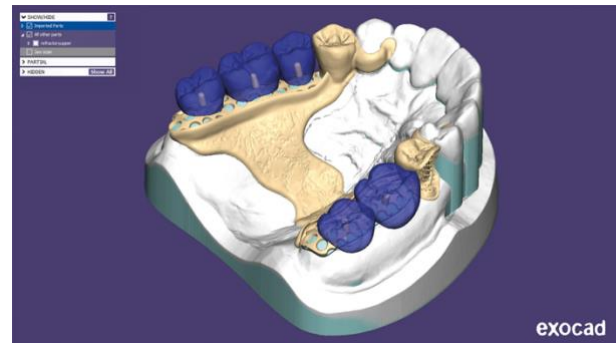
Εικόνα 39: Intra oral medit dental scan



Εικόνα 40: Λογισμικό meditlink



Εικόνα 41: 3D Εκτυπωτής



Εικόνα 42: Λογισμικό Exocad



Εικόνα 43: Δισκάριο και καλούπι πολυβεννιλοσιλοζάνης



Εικόνα 44: Γόψινο εκμαγείο



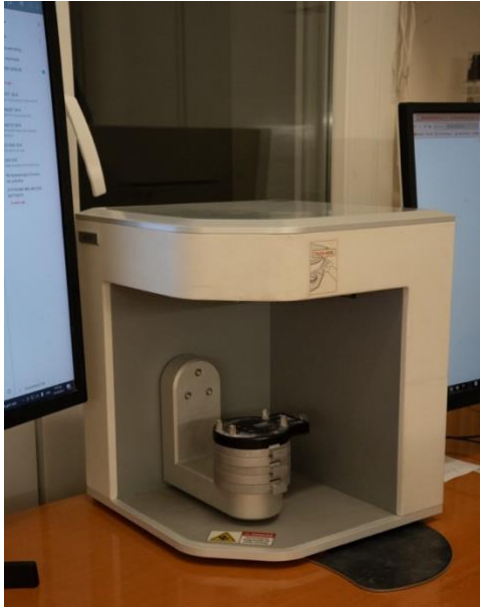
Εικόνα 45: Δονητής για αποφυγή φουσαλίδων



Εικόνα 46: Vacuum Mixer



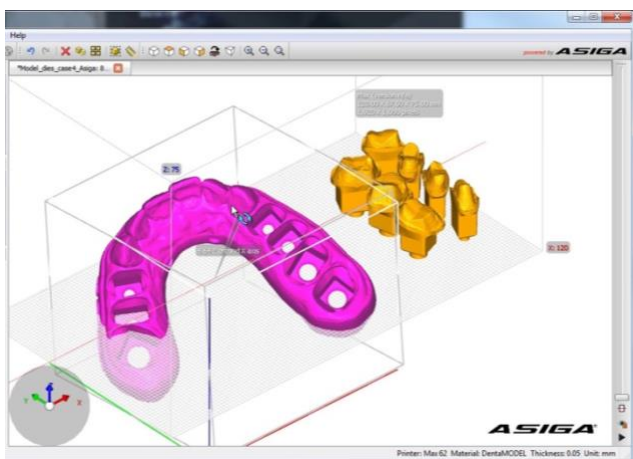
Εικόνα 47: Συσσκευή κατασκευής εκμαγείου



Εικόνα 48: Επιτραπέζιο σκάνερ για εκμαγεία



Εικόνα 49: CNC - Rolland DNX - 52 DCi



Εικόνα 50: Λογισμικό Asiga composer



Εικόνα 51: Χτίσιμο πορσελάνης από οδοντοτεχνίτη



Εικόνα 52: Φούρνος σύντηξης ζirkονίας HTS-2/M/ZIRKON-120



Εικόνα 53: Φούρνος σύντηξης μετάλλου HTS-2/M/METAL-120



Εικόνα 54 : Φούρνος όπτησης πορσελάνης

2. Πειραματικό μέρος

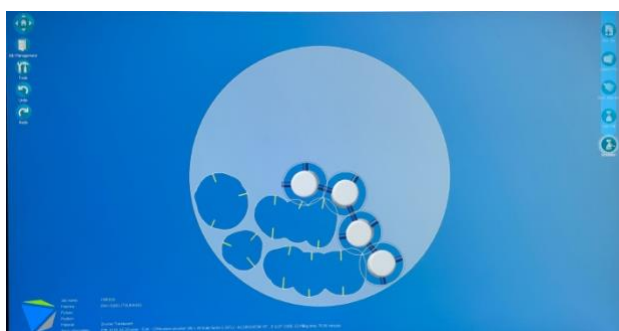
2.1 Περιγραφή διαδικασίας παρασκευής κυλινδρικών μοντέλων

Χρωμικοβάλτιο:

Ο μεταλλικός κύλινδρος χρωμικοβάλτιου προμηθεύτηκε από την εταιρία **REALLOY** η οποία κατασκευάζει υλικά για την δημιουργία τεχνητών δοντιών.

Μονολιθική Ζirkονία:

Ο κύλινδρος χρωμικοβάλτιου που αναφέρθηκε σε προηγούμενο στάδιο, σκαναρίστηκε με το επιτραπέζιο σκάνερ της **MEDIT** με την βοήθεια του λογισμικού **MEDIT link**, ώστε να ψηφιοποιηθεί το μοντέλο και εν συνεχεία να κατασκευαστεί με το υλικό της ζirkονίας. Το ψηφιακό αρχείο που δημιουργήθηκε, επεξεργάστηκε από τα λογισμικά **EXOCAD** και **MESH MIXER** (εικόνα 58) ώστε να έχει τα επιθυμητά χαρακτηριστικά. Στην συνέχεια δόθηκε στο λογισμικό (**MILLBOX**) (εικόνα 55 και 56) τοποθέτησης των μοντέλων στην πλάκα του ζirkονίου (εικόνα 57) και να ακολουθήσει ο προγραμματισμός της κοπής από το μηχάνημα CNC. Αφού τελειώσει η κοπή τα μοντέλα τοποθετήθηκαν στον φούρνο σύντηξης ζirkονίας, και ακολουθήθηκε το πρόγραμμα σύντηξης που μας έχει προτείνει ο κατασκευαστής. Μετά την ολοκλήρωση της διαδικασίας της σύντηξης τα δοκίμια μας είναι έτοιμα για πειράματα.



Εικόνα 55: Τοποθέτηση κυλίνδρων ζirkονίας στο MILLBOX



Εικόνα 56: Τοποθέτηση κυλίνδρων ζirkονίας στο MILLBOX



Εικόνα 57: Τοποθέτηση κυλίνδρων ζirkονίας στο δίσκο ζirkονίας



Εικόνα 58: Επεξεργασία οδοντιατρικής στεφάνης στο MESH MIXER

2.2 Περιγραφή μηχανήματων και λογισμικού που χρησιμοποιήθηκαν για τα πειράματα

Το μηχάνημα (εικόνα 59 και 60) είναι ένα προηγμένο σύστημα δοκιμών που χρησιμοποιείται ευρέως για τη διεξαγωγή μηχανικών δοκιμών υλικών και κατασκευών. Ειδικά σχεδιασμένο για υψηλές φορτίσεις, το **Instron 8959** είναι ιδανικό για την εκτέλεση δοκιμών εφελκυσμού, θλίψης, κάμψης και αντοχής σε διάφορα υλικά, συμπεριλαμβανομένων των μετάλλων, των σύνθετων υλικών και των πολυμερών. Με προηγμένη τεχνολογία ελέγχου και ακριβείς αισθητήρες, το σύστημα αυτό παρέχει αξιόπιστα και επαναλαμβανόμενα αποτελέσματα, επιτρέποντας στους ερευνητές και τους μηχανικούς να αξιολογήσουν τις μηχανικές ιδιότητες των υλικών με ακρίβεια. Η ευελιξία και η ακρίβεια του Instron 8959 το καθιστούν αναπόσπαστο εργαλείο σε εργαστήρια ποιοτικού ελέγχου, έρευνας και ανάπτυξης.



Εικόνα 59: Μηχάνημα δοκιμών θλίψης / κάμψης
INSTRON – 8959



Εικόνα 60: Μηχάνημα δοκιμών θλίψης / κάμψης
INSTRON – 8959

Το μηχάνημα **Instron 8959** είναι ένα προηγμένο σύστημα δοκιμών υψηλών φορτίσεων, ιδανικό για την εκτέλεση μηχανικών δοκιμών σε διάφορα υλικά. Σε συνδυασμό με το λογισμικό **Bluehill 3**, προσφέρει μια ολοκληρωμένη λύση για τη διαχείριση και ανάλυση δεδομένων δοκιμών. Η ενσωμάτωση με άλλα συστήματα διαχείρισης δεδομένων και η υψηλή ασφάλεια που προσφέρει, καθιστούν το **Bluehill 3** ιδανικό για ποιοτικό έλεγχο και έρευνα, μεγιστοποιώντας την αποδοτικότητα και την ακρίβεια των αποτελεσμάτων από το **Instron 8959**.

2.3 Περιγραφή διαδικασίας για να πάρουμε τα επιθυμητά αποτελέσματα

Αρχικά χρησιμοποιήθηκε μηχανή δοκιμών θλίψης/κάμψης της εταιρίας INSTRON, μοντέλου INSTRON – 8959 με δυναμικότητα **600** [kN]. Έπειτα, τοποθετήθηκαν τα εξαρτήματα (**εικόνα 61 και 62**) για δοκιμή θλίψης και έγινε βαθμονόμηση σύμφωνα με το πρότυπο **EN-ISO 22674:2022**, διασφαλίζοντας την αξιοπιστία των αποτελεσμάτων.

Ως επόμενο βήμα, μετρήθηκαν οι απαραίτητες διαστάσεις κάθε δοκιμίου για να γίνουν σωστοί οι υπολογισμοί. Αυτές οι διαστάσεις περιλάμβαναν το ύψος και το πάχος των δοκιμίων, τα οποία καταγράφηκαν με υψηλής ακρίβειας παχύμετρα. Έτσι, γνωρίζοντας την επιφάνεια των δοκιμίων και τη δύναμη που ασκήθηκε από το μηχάνημα θλίψης, με τη βοήθεια του τύπου τάσεων βρήκαμε τις τάσεις που ασκήθηκαν πάνω στο κάθε δοκίμιο ξεχωριστά.

Στη συνέχεια, ορίσαμε τις απαραίτητες διαστάσεις στο λογισμικό της μηχανής, το Bluehill 3, το οποίο προσφέρει μια φιλική προς το χρήστη διεπαφή και προηγμένα εργαλεία ανάλυσης. Καταχωρήσαμε τις διαστάσεις κάθε δοκιμίου και θέσαμε την ταχύτητα συμπίεσης (**3 mm/min**) η οποία επιλέχθηκε από την κατάλληλη οδηγία εργασίας **ISO 22674:2022**. Επιπλέον, ρυθμίσαμε τις παραμέτρους δοκιμής όπως η μέγιστη δύναμη εφαρμογής, διασφαλίζοντας την ακρίβεια της δοκιμής. Έτσι πραγματοποιήθηκε η δοκιμή θλίψης για κάθε δοκίμιο τηρώντας τα παραπάνω.

Μετά το πέρας της δοκιμής, το λογισμικό της μηχανής δημιούργησε δελτίο αναφοράς με τα απαραίτητα αποτελέσματα, συμπεριλαμβανομένων των γραφημάτων της τάσης σε συνάρτηση με την ανοιγμένη παραμόρφωση και της μέγιστης δύναμης που ασκήθηκε σε σύγκριση με την επιβράχυνση. Τα δεδομένα αυτά αναλύθηκαν περαιτέρω για την αξιολόγηση της μηχανικής συμπεριφοράς των υλικών, παρέχοντας πολύτιμες πληροφορίες για την αντοχή και την ευστάθεια τους υπό θλίψη.

Υλικό	Διάμετρος	Ύψος
Ζιρκονία	8 mm	13,3 mm
Χρωμοκοβάλτιο	7,9 mm	16 mm

Πίνακας 1: Διαστάσεις υλικών



Εικόνα 61: Δοκίμια Ζιρκονίας



Εικόνα 62: Δοκίμια Χρωμοκοβάλτιου

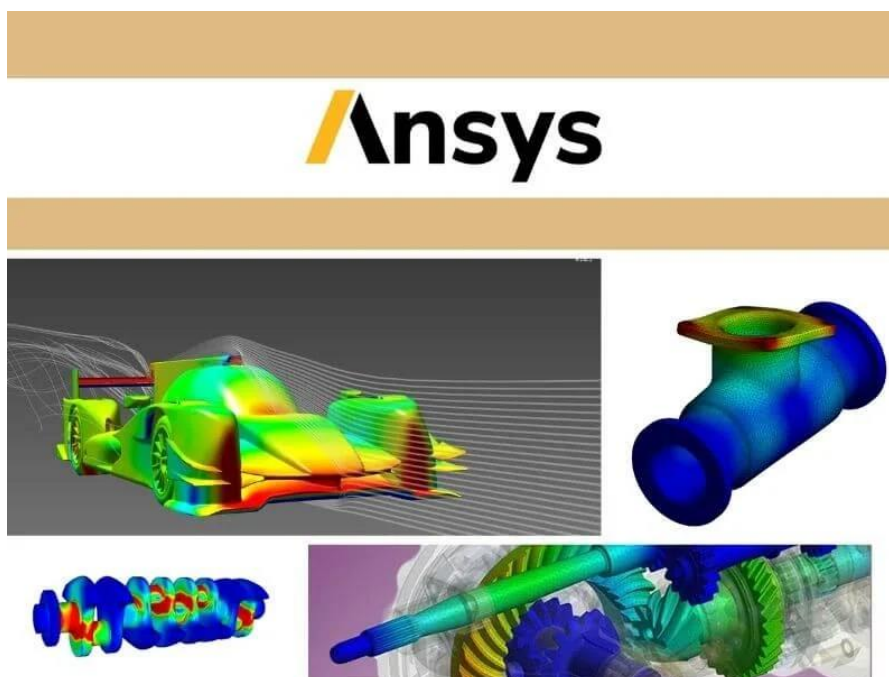
3. Υπολογιστικό μέρος

3.1 Λογισμικό FEM (FINITE ELEMENT METHOD)

Καθώς η τεχνολογία εξελίσσεται, η επιστημονική κοινότητα και η βιομηχανία πρέπει να αντιμετωπίζουν ολοένα και πιο περίπλοκες ανησυχίες. Αυτό περιπλέκει τη λύση τους, επειδή οι λειτουργίες που πρέπει να επιλύσει ο μηχανικός είναι εξαιρετικά πολύπλοκες. Ως αποτέλεσμα, η χρήση ειδικών εργαλείων σχεδιασμού, μοντελοποίησης και προσομοίωσης για πειράματα επιτρέπει σημαντικά ταχύτερη και αποδοτικότερη από πλευράς πόρων ανακάλυψη λύσεων.

Το πρόγραμμα που χρησιμοποιήθηκε για τη δημιουργία της παρούσας διατριβής είναι το **ANSYS** (Engineering Simulation programme), ένα ολοκληρωμένο σύστημα προσομοίωσης που επιτρέπει στους μηχανικούς να μοντελοποιούν και να αναλύουν πολύπλοκα συστήματα. Διαθέτει μια ποικιλία δεξιοτήτων, όπως η δυναμική ρευστών, η μεταφορά θερμότητας, η δομική μηχανική, η ηλεκτρομαγνητική και η ακουστική. Χρησιμοποιείται σε διάφορους τομείς και εφαρμογές, με πολυάριθμες παραλλαγές προσαρμοσμένες στις εκάστοτε απαιτήσεις. Οι έρευνες πραγματοποιήθηκαν με τη χρήση του **Mechanical 2024 R1 Workbench Student License (Student Version)**, το οποίο διαθέτει ένα φιλικό προς το χρήστη περιβάλλον για τη δημιουργία και την εκτέλεση προσομοιώσεων.

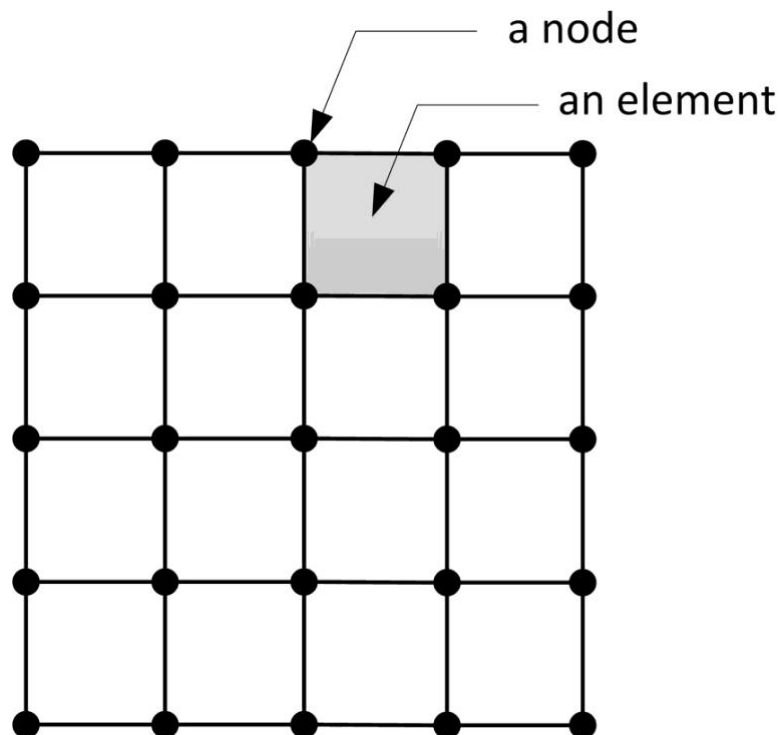
Η μέθοδος πεπερασμένων στοιχείων **FEM (FINITE ELEMENT METHOD)** είναι μια αριθμητική προσέγγιση για την επίλυση γραμμικών και μη γραμμικών φυσικών προβλημάτων. Αποτελεί ένα ισχυρό εργαλείο για την ανάπτυξη και το σχεδιασμό δομικών κατασκευών και χρησιμοποιείται από τη βιομηχανία εδώ και πολλά χρόνια σε πολλές εκτιμήσεις μηχανικών. Τα πεπερασμένα στοιχεία έχουν εφαρμογές σε διάφορους επιστημονικούς τομείς, όπως η μεταφορά θερμότητας, η αντοχή δομών, τα φαινόμενα μαγνητικών και ηλεκτρονικών πεδίων.



Εικόνα 63: Finite Element Method (ANSYS)

Δύο από τις βασικότερες έννοιες της μεθόδου των πεπερασμένων στοιχείων είναι οι **κόμβοι** και τα **στοιχεία**:

- Ένας κόμβος είναι μια θέση συντεταγμένων στο χώρο που ορίζει τους βαθμούς ελευθερίας (**DOF**). Οι **DOF** για τον κόμβο αυτό αντικατοπτρίζουν την πιθανή μετακίνηση του κόμβου αυτού ως αποτέλεσμα των δομικών φορτίων. Οι **DOF** υποδεικνύουν επίσης τις δυνάμεις και τις ροπές που μεταφέρονται από το ένα στοιχείο στο άλλο. Τα αποτελέσματα μιας ανάλυσης πεπερασμένων στοιχείων (παραμορφώσεις και τάσεις) παρέχονται συνήθως στους κόμβους.
- Ένα στοιχείο είναι μια μαθηματική σύνδεση που περιγράφει τον τρόπο με τον οποίο οι βαθμοί ελευθερίας ενός κόμβου σχετίζονται με τους επόμενους. Τα στοιχεία αυτά μπορεί να είναι γραμμές (δικτυώματα ή δοκοί), περιοχές (δισδιάστατες ή τρισδιάστατες πλάκες και μεμβράνες) ή στερεά (τούβλα ή τετράεδρα). Αναφέρεται επίσης στον τρόπο με τον οποίο οι παραμορφώσεις δημιουργούν τάσεις. Τα στοιχεία είναι τα θεμελιώδη στοιχεία της ανάλυσης πεπερασμένων στοιχείων. Υπάρχουν διάφορα θεμελιώδη είδη στοιχείων. Το είδος του στοιχείου για την ανάλυση που χρησιμοποιείται ποικίλλει ανάλογα με τον τύπο του στοιχείου που πρέπει να μοντελοποιηθεί και τον τύπο της ανάλυσης που πρέπει να γίνει.



Εικόνα 64: Στοιχεία και κόμβοι στη μέθοδο πεπερασμένων στοιχείων

Ο αριθμός ή το μέσο μέγεθος των μερών του μοντέλου είναι κρίσιμος για την περαιτέρω ανάλυση. Γενικά, όσο μεγαλύτερος είναι ο αριθμός των στοιχείων του μοντέλου (ή, ισοδύναμα, όσο μικρότερο είναι το μέσο μέγεθος), τόσο ακριβέστερη είναι η λύση που προκύπτει, αλλά και πιο «ακριβής», επειδή απαιτείται περισσότερος υπολογιστικός χρόνος και χώρος. Η μοντελοποίηση πεπερασμένων στοιχείων **FEM** αναφέρεται στο σύνολο των δραστηριοτήτων που απαιτούνται για την παραγωγή ενός πλήρους μοντέλου πεπερασμένων στοιχείων, οι οποίες περιλαμβάνουν την εισαγωγή της γεωμετρίας, τη δημιουργία πλέγματος, τις οριακές συνθήκες, τη στήριξη και τη φόρτιση.

Ο **προ-επεξεργαστής** (pre-processor) ξεκινά με το πεδίο ορισμού του προβλήματος, το οποίο είναι ουσιαστικά η γεωμετρία του αντικειμένου μας. Τα σύγχρονα συστήματα **FEA** (Finite Element Analysis) έχουν αυξημένες δυνατότητες και συνδέονται στενά με τα συστήματα **CAD**, τα οποία μπορούν να εργάζονται απευθείας με το μοντέλο **CAD** ή να μεταφράζουν και να εισάγουν τη γεωμετρία. Ένα σύστημα **CAD** απλοποιεί τη μοντελοποίηση και παρέχει πιο εξελιγμένα εργαλεία για τη δημιουργία και την τροποποίηση περίπλοκης γεωμετρίας, γι' αυτό και τα περισσότερα συστήματα μοντελοποίησης μπορούν να δημιουργήσουν και να επεξεργαστούν οποιαδήποτε γεωμετρία.

Το επόμενο βήμα είναι ο σχεδιασμός του πλέγματος και η ανάθεση κόμβων. Σε κάθε πλέγμα κατανέμονται κόμβοι και στη συνέχεια μετατρέπεται σε πεπερασμένο στοιχείο. Η δημιουργία πλέγματος είναι το πιο κρίσιμο και δύσκολο στάδιο της μοντελοποίησης πεπερασμένων στοιχείων. Τα σύγχρονα συστήματα διαθέτουν πλέον δυνατότητες αυτοματοποιημένης δημιουργίας πλέγματος.

Η συνήθης τεχνική είναι η παροχή αυτοματοποιημένης δημιουργίας πλέγματος τετραεδρικών στοιχείων για στερεά γεωμετρία και τετράπλευρων ή τριγωνικών στοιχείων για επιφάνειες στον τρισδιάστατο χώρο. Αρκετές λύσεις δίνουν τη δυνατότητα στο χρήστη να τροποποιεί τις ρυθμίσεις του αυτοματοποιημένου πλέγματος.

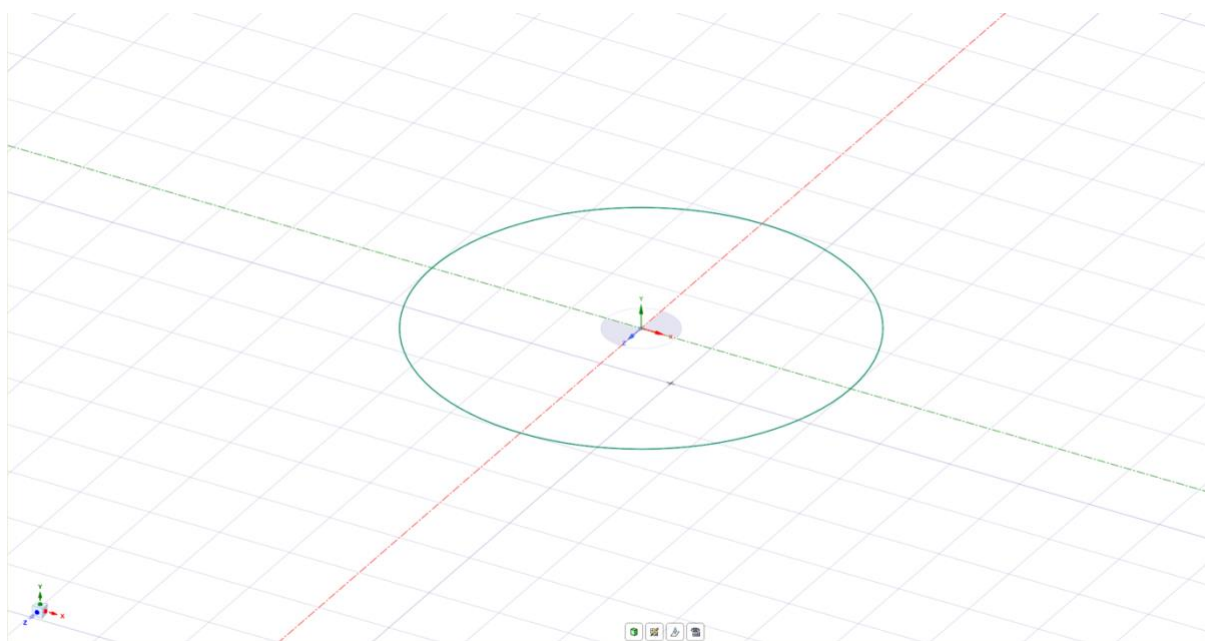
Αφού οριστεί το μοντέλο πεπερασμένων στοιχείων επιλέγοντας όλες τις παραμέτρους του πλέγματος, φορτώνεται στον αλγόριθμο που εκτελεί την ανάλυση πεπερασμένων στοιχείων (**solver**). Το στάδιο του **μετα-επεξεργαστή** απεικονίζει τα αποτελέσματα της αριθμητικής επίλυσης. Τα περισσότερα προγράμματα περιλαμβάνουν διάφορες επιλογές για τη διανομή, την εκτίμηση και την οπτικοποίηση των αποτελεσμάτων, τα οποία γενικά περιλαμβάνουν τάσεις, παραμορφώσεις και παραμορφωμένες δομικές μορφές. Η κλασική μέθοδος έχει τη μορφή ζωνών «ισοστατικών» επιφανειών, αξιοποιώντας κυρίως τη χρωματική κλίμακα.

3.2 Ανάπτυξη μοντέλου πεπερασμένων στοιχείων

3.2.1 Σχεδιασμός Μοντέλου (κύλινδρος)

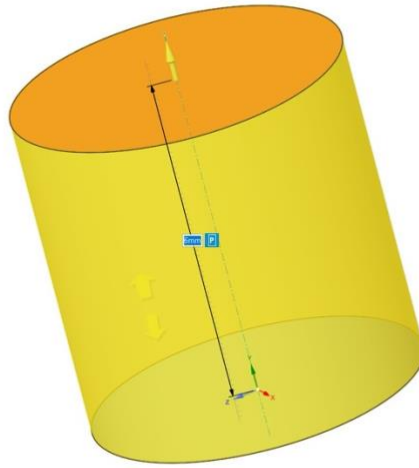
Στο πλαίσιο της ανάπτυξης μοντέλου πεπερασμένων στοιχείων, ο σχεδιασμός μέσω λογισμικού **CAD** (Computer-Aided Design) διαδραματίζει καθοριστικό ρόλο. Σκοπός του **CAD** είναι να διευκολύνει το σχεδιασμό και την ανάπτυξη προϊόντων ή κατασκευών με τη δημιουργία ψηφιακών μοντέλων που μπορούν να χειριστούν, να αναλυθούν και να τροποποιηθούν γρήγορα και εύκολα. Το λογισμικό **CAD** επιτρέπει στους σχεδιαστές να διερευνούν διαφορετικές επιλογές σχεδιασμού, να προσομοιώνουν τη συμπεριφορά προϊόντων ή δομών και να δοκιμάζουν την απόδοσή τους υπό διαφορετικές συνθήκες. Αρχικά, το λογισμικό χρησιμοποιείται για τον σχεδιασμό της γεωμετρίας του αντικειμένου, λαμβάνοντας υπόψη όλες τις διαστάσεις και χαρακτηριστικά του, όπως επιφάνειες, γωνίες και καμπύλες. Μόλις ολοκληρωθεί ο σχεδιασμός, τα δεδομένα εξάγονται σε μορφή συμβατή με λογισμικό ανάλυσης πεπερασμένων στοιχείων (**FEA**). Στη συνέχεια, το μοντέλο **CAD** μετατρέπεται σε πλέγμα πεπερασμένων στοιχείων, το οποίο αποτελείται από μεγάλο αριθμό μικρών, διακριτών στοιχείων. Αυτά τα στοιχεία χρησιμοποιούνται για την προσομοίωση της μηχανικής συμπεριφοράς του αντικειμένου υπό διάφορες συνθήκες φόρτισης. Η χρήση του **CAD** βελτιώνει την ακρίβεια και την αξιοπιστία των προσομοιώσεων, συμβάλλοντας στη μείωση των σφαλμάτων σχεδιασμού, στη βελτίωση της ποιότητας των προϊόντων και στη μείωση του χρόνου ανάπτυξης. Τελικά, το **CAD** διευκολύνει την ανάλυση και τη βελτιστοποίηση των υλικών και των δομών σε ποικίλες εφαρμογές μηχανικής.

Το αντικείμενο σχεδιάστηκε στο Space Claim του ANSYS Workbench στο χώρο του **Sketch 3D** όπου αρχικά δημιουργήθηκε ένας κύκλος διαμέτρου **8 [mm]** με κέντρο το σύστημα συντεταγμένων του στερεού μας όπως φαίνεται και στην (εικόνα 65).



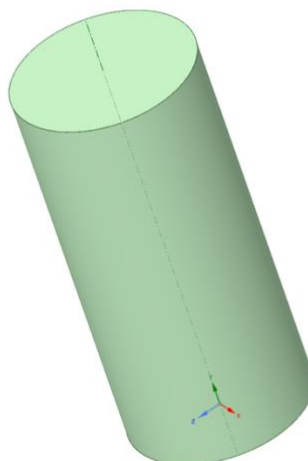
Εικόνα 65: Δισδιάστατη σχεδίαση του μοντέλου

Στην συνέχεια χρησιμοποιήθηκε η εντολή **pull** για την δημιουργία του τρισδιάστατου μοντέλου.



Εικόνα 66: Εντολή pull

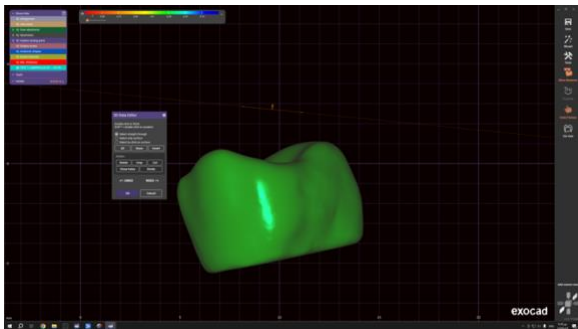
Συγκεκριμένα τέθηκε η τιμή **16 [mm]** προς την θετική φορά του άξονα Y, δηλαδή το ύψος του δοκιμίου όπως φαίνεται στην (εικόνα 66). Στόχος ήταν η δημιουργία ενός συμπαγές κυλίνδρου.



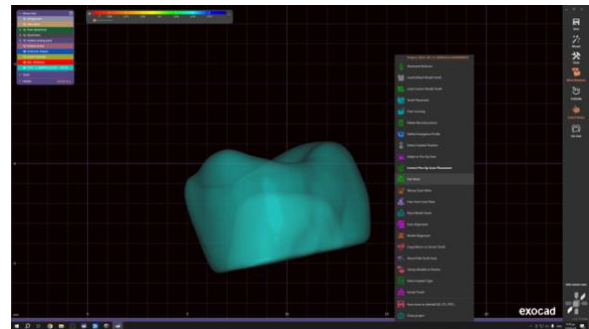
Εικόνα 67: Τρισδιάστατη σχεδίαση μοντέλου

3.2.2 Δημιουργία γεωμετρίας οδοντικής στεφάνης (διαδικασία στο EXOCAD)

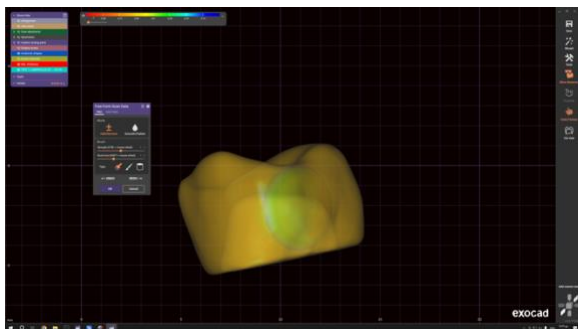
Το μοντέλο αφού έχει σκαναριστεί από τον επιτραπέζιο σαρωτή **MEDIT**, εισήχθει στο λογισμικό του **EXOCAD DentalCAD** για να επεξεργαστούμε το αρχείο και να του δώσουμε την μορφή που χρειάζεται ώστε να μας διευκολύνει στο πείραμα μας. Το αρχείο χρειάστηκε να διορθώσουμε τις τρύπες του πλέγματος (**εικόνα 68**) που έγιναν κατά το σκανάρισμα με την εντολή edit mesh (**εικόνα 69**) και εν συνεχεία close holes (**εικόνα 70**), έπειτα λειάναμε την επιφάνεια του χρησιμοποιώντας τις εντολές free form και smooth (**εικόνα 72**), έπειτα το αρχείο έγινε εξαγωγή και περάστηκε στο λογισμικό του MESH MIXER και με τις εντολές plane cut (**εικόνα 72**) δόθηκε επίπεδη κάτω επιφάνεια και εν συνεχεία με την εντολή make solid (**εικόνα 73**) το αρχείο έγινε συμπαγές όπως και στο πείραμα μας τα δοκίμια.



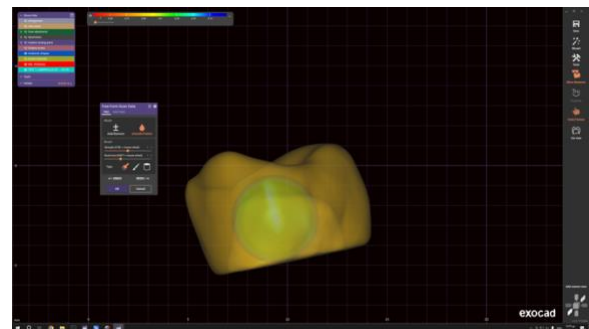
Εικόνα 68: Διόρθωση οπών



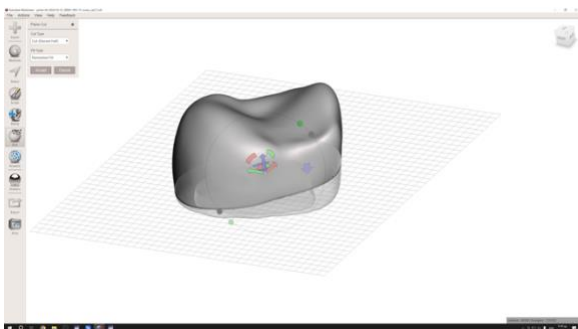
Εικόνα 69: Εντολή Edit Mesh



Εικόνα 70: Εντολή close holes



Εικόνα 71: Εντολή free form και smooth



Εικόνα 72: Εντολή plane cut



Εικόνα 73: Εντολή make solid

3.2.3 Ιδιότητες υλικών

Στην παρούσα έρευνα, εξετάζονται οι ιδιότητες δύο σημαντικών υλικών που χρησιμοποιούνται ευρέως στην προσθετική οδοντιατρική: της ζirkονίας και του χρωμιοκοβαλτίου. Η ζirkονία, ως κεραμικό υλικό, διακρίνεται για την υψηλή της σκληρότητα, την αντοχή στη φθορά και την εξαιρετική βιοσυμβατότητα. Αυτές οι ιδιότητες την καθιστούν ιδανική για εφαρμογές που απαιτούν υψηλή αντοχή και σταθερότητα σε βάθος χρόνου. Από την άλλη πλευρά, το χρωμιοκοβάλτιο είναι ένα μεταλλικό κράμα που χαρακτηρίζεται από υψηλή αντοχή στη διάβρωση, σημαντική ανθεκτικότητα και εξαιρετική αντοχή στην κούραση. Αυτές οι ιδιότητες το καθιστούν κατάλληλο για εφαρμογές που απαιτούν αντοχή σε μεγάλες μηχανικές καταπονήσεις και μακροχρόνια σταθερότητα. Η ανάλυση των ιδιοτήτων αυτών των υλικών θα προσφέρει πολύτιμες πληροφορίες για την επιλογή του κατάλληλου υλικού ανάλογα με τις ανάγκες της εκάστοτε προσθετικής εφαρμογής.

Οι δομικές ιδιότητες των υλικών που χρησιμοποιήθηκαν για τις στατικές αναλύσεις απεικονίζονται στις (εικόνες 74 και 75).

Properties of Outline Row 5: Zirconia				
	A	B	C	D E
1	Property	Value	Unit	
2	Material Field Variables	Table		
3	Isotropic Elasticity			
4	Derive from	Young's Modulus and Po...		
5	Young's Modulus	213	GPa	
6	Poisson's Ratio	0,34		
7	Bulk Modulus	2,2188E+11	Pa	
8	Shear Modulus	7,9478E+10	Pa	
9	Strain-Life Parameters			
10	Display Curve Type	Strain-Life		
11	Strength Coefficient	450	MPa	
12	Strength Exponent	-0,75		
13	Ductility Coefficient	0,213		
14	Ductility Exponent	-0,47		
15	Cyclic Strength Coefficient	600	MPa	
16	Cyclic Strain Hardening Exponent	0,1		
17	S-N Curve	Tabular		
18	Interpolation	Log-Log		
19	Scale	1		
20	Offset	0	Pa	
21	Compressive Yield Strength	1470	MPa	
22	Compressive Ultimate Strength	1510	MPa	

Εικόνα 74: Δομικές ιδιότητες ζirkονίας

Properties of Outline Row 5: Cobalt-Chrome				
	A	B	C	D E
1	Property	Value	Unit	
2	Material Field Variables	Table		
3	Isotropic Elasticity			
4	Derive from	Young's Modulus and Po...		
5	Young's Modulus	210	GPa	
6	Poisson's Ratio	0,3		
7	Bulk Modulus	1,75E+11	Pa	
8	Shear Modulus	8,0769E+10	Pa	
9	Strain-Life Parameters			
10	Display Curve Type	Strain-Life		
11	Strength Coefficient	1540	MPa	
12	Strength Exponent	-0,093		
13	Ductility Coefficient	0,3		
14	Ductility Exponent	-0,5		
15	Cyclic Strength Coefficient	1300	MPa	
16	Cyclic Strain Hardening Exponent	0,16		
17	S-N Curve	Tabular		
18	Interpolation	Log-Log		
19	Scale	1		
20	Offset	0	Pa	
21	Compressive Yield Strength	600	MPa	
22	Compressive Ultimate Strength	1505	MPa	

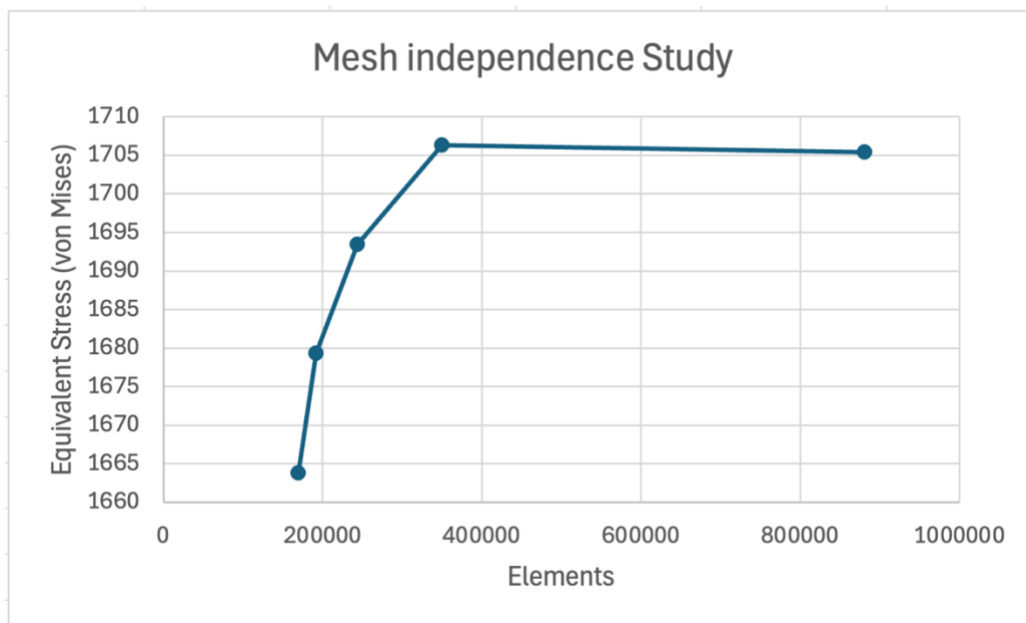
Εικόνα 75: Δομικές ιδιότητες Χρωμιοκοβαλτίου

3.2.4 Πλέγμα διακριτοποίησης

Στο πλαίσιο της ανάλυσης πεπερασμένων στοιχείων (**FEA**) με το λογισμικό **ANSYS**, το πλέγμα διακριτοποίησης διαδραματίζει κρίσιμο ρόλο. Το πλέγμα διακριτοποίησης είναι η διαδικασία κατά την οποία το γεωμετρικό μοντέλο διασπάται σε μικρά, διακριτά στοιχεία, τα οποία μπορεί να είναι τετράεδρα, εξάεδρα ή άλλα πολύγωνα. Αυτή η διαδικασία επιτρέπει την προσομοίωση της μηχανικής συμπεριφοράς του αντικειμένου υπό διάφορες συνθήκες φόρτισης. Στο **ANSYS**, ο χρήστης έχει τη δυνατότητα να ελέγξει την πυκνότητα και τη μορφή του πλέγματος, προσαρμόζοντάς τα στις ανάγκες της ανάλυσης. Ένα πιο πυκνό πλέγμα μπορεί να προσφέρει μεγαλύτερη ακρίβεια στα αποτελέσματα, αλλά απαιτεί αυξημένο υπολογιστικό χρόνο και πόρους. Αντίθετα, ένα πιο αραιό πλέγμα μειώνει τον χρόνο υπολογισμού αλλά μπορεί να οδηγήσει σε λιγότερο ακριβή αποτελέσματα. Η σωστή επιλογή και διαμόρφωση του πλέγματος είναι κρίσιμη για την επιτυχία της ανάλυσης, εξασφαλίζοντας την ισορροπία μεταξύ ακρίβειας και αποδοτικότητας στην προσομοίωση.

Το mesh independence study, γνωστό και ως μελέτη ανεξαρτησίας πλέγματος, αποτελεί μια κρίσιμη διαδικασία στην ανάλυση μεθόδων πεπερασμένων στοιχείων (Finite Element Analysis, FEA). Σκοπός αυτής της μελέτης είναι η εξασφάλιση της ακρίβειας των αποτελεσμάτων μέσω της βελτιστοποίησης του πλέγματος. Στην πράξη, αυτό επιτυγχάνεται με τη σύγκριση των αποτελεσμάτων για διαφορετικές πυκνότητες πλέγματος, έως ότου τα αποτελέσματα να παρουσιάζουν αμελητέες διαφορές μεταξύ των διαδοχικών προσομοιώσεων. Με τον τρόπο αυτό, διασφαλίζεται ότι τα αποτελέσματα της ανάλυσης δεν εξαρτώνται από την επιλογή του πλέγματος αλλά αντανακλούν την πραγματική φυσική συμπεριφορά του συστήματος. Η διαδικασία αυτή είναι ιδιαίτερα σημαντική για την αύξηση της αξιοπιστίας και της εγκυρότητας των υπολογιστικών μοντέλων, μειώνοντας ταυτόχρονα τον απαιτούμενο υπολογιστικό φόρτο μέσω της επιλογής του βέλτιστου πλέγματος.

Η παρακάτω εικόνα απεικονίζει το **mesh independence study** το οποίο έγινε με απώτερο σκοπό να βρεθεί το καταλληλότερο μέγεθος πλέγματος.



Εικόνα 76: Mesh independence study

Το μέγεθος πλέγματος που επιλέχθηκε είναι **0,2 [mm]**.

Στην παρούσα διπλωματική μελετήθηκαν 2 εντελώς διαφορετικά μοντέλα. Ένας κύλινδρος με τελικές διαστάσεις 6 [mm] διάμετρο και 13 [mm] ύψος, όπως φαίνεται στην (εικόνα 77) που ως απώτερο σκοπό είχε να συγκριθεί με τα δοκίμια του πειραματικού μέρους. Επιπλέον, αντλήθηκαν τα αποτελέσματα των συγκρίσεων και εφαρμόστηκαν στο μοντέλο της οδοντιατρικής στεφάνης όπου προβάλλεται στην (εικόνα 78).



Εικόνα 77: Πλέγμα διακριτοποίησης κυλινδρικού μοντέλου

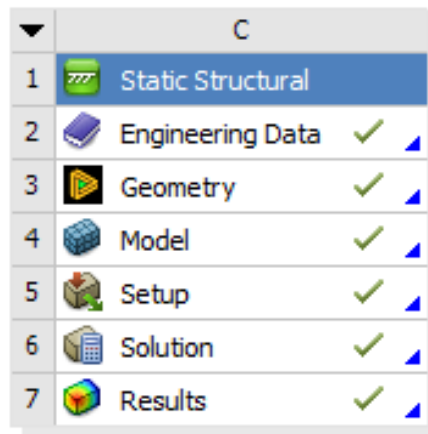
Το πλέγμα του κυλινδρικού μοντέλου στην (εικόνα 77), το οποίο διακριτοποιήθηκε και εκτελέστηκε με την έκδοση **ANSYS Workbench 2024 R1**, αποτελείται από **604790** κόμβους και **146730** στοιχεία. Εν συνεχεία το πλέγμα της οδοντικής στεφάνης (εικόνα 78), αποτελείται από **531974** κόμβους και **350010** στοιχεία.



Εικόνα 78: Πλέγμα διακριτοποίησης οδοντικής στεφάνης

3.2.5 Ανάπτυξη αναλυτικής μεθοδολογίας (FEM) για την εύρεση τάσεων και μέγιστης παραμόρφωσης.

Για το παρόν πρόβλημα χρησιμοποιήθηκε μοντέλο **Static Structural** στο **ANSYS Workbench** το οποίο είναι ένα εργαλείο που χρησιμοποιείται για την ανάλυση στατικών μηχανικών προβλημάτων. Μέσω του **Static Structural**, οι μηχανικοί μπορούν να προσομοιώσουν και να αναλύσουν την απόκριση μιας κατασκευής ή ενός συστήματος υπό διάφορες στατικές φορτίσεις, όπως δυνάμεις, πιέσεις, θερμοκρασίες και μετατοπίσεις. Το εργαλείο αυτό παρέχει δυνατότητες για την εύρεση τάσεων, παραμορφώσεων και αντιδράσεων σε σημεία ενδιαφέροντος, επιτρέποντας την αξιολόγηση της αντοχής και της ασφάλειας των υλικών και των κατασκευών. Επιπλέον, η ανάλυση **Static Structural** είναι κρίσιμη για τη βελτιστοποίηση του σχεδιασμού και την αποφυγή πιθανών αποτυχιών.



Εικόνα 79: Στατική ανάλυση του μοντέλου στο ANSYS Workbench

Το **Static Structural** στο **ANSYS Workbench** χρησιμοποιεί μια σειρά από μαθηματικούς τύπους και μεθόδους για την επίλυση προβλημάτων στατικής ανάλυσης. Οι βασικοί τύποι και εξισώσεις που χρησιμοποιούνται περιλαμβάνουν:

Εξισώσεις Ισοροπίας

Οι εξισώσεις ισοροπίας για ένα στοιχείο ή ένα σημείο σε ένα υλικό σώμα εκφράζουν την ισοροπία των δυνάμεων και των ροπών:

$$\sum F_x = 0, \sum F_y = 0, \sum F_z = 0 \quad (19)$$

Εξισώσεις Καταπόνησης-Παραμόρφωσης

Οι εξισώσεις αυτές περιγράφουν τη σχέση μεταξύ των τάσεων (σ) και των παραμορφώσεων (ϵ) σε ένα υλικό, συνήθως με τη χρήση του νόμου του Hooke για γραμμικά ελαστικά υλικά (Εξ. 4).

Εξισώσεις Συμβατότητας

Οι εξισώσεις συμβατότητας εξασφαλίζουν ότι οι παραμορφώσεις είναι συνεπείς σε όλο το υλικό σώμα και ότι οι παραμορφώσεις είναι συνεχείς και συμβατές μεταξύ γειτονικών στοιχείων:

$$e_{i,j} = \frac{1}{2} \left(\frac{\partial u_i}{\partial x_j} + \frac{\partial u_j}{\partial x_i} \right) \quad (20)$$

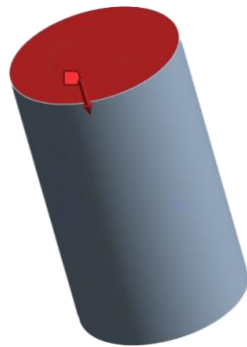
Όπου: u_i και u_j είναι οι μετατοπίσεις στα αντίστοιχα σημεία.

Τεχνικές Αριθμητικής Ολοκλήρωσης

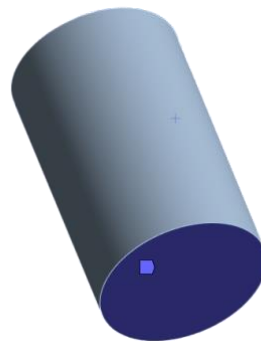
Η επίλυση των παραπάνω εξισώσεων γίνεται με τη χρήση αριθμητικών μεθόδων και αλγορίθμων, όπως η μέθοδος του Γκαουσιανού αποκλεισμού για την επίλυση συστημάτων γραμμικών εξισώσεων, και οι μέθοδοι ολοκλήρωσης για τον υπολογισμό των εντατικών και παραμορφωτικών πεδίων.

Οριακές συνθήκες

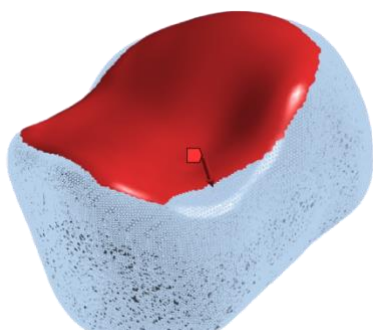
Στην συνέχεια ορίστηκαν οι οριακές συνθήκες συγκράτησης οι οποίες είναι ένα κρίσιμο στοιχείο στην ανάλυση με τη μέθοδο των πεπερασμένων στοιχείων (FEM) λόγω του ότι καθορίζουν πώς το μοντέλο αλληλεπιδρά με το περιβάλλον του. Αυτές οι συνθήκες είναι απαραίτητες για να διασφαλιστεί η σωστή και σταθερή λύση του προβλήματος. Συγκεκριμένα τα μοντέλα της παρούσας διπλωματικής πακτώθηκαν με Fixed Support στην κάτω επιφάνεια τους και εφαρμόστηκε δύναμη στην πάνω επιφάνεια τους, όπως φαίνεται και στις παρακάτω εικόνες.



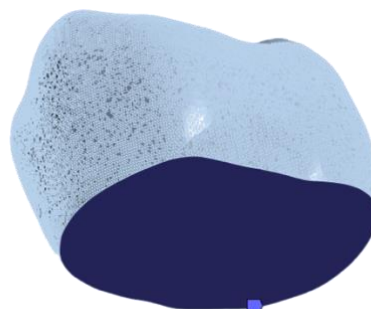
Εικόνα 2: Εφαρμογή δύναμης σε κυλινδρικό μοντέλο



Εικόνα 3: Εφαρμογή πάκτωσης σε κυλινδρικό μοντέλο



Εικόνα 4: Εφαρμογή δύναμης σε οδοντιατρική στεφάνη



Εικόνα 5: Εφαρμογή πάκτωσης σε οδοντιατρική στεφάνη

3.2.6 Μέθοδος ανάλυσης κόπωσης μέσω πεπερασμένων στοιχείων

Η ανάλυση κόπωσης είναι μια τεχνική στη μηχανική που προβλέπει τη διάρκεια ζωής υλικών και κατασκευών υπό συνθήκες κυκλικής καταπόνησης. Είναι ζωτικής σημασίας για την ανάπτυξη εξαρτημάτων που θα αντέχουν σε συχνές μεταβολές φορτίου και δεν θα αστοχούν πρόωρα. Ακολουθεί ένα περίγραμμα των κύριων ιδεών και διαδικασιών στην ανάλυση κόπωσης:

Βασικές έννοιες

Κόπωση είναι η εξασθένιση ή η αστοχία ενός υλικού που προκαλείται από επανειλημμένα εφαρμοζόμενη τάση. Είναι μια προοδευτική και τοπική δομική ζημιά που συμβαίνει όταν ένα υλικό υπόκειται σε κυκλική φόρτιση.

Η κυκλική φόρτιση αναφέρεται στην επαναλαμβανόμενη εφαρμογή τάσης ή παραμόρφωσης σε ένα υλικό με την πάροδο του χρόνου. Η τάση μπορεί να είναι εφελκυστική, θλιπτική ή μίγμα των δύο.

Η καμπύλη τάσης-ζωής (S-N) απεικονίζει τη σχέση μεταξύ του επιπέδου της κυκλικής τάσης (S) και του αριθμού των κύκλων μέχρι την αστοχία (N). Παράγεται από πειραματικές δοκιμές και είναι χρήσιμη για την πρόβλεψη της διάρκειας ζωής ενός υλικού λόγω κόπωσης.

Ο σχηματισμός και διάδοση ρωγμών θεωρείται η αστοχία λόγω κόπωσης και συμβαίνει συνήθως σε δύο φάσεις: έναρξη ρωγμών και διάδοση ρωγμών. Οι μικροσκοπικές ρωγμές εμφανίζονται πρώτα σε σημεία υψηλής τάσης, όπως επιφανειακές ή εσωτερικές ατέλειες. Αυτές οι ρωγμές στη συνέχεια επεκτείνονται με κάθε κύκλο φόρτισης, προκαλώντας τελικά την κατάρρευση του υλικού.

Η ανάλυση κόπωσης έχει ευρύ φάσμα εφαρμογών, συμπεριλαμβανομένης της αεροδιαστημικής, όπου διασφαλίζει την ακεραιότητα των εξαρτημάτων αεροσκαφών που υπόκεινται σε επαναλαμβανόμενες πιέσεις από απογειώσεις, προσγειώσεις και αναταράξεις. Στον τομέα της αυτοκινητοβιομηχανίας, η ανάλυση κόπωσης συμβάλλει στην ανάπτυξη εξαρτημάτων οχημάτων μεγάλης διάρκειας, όπως κινητήρες, συστήματα ανάρτησης και πλαίσια. Στην πολιτική μηχανική, αξιολογείται η διάρκεια ζωής λόγω κόπωσης γεφυρών, κτιρίων και άλλων υποδομών που υπόκεινται σε μεταβαλλόμενα φορτία με την πάροδο του χρόνου. Επιπλέον, στην οδοντιατρική, η προσέγγιση αυτή χρησιμοποιείται για την αξιολόγηση και την αύξηση της αντοχής των οδοντικών εμφυτευμάτων που υπόκεινται σε επαναλαμβανόμενες δυνάμεις μάσησης.

Η τυπική ανάλυση κόπωσης απαιτεί επιπλέον παραμέτρους προσομοίωσης. Απαιτείται η επικοινωνία τεράστιων όγκων δεδομένων σε διακομιστές λογισμικού/υπολογιστών με διαφορετικές μορφές διασύνδεσης. Ο χρήστης είναι υπεύθυνος για τη διασφάλιση της ορθής εφαρμογής και χρήσης αυτής της διαδικασίας. Εκτός από τη διαχείριση των δεδομένων, πρέπει να ληφθούν υπόψη οι διάφορες περίοδοι έκδοσης του λογισμικού.

Η μελέτη κόπωσης είναι πλήρως ενσωματωμένη σε έναν γενικό επιλυτή FEM, ο οποίος επιλύει το θέμα της διαδικασίας. Τόσο η τυπική ανάλυση τάσεων όσο και η ανάλυση κόπωσης χρησιμοποιούν το ίδιο μοντέλο δεδομένων και τους ίδιους πόρους. Αυτό βελτιώνει την αποδοτικότητα των δεδομένων (τα μεγάλα δεδομένα παραμένουν εσωτερικά, αποφεύγοντας τον διπλό χειρισμό δεδομένων) και δεν απαιτείται πλέον η εισαγωγή/εξαγωγή ενδιάμεσων ευρημάτων.

Οι κλίσεις τάσεων, οι οποίες προηγουμένως παράγονταν χωριστά από το πρόγραμμα κόπωσης χρησιμοποιώντας τα δεδομένα του δικού του μοντέλου, είναι τώρα διαθέσιμες σε καλύτερη ποιότητα απευθείας στο λογισμικό FEM χρησιμοποιώντας το αρχικό μοντέλο FEM. Αυτό μπορεί να συμβάλει στη βελτίωση της ποιότητας των ευρημάτων. Λόγω της απουσίας μετάδοσης δεδομένων και της εστίασης του λογισμικού FEM σε HPC, η ολοκληρωμένη ανάλυση κόπωσης αποδίδει σημαντικά καλύτερα.

Τα μειωμένα σύνολα δεδομένων επιτρέπουν τη δημιουργία νέων κλάσεων ανάλυσης. Χάρη στην ενσωμάτωση, οι συνολικές τιμές τάσεων για όλα τα βήματα υπολογισμού δεν χρειάζεται πλέον να διατηρούνται, αλλά χρησιμοποιούνται απευθείας («on-the-fly») από την ανάλυση κόπωσης σε κάθε βήμα υπολογισμού πριν καταστραφούν αμέσως. Αυτή η σημαντική βελτιστοποίηση της διαδικασίας επιτρέπει την εξέταση πρόσθετων κλάσεων μεγέθους μοντέλου καθώς και πολύ περισσότερων σταδίων έκβασης. Τα αποτελέσματα είναι τότε σημαντικά ακριβέστερα.

Η ανάλυση κόπωσης βασίζεται σε μαθηματικούς τύπους και μοντέλα που προβλέπουν τη διάρκεια ζωής υλικών και κατασκευών που υπόκεινται σε κυκλικά φορτία. Ακολουθούν οι θεμελιώδεις τύποι και τα μοντέλα που χρησιμοποιούνται:

1. Καμπύλη Τάσης-Διάρκειας Ζωής (S-N)

Η καμπύλη S-N χρησιμοποιείται για την πρόβλεψη του αριθμού των κύκλων μέχρι την αποτυχία με βάση το πλάτος της τάσης. Ο τύπος για αυτή την καμπύλη είναι:

$$\sigma = \sigma_f (2N)^b \quad (21)$$

όπου:

- σ είναι το πλάτος της τάσης.
- σ_f είναι η αντοχή στη θραύση.
- N είναι ο αριθμός των κύκλων μέχρι την αποτυχία.
- b είναι ένας εκθέτης που εξαρτάται από το υλικό.

2. Καμπύλη Παραμόρφωσης-Διάρκειας Ζωής (ϵ -N)

Για χαμηλού κύκλου κόπωση, όπου υπάρχει σημαντική πλαστική παραμόρφωση, χρησιμοποιείται η καμπύλη ϵ -N:

$$\epsilon = \epsilon_f (2N)^c \quad (22)$$

όπου:

- ϵ είναι το πλάτος της παραμόρφωσης.
- ϵ_f είναι η αντοχή στη θραύση της παραμόρφωσης.
- N είναι ο αριθμός των κύκλων μέχρι την αποτυχία.
- c είναι ένας εκθέτης που εξαρτάται από το υλικό.

3. Σχέση Μηχανικής Θραύσης

Για την πρόβλεψη της εξάπλωσης των ρωγμών, χρησιμοποιείται η σχέση του ρυθμού εξάπλωσης των ρωγμών του Paris-Erdogan:

$$\frac{da}{dN} = C(\Delta K)^m \quad (23)$$

όπου:

- $\frac{da}{dN}$ είναι ο ρυθμός εξάπλωσης της ρωγμής ανά κύκλο.
- a είναι το μήκος της ρωγμής.
- N είναι ο αριθμός των κύκλων.
- C και m είναι σταθερές που εξαρτώνται από το υλικό.
- ΔK είναι το εύρος του παράγοντα έντασης τάσης.

4. Goodman Diagram

Για την εκτίμηση της διάρκειας ζωής υπό συνθήκες διαφορετικών μέσων τάσεων και εύρους τάσεων, χρησιμοποιείται το διάγραμμα Goodman:

$$\frac{\sigma_a}{\sigma_f} + \frac{\sigma_m}{\sigma_t} \leq 1 \quad (24)$$

όπου:

- σ_a είναι η εναλλασσόμενη τάση.
- σ_m είναι η μέση τάση.
- σ_f είναι η αντοχή στη θραύση της εναλλασσόμενης τάσης.
- σ_t είναι η αντοχή στη θραύση της μέσης τάσης.

5. Coffin-Manson Relation

Για χαμηλού κύκλου κόπωση, η σχέση Coffin-Manson χρησιμοποιείται για να περιγράψει την πλαστική παραμόρφωση σε σχέση με τον αριθμό των κύκλων μέχρι την αποτυχία:

$$\epsilon_p = \epsilon'_f (2N)^c \quad (25)$$

όπου:

- ϵ_p είναι η πλαστική παραμόρφωση.
- ϵ'_f είναι η αντοχή στη θραύση της πλαστικής παραμόρφωσης.
- N είναι ο αριθμός των κύκλων μέχρι την αποτυχία.
- c είναι ένας εκθέτης που εξαρτάται από το υλικό.

Αυτοί οι μαθηματικοί τύποι και μοντέλα παρέχουν τη βάση για την ανάλυση κόπωσης και χρησιμοποιούνται σε συνδυασμό με πειραματικά δεδομένα και προσομοιώσεις για την πρόβλεψη της διάρκειας ζωής και της ανθεκτικότητας των υλικών και των κατασκευών.

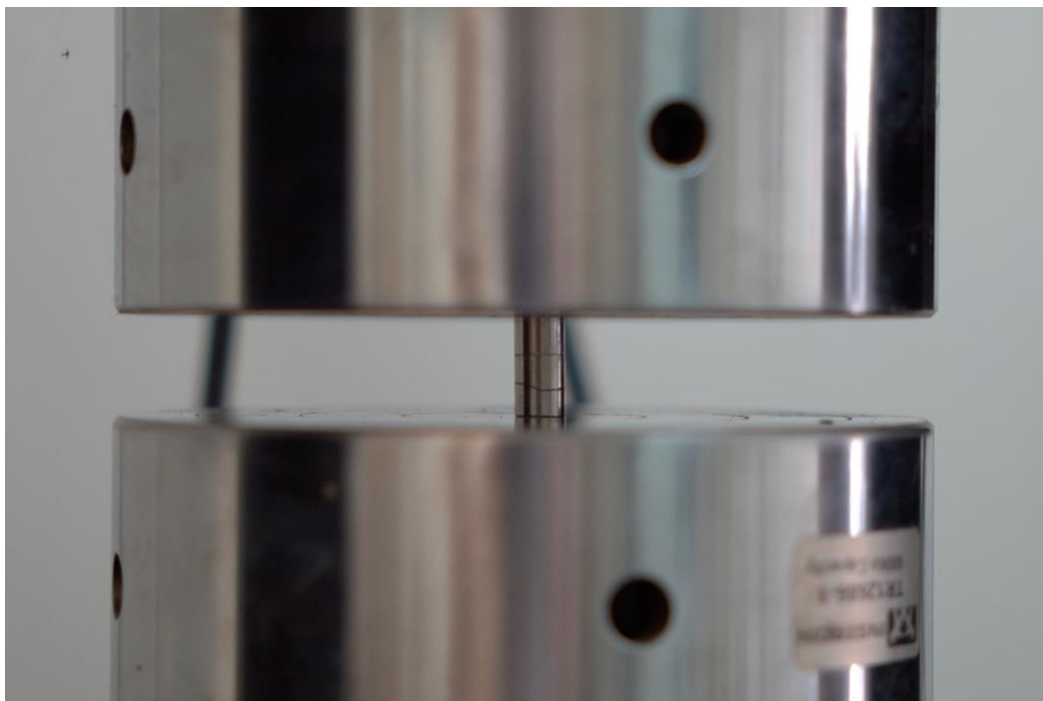
V. ΣΧΟΛΙΑΣΜΟΣ ΚΑΙ ΣΥΓΚΡΙΣΗ ΑΠΟΤΕΛΕΣΜΑΤΩΝ

1. Αποτελέσματα

Μέρος της παρούσας εργασίας είναι να αναλυθεί η σύγκριση των αποτελεσμάτων από τα πειράματα που πραγματοποιήθηκαν στο εργαστήριο μεταξύ κυλινδρικών δοκιμών των δυο υλικών. Τα αποτελέσματα αυτά περάστηκαν στο πρόγραμμα ANSYS ως δεδομένα και διεξήχθησαν υπολογιστικά πειράματα για την στατική αντοχή των υλικών. Στην συνέχεια τα αποτελέσματα που θα αντληθούν από τις προσομοιώσεις θα συγκριθούν μεταξύ τους έτσι ώστε να προσδιοριστεί ποιο από τα δύο υλικά χρήζει καταλληλότερο για τις προσθετικές αποκαταστάσεις.

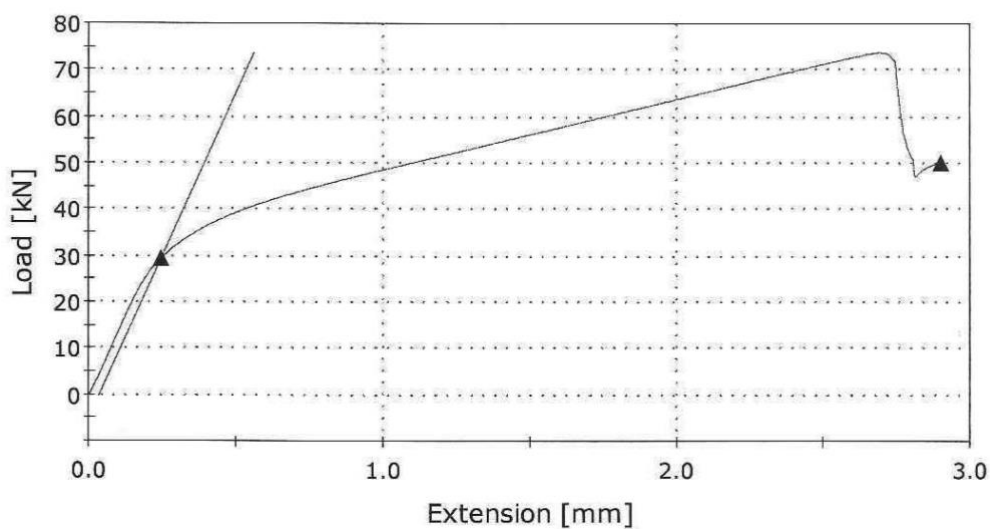
2.1 Πειραματικό μέρος

Η διεξαγωγή των πειραμάτων θλίψης πραγματοποιήθηκαν στο εργαστήριο δομικών κατασκευών στα Κοίλα και έγινε χρήση του μηχανήματος **Instron 8959** όπως έχει αναφερθεί και σε προηγούμενη ενότητα. Τα δοκίμια που επιλέχθηκαν ήταν συγκεκριμένα 3 κυλινδρικά δοκίμια ζirkονίας ιδίου μεγέθους και ιδίων ιδιοτήτων και αντίστοιχα 3 κυλινδρικά δοκίμια χρωμικοβάλτιου. Ο ρυθμός συμπίεσης των κυλινδρικών δοκιμών τηρήθηκε σύμφωνα με τους κανονισμούς EN ISO του κάθε υλικού. Με βάση το **ISO 22674:2022 Dentistry — Metallic materials for fixed and removable restorations and appliances** ο ρυθμός συμπίεσης της μηχανής ορίστηκε σε **3mm/min**. Μέσω του λογισμικού **Bluehill 3** αντλήθηκαν τα δεδομένα φόρτισης και περάστηκαν στους παρακάτω πίνακες στο πρόγραμμα excel.



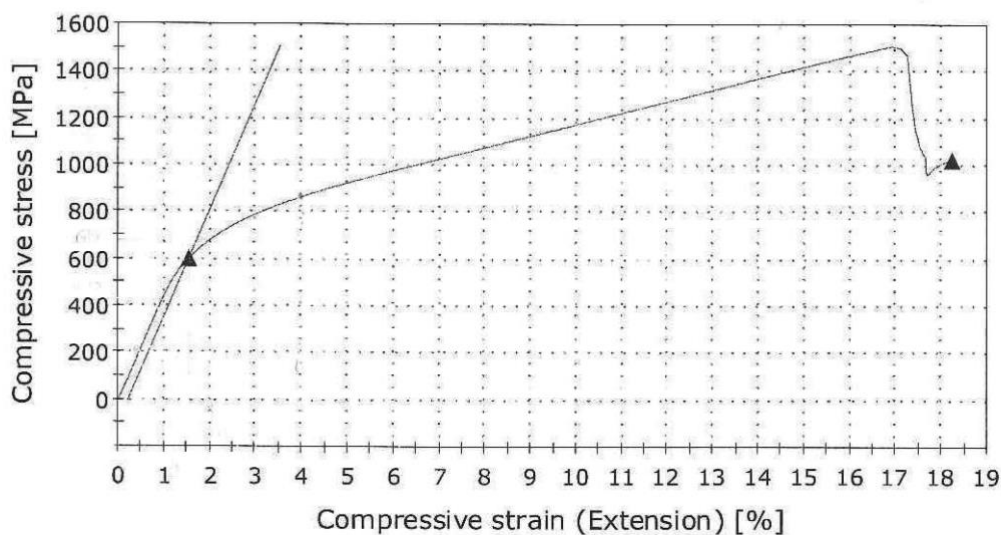
Εικόνα 6: Τοποθέτηση δοκιμίων στην μηχανή θλίψης.

Co-Cr_1



Εικόνα 85: Διάγραμμα Δύναμης – Επιμήκυνσης χρωμικοβάλτιου

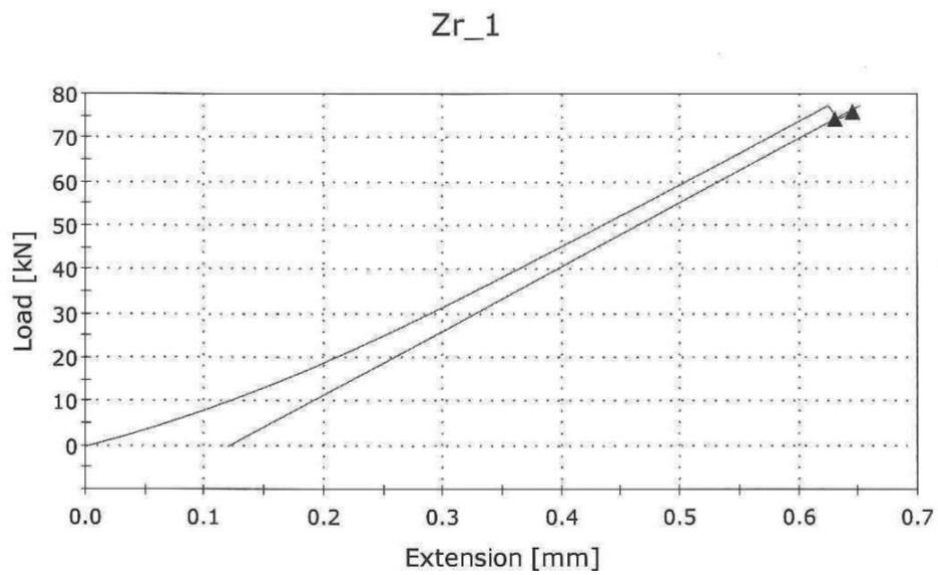
Co-Cr_1



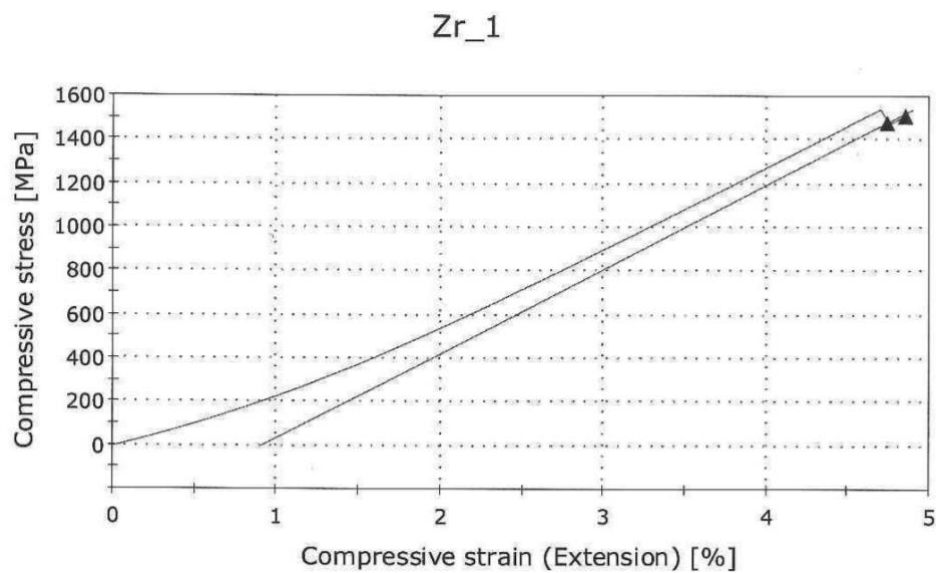
Εικόνα 86: Διάγραμμα Τάσης – Παραμόρφωσης χρωμικοβάλτιου

	Compressive stress at Yield[Mpa]	Compressive stress at break [Mpa]	Compressive strain at break [%]	extension at maximum load [mm]
ZrO2	1477.18	1510.17	4.69	0.62
	1441.75	1474.74	4.89	0.65
	1374.05	1407.04	4.47	0.59
Average	1430.99	1463.98	4.68	0.62

Εικόνα 87: Πίνακας αποτελεσμάτων δοκιμών σε θλίψη χρωμικοβάλτιου



Εικόνα 7: Διάγραμμα Δύναμης – Επιμήκυνσης Ζιρκονίας



Εικόνα 8: Διάγραμμα Τάσης – Παραμόρφωσης Ζιρκονίας

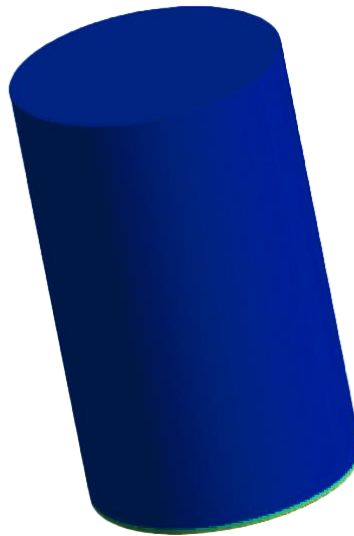
ZrO2	Compressive stress at Yield[Mpa]	Compressive stress at break [Mpa]	Compressive strain at break [%]	extension at maximum load [mm]
	1477.18	1510.17	4.69	0.62
	1441.75	1474.74	4.89	0.65
	1374.05	1407.04	4.47	0.59
Average	1430.99	1463.98	4.68	0.62

Εικόνα 9: Πίνακας αποτελεσμάτων δοκιμών σε θλίψη Ζιρκονίας.

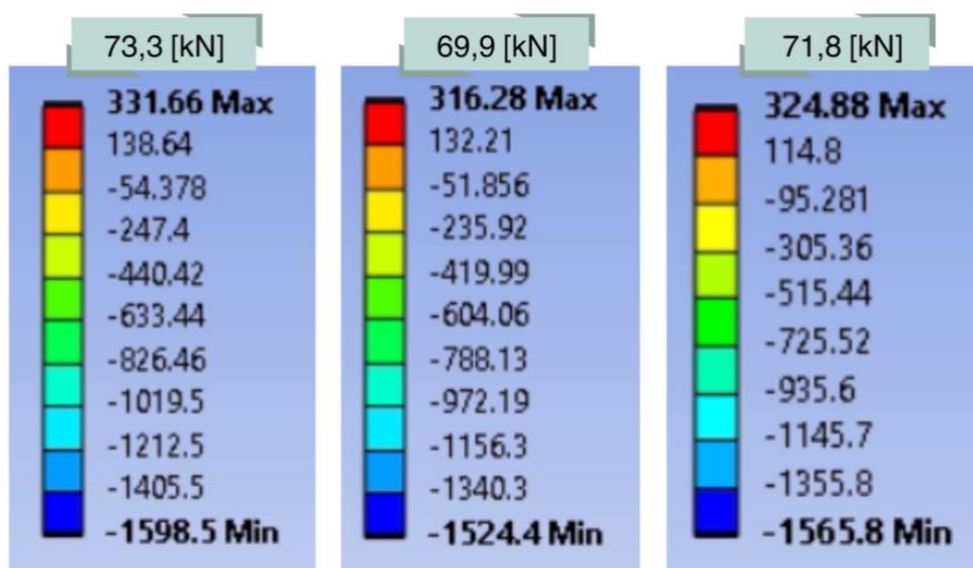
1.2 Υπολογιστικό μέρος

Η διεξαγωγή υπολογιστικών πειραμάτων με τη μεθοδολογία πεπερασμένων στοιχείων (Finite Element Method - FEM) χρησιμοποιώντας το λογισμικό ANSYS αποτελεί μια σύγχρονη και ισχυρή προσέγγιση για την επίλυση πολύπλοκων προβλημάτων μηχανικής. Στην παρούσα διπλωματική εργασία θα επικεντρωθούμε στην διεξαγωγή αποτελεσμάτων όπως οι κατανομές των μέγιστων τάσεων, οι κατανομές των μέγιστων παραμορφώσεων και της μέγιστης καταπόνησης σε κόπωση, για το κάθε ένα από τα δύο υλικά ξεχωριστά. Στις παρακάτω εικόνες παρουσιάζονται αναλυτικά τα αποτελέσματα σε σχέση με το φορτίο που ασκήθηκε στα δοκίμια.

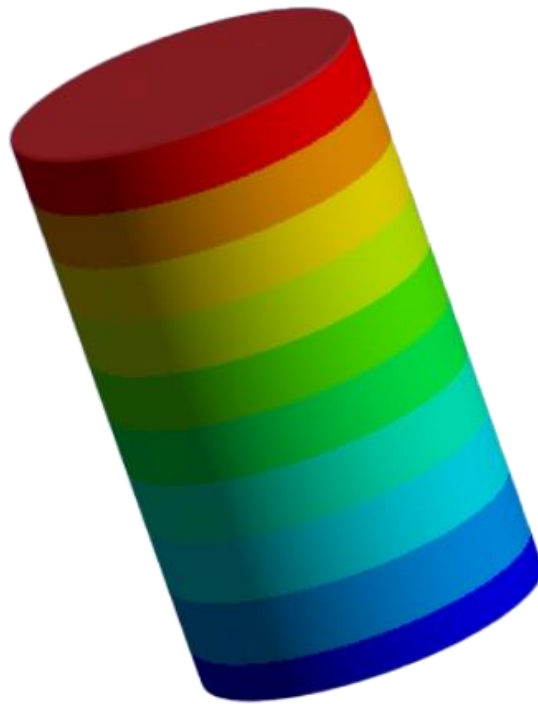
1.2.1 Αποτελέσματα Ζirkonίας



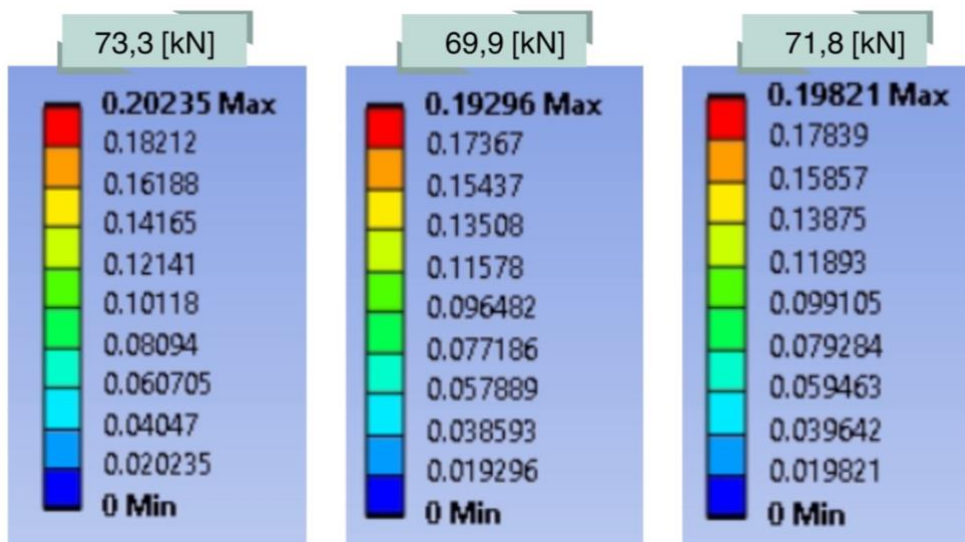
Εικόνα 10: Χρωματική καταπόνηση μέγιστων τάσεων Ζirkonίας.



Εικόνα 11: Μέγιστες τάσεις κυλίνδρου ζirkonίας για 3 διαφορετικές φορτίσεις



Εικόνα 12: Χρωματική καταπόνηση μέγιστων μετατοπίσεων Ζιρκονίας

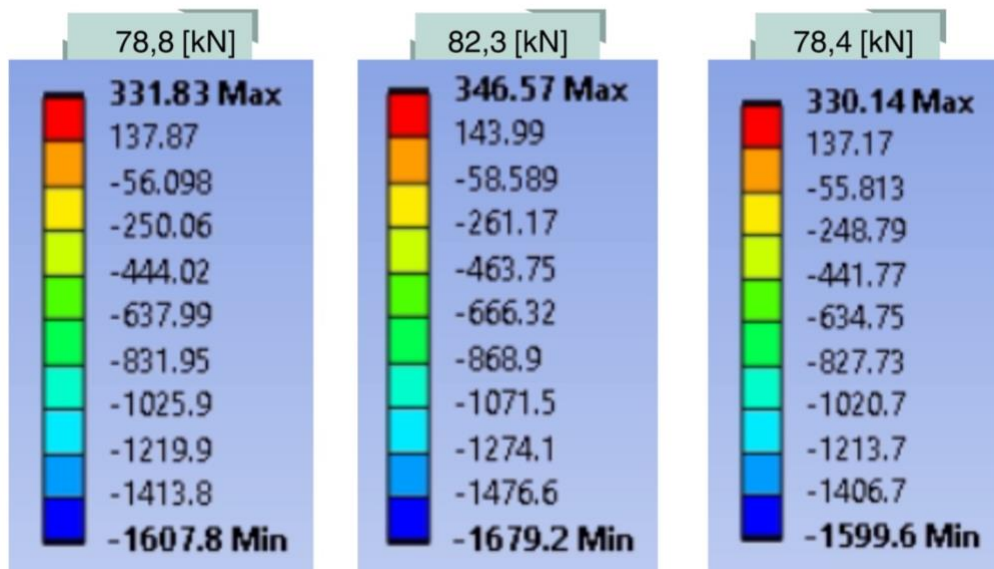


Εικόνα 13: Μέγιστες παραμορφώσεις ζιρκονίας για 3 διαφορετικές φορτίσεις

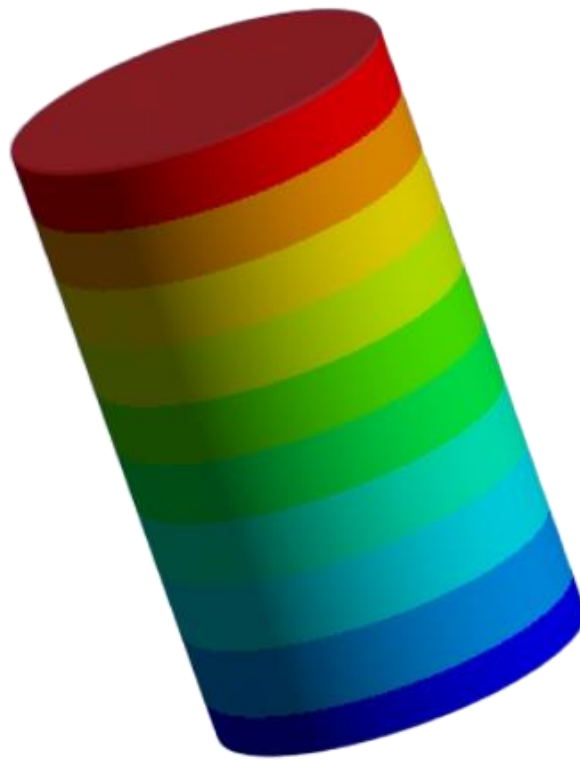
1.2.2 Αποτελέσματα Χρωμοκοβάλλιου



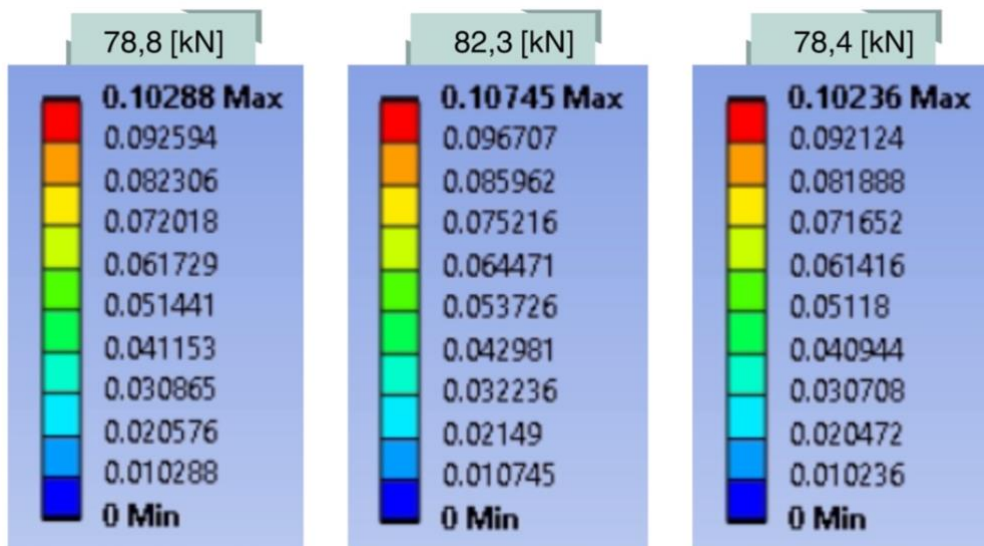
Εικόνα95: Χρωματική καταπόνηση μέγιστων τάσεων Χρωμοκοβάλλιου



Εικόνα 96 : Μέγιστες τάσεις κυλίνδρου χρωμοκοβάλλιου για 3 διαφορετικές φορτίσεις



Εικόνα 14: Χρωματική καταπόνηση μέγιστων μετατοπίσεων χρωμικοβάλτιου



Εικόνα 15: Μέγιστες παραμορφώσεις ζιρκονίας για 3 διαφορετικές φορτίσεις

2. Σύγκριση αποτελεσμάτων

2.1 Σύγκριση μηχανικών ιδιοτήτων των δυο υλικών.

Στην παρούσα ενότητα θα πραγματοποιηθεί σύγκριση των μηχανικών ιδιοτήτων δύο σημαντικών οδοντιατρικών υλικών, της ζirkονίας (ZrO_2) και του χρωμιοκοβάλτιου ($CoCr$), με στόχο την κατανόηση της συμπεριφοράς τους και την αξιολόγηση της καταλληλότητάς τους για την κατασκευή προσθετικών οδοντιατρικών στεφάνων.

2.1.1 Ζirkονία (ZrO_2)

Η ζirkονία είναι ένα κεραμικό υλικό με εξαιρετικές μηχανικές ιδιότητες που την καθιστούν ιδανική για οδοντιατρικές εφαρμογές. Οι κυριότερες ιδιότητές της περιλαμβάνουν:

Υψηλή αντοχή σε θλίψη:

Η ζirkονία έχει αντοχή σε θλίψη που κυμαίνεται από **900** [MPa] έως **1600** [MPa]. Αυτή η ιδιότητα επιτρέπει στη ζirkονία να αντέχει μεγάλες δυνάμεις χωρίς να σπάει.

Μέτρο ελαστικότητας: Το μέτρο ελαστικότητας της ζirkονίας είναι περίπου **214** [GPa], προσδίδοντας στο υλικό μεγάλη δυσκαμψία. Αυτή η ιδιότητα είναι σημαντική για την κατασκευή στεφάνων που πρέπει να διατηρούν το σχήμα τους υπό φορτίο.

Σκληρότητα:

Η ζirkονία έχει σκληρότητα Vickers περίπου **12** [GPa], γεγονός που την καθιστά ιδιαίτερα ανθεκτική σε φθορά. Η υψηλή σκληρότητα σημαίνει ότι η ζirkονία δεν φθείρεται εύκολα από την τριβή με άλλα υλικά.

Αντοχή σε θραύση:

Η δυσθραυστότητα της ζirkονίας είναι σημαντικά υψηλή, προσφέροντας αντίσταση στη διάδοση ρωγμών. Αυτό σημαίνει ότι οι ρωγμές που μπορεί να δημιουργηθούν στη ζirkονία δεν εξαπλώνονται εύκολα, καθιστώντας την πιο ανθεκτική.

Οι παραπάνω ιδιότητες καθιστούν τη ζirkονία ιδανικό υλικό για εφαρμογές στην οδοντιατρική, όπου απαιτείται υψηλή αντοχή και σταθερότητα.

2.1.2 Χρωμοκοβάλτιο (CoCr)

Το χρωμοκοβάλτιο είναι ένα μεταλλικό κράμα που χρησιμοποιείται ευρέως στην οδοντιατρική λόγω των εξαιρετικών μηχανικών ιδιοτήτων του. Τα κυριότερα χαρακτηριστικά του περιλαμβάνουν:

Υψηλή αντοχή σε θλίψη: Το χρωμοκοβάλτιο έχει αντοχή σε θλίψη η οποία κυμαίνεται από **1400 [MPa]** μέχρι **1700 [MPa]**. Οι τιμές που παρουσιάζονται είναι ελαφρώς μεγαλύτερες από τις τιμές που παρατηρούμε από τα δοκίμια ζirkονίας.

Μέτρο ελαστικότητας: Το μέτρο ελαστικότητας του χρωμοκοβάλτιου είναι περίπου **210 [GPa]**, ελαφρώς χαμηλότερο από αυτό της ζirkονίας, προσδίδοντας μεγάλη δυσκαμψία στο υλικό. Αυτή η ιδιότητα βοηθά στη διατήρηση του σχήματος των στεφάνων υπό φορτίο.

Σκληρότητα:

Η σκληρότητα Vickers του χρωμοκοβάλτιου είναι περίπου **7 [GPa]**, καθιστώντας το υλικό ανθεκτικό στη φθορά και τις γρατζουνιές. Παρόλο που η σκληρότητα αυτή είναι μικρότερη από της ζirkονίας, το χρωμοκοβάλτιο εξακολουθεί να είναι αρκετά ανθεκτικό για οδοντιατρικές εφαρμογές.

2.1.3 Συγκριτική Ανάλυση

Από τη σύγκριση των μηχανικών ιδιοτήτων των δύο υλικών, προκύπτουν τα εξής συμπεράσματα:

Αντοχή σε θλίψη:

Η ζirkονία έχει ελάχιστα μικρότερη αντοχή σε θλίψη από το χρωμοκοβάλτιο, καθιστώντας την ιδανική για εφαρμογές που απαιτούν μεγαλύτερη ακαμψία και αντοχή όπως μονήρεις αποκαταστάσεις.

Μέτρο ελαστικότητας:

Το μέτρο ελαστικότητας της ζirkονίας είναι ελαφρώς υψηλότερο, παρέχοντας μεγαλύτερη δυσκαμψία και σταθερότητα στο υλικό υπό φορτίο.

Σκληρότητα:

Η ζirkονία έχει υψηλότερη σκληρότητα, καθιστώντας την πιο ανθεκτική στη φθορά από την τριβή με άλλα υλικά.

Αντοχή σε θραύση:

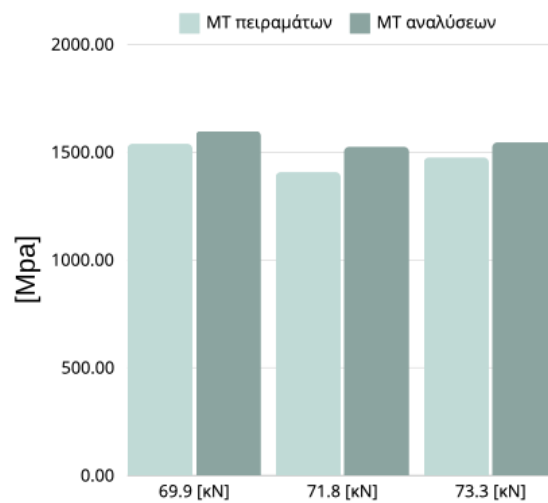
Η ζirkονία προσφέρει μεγαλύτερη αντοχή στη διάδοση ρωγμών, καθιστώντας την πιο ανθεκτική σε μηχανικές βλάβες.

Πλαστικότητα:

Το χρωμοκοβάλτιο, με την υψηλότερη παραμόρφωση και την καλή αντοχή σε θραύση, μπορεί να είναι προτιμότερο για εφαρμογές που απαιτούν κάποια πλαστικότητα και απορρόφηση κραδασμών όπως μεγαλύτερες αποκαταστάσεις γεφυρών (4-6 δόντια).

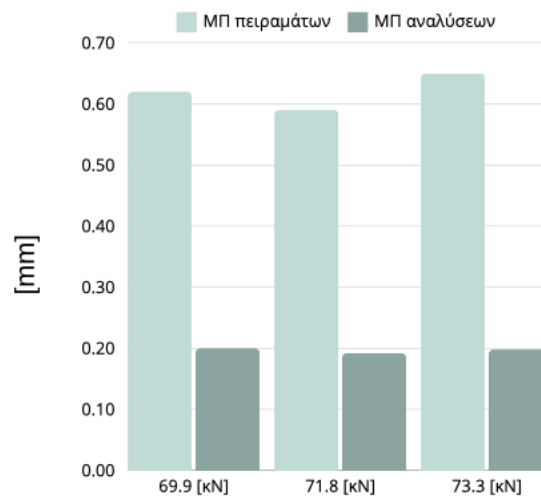
2.2 Σύγκριση πειράματος και υπολογιστικού μοντέλου

2.2.1 Ζιρκονία



Εικόνα 16: Γράφημα σύγκρισης μέγιστων τάσεων (MT)

- Σύγκλιση μεταξύ πειράματος και υπολογιστικού μοντέλου για όλα τα 3 δοκίμια.
- Μεγάλη αντοχή σε υψηλά φορτία.

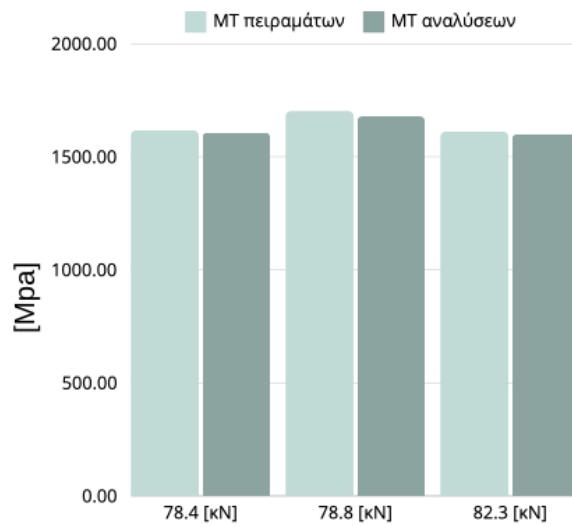


Εικόνα 17: Γράφημα σύγκρισης μέγιστων παραμορφώσεων (MP)

Μικρή απόκλιση (ίδια τάξη μεγέθους) αποτελεσμάτων μέγιστης επιμήκυνσης, το οποίο πιθανόν να οφείλεται σε:

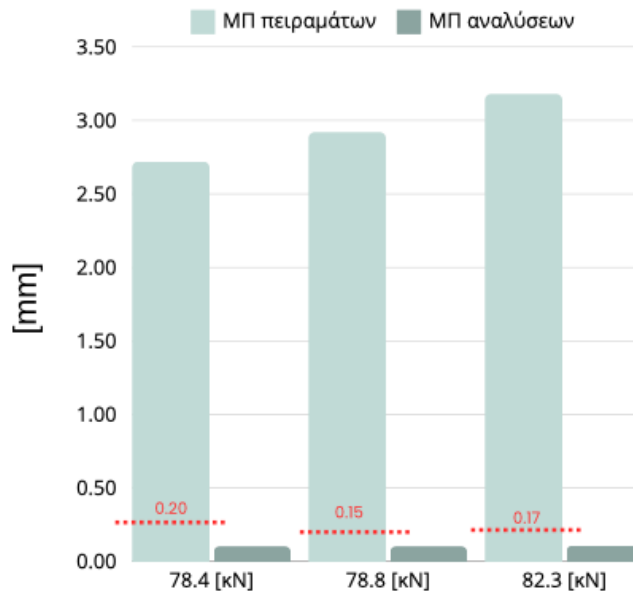
- Μη σωστή κατεργασία υλικού (π.χ., ανομοιόμορφη κατανομή τραχύτητας).
- Μη σωστή ευθυγράμμιση δοκιμίου με μηχανήμα θλίψης (επιφάνεια δοκιμίου όχι κάθετη στον άξονα της μηχανής).
- Διαφορετικός ρυθμός ταχύτητας δοκιμής από δεδομένα δημοσιεύσεων παρόμοιων δοκιμών.

2.2.2 Χρωμικοβάλτιο



Εικόνα 18: Γράφημα σύγκρισης μέγιστων τάσεων (MT)

- Σύγκλιση μεταξύ πειράματος και υπολογιστικού μοντέλου για όλα τα 3 δοκίμια.
- Μεγάλη αντοχή σε υψηλά φορτία.



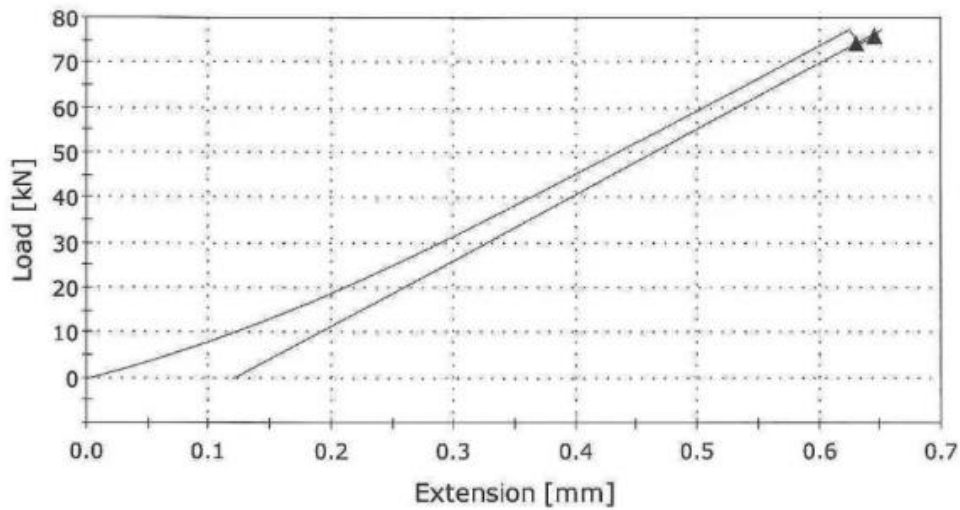
Εικόνα 19: Γράφημα σύγκρισης μέγιστων παραμορφώσεων (MP)

Μεγάλη απόκλιση αποτελεσμάτων μέγιστης παραμόρφωσης, το οποίο οφείλεται σε:

- Όλκιμη συμπεριφορά, η οποία μοντελοποιήθηκε έως το όριο ελαστικότητας (το ANSYS δεν παράγαγε αποτελέσματα παραμόρφωσης στην πλαστική συμπεριφορά του υλικού).

***Μέγιστη ελαστική παραμόρφωση υλικού από πειράματα.**

3. Σχολιασμός

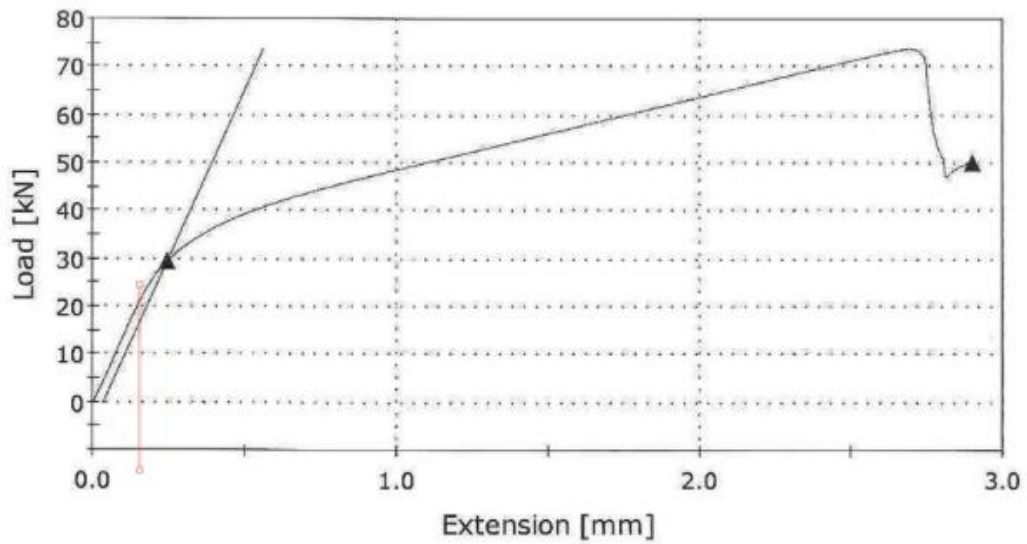


Εικόνα 20: Διάγραμμα Δύναμης - Επιβράχυνσης

- Μικρή ελαστική και πλαστική συμπεριφορά.
- Το όριο διαρροής απέχει ελάχιστα από το όριο θραύσης. Αυτό υποδηλώνει ότι το υλικό μας είναι αρκετά ψαθυρό.
- Μικρή παραμόρφωση (σε σύγκριση με χρωμιοκοβάλτιο παρακάτω).
- Απότομη θραύση χωρίς προειδοποίηση.
- Ψαθυρή θραύση παράλληλα στον άξονα (**Εικόνα 104**).



Εικόνα 21: φωτογραφία δοκιμίων μετά τη φόρτιση



Εικόνα 22: Διάγραμμα Δύναμης - Επιβράχυνσης

- Ολκιμότερη συμπεριφορά σε σύγκριση με το οξείδιο ζιρκονίου.
- Σχετικά μικρή ελαστική συμπεριφορά.
- Έντονη πλαστική παραμόρφωση.
- Ψαθυρή θραύση στις 45 μοίρες (Εικόνα 106).



Εικόνα 23: φωτογραφία δοκιμών μετά τη φόρτιση).

VI. ΣΥΜΠΕΡΑΣΜΑΤΑ

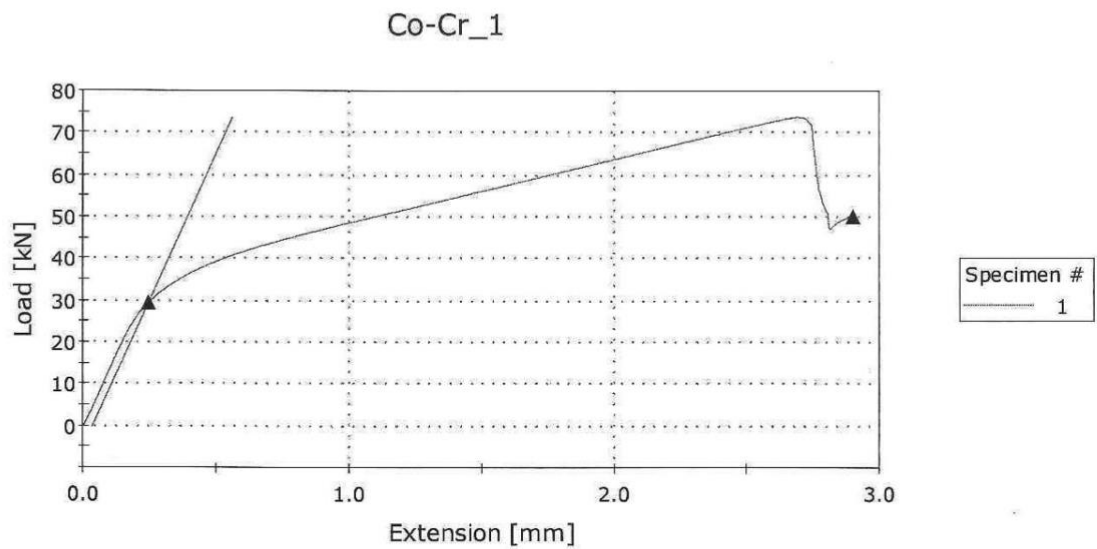
- Η ζirkονία μπορεί να είναι ημιδιαφανής, κάτι που της επιτρέπει να αναπαράγει τη φυσική διαφάνεια του δοντιού. Αυτό είναι σημαντικό για την αισθητική, ειδικά στις πρόσθιες οδοντικές αποκαταστάσεις.
- Η ζirkονία μπορεί να παρουσιάζει χαμηλότερη παραμόρφωση και υψηλότερη αντοχή σε σύγκριση με το χρωμιοκοβάλτιο, κάτι που την καθιστά καταλληλότερη για εφαρμογές που απαιτούν μεγαλύτερη ακαμψία και αντοχή όπως μονήρεις αποκαταστάσεις.
- Το χρωμιοκοβάλτιο, με την υψηλότερη παραμόρφωση και την καλή αντοχή σε θραύση, μπορεί να είναι προτιμότερο για εφαρμογές που απαιτούν κάποια πλαστικότητα και απορρόφηση κραδασμών όπως μεγαλύτερες αποκαταστάσεις γεφυρών (4-6 δόντια).
- Το χρωμιοκοβάλτιο εμφανίζει μεγαλύτερη παραμόρφωση πριν σπάσει, δείχνοντας ότι είναι πιο πλάστιμο σε σχέση με τη ζirkονία.

VII. ΠΡΟΤΑΣΕΙΣ ΓΙΑ ΜΕΛΛΟΝΤΙΚΗ ΕΡΕΥΝΑ

- Πειράματα σε πραγματικές θήκες δοντιών από οξείδιο ζirkονίου και χρωμιοκοβάλτιο.
- Πειράματα σε ολόκληρες σιαγόνες από υλικό sawbone.
- Πειράματα με έκκεντρη φόρτιση.
- Προσομοιώσεις σε ολόκληρες σιαγόνες.
- Δοκιμές και με επιπρόσθετα υλικά (π.χ., Τιτάνιο).
- Μελέτη και σύγκριση κύκλου ζωής των δύο υλικών.

Παράρτημα πειραματικών αποτελεσμάτων

C.T.M.C.
T.E.I. WM
KOZANI

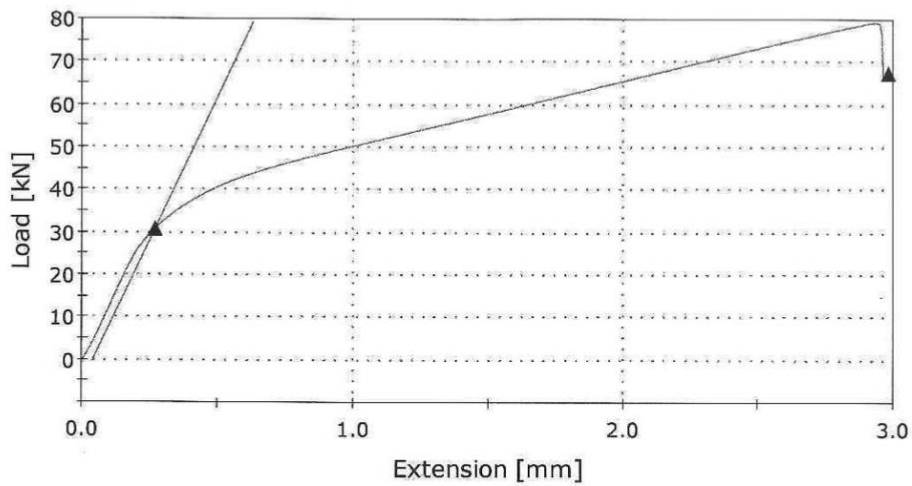


	Start date	Rate 1 [mm/min]	Compressive stress at Maximum Load [MPa]
1	11/06/2024	3.00000	1505.93140
	Compressive stress at Yield (Offset 0.2 %) [MPa]	Compressive stress at Break (Automatic load drop) [MPa]	Compressive extension at Maximum Load [mm]
1	603.58094	1024.63220	2.68419
	Compressive strain (Extension) at Maximum Load [%]	Compressive strain (Extension) at Break (Automatic load drop) [%]	Area under curve [J]
1	16.88170	18.20736	----

Εικόνα 24: Διάγραμμα Δύναμης – Επιβράχυνσης πρώτου δοκιμίου χρωμιοκοβάλτιου

C.T.M.C.
T.E.I. WM
KOZANI

Co-Cr_2

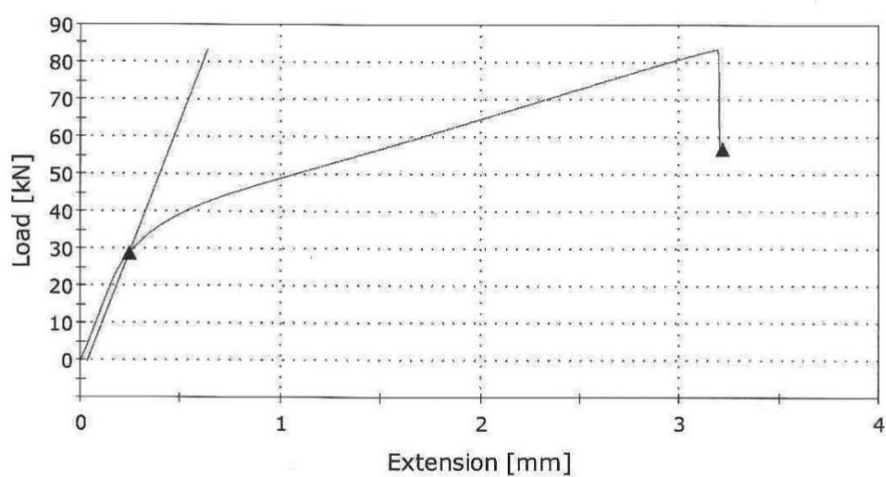


	Start date	Rate 1 [mm/min]	Compressive stress at Maximum Load [MPa]
1	11/06/2024	3.00000	1616.72424
	Compressive stress at Yield (Offset 0.2 %) [MPa]	Compressive stress at Break (Automatic load drop) [MPa]	Compressive extension at Maximum Load [mm]
1	632.19753	1375.57336	2.92407
	Compressive strain (Extension) at Maximum Load [%]	Compressive strain (Extension) at Break (Automatic load drop) [%]	Area under curve [J]
1	18.39037	18.72606	----

Εικόνα 108: Διάγραμμα Δύναμης – Επιβράχυνσης δέυτερου δοκιμίου χρομοκοβάλτιου

C.T.M.C.
T.E.I. WM
KOZANI

Co-Cr_3

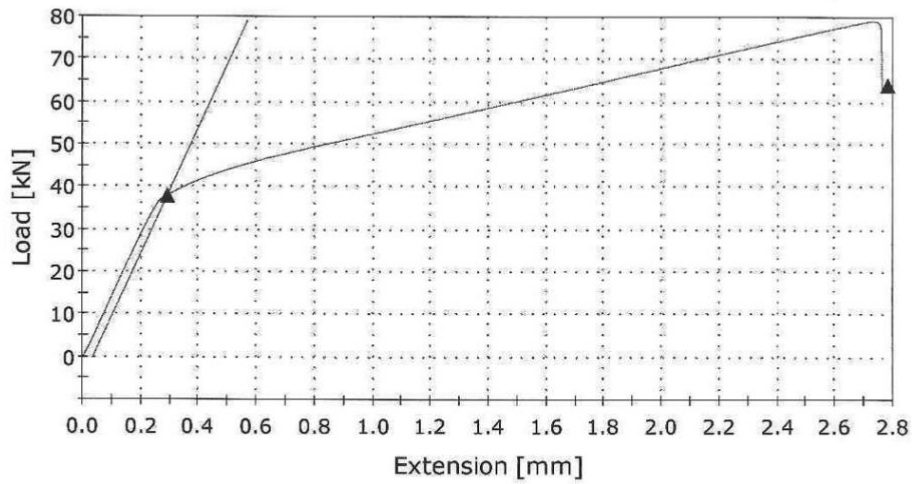


Specimen #
1

	Start date	Rate 1 [mm/min]	Compressive stress at Maximum Load [MPa]
1	11/06/2024	3.00000	1702.30566
	Compressive stress at Yield (Offset 0.2 %) [MPa]	Compressive stress at Break (Automatic load drop) [MPa]	Compressive extension at Maximum Load [mm]
1	592.37563	1160.76306	3.18886
	Compressive strain (Extension) at Maximum Load [%]	Compressive strain (Extension) at Break (Automatic load drop) [%]	Area under curve [J]
1	20.05574	20.20375	----

Εικόνα 109: Διάγραμμα Δύναμης – Επιβράχυνσης τρίτου δοκιμίου χρωμοκοβάλτιου

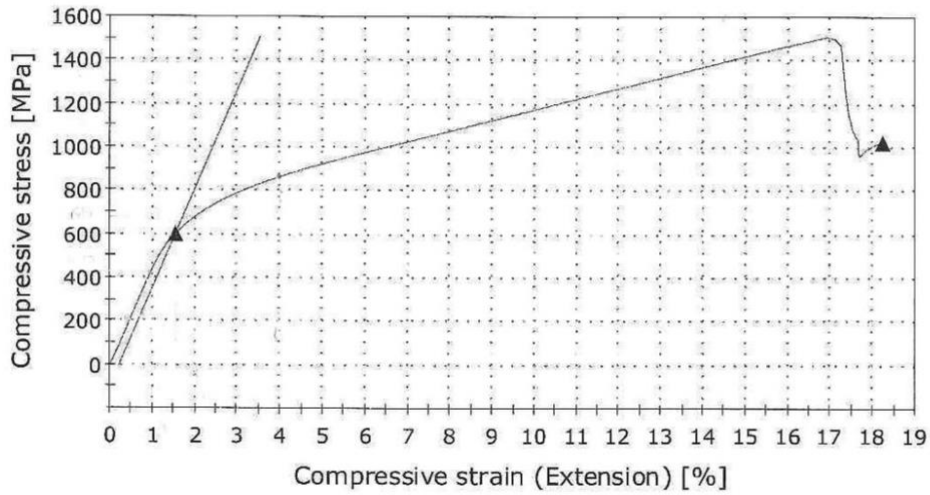
Co-Cr_4



	Start date	Rate 1 [mm/min]	Compressive stress at Maximum Load [MPa]
1	11/06/2024	3.00000	1611.37842
	Compressive stress at Yield (Offset 0.2 %) [MPa]	Compressive stress at Break (Automatic load drop) [MPa]	Compressive extension at Maximum Load [mm]
1	777.23599	1307.82581	2.72398
	Compressive strain (Extension) at Maximum Load [%]	Compressive strain (Extension) at Break (Automatic load drop) [%]	Area under curve [J]
1	17.13198	17.47761	----

Εικόνα 110 : Διάγραμμα Δύναμης – Επιβράχυνσης τέταρτου δοκιμίου χρωμιοκοβάλτιου

Co-Cr_1

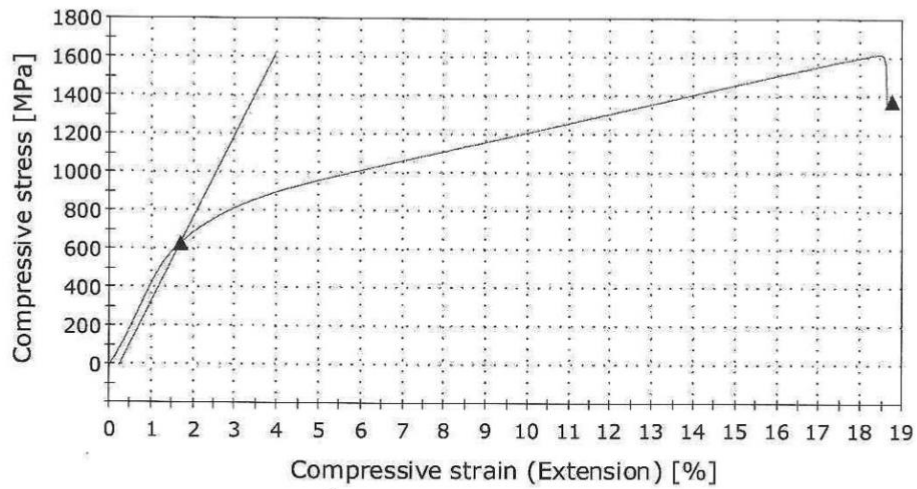


	Start date	Rate 1 [mm/min]	Compressive stress at Maximum Load [MPa]
1	11/06/2024	3.00000	1505.93140
	Compressive stress at Yield (Offset 0.2 %) [MPa]	Compressive stress at Break (Automatic load drop) [MPa]	Compressive extension at Maximum Load [mm]
1	603.58094	1024.63220	2.68419
	Compressive strain (Extension) at Maximum Load [%]	Compressive strain (Extension) at Break (Automatic load drop) [%]	Area under curve [J]
1	16.88170	18.20736	-----

Εικόνα111: Διάγραμμα Τάσης - Παραμόρφωσης πρώτου δοκιμίου χρωμοκοβάλτιου

C.T.M.C.
T.E.I. WM
KOZANI

Co-Cr_2

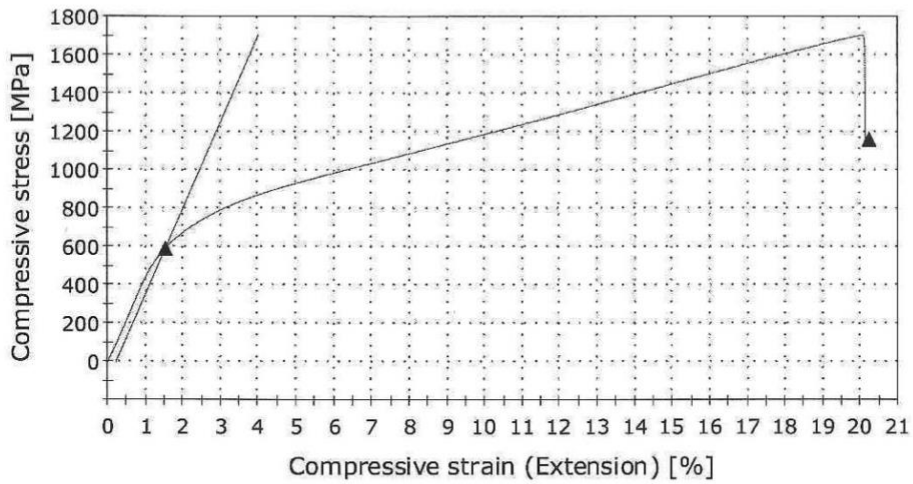


	Start date	Rate 1 [mm/min]	Compressive stress at Maximum Load [MPa]
1	11/06/2024	3.00000	1616.72424
	Compressive stress at Yield (Offset 0.2 %) [MPa]	Compressive stress at Break (Automatic load drop) [MPa]	Compressive extension at Maximum Load [mm]
1	632.19753	1375.57336	2.92407
	Compressive strain (Extension) at Maximum Load [%]	Compressive strain (Extension) at Break (Automatic load drop) [%]	Area under curve [J]
1	18.39037	18.72606	----

Εικόνα 112: Διάγραμμα Τάσης - Παραμόρφωσης δεύτερου δοκιμίου χρωμοκοβάλτιου

C.T.M.C.
T.E.I. WM
KOZANI

Co-Cr_3

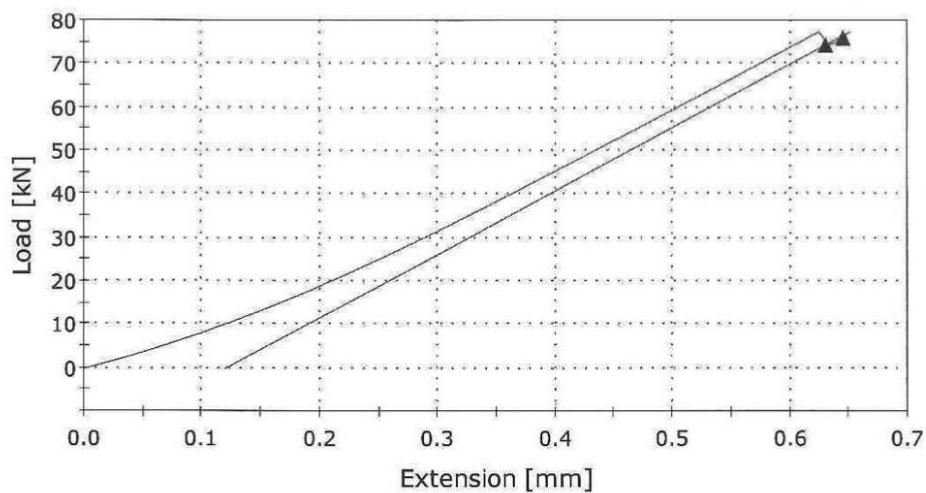


Specimen #
1

1	Start date	Rate 1 [mm/min]	Compressive stress at Maximum Load [MPa]
	11/06/2024	3.00000	1702.30566
1	Compressive stress at Yield (Offset 0.2 %) [MPa]	Compressive stress at Break (Automatic load drop) [MPa]	Compressive extension at Maximum Load [mm]
	592.37563	1160.76306	3.18886
1	Compressive strain (Extension) at Maximum Load [%]	Compressive strain (Extension) at Break (Automatic load drop) [%]	Area under curve [J]
	20.05574	20.20375	----

Εικόνα 113: Διάγραμμα Τάσης - Παραμόρφωσης τρίτου δοκιμίου χρωμοκοβάλτιου

Zr_1



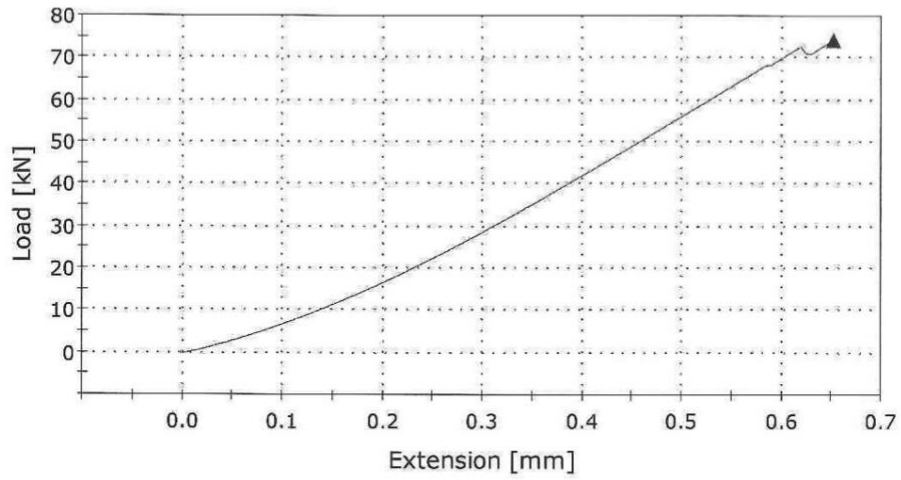
Specimen #	1
------------	---

	Start date	Rate 1 [mm/min]	Compressive stress at Maximum Load [MPa]
1	11/06/2024	3.00000	1538.43604
	Compressive stress at Yield (Offset 0.2 %) [MPa]	Compressive stress at Break (Automatic load drop) [MPa]	Compressive extension at Maximum Load [mm]
1	1477.18383	1510.17468	0.62391
	Compressive strain (Extension) at Maximum Load [%]	Compressive strain (Extension) at Break (Automatic load drop) [%]	Area under curve [J]
1	4.69102	4.84543	----

Εικόνα 114: Διάγραμμα Δύναμης - Επιβράχυνσης πρώτου δοκιμίου ζirkονίου

C.T.M.C.
T.E.I. WM
KOZANI

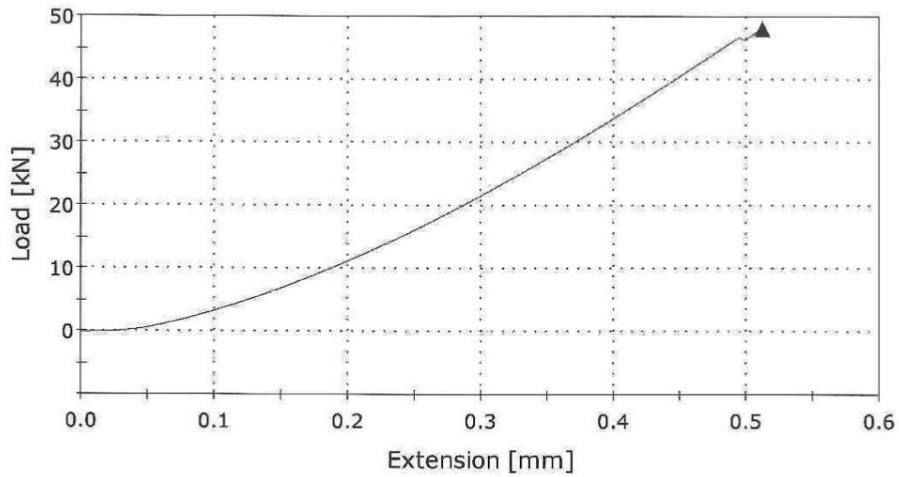
Zr_2



1	Start date	Rate 1 [mm/min]	Compressive stress at Maximum Load [MPa]
1	11/06/2024	3.00000	1474.74377
1	Compressive stress at Yield (Offset 0.2 %) [MPa]	Compressive stress at Break (Automatic load drop) [MPa]	Compressive extension at Maximum Load [mm]
1	----	1474.74377	0.65131
1	Compressive strain (Extension) at Maximum Load [%]	Compressive strain (Extension) at Break (Automatic load drop) [%]	Area under curve [J]
1	4.89705	4.89705	----

Εικόνα 115: Διάγραμμα Δύναμης - Επιβράχυνσης δεύτερου δοκιμίου ζιρκονίου

Zr_3



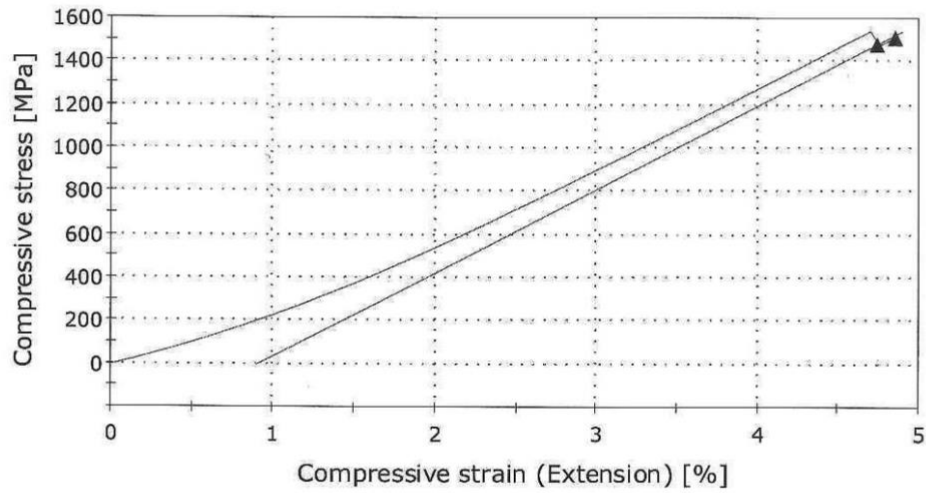
Specimen #
1

1	Start date	Rate 1 [mm/min]	Compressive stress at Maximum Load [MPa]
1	11/06/2024	3.00000	955.97729
1	Compressive stress at Yield (Offset 0.2 %) [MPa]	Compressive stress at Break (Automatic load drop) [MPa]	Compressive extension at Maximum Load [mm]
1	-----	955.97729	0.51126
1	Compressive strain (Extension) at Maximum Load [%]	Compressive strain (Extension) at Break (Automatic load drop) [%]	Area under curve [J]
1	3.84403	3.84403	-----

Εικόνα 116: Διάγραμμα Δύναμης - Επιβράχυνσης τρίτου δοκιμίου ζirkονίου

C.T.M.C.
T.E.I. WM
KOZANI

Zr_1

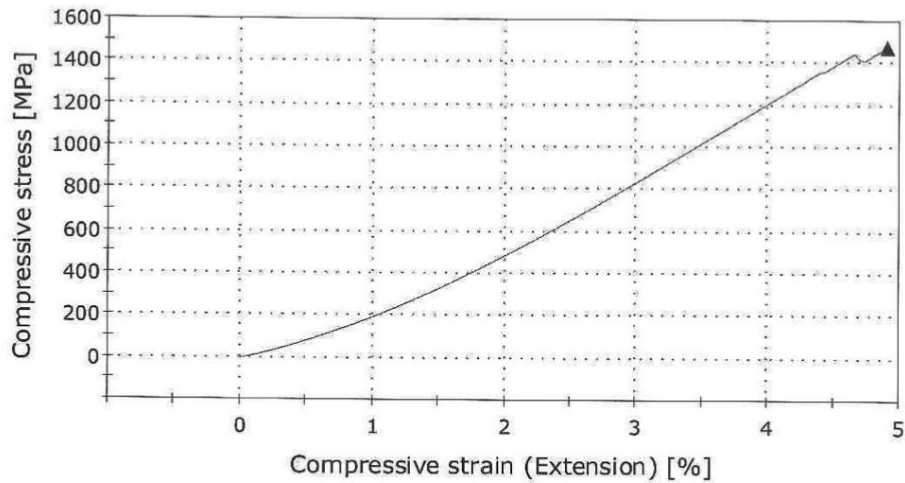


1	Start date	Rate 1 [mm/min]	Compressive stress at Maximum Load [MPa]
1	11/06/2024	3.00000	1538.43604
1	Compressive stress at Yield (Offset 0.2 %) [MPa]	Compressive stress at Break (Automatic load drop) [MPa]	Compressive extension at Maximum Load [mm]
1	1477.18383	1510.17468	0.62391
1	Compressive strain (Extension) at Maximum Load [%]	Compressive strain (Extension) at Break (Automatic load drop) [%]	Area under curve [J]
1	4.69102	4.84543	-----

Εικόνα 117: Διάγραμμα Τάσης - Παραμόρφωσης πρώτου δοκιμίου ζirkονίου

C.T.M.C.
T.E.I. WM
KOZANI

Zr_2

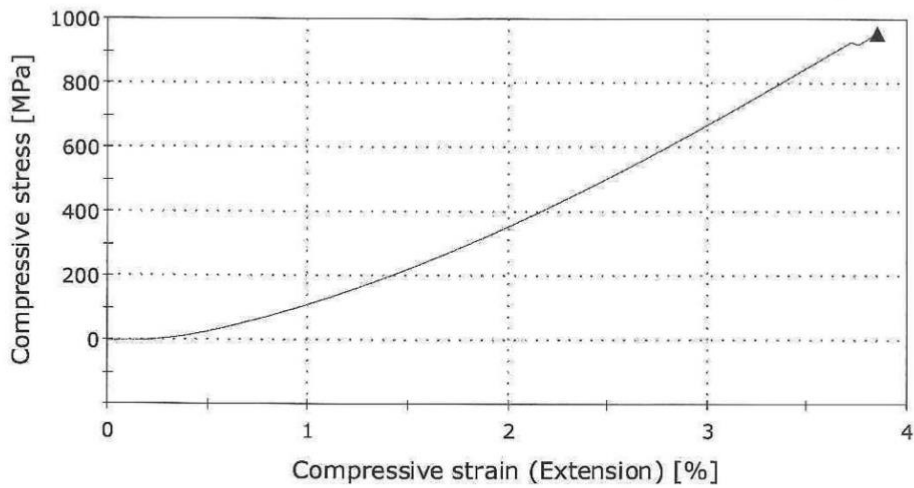


	Start date	Rate 1 [mm/min]	Compressive stress at Maximum Load [MPa]
1	11/06/2024	3.00000	1474.74377
	Compressive stress at Yield (Offset 0.2 %) [MPa]	Compressive stress at Break (Automatic load drop) [MPa]	Compressive extension at Maximum Load [mm]
1	-----	1474.74377	0.65131
	Compressive strain (Extension) at Maximum Load [%]	Compressive strain (Extension) at Break (Automatic load drop) [%]	Area under curve [J]
1	4.89705	4.89705	-----

Εικόνα 118: Διάγραμμα Τάσης - Παραμόρφωσης δέντερου δοκιμίου ζιρκονίου

C.T.M.C.
T.E.I. WM
KOZANI

Zr_3

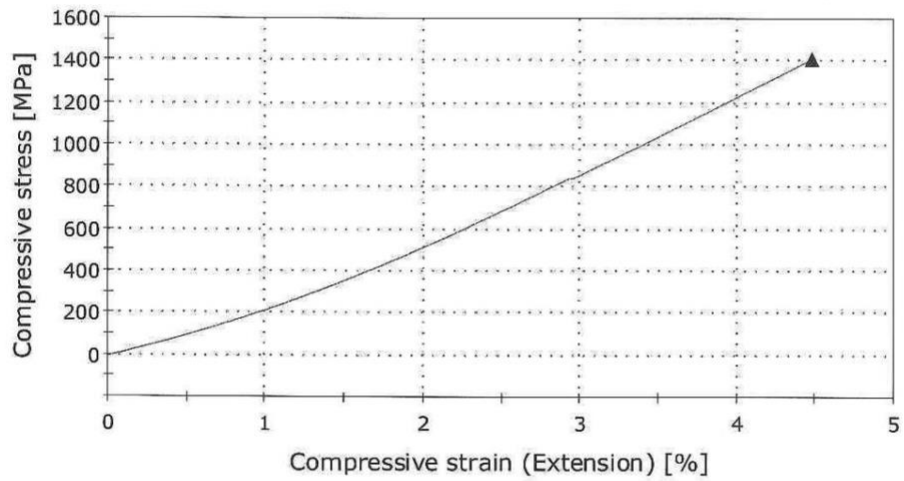


	Start date	Rate 1 [mm/min]	Compressive stress at Maximum Load [MPa]
1	11/06/2024	3.00000	955.97729
	Compressive stress at Yield (Offset 0.2 %) [MPa]	Compressive stress at Break (Automatic load drop) [MPa]	Compressive extension at Maximum Load [mm]
1	-----	955.97729	0.51126
	Compressive strain (Extension) at Maximum Load [%]	Compressive strain (Extension) at Break (Automatic load drop) [%]	Area under curve [J]
1	3.84403	3.84403	-----

Εικόνα 119: Διάγραμμα Τάσης - Παραμόρφωσης τρίτου δοκιμίου ζirkονίου

C.T.M.C.
T.E.I. WM
KOZANI

Zr_2 test



Specimen #
1

1	Start date	Rate 1 [mm/min]	Compressive stress at Maximum Load [MPa]
1	11/06/2024	3.00000	1407.04443
1	Compressive stress at Yield (Offset 0.2 %) [MPa]	Compressive stress at Break (Automatic load drop) [MPa]	Compressive extension at Maximum Load [mm]
1	----	1407.04443	0.59472
1	Compressive strain (Extension) at Maximum Load [%]	Compressive strain (Extension) at Break (Automatic load drop) [%]	Area under curve [J]
1	4.47156	4.47156	----

Εικόνα 120: Διάγραμμα Τάσης - Παραμόρφωσης τέταρτου δοκιμίου ζιρκονίου

ΒΙΒΛΙΟΓΡΑΦΙΑ

- Anastasopoulou, I., Dritsa, V., Theofanidis, T., Yfantis, D., & Yfantis, K. (2015). ΚΕΡΑΜΙΚΑ ΒΙΟΪΛΙΚΑ [Chapter]. In Anastasopoulou, I., Dritsa, V., Theofanidis, T., Yfantis, D., & Yfantis, K. 2015. Βιοϋλικά - Εφαρμογές [Undergraduate textbook]. Kallipos, Open Academic Editions. <https://hdl.handle.net/11419/3641>
- Mastrogianni A., thesis of aristotelio university, <https://tinyurl.com/48k23uty> (2019)
- E. Liverani, ‘Journal of Manufacturing Processes’, Volume 68, Part A, August 2021, Pages 104-114
- Emmanouilidou S., postgraduate thesis, <https://tinyurl.com/2byw5w7y> (2023)
- Fu Yao, Qiao Lijie, Zhou Xingtai, Su Yanjing, ‘Chromium alloys’ <https://tinyurl.com/4smaa27x>
- Divya Chopra, Tianqi Guo, Karan Gulati, Sašo Ivanovski, ‘Load, unload and repeat: Understanding the mechanical characteristics of zirconia in dentistry’, <https://tinyurl.com/y5ruakcd> .
- Ellie E. Daou, ‘The Zirconia Ceramic: Strengths and Weaknesses’, <https://tinyurl.com/nh54xn4h> (2014).
- Akram S. Ahmed, Nathaniel C. Lawson, Chin-Chuan Fu, Pranit V. Bora, Edwin kee, Amir H. Nejat, ‘The Effect of Die Material on the Crown Fracture Strength of Zirconia Crowns’ <https://www.mdpi.com/1996-1944/17/5/1096> (2024).
- S.N. White, BDentSc, MS, MA, PhD,^a V.G. Miklus, DDS,^b E.A. McLaren, DDS,^c L.A. Lang, DDS,^d and A.A. Caputo, PhD, ‘Flexural strength of a layered zirconia and porcelain dental all-ceramic system’, (2005).
- N. Καρούσιας, Γ. Μπαλτζάκη, Απ. Σταθόπουλος, bioylika book, <https://archive.org/details/bioylika/page/n71/mode/2up> (1994).
- Anastasopoulou, I. Dritsa, V. Theofanidis, T. Yfantis, D. Yfantis, Konstantinos, ‘Βιοϋλικά - Εφαρμογές’, εκδόσεις kallipos, <https://repository.kallipos.gr/handle/11419/3635>, (2015).
- Saralashri Mohanty, ‘Finite element analysis of the dental crown: a case study of alumina based incisor’, <https://tinyurl.com/22s93d6a> (2018).
- David Benoit, M.Sc. A, Franck Le Navéaux, Ph.D., Amy Posch, M.S., Julien Clin, Ph.D., ‘Orthopedic Screw Insertion Torque Prediction’ <https://tinyurl.com/yc4dtanz> , (2023).
- J. Militky, S. Ibrahim, ‘Effect of textile processing on fatigue’, <https://tinyurl.com/4ktzrj6w> (2009).
- Laurent Dastugue, Jacques Marchesini, Michael Klein, ‘Integration of fatigue analysis in FEM solver for faster more reliable process’, <https://tinyurl.com/yc6af73w> , (2024).

Yoojin Shin, Youngmin Kim, Byeong-Hoon Cho, 'Flexural test as an alternative to tensile test for bond strength of resin cement to zirconia, <https://tinyurl.com/mrx4vrka> , (2021).

Gabriel Marini, Lucas Saldanha da Rosa, Pablo Soares Machado, Francisbênia Alves Silvestre, Luiz Felipe Valandro, Victor Pinheiro Feitosa, Gabriel Kalil Rocha Pereira, Atais Bacchi, 'Fatigue performance analysis of strength-graded zirconia polycrystals for monolithic three-unit implant-supported prostheses', <https://tinyurl.com/3puk48tt> , (2023).

Pablo Machado Soares, Ana Carolina Cadore-Rodrigues, Alexandre Luiz Souto Borges, Luiz Felipe Valandro, Gabriel Kalil Rocha Pereira, Marília Pivetta Rippe, 'Load-bearing capacity under fatigue and FEA analysis of simplified ceramic restorations supported by Peek or zirconia polycrystals as foundation substrate for implant purposes', <https://tinyurl.com/mp57w5ep> , (2021).

Beshr Hajhamid, Laurent Bozec, Howard Tenenbaum, Eszter Somogyi-Ganss, Grace M. De Souza, 'Analysis of zirconia mechanical properties after application of a protocol to simulate clinical aging', <https://tinyurl.com/4zyh9htc> , (2021).

Shih-Yu Liu and I-Wei Chen, 'Fatigue Deformation Mechanisms of Zirconia Ceramics', <https://tinyurl.com/4z2yab9t> , (1992).

Maria Bruhnke, Yasmin Awwad, Wolf-Dieter Müller, Florian Beuer, Franziska Schmidt, 'Mechanical Properties of New Generations of Monolithic, Multi-Layered Zirconia' , <https://tinyurl.com/537zs454> ,(2023).

Realloy C, data sheet of chrome-cobalt material, <https://www.realloy.net/en/products/realloy-c.html>

Katana Zirconia HTML PLUS, <https://tinyurl.com/naw64zt2> .