

# OPȚIUNILE CURENTE DE A ATENUA IMPACTUL FORELOR OCLUZALE ÎN CAZUL RESTAURĂRILOR PROTETICE CU SUPT PE IMPLANT

Manolea Horia<sup>1</sup>,  
Obădan F.<sup>1</sup>,  
Popescu S.M.<sup>1</sup>,  
Rică R.<sup>1</sup>,  
Mărășescu P.<sup>1</sup>,  
Ilieșcu A.<sup>1</sup>,  
Dăguci C.<sup>1</sup>,  
Gradinaru Sebastian<sup>2</sup>

1 *Facultatea de Medicină Dentară, UMF Craiova, 2-4 str. Petru Rareș, Craiova, România,*  
2 *Universitatea de Medicină și Farmacie "Carol Davila", București,*

# CURRENT OPTIONS OF MAKING IMPLANT SUPPORTED PROSTHETIC RESTORATIONS TO MITIGATE THE IMPACT OF OCCLUSAL FORCES

Manolea Horia<sup>1</sup>,  
Obădan F.<sup>1</sup>,  
Popescu S.M.<sup>1</sup>,  
Rică R.<sup>1</sup>,  
Mărășescu P.<sup>1</sup>,  
Ilieșcu A.<sup>1</sup>,  
Dăguci C.<sup>1</sup>,  
Gradinaru Sebastian<sup>2</sup>

1 *Faculty of Dentistry, UMF Craiova, 2-4 Petru Rares Street, Craiova, Romania,*  
2 *University of Medicine and Pharmacy Carol Davila, Bucharest, Romania,*

## Rezumat

Lipsa țesutului parodontal pentru un implant dentar poate duce la o concentrație mare de stres la nivelul osului, atunci când implanturile sunt încărcate protetic. Prezentul articol discută posibilitățile curente ale realizării protezelor cu suport pe implant, pentru a diminua impactul forțelor ocluzale. Stratul de ciment poate servi ca un absorbant pentru tensiune, dar rolul acestuia este redus și există riscul de reținere al excesului de ciment în țesutul peri-implantar. Utilizarea materialelor rășinice pentru fațetarea restaurărilor protetice cu suport pe implant a fost sugerată de-a lungul multor ani, dar rolul lor este important în cazul unei proteze ale arcadei totale fixate pe implante, cu canelură distală și mai puțin în restaurările pe un singur implant. În zilele noastre, materiale noi, cum ar fi compozitele armate cu fibră și polimerii de înaltă performanță ca PEEK pot fi utilizate pentru scheletul restaurărilor cu suport pe implant, dar și pentru realizarea stâlpului restaurărilor protetice cu suport pe implant.

**Cuvinte-cheie:** materiale rășinice, PEEK, absorbția șocului.

## Introducere.

Restaurările protetice cu suport pe implant reprezintă astăzi un tip important de proteză dentară, ce se află în continuă dezvoltare. Implanturile dentare sunt, de obicei, fabricate din titan și aliaje ale titanului, deoarece sunt bine-cunoscute fiind materiale bine tolerate de țesuturile vii și capabile să promoveze osteointegrarea [1]. Formarea țesutului osos pe suprafața titanului necesită formarea filmului de oxid, depunerea fosfatului de calciu și depunerea proteinei.

## Summary

The lack of a periodontium for a dental implant may lead to high stress concentration at the bone level when the implants are prosthetically loaded. The present paper discusses the current possibilities of implant supported prosthesis making in order to mitigate the impact of occlusal forces. The cement layer may serve as an absorber for the strain, but its role is reduced and poses the risk of excess cement retained in the peri-implant tissue. The use of resin materials for the implant supported prosthetic restorations veneering it has been suggested for many years, but their role is important in the case of full-arch fixed implant-supported prosthesis with cantilever distal extensions and less in single implant restorations. Nowadays, new materials like fiber-reinforced composites and high-performance polymers as PEEK may be used for the framework of the implant supported prosthetic restorations, but also for the implant or the prosthetic abutment realization.

**Keywords:** resin materials, PEEK, shock absorption.

## Introduction.

The implant supported prosthetic restorations represent nowadays an important and a continuously developing type of dental prosthesis. The dental implants are usually made of titanium and its alloys as they are well known as materials that are well tolerated by living tissues and capable of promoting osseointegration [1]. Bone formation on the titanium surface needs the formation of oxide film, deposition of calcium phosphate, and deposition of the protein. However, osseo-

Cu toate acestea, osteointegrarea nu este legătura directă între os și suprafața titanului, existând un strat amorf ce conține osteopontina sau osteocalcina, pe care osteoblastele le folosesc ca o matrice. Raportul dintre contactul dintre os și implant se numește BIC, iar BIC pentru implanturile de titan este de la 40% până la 60% dacă se obține osteointegrarea [2]. Există, de asemenea, o proporționalitate directă între nivelul pregătirii suprafeței (prelucrare, sablare, gravarea acidă) și viteza de vindecare peri-implantară prin țesutul osos matur [3].

Cu toate acestea, această anchiloză osoasă stabilește una dintre particularitățile implantului dentar comparativ cu dintele natural: lipsa parodontiului. Dintele natural este suspendat de ligamentul parodontal, în timp ce implantul dentar este în contact direct cu osul. Sub încărcare, ligamentul parodontal elastic oferă o caracteristică de absorbție a șocului pentru dinți. Pe de altă parte, pentru implantate, atunci când sunt încărcate, apare o concentrație ridicată de stres la nivelul osului creștal, din cauza lipsei unui ligament parodontal [4]. Valoarea medie a mobilității axiale a dinților este de 25 până la 100  $\mu\text{m}$ , în timp ce deplasarea axială a implanturilor osteointegrate este de 3 până la 5  $\mu\text{m}$  [5]. Ocluzia asigură o încărcare intermitentă în timpul funcțiilor orale și, prin urmare, asigură o stimulare mecanică suficientă a osului maxilarului. Cu toate acestea, încărcarea excesivă cu stres/ presiune ridicată de la utilizarea implanturilor necorespunzătoare poate duce la resorbția osoasă [6], la o restaurare protetică incorectă în laborator și la o balansare ocluzală defectă [7].

De-a lungul anilor, au fost făcute mai multe încercări pentru a atenua impactul forțelor ocluzale asupra suportului implantului, pentru a le absorbi și pentru a le dispersa. Existența unui strat de ciment între restaurare protetică și bontul implantului s-a dovedit a avea un astfel de rol [8]. În special în țara noastră, restaurările protetice cu suport pe implant frecvent sunt realizate din aliaje de Cr-Co, acoperite cu ceramică. Ambele materiale au avut o rigiditate sporită și chiar un schelet mai rigid poate permite o distribuție mai bună a stresului [9], acoperirile lor ceramice au făcut ca forțele ocluzale să fie transmise direct în osul alveolar. Căutând o absorbție sporită a șocurilor forțelor de impact asupra protezei, s-a sugerat utilizarea rășinii acrilice ca material de acoperire ideal. Chiar și din 1988, autori ca Davis DM [10] propun folosirea materialelor rășinice pentru acoperirea protezelor cu suport pe implant, pentru a diminua impactul forțelor ocluzale. Pe de altă parte, rășinile acrilice au prezentat o uzură mai mare atunci când funcționează ca antagonist al smalțului sau al ceramicii. Din acest motiv, unii autori nu recomandă folosirea rășinii acrilice ca material de acoperire [11].

Studiile au demonstrat că valorile stresului în os depind atât de materialul scheletului, cât și de materialul de fațetare [12,13]. Astăzi, se dezvoltă noi concepte pentru a rezolva problema dispersării forțelor

integration is not the direct bonding between bone and the titanium surface, there exists an amorphous layer including osteopontin or osteocalcin that osteoblasts use them as a scaffold. The ratio of bone and implant contacts is called as BIC, and BIC for the titanium implants is from 40% to 60% if the osseointegration was obtained [2]. There is also a direct proportionality between the level of the surface preparation (machining, sandblasting, acid etching) and the surrounding healing speed through mature bone tissue [3].

However, this bone ankylosis establish one of the particularities of the dental implant compared to the natural tooth: the lack of a periodontium. The natural tooth is suspended by the periodontal ligament whereas the dental implant is in direct contact with the bone. Under loading, the resilient periodontal ligament provides a shock-absorbing feature for the teeth. On the other hand, for implants, a high stress concentration occurs at the crestal bone when loaded, due to the lack of a periodontal ligament [4]. The mean value for axial mobility of the teeth is 25 to 100  $\mu\text{m}$ , whereas the axial displacement of osseointegrated implants is 3 to 5  $\mu\text{m}$  [5]. Occlusion provides intermittent loading during oral functions and, therefore, ensures sufficient mechanical stimulation to the jaw bone. However, excessive loading with high stress/ strain from the use of inappropriate implants can lead to bone resorption [6], as well an incorrect prosthetic restoration in the laboratory and a defective occlusal balancing [7].

All rights reserved. No part of contents of this paper may be reproduced or transmitted in any form or by any means without the written permission of Trans Tech Publications, www.ttp.net. (#98799518-23/08/17,18:13:21)

Several attempts were made over the years in order to mitigate the impact of occlusal forces to the implant support, absorb and dissipate them. The existence of a cement layer between the prosthetic restoration and the implant abutment proved to have such a role [8].

Especially in our country, frequently the implant supported prosthetic restorations are made of Cr-Co alloys veneered with ceramics. Both materials had an increased rigidity and even a stiffer framework may allow a better stress distribution [9], their ceramics veneering made that the occlusal forces will be transmitted directly to the alveolar bone. Seeking greater shock absorption of impact forces on the prosthesis, the use of acrylic resin as the ideal coverage material has been suggested. Even from 1988 authors like Davis DM [10] propose the use of resin materials for the implant supported prosthetic restorations veneering in order to mitigate the impact of occlusal forces. On the other hand, acrylic resins have presented higher wear when functioning as antagonist of enamel or ceramic material. For this reason, some authors do not recommend the use of acrylic resin as a veneering material [11].

Studies demonstrated that stress values in the bone depend on both the framework and veneer materials [12,13]. Today, new concepts are developing

ocluzale. Utilizarea materialelor polimerice complexe cum ar fi PEEK este sugerată din ce în ce mai frecvent, de obicei, pentru realizarea substructurii restaurării protetice în locul aliajelor, dar și pentru realizarea protezelor sau chiar realizarea implantului [14, 15]. Scopul acestei lucrări este de a revedea posibilitățile actuale de obținere a protezelor cu suport pe implant pentru a diminua impactul forțelor ocluzale, a le discuta în lumina actualelor cunoștințe științifice și a anticipa tendințele viitoare în această problemă extrem de actuală pentru protetica dentară.

### Restaurarea protetică cu suport pe implant cimentată

Aplicarea unui strat de ciment poate compensa erorile. În timpul procedurii de laborator, prin aplicarea separatorului se formează spațiul de ciment. Stratul de ciment obținut servește ca un absorbant pentru presiune [16] și ajută la transferarea echitabilă a încărcării în sistemul de restaurare dintre os și implant [17]. Chiar și pentru o restaurare protetică obișnuită fixată cu șurub, posibilitatea unei fixări pasive, precum și a unei distribuții bune a tensiunii poate fi maximizată prin cimentarea intraorală a scheletului turnat la stâlpii frezați, astfel potențialele deformări ale scheletului în timpul fabricării sunt compensate într-o mare măsură [18]. Alte tehnici utilizează stâlpi de implant din titan, prevăzuți cu cilindri externi care pot fi turnați. După turnare, scheletul este ajustat și cimentat la cilindrii de titan pe scheletul principal [19].

Cu toate acestea, cimentarea restaurărilor cu suport pe implant prezintă întotdeauna riscul de reținere în sulcusul peri-implantar a cimentului, în ciuda controlului clinic atent (fig.1). În plus, excesul de ciment dentar a fost asociat cu semne de boală peri-implantară în majoritatea cazurilor [20].

Cimentul excesiv poate deveni baza colonizării microorganismelor din cavitatea bucală. Ca rezultat al formării biofilmelor se poate dezvolta peri-mucozita sau peri-implantita [21]. În majoritatea cazurilor, leziunea inflamatorie a peri-implantitei reprezintă îmbinarea dintre inflamația subacută și cronică dominată de celulele plasmatiche. Într-un studiu de microscopie cu scanare electronică din 2015, corpurile străine radiopacice au fost identificate în 34 din cele 36 de biopsii. Corpurile străine predominante găsite erau titan și ciment dentar. Aceste materiale străine au fost înconjugate de celule inflamatorii [22].

to resolve the problem of occlusal forces dissipation. The use of complex polymeric materials like PEEK is more and more frequently suggested usually for the realization of the prosthetic restoration substructure instead of the alloys, but also for the prosthetic abutment or even implant realization [14, 15].

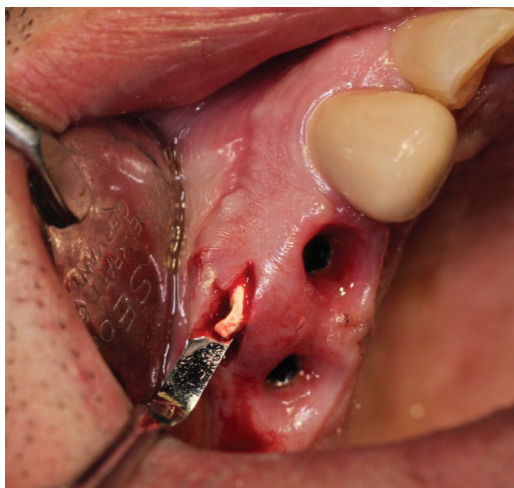
The aim of this paper is to review the current possibilities of implant supported prosthesis making in order to mitigate the impact of occlusal forces, discuss them in the light of the actual scientific knowledge and foresee the future tendencies in this highly current issue for the dental prosthetics.

### The Cemented Implant Supported Prosthetic Restorations

Intervention of a cement layer can compensate for errors. The cement space is formed during the laboratory procedure by applying die-spacer. The resulting cement layer serves as an absorber for the strain [16] and helps the equitable transfer of load throughout the bone-implant restorative system [17]. Even for a conventional screw-retained prosthetic restoration the possibility of a passive fit as well as a good stress distribution may be maximized by intraoral luting of the cast frame to milled abutments, and the potential framework distortion during fabrication is compensated to a major extent [18]. Other techniques use titanium implant abutments provided with corresponding external castable cylinders. After casting, the framework is adjusted and cemented to the titanium cylinders on the master cast [19].

However, the cementation of implant-supported restorations always poses the risk of excess cement retained in the peri-implant sulcus despite careful clinical control (fig.1). Moreover, excess dental cement was associated with signs of peri-implant disease in the majority of the cases [20].

Excess cement can become the basis of colonization by oral microorganisms. As a result of the biofilm formation peri-mucositis or peri-implantitis may develop [21]. The inflammatory lesion of peri-implantitis is in most cases a mixture of subacute and chronic inflammation dominated by plasma cells. In a 2015 scanning electron microscopy study, the radiopaque foreign bodies were identified in 34 of the 36 biopsies. The predominant foreign bodies found were titanium and dental cement. These foreign materials were surrounded by inflammatory cells [22].



**Fig. 1.** Aspect clinic al îndepărtării chirurgicale a unei particule excesive de ciment care a provocat peri-implantita.

(Dr. Obădan Florian)

**Fig. 1.** Clinical aspect of a surgical remove of an excess cement particle which caused a peri-implant inflammation.

(Dr. Obadan Florian)

### **Materiale rășinice pentru Acoperirea Restaurărilor Protetice cu Suport pe Implant**

Prin urmare, s-a speculat că coronoanele de porțelan, având un modul de elasticitate ridicat (70 GPa), ar concentra încărcarea pe care o transferă către os; în timp ce coronoanele acrilice, cu un modul de elasticitate mai scăzut (2,26 GPa), ar fi în măsură să distribuie mai bine sarcina pe os [23]. Conserva E. și colab. a utilizat un robot masticator capabil să reproducă mișcările mandibulare și forțele exercitate în timpul masticării pentru a analiza forțele transmise la osul perimplantar simulat în timpul masticării robotului, folosind patru materiale ocluzale diferite: trei compozite rășinice și o coroană din ceramică din sticlă. Ei au descoperit următoarele: Coronoanele ceramice au transmis forțe semnificativ mai mari, până la +63,06%, decât coronoanele din compozit testate [24]. Menini M. și colab. De asemenea au folosit un robot masticator, iar forțele transmise pe osul peri-implantar simulat au fost înregistrate folosind nouă materiale de restaurare diferite pentru coroana simulată: zirconiu, două din ceramică de sticlă, un aliaj de aur, trei rășini compozite și două rășini acrilice. Coronoanele din compozite și mai presus de atât, cele din rășini acrilice, s-au dovedit a fi mai capabile să absoarbă șocul forțelor ocluzale decât coronoanele din zirconiu, ceramică sau aliaj de aur [25]. Tioosi R. și colab. au avut descoperiri similare care arată că acoperirea cu materiale mai moi de rășină ajută la răspândirea sarcinii mai uniform în rândul dinților/ implantelor, reducând astfel tensiunea din blocul osos simulat. Dimpotrivă, folosirea acoperirii cu porțelan a dus la concentrarea în unul sau două dinți/implante a încărcării, ducând astfel la valori mai mari ale tensiunii în blocul osos. În toate grupurile analizate în acest studiu, valorile mai mari ale tensiunii au fost localizate în zona cervicală a implantului, sub creasta osoasă. De asemenea, diferența dintre tensiunile de tracțiune dezvoltate în regiunea de sub vârful implantului dintre diferitele grupuri a fost mică [26].

Experiența noastră susține ideea ca materialele acrilice prin modulul lor redus de elasticitate ofera condițiile unei distribuții mai bune a forțelor ocluzale. Imaginile din figura 2 reprezintă cazul unui pacient care a purtat restaurarea provizorie acrilică cu suport pe implant pentru arcul inferior pentru mai mult de 5 ani. În ciuda abraziunii materialului acrilic și a igienei slabe a pacientului, aspectul clinic al țesuturilor mandibulare a fost bun, fără semne de inflamație, iar imaginile radiologice arată lipsa resorbției osoase pentru arcul inferior.

Pe de altă parte, unele studii nu au demonstrat o diferență semnificativă pentru modelele cu diferite materiale ocluzale (de exemplu, porțelan și rășină) [27]. Chiar și din 1989, Ismail și colab. au analizat influența materialului ocluzal (porțelan, aliaje ale metalelor prețioase și neprețioase, rășini acrilice sau compozite) asupra presiunii în os și implant și au raportat rezultate similare pentru toate materialele investigate [28]. Observațiile lor au fost susținute de

### **Resin Materials for the Implant Supported Prosthetic Restorations Veneering**

It has therefore been speculated that porcelain crowns, by having a high modulus of elasticity (70 GPa), would concentrate the load that they transfer to the bone; while acrylic crowns, with a lower modulus of elasticity (2.26 GPa), would be able to better distribute the load to the bone [23]. Conserva E. et al. used a masticatory robot capable of reproducing the mandibular movements and the forces exerted during chewing to analyze the forces transmitted to the simulated peri-implant bone during the robot mastication using four different occlusal materials: three resin composites and one glass ceramic crown. They found that the ceramic crowns transmitted significantly greater forces, up to +63.06%, than the composite crowns tested [24]. Menini M. et al. also used a masticatory robot and the forces transmitted onto the simulated peri-implant bone were recorded using nine different restorative materials for the simulated single crown: zirconia, two glass-ceramics, a gold alloy, three composite resins, and two acrylic resins. Composite and above all acrylic resin crowns were more able to absorb shock from occlusal forces than crowns made of zirconia, ceramic material, or gold alloy [25]. Tioosi R. et al. had similar findings showing that softer resin veneer help to spread the load more evenly amongst the supporting teeth/implants, thus reducing the strains in the simulated bone block. Conversely, using the harder porcelain veneer resulted in the load being concentrated within one or two teeth/implants, thus leading to higher strain values in the bone block. In all the groups analyzed in this study, the higher strain values were located within the implant collar, below the bony crest. Also, the difference in the tensile strains developed in the region below the implant apex between the different groups was small [26].

Our experience sustain the idea that acrylic materials by their low modulus of elasticity offer the conditions of a better distribution of the occlusal forces. The pictures from fig.2 come from a patient which was bearing his acrylic provisional implant-supported restoration for the lower arch for more than 5 years. Despite the abrasion of the acrylic material and the poor hygiene of the patient, the clinical aspect of the mandibular tissues was good with no signs of inflammation and the radiological images show the lack of the bone resorption for lower arch.

On the other hand, some studies demonstrated no significant difference for models with different occlusal materials (e.g., porcelain and resin) [27]. Even from 1989, Ismail et al analyzed the influence of the occlusal material (porcelain, precious and non-precious alloy, acrylic or composite resin) on the stress in bone and implant, and they reported similar results for all the investigated materials [28]. Their observations were sustained by other studies





**Fig. 2** Restaurare provizorie acrilică inferioară completă după o perioadă de 5 ani (de la stânga la dreapta) 2a. Aspect clinic al situației cavității orale cu restaurare provizorie acrilică cu suport pe implant. Observați igiena slabă a pacientului, abraziunea materialului acrilic din restabilirea arcului inferior, dar și lipsa inflamației țesuturilor moi orale. 2b. Aspectul suprafeței mucoasale a restaurării. 2c. Imaginea radiologică obținută în 2009 imediat după inserarea implanturilor mandibulare. 2d. Imaginea radiologică obținută în 2014 la 5 ani de la restabilirea cu lucrarea acrilică a arcului inferior. Observați menținerea nivelului osului mandibular. (Dr. Obădan Florian, DT Băcilă Vasile)

**Fig. 2** Full lower arch acrylic provisional restoration after a 5 years bearing (from left to right) 2a. Clinical aspect of the oral cavity situation with acrylic provisional implant-supported restorations. Notice the poor hygiene of the patient, the abrasion of the acrylic material from the lower arch restoration, but also the lack of the inflammation of the oral soft tissues. 2b. Aspect of the mucosal face of the restoration. 2c. The radiological image obtained in 2009 immediately after the mandibular implants insertion. 2d. The radiological image obtained in 2014 after 5 years of the lower arch acrylic restoration bearing. Notice the mandibular bone level maintaining. (Dr. Obadan Florian, DT Bacila Vasile)

alte studii care au susținut că în modelele de proteze unice pe implant [29], dar și ale protezelor complete arcate [30], materialul ocluzal nu a influențat stresul osos, dar în cazul modelului protezei complete arcate cu suport pe implant, a influențat stresul de reținere al șuruburilor. Chiar și unele studii care utilizează metodologia tensometrului au evaluat diferite materiale ocluzale și nu au găsit nici o diferență în ceea ce privește repartizarea stresului între coroane de rășină și porțelan. Astfel, Stegaroiu R. și colab. a arătat că pentru un singur implant, sub încărcare dinamică statică și non-impact, cele 3 materiale superstructurale testate (rășină compozită cu umplutură înaltă, rășină acrilică și aliaj de aur) au avut aceeași influență asupra tensiunii transmise unui model osos care înconjură un singur implant [31]. Mai mult ca atât, într-un alt studiu, Stegaroiu R. și colab. Au susținut că, pe lângă faptul că rolul protector al rășinii pentru interfața implant-os nu a putut fi demonstrat în condițiile acestei analize, având în vedere predominanța intraorală a încărcăturilor axiale, utilizarea rășinii acrilice sau compozite în locul porțelanului sau aurului poate crește stresul în implant și în stâlp, în absența unui schelet metalic [32].

which claimed that in models of single implant-supported prostheses [29], but also of implant supported complete arch prostheses [30] occlusal material did not influence bone stress, but in the model of the implant-supported complete arch prosthesis, it did influence retaining screw stress. Even some studies using strain gauge methodology evaluated different occlusal materials and found no difference for stress distribution between resin and porcelain crowns. Thus, Stegaroiu R. et al. showed that for one single implant, under static and nonimpact dynamic loading, the 3 superstructure materials tested (highly filled composite resin, acrylic resin, and gold alloy) had the same influence on the strain transmitted to a bone model that surrounded a single implant [31]. Moreover, in another study, Stegaroiu R. et al. sustained that beside the fact that the protective role of resin for the implant-bone interface could not be demonstrated under the conditions of this analysis, considering the intraoral predominance of axial loads, the use of acrylic or composite resin instead of porcelain or gold may increase stress in the implant and the abutment, in the absence of a metal framework [32].

Cu toate acestea, marea majoritate a acestor studii se referă la restaurările cu un singur implant și în 2005 Juodzbalyš și colab. a arătat că până și un material compozit cum ar fi GC GRADIA, reduce forța de impact sub sarcină dinamică de până la 6,5%. Pentru o singură suprastructură pe implant, materialele de acoperire, porțelan și GRADIA, au avut influențe minore asupra deplasărilor și stresului din osul susținut de implant, o variație de 1%. Unul din factorii care a dus la o contribuție atât de mică la ameliorarea stresului a fost volumul relativ mic al fațetelor în comparație cu volumul și rigiditatea mult mai mare ale suprastructurilor și implanturilor [33]. Din contra, un tratament obișnuit pentru o arcadă edentuloasă este o proteză fixă cu suport pe implant pe toată arcada, cu extensii distale. Cu toate acestea, acest tip de proteză poate promova un nivel ridicat de stres care poate fi dăunător implantului și osului din jur ca rezultat al brațelor nefavorabile [34]. În aceste cazuri particulare este de importanță deosebită utilizarea structurilor protetice acoperite cu rășină care transferă tensiunile mai mici la osul de susținere în comparație cu structurile acoperite cu porțelan, așa cum am detaliat mai sus. Mai mult decât atât, tipul de țesut osos influențează distribuția stresului în protezele fixe cu suport pe implant al arcadei în întregime: cele mai compacte (tipurile 1 și 2) sunt cele mai potrivite pentru sprijinirea protezelor fixe cu suport pe implant, în timp ce o calitate scăzută a compactității osoase poate crește riscul de eșec biologic și mecanic [35]. În aceste situații, materialele protetice mai moi reduc tensiunile generate pe osul maxilarului (cortical și spongios), absorbind mai multă energie din sarcina aplicată și transferă mai puțină energie către următoarele părți ale sistemului (implanturi, bonturi și os). Prin urmare, materialele protetice mai moi ar putea fi recomandate pacienților cu oase slabe sau cu un procent mai mic de calciu decât valorile normale [36].

Cu toate acestea, pentru a decide ce material este necesar de a fi utilizat, trebuie avut în vedere faptul că rezistența scăzută la abraziune și fractură reprezintă unele din dezavantajele utilizării structurilor protetice acoperite cu rășină [37].

### **Materiale pentru Schletul Restaurărilor cu Suport pe Implant**

**Aliajele Co-Cr** sunt utilizate în mod special în țara noastră pentru fabricarea scheletelor metalice ale restaurărilor protetice cu suport pe implant. Interesul sporit la nivel mondial în utilizarea aliajelor Co-Cr pentru aplicarea protezei cu suport pe implant se datorează costului scăzut și de proprietățile fizico-mecanice bune [38]. Cu toate acestea, rigiditatea crescută a acestor aliaje are dezavantajul unei transmisii directe a forțelor ocluzale către osul alveolar. Sunt necesare, de asemenea, proprietăți mari de îndoire pentru proteza fixă cu suport pe implant pentru a rezista susceptibilității la eșecuri cauzate de supraîncărcarea ocluzală.

**Compozitele armate cu fibre (FRC)** pentru protezele fixe cu suport pe implant au fost sugerate, prin

However, the vast majority of these studies refer to single implant restorations and in 2005 Juodzbalyš et al. showed that even a veneering composite material such as GC GRADIA reduces impact force under dynamic load up to a 6.5% , for a single implant superstructure the veneering materials, porcelain and GRADIA, played minor influences to the displacements and stresses in the implant supported bone with a 1% variance. One of the reasons for this element resulting in so minor a contribution to stress relief was the relatively small volume of the veneers as compared with the far greater volume and stiffness of the superstructures and implants [33]. Contrary, a common treatment for an edentulous arch is a full-arch fixed implant-supported prosthesis with cantilever distal extensions. However, this type of prosthesis can promote a high level of stress that can be harmful to the implant and the surrounding bone as a result of the unfavorable lever arms [34]. In these particular cases it is of high importance the use of resin-veneered prosthetic structures which transfer lower strains to the supporting bone when compared to porcelain-veneered structures, as we detailed above. Moreover, the bone tissue type influences the stress distribution in full-arch implant-supported fixed prostheses: the more compact bones (types 1 and 2) are the most suitable for supporting full-arch implant-supported fixed prostheses while poor bone quality may increase the risk of biological and mechanical failure [35]. In this situations, softer prosthetic materials reduce the stresses generated on the jaw bone (cortical and spongy), that it absorbs more energy from the applied load, and transfers less energy to the following parts of the system (implants, abutments and bones). Therefore, soft prosthetic materials could be recommended for patients with weak bones or having lower calcium percentage than normal ranges [36].

Yet, in deciding which material to use, one must bear in mind that the low resistance to abrasion and fracture are some of the disadvantages when using resin-veneered prosthetic structures [37].

### **Framework Materials for the Implant Supported Prosthetic Restorations**

**Co-Cr alloys** are commonly used especially in our country for the fabrication of metallic frameworks of the implant supported prosthetic restorations. The increased worldwide interest in utilizing Co-Cr alloys for implant prosthetics applications is related to their low cost and good physico-mechanical properties [38]. However, the increased rigidity of these alloys has the disadvantage of a direct transmission of the occlusal forces to the alveolar bone. High flexural properties are also needed for fixed implant prosthesis to resist susceptibility to failures caused by occlusal overload.

**Fiber-reinforced composites (FRC)** for implant-supported fixed prostheses were thus suggest-

urmare, datorită esteticii lor superioare, durabilității chimice, biocompatibilității și avantajelor biomecanice. Protezele FRC au un schelet compus din fascicule de fibre preimpregnate cu o matrice de rășină și un compozit pentru fațetare, care acoperă scheletul FRC [39]. Un studiu din 2011 a constatat că nivelurile de stres din osul din jurul implanturilor au fost mai scăzute în modelele care au folosit compozitul FRC și compozitul sub formă de particule, comparativ cu cele cu bont metalic, acoperit cu porțelan [40]. Behr și colab. a evaluat rezistența la fractură a restaurărilor protetice FRC din sticlă pe implanturile dentare și a constatat că a fost de aproape 3 ori mai mare decât forța maximă masticatorie măsurată la pacienții tineri cu dantură naturală (400 N) [41]. În ceea ce privește tipurile de fibre folosite, un studiu din 2015 a arătat pentru un schelet din compozit, comparativ cu un control fără fibre, că fibrele de sticlă și carbon au contribuit la creșterea semnificativă rezistenței la îndoire. Dimpotrivă, fibra polietilenică a redus rezistența la îndoire. Printre fibre, fibra de carbon prezintă o rezistență la îndoire mai mare decât fibra de sticlă. Au fost observate tendințe similare pentru modulul de flexiune și energia de rupere. Cu toate acestea, nu a existat o diferență semnificativă în ceea ce privește energia de rupere între fibrele de carbon și fibrele de sticlă [42]. Prin urmare, protezele FRC pot fi o bună alternativă în comparație cu protezele metalice convenționale implantate, suportate pe viitor, datorită avantajelor lor biomecanice [43].

**PEEK (polieter-eter-eter-cetonă)** este un material termoplastice de înaltă performanță, semi-cristalin, nemogen, care oferă una dintre cele mai înalte raporturi rezistență-greutate disponibile într-un compozit. Are proprietăți mecanice și fizice ridicate și, de asemenea, un grad ridicat de stabilitate termică și dimensională. Mai mult, PEEK are o rezistență puternică la abraziune, este rezistent chimic și este practic inflamabil. Este de remarcat faptul că PEEK are un modul de elasticitate similar cu cel al osului [44]. Prin urmare, este de așteptat ca PEEK să absoarbă o parte din forțele generate în timpul masticării și să limiteze dispersarea lor la zona cervicală a osului perimplantului. Această caracteristică, la rândul său, este susceptibilă de a evita pierderea marginală a osoasă peri-implantară cauzată de suprasolicitarea ocluzală și de eventualul eșec al protezelor cu suport pe implant [45].

Într-un mod interesant, compozitele PEEK și PEEK sunt unele dintre puținii polimeri utilizați ca înlocuitori de metale în mai multe industrii [46]. Polimerul termoplastice de înaltă performanță PEEK este utilizat ca material alternativ de implantare a metalelor din 1998 în multe domenii medicale datorită proprietăților sale mecanice asemănătoare cu cele ale țesutului osos. Chirurgii ortopezi au folosit calitatea medicală a PEEK (numită „PEEKOPTIMA”) în loc de metal în peste 4 milioane de proteze spinale de sarcină [47].

Rezistența ridicată, combinată cu ușurința flexibilă a materialului, înseamnă că proprietățile (4GPa Youngs modulus) sunt mai apropiate de cele ale osului

ed due to their superior esthetics, chemical durability, biocompatibility, and biomechanical advantages. FRC prostheses have a framework composed of fiber bundles pre-impregnated with a resin matrix and a veneered composite that covers the FRC framework [39]. A 2011 study found that the stress levels in the bone around the implants were lower in the models that used the FRC and particulate composite compared with those with a metal framework and porcelain veneer [40]. Behr et al. evaluated the fracture strength of glass FRC prosthetic restorations on dental implants and found that it was almost 3-times higher than the maximum chewing force measured in young patients with natural dentition (400 N) [41]. Regarding the fiber types used, a 2015 study showed for a composite framework compared to a control without any fiber that glass and carbon fibers significantly increased the flexural strength. On the contrary, the polyethylene fiber decreased the flexural strength. Among the fibers, carbon fiber exhibited higher flexural strength than glass fiber. Similar trends were observed for flexural modulus and fracture energy. However, there was no significant difference in fracture energy between carbon and glass fibers [42]. Therefore FRC prostheses may be a good alternative compared with conventional metal framework implant-supported prosthesis in the future due to their biomechanical advantages [43].

**PEEK (poly-ether-ether-ketone)** is a high performance semi-crystalline, non-homogeneous thermoplastic material that offers one of the highest strength-to-weight ratios available in a composite. It has high mechanical and physical properties and also a high degree of thermal and dimensional stability. Moreover, PEEK has strong abrasion resistance, is chemically resistant and is practically inflammable. It is noteworthy to mention that PEEK has an elasticity modulus similar to that of the bone [44]. Therefore, PEEK can be expected to absorb part of the forces generated during mastication and to limit their dissipation to the cervical area of the peri-implant bone. This characteristic, in turn, is likely to avoid peri-implant marginal bone loss caused by occlusal overload and eventual failure of implant-supported prostheses [45].

Interestingly, PEEK and PEEK composites are one of the few polymers used as metal replacements in several industries [46]. The high-performance thermoplastic polymer PEEK is used as alternative implant material to metals since 1998 in many medical fields due to its bone-like mechanical properties. Orthopedic surgeons have used the medical grade of PEEK (called “PEEK- OPTIMA”) instead of metal in over 4 million load bearing spinal prostheses [47].

The high strength combined with the very slight flex of the material means that its (4GPa Youngs modulus) properties are more in line with bone (7-30GPa) than that of titanium (105GPa). These iso-



(7-30GPa) decât cel al titanului (105GPa). Aceste caracteristici izo-elastice ale PEEK duc la presupunerea că ar putea reprezenta o alternativă viabilă la materialele convenționale și în domeniul stomatologiei. Prin urmare, proprietățile mecanice ale diferiților compuși PEEK trebuie evaluați prin teste în trei puncte de în-doire. Într-un studiu din anul 2015, Schwitalla AD și colab. a arătat că exemplarele PEEK au avut valori mai mari decât rezistența minimă predominantă pentru materialele plastice și aplicarea lor în stomatologie de 65MPa (DIN EN ISO 10477) [48]. PEEK ar putea fi, de asemenea, un material potrivit pentru proteze dentare fixe, de asemenea, în zonele portante [49], cu o capacitate medie de încărcare raportată de 1,383 N pentru o proteză dentară fixă cu 3 unități PEEK. O deformare vizibilă a protezei dentare fixe a fost observată la sfârșitul procesului de încărcare la aproximativ 1200 N și a depășit, prin urmare, formele de masticare raportate anterior, de până la 600 N, care au fost înregistrate în regiunea posterioară [50].

BioHPP® (Polimerul de înaltă performanță) este o versiune PEEK care a fost special optimizată de Bredent (Senden, Germania) pentru domeniul dentar. BioHPP, aprobat ca dispozitiv medical de clasa II, are PEEK ca material de bază și conține aproximativ 20% umplutură ceramică. Prin adăugarea de umpluturi ceramice speciale, BioHPP® are proprietăți fiziologice și mecanice optime pentru utilizarea în protetica dentară. Cu un modul de elasticitate de aproximativ 4 GPa, în timp ce ceramica și aliajele metalice neprețioase sunt de aproximativ 20 de ori mai rigide decât osul, iar aurul și titanul sunt de 10 ori mai rigide decât osul, BioHPP este la fel de elastic ca și osul [51] fapt care ajută la atenuarea oricărui stres care s-ar putea dezvolta, reducând „protecția împotriva stresului“, un efect binevenit în special pentru structurile scheletate ce cuprind o suprafață întinsă. Acest lucru înseamnă, de asemenea, că torsiunea legată de os poate fi echilibrată într-o oarecare măsură, ceea ce este important în cazul restabilirilor cu un număr mai mare de implanturi dentare [52]. Acest material modificat PEEK este un material biocompatibil, no-

elastic characteristics of PEEK lead to the assumption, that it could represent a viable alternative to conventional materials also in the field of dentistry. Therefore the mechanical properties of different PEEK-compounds should be evaluated by three-point bending tests. In a 2015 study, Schwitalla AD et al. showed that PEEK specimens had higher values than the prevailing minimum strength for plastic materials and their application in dentistry of 65MPa (DIN EN ISO 10477) [48]. PEEK might also be a suitable material for fixed dental prostheses also in load-bearing areas [49], with a reported mean load-bearing capacity of 1,383 N for a 3-unit PEEK fixed dental prosthesis. A visible deformation of the fixed dental prosthesis was observed at the end of the loading process at approximately 1,200 N and exceeded, therefore, previous reported mastication forces of up to 600 N what have been recorded in the posterior region [50].

BioHPP® (High Performance Polymer) is a PEEK variant that has been specially optimised by the Bredent (Selden, Germany) for the dental field. BioHPP, approved as a Class II medical device, has PEEK as base material and it contains about 20% ceramic filler. By adding special ceramic fillers, BioHPP® has optimum physiological and mechanical properties for use in dental prosthetics. With a modulus of elasticity of around 4 GPa, while ceramics and non-precious metal alloys are approximately 20 x as rigid as bone, and gold and titanium are 10 x as rigid as bone, BioHPP is about as elastic as bone [51], which helps mitigate any stress that might develop and reduces ‘stress shielding’, a welcome effect for wide-span framework structures in particular. This also means bone-related torsion can also be balanced out to some extent, which is important with larger implant work [52]. This modified PEEK material is a biocompatible, nonallergic, rigid material, with flexibility comparable to bone, high polishing and low absorption properties, low plaque affinity, and good wear resistance. BioHPP frameworks can be constructed either via CAD/



**Fig. 3** Restaurarea cu suport pe implant a maxilarului (de la stânga la dreapta) 3a carcasul BioHPP și fațeta prefabricată cu straturi multiplu (noile fațete novo.lign, Bredent, Senden, Germania). 3b Restaurarea finală acoperită cu material de rășină compozit (crea.lign, Bredent, Senden, Germania). (Dr. Obădan Florian, DT Băcilă Vasile)

**Fig. 3** Maxillary implant-supported prosthetic restoration (from left to right.) 3a The BioHPP framework and the prefabricated multi layer veneers (novo.lign veneers, Bredent, Selden, Germany). 3b The final restoration covered with the composite resin material (crea.lign, Bredent, Selden, Germany). (Dr. Obadan Florian, DT Bacila Vasile)



nalergic, rigid, cu o flexibilitate comparabilă cu cea a osului, cu posibilități de finisare mari și scăzute de absorbție, afinitate scăzută la placa dentară și rezistență la uzură bună. Carcasele bioHPP pot fi fabricate fie prin fabricarea CAD / CAM, fie prin tehnica convențională de ceară pierdută [53].

Experiența noastră cu BioHPP ne conduce la rezultate protetice bune din punct de vedere biologic, dar și din punct de vedere estetic. În fig.3 prezentăm o restaurare protetică maxilară realizată cu carcasa BioHPP acoperită cu un material rășinic compozit, folosind fațete cu strat multiplu prefabricate și un compozit fluid cu nano-umplutură.

De asemenea, alte studii au evidențiat condițiile bune ale țesuturilor dure și moi după o perioadă îndelungată de purtare a materialului BioHPP, chiar și atunci când igiena orală este doar medie. Aceasta se poate datora faptului că carcasa-punte nu conține metal, dispunând și de o elasticitate optimă a structurii [54]. Rezultatele foarte promițătoare obținute cu ajutorul PEEK ca material de carcasă pentru restaurările protetice de volum mare vor fi susținute de stabilirea pacienților și de studiile clinice pe perioade mai lungi de observație. Având în vedere proprietățile mecanice și fizice similare cu cele osoase, PEEK poate fi utilizat în multe domenii ale stomatologiei, însă îmbunătățirea bioactivității implanturilor dentare PEEK fără a compromite proprietățile lor mecanice rămâne o provocare majoră [55].

#### **Alte posibilități de utilizare a materialelor PEEK în Protezarea pe Implantate**

De obicei, **Implantele dentare** sunt fabricate în zilele noastre din titan sau din aliajele sale, care a fost primul material modern folosit pentru implanturile dentare și este încă unul dintre cele mai utilizate în implanturile dentare contemporane [56]. Cu toate acestea, problemele potențiale asociate cu titanul sunt discutate în literatura de specialitate ca supraîncărcarea maxilarului în timpul masticării datorită diferenței semnificative în modulul elastic al titanului (110 GPa) și osului ( $\approx 1-30$  GPa). Prin urmare, PEEK ar putea fi un biomaterial alternativ cu modulul său de elasticitate 3-4 GPa. Amestecul de compozit de poli-eter-eteretonă și materiale inerte este folosit în mare parte în ortopedie, chirurgie spinală și chirurgie cranio-facială, astfel că a început să fie utilizat și în implantologia dentară datorită proprietăților sale biologice și mecanice. Rezultatele studiilor experimentale și ale elementelor finite realizate pe prototipurile implantului bazal arată că PEEK, spre deosebire de titan, are o structură compusă care permite optimizarea distribuției forțelor masticatorii în jurul implantului [57]. Mai mult, matricea PEEK permite încorporarea fibrelor de carbon și de sticlă pentru dezvoltarea compozitelor din fibre termoplastice. Adăugarea de fibre de carbon mărește semnificativ stabilitatea dimensională, duritatea, duri-tatea, rezistența la îndoire și rezistența PEEK.

Un studiu sistematic al literurii de pe PubMed până în decembrie, 2010 a generat doar 3 articole

CAM manufacturing or via the conventional lost wax technique [53].

Our experience with BioHPP lead us to good prosthetic results from a biological perspective but also aesthetically. In the fig.3 we show a maxillary prosthetic restoration made with a BioHPP framework covered with a composite resin material using prefabricated multilayer veneers and a nano-filled flowable composite.

Also other studies highlighted the good conditions of hard and soft tissues even after a long period of wearing a restoration made of BioHPP material, even when oral hygiene is only average. This may be because the bridge framework contains no metal, as well as the optimal elasticity of the bridge structure [54]. The very promising results achieved with PEEK as a framework material for high volume prosthetic restorations will need to be backed up by further patient restorations and clinical studies over longer observation periods. Considering mechanical and physical properties similar to bone, PEEK can be used in many areas of dentistry, but improving the bioactivity of PEEK dental implants without compromising their mechanical properties remains a major challenge [55].

#### **Other Usage Possibilities of PEEK Materials in Implant Prosthodontics**

Dental implants are usually made nowadays from titanium or its alloys, which was the first modern material used for dental implants, and it is still one of the most used in contemporary dental implants [56]. However, potential problems associated with titanium are discussed in the literature as overloading of the jawbone during mastication due to the significant difference in the elastic modulus of titanium (110 GPa) and bone ( $\approx 1-30$  GPa). Therefore PEEK could represent an alternative biomaterial with its elastic modulus 3-4 GPa.

Composite mixture of polyetheretherketon and inert materials, is largely used in orthopedics, spinal surgery and cranio-facial surgery, thus it started to be used also in dental implantology because of its biological and mechanical properties. The results of experimental and finite element studies made on basal implant prototypes show that PEEK, contrary to titanium, has a compound structure that allows to optimize the distribution of masticatory forces around the implant [57]. Moreover, the PEEK matrix allows the incorporation of carbon and glass fibers for the development of thermoplastic fiber composites. The addition of carbon fibers significantly increases the dimensional stability, toughness, hardness, flexural strength and resistance of PEEK.

A systematic literature search of PubMed until December 2010 yielded only 3 articles reporting on dental implants made from PEEK. One article analyzed stress distribution in carbon fiber-reinforced PEEK (CFR-PEEK) dental implants by the 3-dimensional finite element method, demonstrating higher

care raportează despre implanturile dentare fabricate din PEEK. Un articol analiza distribuția stresului în implanturile dentare PEEK (CFR-PEEK) armate cu fibre de carbon prin metoda cu elemente finite tridimensionale, demonstrând valori de stres mai mari datorită unei rigidități reduse în comparație cu titanul. Două articole s-au referit la investigațiile la câinii mongrel. Primul articol a comparat CFR-PEEK cu implanturile CFR-PEEK acoperite cu titan, care au fost inserate în femur și evaluate după 4 și 8 săptămâni. Implanturile cu titan au avut o rată semnificativ mai mare de contact cu implantul osos (BIC). Într-un al doilea studiu, implanturile de PEEK pur au fost inserate în mandibulele de lângă implanturile obținute din titan și zirconiu și evaluate după 4 luni, unde PEEK prezintă cel mai mic BIC. Articolele existente care raportează despre implanturile dentare PEEK indică faptul că PEEK ar putea reprezenta un material alternativ viabil pentru implanturile dentare. Cu toate acestea, studiile experimentale privind modularea chimică a PEEK par să fie necesare, în principal pentru a crește raportul BIC și pentru a minimiza distribuția stresului la osul perimplantar [58].

Lee WT și colab. au efectuat teste de încărcare compresive cu PEEK armat cu fibră de sticlă (GFR-PEEK), PEEK armat cu fibră de carbon (CFR-PEEK) și tije de titan. Rezistența la compresiune a implanturilor GFR-PEEK și CFR-PEEK a variat între forțele musculare ale dentițiilor anterioare și respectiv posterioare, iar implanturile PEEK au prezentat limite adecvate de uzură pentru înlocuirea dinților anteriori. Ei au concluzionat că implanturile dentare cu acoperiri PEEK și implanturile PEEK pot reduce efectul de "protecție împotriva stresului" [59]. Cu toate acestea, într-un studiu realizat în anul 2012, în simulări cu o legătură perfectă între os și implant, implanturile armate cu fibră de carbon 30% (30% CFR-PEEK) au prezentat o concentrație mai mare de stres în regiunea cervicală a implantului și în osul adiacent, în legătură cu rigiditate scăzută și deformarea sporită în raport cu titanul. Implanturile și componentele de 30% CFR-PEEK nu au avut niciun avantaj în raport cu distribuția de stres în comparație cu implanturile și componentele de titan [60]. Investigații suplimentare sunt necesare pentru a evalua dacă există o caracterizare distinctă și orientare a fibrelor de carbon care determină o valoare optimă de distribuție a stresului în cazul utilizării CFR-PEEK. Astfel, un studiu din 2015 a arătat că materialul PEEK trebuie îmbunătățit cu fibre de carbon interminabile orientate paralel. Endolign (®) reprezintă o armătură implantabilă din fibră de carbon (CFR) -PEEK, incluzând fibre de carbon interminabile orientate paralel și au arătat că un singur implant PEEK umplut cu pulbere a prezentat o tensiune mai mare în osul cortical adiacent decât Endolign (și chiar un implant de titan.) Fibrele de carbon interminabile dau PEEK o stabilitate ridicată [61].

Există multe modalități prin care PEEK poate fi modificat la un nivel de nanometri pentru a depăși

stress peaks due to a reduced stiffness compared to titanium. Two articles reported on investigations in mongrel dogs. The first article compared CFR-PEEK to titanium-coated CFR-PEEK implants, which were inserted into the femurs and evaluated after 4 and 8 weeks. The titanium-coated implants showed significantly higher bone-implant contact (BIC) rates. In a second study, implants of pure PEEK were inserted into the mandibles beside implants made from titanium and zirconia and evaluated after 4 months, where PEEK presented the lowest BIC. The existing articles reporting on PEEK dental implants indicate that PEEK could represent a viable alternative material for dental implants. However, further experimental studies on the chemical modulation of PEEK seem to be necessary, mainly to increase the BIC ratio and to minimize the stress distribution to the peri-implant bone [58].

Lee WT et al performed compressive loading tests with glass fiber-reinforced PEEK (GFR-PEEK), carbon fiber-reinforced PEEK (CFR-PEEK), and titanium rods. The compressive strength of the GFR-PEEK and CFR-PEEK implants ranged within the bite force of the anterior and posterior dentitions, respectively, and the PEEK implants showed adequate fatigue limits for replacing the anterior teeth. They concluded that dental implants with PEEK coatings and PEEK implants may reduce stress shielding effects [59]. However, in a 2012 study in simulations with a perfect bonding between the bone and the implant, implants reinforced with 30% carbon fiber (30% CFR-PEEK) presented higher stress concentration in the implant neck and the adjacent bone, due to the decreased stiffness and higher deformation in relation to the titanium. The 30% CFR-PEEK implants and components did not exhibit any advantages in relation to the stress distribution compared to the titanium implants and components [60]. Further investigations are necessary to evaluate whether there is a distinct amount and orientation of carbon fibers causing an optimal stress distribution behaviour of CFR-PEEK. Thus, a 2015 study stated that the PEEK material should be improved with parallel oriented endless carbon fibers. Endolign (®) represents an implantable carbon fiber reinforced (CFR)-PEEK, including parallel oriented endless carbon fibers and they showed that an only powder-filled PEEK implant showed higher stresses within the adjacent cortical bone than Endolign (®) and even a titanium implant. Endless carbon fibers give PEEK a high stability [61].

There are many ways in which PEEK can be modified at a nanometer level to overcome its limited bioactivity. Nanoparticles such as TiO<sub>2</sub>, HAF, and HAP can be combined with PEEK through the process of melt-blending to produce bioactive nanocomposites. Moreover, these composites exhibit significantly superior tensile properties when compared to pure PEEK. Additionally, HAF has antibacterial properties which could prevent peri-im-

bioactivitatea limitată. Nanoparticule precum TiO<sub>2</sub>, HAF și HAP pot fi combinate cu PEEK prin procesul de amestecare prin topire pentru a produce nanocompozite bioactive. Mai mult, aceste compozite prezintă proprietăți de tracțiune semnificativ superioare în comparație cu PEEK pur. În plus, HAF are proprietăți antibacteriene care ar putea preveni apariția peri-implantitei și eșecuri precoce de implantare. Cu toate acestea, multe dintre studiile menționate mai sus s-au limitat la testarea in vitro. Utilizarea implanturilor PEEK, care nu au suportat testarea extensivă pe animale și oameni, prezintă totuși riscul de eșec timpuriu. Prin urmare, sunt necesare mai multe studii in vivo înainte ca implanturile PEEK nanomodificate să poată fi utilizate în general în setarea clinică [62].

Bonturile folosite în protezarea pe implantate sunt, ca și implanturile endosoase, realizate de obicei din titan sau aliajele sale, deoarece studiile clinice pe termen lung au demonstrat un rezultat previzibil [63]. Cu toate acestea, succesul estetic nu depinde numai de proteza în sine, ci este în mare măsură determinată de apariția țesuturilor moi din jurul ei. Managementul țesuturilor moi în stomatologia implantului este complex și obiectivele estetice ale tratamentelor implantate sunt adesea dificil de realizat. În prezent, o serie de tehnici pot facilita gestionarea țesuturilor moi, inclusiv plasarea bonturilor estetice pentru a evita umbrele întunecate la limita gingivală care pot afecta rezultatul restaurărilor implantului la fel ca trauma, care este cauzată de schimbarea frecventă a diferitelor părți protetice până la integrarea completă a restaurării. Bonturile SKY-elegance (Bredent, Selden, Germania) reprezintă un nou tip de bonturi cu privire la combinația de materiale, care constă dintr-un miez de titan și un manșon din polimer de înaltă performanță armat cu ceramică BioHPP [64] (fig. 4).

În plus, materialele polimerice sunt mai populare datorită proprietăților lor de rezistență mecanică ridicată și a proprietăților de absorbție a șocului. Prin urmare, este de așteptat ca șuruburile de acoperire realizate din materiale polimerice să limiteze bariera de stres între implanturile dentare și osul alveolar adiacent. Mai mult, datorită coeficientului scăzut de frecare al materialelor polimerice, șuruburile de acoperire realizate din aceste materiale pot avea o eficiență îmbunătățită a cuplului și pot fi mai ușor de îndepărtat în cazul fracturii. Cu toate acestea, sa constatat că PEEK și șuruburile de acoperire PEEK cu fibre de carbon de 30% au o rezistență mai mică la fractură comparativ cu șuruburile de titan.

plantitis and early implant failures. However, many of the aforementioned studies have been limited to in vitro testing. Using PEEK implants, which have not undergone extensive animal and human testing, yet carries a risk of failing early. Hence, more in vivo studies are required before nanomodified PEEK implants can be used broadly in the clinical setting [62].

The abutments used in the implant prosthodontics are, as well as the intraosseous implants, usually made nowadays from titanium or its alloys as long-term clinical studies demonstrated a predictable outcome [63]. However, esthetic success does not only depend on the prosthesis itself, but is largely determined by the appearance of the soft tissues around it. But soft tissue management in implant dentistry is complex and the esthetic objectives of implant treatments are often difficult to achieve. At present, a number of techniques can facilitate soft tissue management including the placement of esthetic abutments to avoid dark shadows in the gingival border which can affect the result of implant restorations just like the trauma that is caused by frequent change of the various prosthetic parts until the restoration is integrated. The SKY elegance abutments (Bredent, Selden, Germany) are a new type of abutments with regard to the material combination, which consists of a titanium core and a sleeve made of the ceramic-reinforced high-performance polymer BioHPP [64] (fig-4).

In addition, polymeric materials have gained greater popularity due to their high mechanical resilience and shock absorption properties. Therefore, abutment screws made from polymeric materials can also be expected to limit the stress shielding between dental implants and the adjacent alveolar bone. Moreover, due to the low friction coefficient of polymeric materials, abutment screws made from these materials can be expected to have improved torque efficiency and be easier to remove in case of fracture. However, it was found that PEEK and 30% carbon fiber-reinforced PEEK

abutment screws have a lower fracture resistance compared with titanium abutment screws.

There are a couple of possible explanations for these results. First, it is likely that PEEK abutment screws may undergo extensive plastic deformation followed by fracture when subjected to compressive loading, due to their high flexural performance [65]. Second, it is possible that the small dimensions or the manufacturing processing of PEEK and carbon fiber-



**Fig. 4** Aspect clinic al unui stâlp hibrid cu o bază de titan acoperită cu BioHPP. (Ceramica Sky Elegance, Bredent, Selden, Germania). (Dr. Obădan Florian)

**Fig. 4** Clinical aspect of a hybrid abutment with a titanium base covered with BioHPP. (Sky Elegance abutment, Bredent, Selden, Germany). (Dr. Obadan Florian)



Există câteva explicații posibile pentru aceste rezultate. În primul rând, este posibil ca șuruburile de acoperire PEEK să poată suferi o deformare plastică extensivă urmată de fractură atunci când sunt supuse încărcării compresive, datorită proprietății lor ridicate de îndoire [65]. În al doilea rând, este posibil ca dimensiunile mici sau prelucrarea de fabricație a PEEK și a șuruburile de acoperire PEEK armate cu fibre de carbon să fi avut un efect dăunător asupra proprietăților fizico-mecanice ale PEEK [66]. De asemenea, pe baza unui studiu din 2015, din punct de vedere mecanic, se recomandă utilizarea de rășină PEEK sau metacrilat atunci când proteza fixă provizorie va rămâne în cavitatea bucală de la o lună până la trei luni. Pentru protezele provizorii provizorii pe termen mediu (trei până la șase luni), se recomandă totuși utilizarea stîlpilor de titan provizorii sau definitivii [67].

### Concluzii

Reducerea impactului forțelor ocluzale asupra suportului implantului reprezintă o problemă actuală pentru protezarea pe implante, în special în cazul protezelor fixe cu suport pe implante ale arcadei în întregime. Chiar și existența unui strat de ciment între restaurarea protetică și stîlpul implantului poate avea un astfel de rol. În cazul protezelor fixe cu suport pe implant, nivelul ridicat de stres, care poate dăuna implantului și osului din jur, impun măsuri suplimentare. Dacă utilizarea materialelor rășinice cu un modul mai redus de elasticitate pentru restaurările protetice cu suport pe implant este o metodă deja sugerată de la o vreme, adițional astăzi am putea utiliza, de asemenea, materiale pe bază de polimeri de înaltă performanță, cum ar fi PEEK, în loc de aliajele rigide ale materialelor neprețioase pentru scheletul acestor proteze. Mai mult, proprietățile biologice și mecanice ale acestor polimeri pot fi utilizate pentru a dezvolta materiale mai potrivite și pentru implanturile edoosoase și stîpii protetici, pentru a obține restaurări protetice cu o integrare biologică și funcțională mai bună.

### Bibliografie/ Bibliography

- Jemat A, Ghazali MJ, Razali M, Otsuka Y, Surface Modifications and Their Effects on Titanium Dental Implants, *Biomed Res Int.* 2015;2015:791725.
- Goto T, Osseointegration and dental implants, *Clin Calcium.* 2014 Feb;24(2):265-71.
- Ciocan LT, Miculescu F, Miculescu M, Patrașcu I., Retrieval analysis on dental implants biointegration phases, *Rom J Morphol Embryol.* 2010;51(1):117-22.
- Yuan JC, Sukotjo C., Occlusion for implant-supported fixed dental prostheses in partially edentulous patients: a literature review and current concepts, *J Periodontol Implant Sci* 2013;43:51e7.
- Kim Y, Oh TJ, Misch CE, Wang HL. Occlusal considerations in implant therapy: clinical guidelines with biomechanical rationale. *Clin Oral Implants Res* 2005;16:26-35.
- Okumura N, Stegaroiu R, Kitamura E, Kurokawa K, Nomura S., Influence of maxillary cortical bone thickness, implant design and implant diameter on stress around implants: a three-dimensional finite element analysis, *J Prosthodont Res* 2010;54:133-42.
- Comaneanu RM, Barbu HM, Coman C, Miculescu F, Chiutu L., Correlations between cyto- histopathological tissue changes at the dental implant interface and the degree of surface processing. *Rom J Morphol Embryol.* 2014;55(2):335-41.
- de Brandao ML, Vettore MV, Vidigal Junior GM, Peri-implant bone loss in cement- and screw- retained prostheses: systematic review and meta-analysis, *J Clin Periodontol.* 2013 Mar;40(3):287-95.
- Rubo JH, Souza EA. Finite element analysis of stress in bone adjacent to dental implants. *J Oral Implantol.* 2008; 34(5):248-55.
- Davis DM, Rimrott R, Zarb GA. Studies on frameworks for osseointegrated prostheses: Part 2. The effect of adding acrylic resin or porcelain to form the occlusal superstructure. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 1988 Winter;3(4):275-80.
- Grando AF, Rezende CE, Sousa EA, Rubo JH., Effect of veneering material on the deformation suffered by implant-supported fixed prosthesis framework, *J Appl Oral Sci.* 2014 Jun;22(3):209-17.
- Rubo JH, Capello Souza EA., Finite element analysis of stress on dental implant prosthesis, *Clin Implant Dent Relat Res.* 2010 Jun 1;12(2):105-13.
- Menini M, Conserva E, Tealdo T, Bevilacqua M, Pera F, Signori A, Pera P. Shock absorption capacity of restorative

- materials for dental implant prostheses: an in vitro study. *Int J Prosthodont.* 2013 Nov-Dec;26(6):549-56.
- 14 Wiesli MG, Ozcan M.. High-Performance Polymers and Their Potential Application as Medical and Oral Implant Materials: A Review, *Implant Dent.* 2015 Aug;24(4):448-57.
  - 15 Najeeb S, Zafar MS, Khurshid Z, Siddiqui E., Applications of polyetheretherketone (PEEK) in oral implantology and prosthodontics. *J Prosthodont Res.* 2016 Jan;60(1):12-9.
  - 16 Pietrabissa R, Gionso L, Quaglini V, Di Martino E, Simion M., An in vitro study on compensation of mismatch of screw versus cement-retained implant supported fixed prostheses. *Clin Oral Implants Res* 2000; 11:448-57.
  - 17 Lee MY, Heo SJ, Park EJ, Park JM., Comparative study on stress distribution around internal tapered connection implants according to fit of cement- and screw-retained prostheses. *J Adv Prosthodont.* 2013 Aug;5(3):312-8.
  - 18 Baig MR, Gunaseelan R., Metal-ceramic screw-retained implant fixed partial denture with intraoral luted framework to improve passive fit. *J Oral Implantol.* 2012 Apr;38(2):149-53.
  - 19 Menini M, Dellepiane E, Pera P, Bevilacqua M, Pesce P, Pera F, Tealdo T., A Luting Technique for Passive Fit of Implant-Supported Fixed Dentures, *J Prosthodont.* 2016 Jan;25(1):77- 82.
  - 20 Wilson TG Jr., The positive relationship between excess cement and peri-implant disease: a prospective clinical endoscopic study, *J Periodontol.* 2009 Sep;80(9):1388-92
  - 21 Korsch M, Walther W, Marten SM, Obst U., Microbial analysis of biofilms on cement surfaces: An investigation in cement-associated peri-implantitis, *J Appl Biomater Funct Mater.* 2014 Sep 5;12(2):70-80
  - 22 Wilson TG Jr, Valderrama P, Burbano M, Blansett J, Levine R, Kessler H, Rodrigues DC., Foreign bodies associated with peri-implantitis human biopsies, *J Periodontol.* 2015 Jan;86(1):9-15.
  - 23 Ciftci Y, Canay S., The effect of veneering materials on stress distribution in implant- supported fixed prosthetic restorations, *Int J Oral Maxillofac Implants* 2000;15:571-82.
  - 24 Conserva E, Menini M, Tealdo T, Bevilacqua M, Ravera G, Pera F, et al.The use of a masticatory robot to analyze the shock absorption capacity of different restorative materials for prosthetic implants: a preliminary report, *Int J Prosthodont* 2009;22:53-5.
  - 25 Menini M, Conserva E, Tealdo T, Bevilacqua M, Pera F, Signori A, Pera P. Shock absorption capacity of restorative materials for dental implant prostheses: an in vitro study, *Int J Prosthodont.* 2013 Nov-Dec;26(6):549-56
  - 26 Tioosi R, Lin L, Conrad HJ, Rodrigues RC, Heo YC, de Mattos Mda G, Fok AS, Ribeiro RE., Digital image correlation analysis on the influence of crown material in implant-supported prostheses on bone strain distribution, *J Prosthodont Res.* 2012 Jan;56(1):25-31.
  - 27 Santiago Junior JF, Pellizzer EP, Verri FR, de Carvalho PS., Stress analysis in bone tissue around single implants with different diameters and veneering materials: a 3-D finite element study, *Mater Sci Eng C Mater Biol Appl.* 2013 Dec 1;33(8):4700-14
  - 28 Ismail YH, Kukunas S, Pipko D, Ibiary W. Comparative study of various occlusal materials for implant prosthodontics, *J Dent Res* 1989;68:962.
  - 29 Papavasiliou G, Kamposiora P, Bayne SC, Felton DA, Threedimensional finite element analysis of stress-distribution around single tooth implants as a function of bony support, prosthesis type, and loading during function, *J Prosthet Dent* 1996;76:633-640.
  - 30 . Sertgoz A. Finite element analysis study of the effect of superstructure material on stress distribution in an implantsupported fixed prosthesis. *Int J Prosthodont* 1997;10:19-27.
  - 31 Stegaroiu R, Khraisat A, Nomura S, Miyakawa O., Influence of superstructure materials on strain around an implant under 2 loading conditions: a technical investigation, *Int J Oral Maxillofac Implants.* 2004 Sep-Oct;19(5):735-42.
  - 32 Stegaroiu R, Kusakari H, Nishiyama S, Miyakawa O., Influence of prosthesis material on stress distribution in bone and implant: a 3-dimensional finite element analysis, *Int J Oral Maxillofac Implants.* 1998 Nov-Dec;13(6):781-90.
  - 33 Juodzbalys G, Kubilius R, Eidukynas V, Raustia AM., Stress distribution in bone: single-unit implant prostheses veneered with porcelain or a new composite material, *Implant Dent.* 2005 Jun;14(2):166-75.
  - 34 Marin DO, Dias Kde C, Paleari AG, Pero AC, Arioli Filho JN, Compagnoni MA., Split-Framework in Mandibular Implant-Supported Prosthesis, *Case Rep Dent.* 2015;2015:502394.
  - 35 Faverani LP, Barão VA, Ramalho-Ferreira G, Delben JA, Ferreira MB, Garcia Junior IR, Assunção WG., The influence of bone quality on the biomechanical behavior of full-arch implant- supported fixed prostheses. *Mater Sci Eng C Mater Biol Appl.* 2014 Apr 1;37:164-70.
  - 36 Tarek A. Soliman, Raafat A. Tamam, Salah A. Yousief, Mohamed I. El-Anwar, Assessment of stress distribution around implant fixture with three different crown materials, *Tanta Dental Journal* 12 (4), 2015: 249-258
  - 37 Soumeire J, Dejou J., Shock absorbability of various restorative materials used on implants, *J Oral Rehabil* 1999;26:394-401.
  - 38 Al Jabbari YS., Physico-mechanical properties and prosthodontic applications of Co-Cr dental alloys: a review of the literature, *J Adv Prosthodont.* 2014 Apr;6(2):138-45.
  - 39 Freilich MA, Duncan JP, Alarcon EK, Eckrote KA, Goldberg AJ. The design and fabrication of fiber-reinforced implant prostheses, *J Prosthet Dent* 2002;88:449-54.
  - 40 Meric G., Erkmen E., Kurt A., Tunc Y., Eser A. Influence of prosthesis type and material on the stress distribution in bone around implants: A 3-dimensional finite element analysis, 2011 *Journal of Dental Sciences*, 6 (1) : 25-32.
  - 41 Fontijn-Tekamp FA, Slagter AP, Van Der Bilt A, Van 'T Hof MA, Witter DJ, Kalk W, Jansen JA. Biting and chewing in overdentures, full dentures, and natural dentitions. *J Dent Res.* 2000 Jul;79(7):1519-24.
  - 42 Maruo Y, Nishigawa G, Irie M, Yoshihara K, Minagi S., Flexural properties of polyethylene, glass and carbon fiber-reinforced resin composites for prosthetic frameworks, *Acta Odontol Scand.* 2015;73(8):581-7.
  - 43 Behr M, Rosentritt M, Lang R, Chazot C, Handel G., Glass-fibre reinforced- composite fixed partial dentures on dental implants, *J Oral Rehabil* 2001;28:895-902.
  - 44 Steinberg EL, Rath E, Schlaifer A, Chechik O, Maman E, Salai M., Carbon fiber reinforced PEEK Optima - A composite material biomechanical properties and wear/debris characteristics of CF-PEEK composites for orthopedic trauma implants. *J Mech Behav Biomed Mater* 2013 Jun;17:221-8.
  - 45 Asvanund P, Morgano SM., Photoelastic stress analysis of external versus internal implant- abutment connections, *J Prosthet Dent.* 2011 Oct;106(4):266-71.
  - 46 Neumann EA, Villar CC, França FM., Fracture resistance of abutment screws made of titanium, polyetheretherketone, and carbon fiber-reinforced-polyetheretherketone, *Braz Oral Res.* 2014;28Q):1-5.
  - 47 Abdullah MR, Goharian A, Abdul Kadir MR, Wahit MU, Biomechanical and bioactivity concepts of polyetheretherketone composites for use in orthopedic implants-a review. *J Biomed Mater Res A.* 2015 Nov;103(11):3689-702.
  - 48 Schwitalla AD, Spintig T, Kallage I, Müller WD., Flexural behavior of PEEK materials for dental application, *Dent Mater.* 2015 Nov;31(11):1377-84.
  - 49 Stawarczyk B, Beuer F, Wimmer T, Jahn D, Sener B, Roos M, Schmidlin PR., PEEK —A suitable material for fixed dental prostheses?, *J Biomed Mater Res B Appl Biomater.* 2013 Oct;101(7):1209-16.
  - 50 Behr M, Rosentritt M, Lang R, Handel G., Glass fiber-reinforced abutments for dental implants. A pilot study, *ClinOral Implants Res* 2001; 12: 174-178.
  - 51 \*\*\* [www.bredent.com/en/bredent/download/27228/](http://www.bredent.com/en/bredent/download/27228/)
  - 52 Stephan Adler, Steffen Kistler, Frank Kistler, Jörg Lermer, Jörg Neugebauer, Compression-moulding rather than milling. A wealth of possible applications for high-performance polymers, *Quintessenz Zahntech* 2013;39(3):2-10.
  - 53 Zoidis P, Papatthanasidou I, Polyzois G., The Use of a Modified Poly-Ether-Ether-Ketone (PEEK) as an Alternative Framework Material for Removable Dental Prostheses, A Clinical Report. *J Prosthodont.* 2015 Jul 27.

- 54 B. Siewert, M. Parra, A new group of materials in dentistry. PEEK as a framework material for 12-piece implant-supported bridges, *Z Zahnärztl Implantol* 2013;29:148-159.
- 55 Najeeb S Zafar MS, Khurshid Z, Siddiqui F, Applications of polyetheretherketone (PEEK) in oral implantology and prosthodontics, *J Prosthodont Res*. 2016 Jan;60(1):12-9.
- 56 Gaviria L, Salcido JP, Guda T, Ong JL., Current trends in dental implants, *J Korean Assoc Oral Maxillofac Surg*. 2014 Apr;40(2):50-60.
- 57 Meningaud JP, Spahn F, Donsimoni JM., After titanium, PEEK?, *Rev Stomatol Chir Maxillofac*. 2012 Nov;113(5):407-10.
- 58 Schwitalla A, Müller WD., PEEK dental implants: a review of the literature.. *J Oral Implantol*. 2013 Dec;39(6):743-9.
- 59 Lee WT, Koak JY, Lim YJ, Kim SK, Kwon HB, Kim MJ, Stress shielding and fatigue limits of poly-ether-ether-ketone dental implants, *J Biomed Mater Res B Appl Biomater*. 2012 May;100(4):1044-52.
- 60 Sarot JR, Contar CM, Cruz AC, de Souza Magini R. Evaluation of the stress distribution in CFR-PEEK dental implants by the three-dimensional finite element method. *J Mater Sci Mater Med*. 2010 Jul;21(7):2079-85.
- 61 Schwitalla AD, Abou-Emara M, Spintig T, Lackmann J, Müller WD., Finite element analysis of the biomechanical effects of PEEK dental implants on the peri-implant bone, *Biomech*. 2015 Jan 2;48(1):1-7.
- 62 Najeeb S, Khurshid Z, Matinlinna JP, Siddiqui F, Nassani MZ, Baroudi K., Nanomodified Peek Dental Implants: Bioactive Composites and Surface Modification-A Review. *Int J Dent*. 2015;2015:381759.
- 63 Nakamura K, Kanno T, Milleding P, Ortengren U., Zirconia as a dental implant abutment material: a systematic review. *Int J Prosthodont*. 2010 Jul-Aug;23(4):299-309.
- 64 \*\*\* [http://www.bredent.co.uk/downloads/technical/1\\_000769GB\\_sky\\_ elegance.pdf](http://www.bredent.co.uk/downloads/technical/1_000769GB_sky_ elegance.pdf)
- 65 Ribeiro CG, Maia MLC, Scherrer SS, Cardoso AC, Wiskott HWA, Resistance of three implant-abutment interfaces to fatigue testing, *J Appl Oral Sci*. 2011 Aug;19(4):413-20.
- 66 Neumann EA, Villar CC, França FM., Fracture resistance of abutment screws made of titanium, polyetheretherketone, and carbon fiber-reinforced polyetheretherketone, *Braz Oral Res*. 2014; 28(1):1-5.
- 67 Agustin-Panadero R, Serra-Pastor B, Roig-Vanaclocha A, Román-Rodríguez JL, Fons-Font A., Mechanical behavior of provisional implant prosthetic abutments, *Med Oral Patol Oral Cir Bucal*. 2015 Jan 1;20(1): e94-102