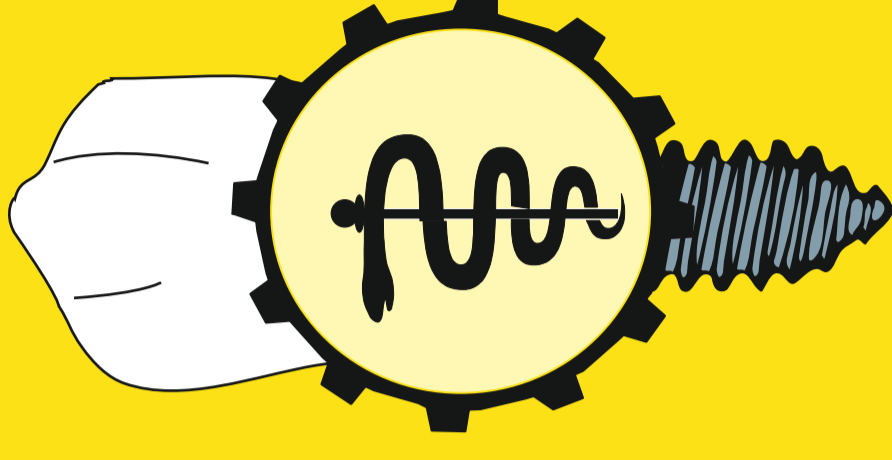


XIX KONFERENCJA

**BIOMATERIAŁY I MECHANIKA
W STOMATOLOGII**

Program i streszczenia referatów



USTRÓŃ 2019

Program i materiały XIX Konferencji
BIOMATERIAŁY I MECHANIKA W STOMATOLOGII
Ustroń, 10 - 13 października 2019 r.

HONOROWY PATRONAT
Jego Magnificencji Rektora
Śląskiego Uniwersytetu Medycznego
w Katowicach

prof. dr. hab. n. med. Przemysław Jałowicki

USTROŃ 2019

KOMITET NAUKOWY KONFERENCJI

Przewodniczący:

prof. dr hab. n. med. Eugeniusz Spiechowicz,
prof. dr hab. n. med. Jerzy Sokołowski,
prof. dr hab. n. med. Jacek Kasperski.

Członkowie:

prof. zw. dr hab. inż. Romuald Będziński,
prof. zw. dr hab. inż. Leszek A. Dobrzański,
prof. dr hab. n. med. Bogumiła Frączak,
prof. zw. dr hab. n. med. Wiesław Hędzielek,
prof. dr hab. n. med. Jacek Kasperski,
prof. dr hab. n. med. Maria Kleinrok,
prof. dr hab. inż. Leszek Klimek,
prof. zw. dr hab. n. med. Bronisław Kłaptocz,
prof. dr hab. n. med. Ryszard Koczorowski,
prof. dr hab. n. med. Stanisław Majewski,
prof. dr hab. n. med. Elżbieta Mierzwińska-Nastalska,
prof. dr hab. n. med. Iwona Niedzielska,
prof. dr hab. n. med. Aleksander Sieroń,
prof. dr hab. n. med. Jerzy Sokołowski,
prof. dr hab. n. med. Stanisław Suliborski,
prof. dr hab. n. med. Marta Tanasiewicz,
prof. dr hab. n. med. Włodzimierz Więckiewicz,
prof. dr hab. n. med. Andrzej Wojtowicz,
dr hab. inż. Marcin Adamiak, prof. PŚ,
dr hab. n. med. Halina Borgiel-Marek,

dr hab. inż. Grzegorz Chladek, prof. PŚ,
dr hab. inż. Damian Gąsiorek, prof. PŚ,
dr hab. n. med. Monika Łukomska-Szymańska, prof. UM,
dr hab. n. med. Agnieszka Machorowska-Pieniążek,
dr hab. n. med. Piotr Malara,
dr hab. inż. Grzegorz Milewski, prof. Pol. Kr.,
dr hab. n. med. Tadeusz Morawiec,
dr hab. n. med. Dariusz Skaba,
dr hab. n. med. Małgorzata Pihut, prof. UJ,
dr hab. n. med. Paweł Piotrowski,
dr hab. n. med. Lidia Postek-Stefańska,
dr hab. inż. Eugeniusz Sajewicz, prof. PB,
dr hab. n. med. Teresa Sierpińska,
dr hab. inż. Wojciech Sitek, prof. PŚ,
dr hab. n. med. Małgorzata Skucha-Nowak,
dr hab. inż. Tomasz Tański, prof. PŚ,
dr hab. inż. Anna Timofiejczuk, prof. PŚ,
dr hab. n. med. Grażyna Wiśniewska,
dr hab. n. med. Bogusława Orzechowska-Wylęgała,
dr hab. inż. Jarosław Żmudzki, prof. PŚ.

KOMITET ORGANIZACYJNY:

Przewodniczący: prof. dr hab. n. med. Jacek Kasperski,
prof. dr hab. n. med. Jerzy Sokołowski.

Sekretariat: dr n. med. Magdalena Wyszynska,
lek. stom. Magdalena Jaroszuk – Rogal.

Członkowie: dr inż. Marek Plaza, dr hab. inż. Grzegorz Chladek, prof. PŚ,
dr n. hum. Cezary Krawczyk, Wiesława Nowocien,
Sewer Kruczkowski.

ORGANIZATORZY:

Polskie Towarzystwo Inżynierii Medycznej
Katedra Protetyki i Materiałoznawstwa Stomatologicznego Śląskiego Uniwersytetu
Medycznego w Katowicach,
Zakład Stomatologii Ogólnej, Katedra Stomatologii Odtwórczej Uniwersytetu Medycznego
w Łodzi,
Katedra Materiałów Inżynierskich i Biomedycznych
Wydziału Mechanicznego Technologicznego Politechniki Śląskiej w Gliwicach,
Polskie Towarzystwo Stomatologiczne Oddział Śląski

SEKRETARIAT KONFERENCJI:

**Katedra Protetyki i Materiałoznawstwa Stomatologicznego
Śląskiego Uniwersytetu Medycznego w Katowicach**

41-902 Bytom, Pl. Akademicki 17

Tel/fax: 0 32 282 79-17

protstomkonferencja@sum.edu.pl

protstom@sum.edu.pl

REDAKCJA ZESZYTU:

prof. dr hab. n. med. Jacek Kasperski,
dr hab. inż. Grzegorz Chladek, prof. PŚ,
Sewer Kruczkowski.

Druk na zasadach manuskryptu wykonano z gotowych matryc dostarczonych przez autorów.

SPONSORZY:

Akademickie Centrum Stomatologii i Medycyny Specjalistycznej w Bytomiu

iRES

Marrodent Sp. z o.o.

Polskie Towarzystwo Stomatologiczne Oddział Śląski

Zakłady Metalowe „Postęp” S.A. w Gliwicach - Jerzy Cieślar

Top Implant - Leszek Kobyliński

PPHU Agro Centrum – Krzysztof Jędroškowiak

Kompania Piwowarska S.A. Browary TYSKIE

SPIS TREŚCI

PROGRAM KONFERENCJI	10
STRESZCZENIA REFERATÓW	17
1. Białożył E., Wyszyńska M., Rój R., Kasperski J.: Lęk przed dentystą, a rodzaj wykonywanej procedury stomatologicznej - badanie ankietowe	17
2. Bociong K., Szczesio A., Pęgierska P., Sokołowski J.: Wpływ wybranych rozpuszczalników na właściwości mechaniczne materiałów akrylowych	18
3. Buła K., Palatyńska-Ulatowska A., Klimek L.: Pomiar czasu wiązania Biodenty - cementu na bazie trójkrzemianu wapnia – za pomocą aparatu Vicata i twardościomierza Clemex	19
4. Buchwald Z., Sandomierski M., Voelkel A.: Właściwości eksperymentalnych napelnaczy do kompozytów stomatologicznych	20
5. Chladek G., Jabłońska - Stencel E., Żmudzki J., Barszczewska-Rybarek I., Krawczyk C.: Badania wpływu przeciwdrobnoustrojowego wypełniacza ceramicznego na własności fizykochemiczne kompozytu silikonowego	21
6. Chladek G., Markiewicz D., Żmudzki J.: Porównanie wpływu zastosowania wybranych preparatów wybielających na własności użytkowe kompozytu światłoutwardzalnego	22
7. Chrószcz M., Barszczewska-Rybarek I., Chladek G.: Czwartorzędowe związki amoniowe jako bioaktywne składniki metakrylanowych biomateriałów kompozytowych o właściwościach biobójczych	23
8. Chrószcz M., Barszczewska-Rybarek I., Chadek G.: Nowe matryce uretanowo-dimetakrylanowe w stomatologicznych kompozytowych materiałach rekonstrukcyjnych	24
9. Ey-Chmielewska H., Mehr K., Piotrowski P.: Ocena kondylograficzna efektywności szynoterapii w zaburzeniach czynnościowych układu stomatognatycznego u młodych pacjentów	25
10. Ey-Chmielewska H., Sobolewska E.: Zastosowanie materiału bionicznego BioHPP w terapii protetycznej u pacjentki z alergią na materiały stomatologiczne – opis przypadku	26
11. Fryc M., Karolus M., Kupka T.: Wpływ czasu oraz warunków przechowywania na właściwości biologiczne oraz stabilność masy biomateriału stomatologicznego typu szkło-karbomer	27
12. Grocholewicz K., Matkowska-Cichońska G., Makowiecki P., Drożdżik A., Dzięwulska A., Tomasiak M., Janiszewska-Olszowska J.: Wpływ ozonoterapii i środków zawierających nanohydroksyapatyt na początkowe zmiany próchnicowe powierzchni stycznych zębów trzonowych i przedtrzonowych	28
13. Gruca O., Wyszyńska M., Kasperski J.: Dentofobia – badanie ankietowe	29
14. Grychowska N., Więckiewicz W., Smardz J., Więckiewicz M.: Badanie sposobów poprawy siły wiązania silikonowych materiałów miękkich do podścielania protez poprzez modyfikację powierzchni polimetakrylanu metylu	30

15. Janowska-Bogacz K., Skaba D., Kuśka-Kiełbratowska A., Mocny-Pachońska K., Wiench R., Wójcik M., Tanasiewicz M.: Zastosowanie ozonu w stomatologii.....	31
16. Kardynał-Kowalczyk A., Kasperski J., Lipski T.: Stomatopatie protetyczne.....	32
17. Kardynał-Kowalczyk A., Kasperski J., Lipski T.: Różnice między stałymi uzupełnieniami protetycznymi na podbudowie ze stopu złota, wykonanymi techniką traconego wosku i w technologii galwanoformingu.....	33
18. Kasperski J., Wszyńska M., Białożył E., Gruca O., Rój R.: Strach przed dentystą, a wiek pacjenta – badanie ankietowe.....	34
19. Kasprzyk T., Bałamut K., Kaszuba M., Kaszuba N., Stanek A., Sieroń K., Cholewka A., Morawiec T.: Zastosowanie termografii w podczerwieni w analizie efektów chirurgicznego usunięcia zębów zatrzymanych.....	35
20. Kosewski P., Wychowański P., Wojtowicz A.: Wpływ czynników wzrostu na zaburzenia rozwojowe żuchwy w przebiegu hipodoncji na modelu zwierzęcym...	36
21. Kupka ‘Tomi’?? T.: Skorupki jaj, żywice iglaków, kleje owoców morza, stopa gekona czy żuka, a może śluz Ceratophrys ornata? Biomateriały stomatologiczne inspirowane naturą.....	37
22. Kustra P., Pawlicki R., Zarzecka J.: Zębina - jej obraz morfologiczny po kanałowym leczeniu zęba podchlorynem sodu.....	38
23. Kuśka-Kiełbratowska A., Skaba D., Janowska-Bogacz K., Mocny-Pachońska K., Wiench R., Wójcik M., Skucha -Nowak M.: Zastosowanie ozonu w nowoczesnej periodontologii i leczeniu chorób błony śluzowej.....	39
24. Koprowicz A., Grącka-Mańkowska J., Pawlicka H., Zarzycka B., Bednarski I.: System Gentlefile – badanie in vitro.....	40
25. Krasny K., Krasny M., Wojtowicz A.: Współpraca ortodonta i implantologa : standardy.....	41
26. Krupińska-Franczak K., Gala A., Pihut M.: Ocena wpływu środków do higieny protez ruchomych na własności mechaniczne wybranych tworzyw akrylowych..	42
27. Kwieciński K., Sołtysiak-Niedziela M., Żmudzki J., Chladek G.: Koncepcja trenażera aktywizującego mięśnie języka w leczeniu bruksizmu.....	43
28. Latoń J., Ciołczyk A., Lepiarz E., Mertas A.: Aktywność przeciwdrobnoustrojowa wybranych płynów przeznaczonych do higieny jamy ustnej.....	44
29. Łapińska B., Łukomska-Szymańska M., Sokołowski J.: Wpływ metod oczyszczania powierzchni ceramiki dentystycznej na bazie krzemianulitu wzmocnionego tlenkiem cyrkonu na wytrzymałość jej połączenia z materiałem kompozytowym.....	45
30. Łukasiewicz M., Dubiel, A., Mołek M., Machorowska-Pieniążek A.: Powierzchnia szkliva zębów po debondingu aparatu stałego.....	46
31. Łyko-Morawska D., Hudecki A., Socha A., Niedzielska I.: Opracowanie nowej technologii otrzymywania oraz przechowywania hydroksyapatytu pochodzenia zębowego – ocena właściwości fizykochemicznych.....	47

32. Mierzwińska- Nastalska E.:Prof. dr hab. n. med. Eugeniusz Spiechowicz - wspomnienie.....	48
33. Milewski G.:Relaksacja naprężeń ligatur polimerowych w metodzie ekstruzji ortodontycznej.....	49
34. Małkiewicz K., Mąkal N., Stopa Z., Kamiński J., Wierzchoń T.:Ocena podatności na procesy korozyjne płytek stosowanych w zabiegach chirurgii ortognatycznej.....	50
35. Mehr K., Piotrowski P., Ey-Chmielewska H.:Skuteczność programu rehabilitacyjnego w hipertofii mięśni żwaczy - badania ultrasonograficzne.....	51
36. Morawiec T., Kownacki P., Rój R., Nowak-Wachol A., Wachol K., Śmieszek-Wilczewska J., Wyszyńska M., Nitecka-Buchta A.:Indywidualny implant stomatologiczny.....	52
37. Niedzielska I., Bielecki M., Niedzielski D., Puszczewicz Z.:Rekonstrukcja żuchwy mikronaczyniowym płatem strzałkowym z jednoczasowym wszczepieniem implantów zębowych z następową rehabilitacją protetyczną – opis przypadku...	53
38. Niedzielska I., Bąk M.:Zastosowanie nawigacji operacyjnej w chirurgii szczękowo-twarzowej.....	54
39. Nitecka-Buchta A., Baron S.:Wycisk cyfrowy w protetyce stomatologicznej.....	55
40. Nowak-Wachol A., Korytkowska-Wałach A., Tanasiewicz M., Skaba D., Wachol K.,Skucha-Nowak M.:Próba wykorzystania trifluorku iterbu w obszarze stomatologii mikroinwazyjnej –badania in vitro.....	56
41. Orczykowska M., Wiśniewska G., Gala A., Pihut M.:Wpływ konstrukcji protez całkowitych na biomechanikę narządu żucia pacjentów bezzębnych.....	57
42. Osiewicz M., Kojat P., Gut M., Kazibudzka Z., Szczeklik K., Pytko-Polończyk J.: Czy borelioza i zaburzenia czynnościowe są powiązane? Badanie pilotażowe stanu wiedzy lekarzy dentystów	58
43. Piechuta-Królczak B., Trzeciak H., Kasperski J.:Standardowe korony z tlenku cyrkonu - przegląd piśmiennictwa.....	59
44. Piechuta-Królczak B., Kasperski J., Trzeciak H.:Parametry stresu oksydacyjnego w ślinie osób młodych, użytkujących aparaty ortodontyczne, retainery bądź szyny zgryzowe.....	60
45. Pihut M.:Czynniki predysponujące do rozwoju zaburzeń skroniowo-żuchwowych oraz główne metody leczenia.....	61
46. Podgórski R., Kowalczyk P., Wojasiński M., Bojar W., Ciach T.:Otrzymywanie kompozytowego granulatu chitozanowego zawierającego kość ludzką.....	62
47. Rój R., Morawiec T., Kownacki P., Iskrzycka K., Gruca O., Menze F., Wyszyńska M., Kasperski J.:Ocena aktywności wybranych mięśni narządu żucia oraz doznań bólowych po usunięciu zatrzymanych trzecich zębów trzonowych.....	63
48. Ryniewicz W., Ryniewicz A.M., Bojko Ł., Pihut M.:Badania warstw licujących podbudowy protetyczne wytwarzane metodą CAD/CAM.....	64

49. Ryniewicz W., Krasińska-Mazur M., Ryniewicz J.: Porównanie właściwości mechanicznych gipsów stosowanych w protetyce stomatologicznej	65
50. Surowiecki D., Wróbel – Bednarz K., Szerszeń M.: Ocena zgodności projektu cyfrowego z gotowymi koronami protetycznymi wykonanymi w technologii spieku laserowego	66
51. Sobolewska E., Lapis A., Gawdzińska K., Bryll K., Piesowicz E., Paszkiewicz S., Irska I.: Nanokompozyty akrylowe do zastosowań w protezach stomatologicznych	67
52. Sokołowski J., Szczesio-Włodarczyk A., Krasowski M., Bociong K., Sokołowski G., Domarecka M., Łukomska-Szymańska M.: Wpływ grubości warstwy cementu i sorpcji wody na naprężenia generowane podczas cementowania wkładów koronowych	68
53. Sokołowski K., Szczesio-Włodarczyk A., Bociong K., Bołtacz-Rzepakowska E.: Wpływ aplikacji dwóch warstw systemu wiążącego na wytrzymałość połączenia kompozyt-kompozyt	69
54. Starzyńska A., Paprocki S., Pylińska-Dąbrowska D., Pyrzowska D.: BonMaker w chirurgii stomatologicznej	70
55. Starzyńska A., Adamska P., Adamski Ł., Studniarek M.: Powikłania w przebiegu regeneracji kości	71
56. Stawarz-Janeczek M., Szczeklik K., Pytko-Polończyk J.: Oral Mucositis – problem ciągle aktualny	72
57. Szerszeń M., Surowiecki D.: Wpływ środków dezynfekcyjnych na wymiary przestrzenne wycisków z mas alginatowych	73
58. Szczesio-Włodarczyk A., Domarecka M., Sokołowski J. , Sokołowska J., Bociong K.: Wybrane właściwości kompozytów z podwójnym systemem sieciującym w porównaniu do kompozytów utwardzanych światłem	74
59. Wawrzynkiewicz A., Łukomska-Szymańska M., Rozpędek W., Galita, B. Łapińska G., Sokołowski J., Majsterek I.: Badanie cytotoksyczności i genotoksyczności uniwersalnych systemów łączących	75
60. Wichrowska-Rymarek K., Nowak J., Sokołowski J.: Zależność twardości i głębokości polimeryzacji materiałów kompozytowych od średnicy światłowodu lampy polimeryzacyjnej	76
61. Witkowska K., Nowak J., Sokołowski J.: Ocena twardości i wytrzymałości na średnicowe rozciąganie światłoutwardzalnego cementu kompozytowego modyfikowanego octanem chlorheksydyny	77
62. Wojda R., Wilk K.: Analiza kinetyki zwarcia uzupełnień stałych opartych na wszczepach śródkostnych – z wykorzystaniem technologii T-Scan	78
63. Wojtowicz A., Wychowański P., Kosewski P., Wojda R., Krasny K.: Standardy w implantologii, procedury alternatywne/ ratunkowe	79

64. Woźniak A., Adamiak M., Ziębowicz B.:Wstępne badania wpływu modyfikacji powierzchni czystego tytanu Grade II na jego własności fizykochemiczne oraz odporność na zużycie ściernie.....	80
65. Wychowański P., Wojtowicz A., Kosewski P.Implantacja natychmiastowa w szczęce- nowatorskie rozwiązania technologiczne i kliniczne.....	81
66. Wszyńska M., Kasperski J., Rój R., Morawiec T.:Ocena stężenia tlenu azotu w wydychanym powietrzu oraz stanu jamy ustnej u pacjentów użytkujących protezy częściowe – doniesienie wstępne.....	82
67. Zboromirska-Wnukiewicz B., Prudel N., Babiuch J., Prudel B.:Wpływ fal elektromagnetycznych na organy człowieka.....	83
68. Ziębowicz B., Woźniak A., Ziębowicz A., Ziemińska-Buczyńska A.:Analiza topografii powierzchni drutów ortodontycznych oraz stopnia adhezji bakterii do ich powierzchni.....	84
69. Żmudzki J., Bobik G., Chadek G., Niedzielska I., Bąk M., Niedzielski D., Krawczyk C.:Wpływ liczby i rozlokowania wkrętów zespajających implant wyrostka kłykciowego żuchwy na przenoszenie obciążenia zgryzowego.....	85
70. Żydek A., Maliszewska A., Mertas A.:Ocena in vitro aktywności cytotoksycznej nowych kompozytów polimerowych do zastosowań stomatologicznych.....	86

**XIX KONFERENCJA
„BIOMATERIAŁY I MECHANIKA W STOMATOLOGII”
Ustroń 10.X-13.X.2019**

CZWARTEK, 10.10.2019

15⁰⁰ Zakwaterowanie

19⁰⁰ Kolacja

PIĄTEK, 11.10.2019

8⁰⁰- 8⁴⁵ Śniadanie

9⁰⁰ Otwarcie obrad

Wręczenie Honorowej Nagrody im. Prof. Wiesława Chładka Polskiego Towarzystwa Inżynierii Medycznej

ISESJA (plenarna) 9³⁰ -11⁰⁰

Przewodniczący:

dr hab. inż. Anna Timofiejczuk, prof. PŚ,
prof. dr hab. n. med. Jerzy Sokołowski,
prof. dr hab. n. med. Jacek Kasperski.

Wykład Inauguracyjny

1. **Prof. dr hab. n. med. Eugeniusz Spiechowicz – wspomnienie.**
Mierzwińska-Nastalska E.
2. **Wpływ grubości warstwy cementu i sorpcji wody na naprężenia generowane podczas cementowania wkładów koronowych.**
Sokołowski J., Szczesio-Włodarczyk A., Krasowski M., Bociong K., Sokołowski G., Domarecka M., Łukomska-Szymańska M.
3. **Zależność twardości i głębokości polimeryzacji materiałów kompozytowych od średnicy światłowodów lampy polimeryzacyjnej.**
Wichrowska-Rymarek K., Nowak J., Sokołowski J.
4. **Ocena twardości i wytrzymałości na średnicowe rozciąganie światłoutwardzalnego cementu kompozytowego modyfikowanego octanem chlorheksydyny.**
Witkowska K., Nowak J., Sokołowski J.
5. **Wybrane właściwości kompozytów z podwójnym systemem sieciującym porównaniu do kompozytów utwardzanych światłem.**
Szczesio-Włodarczyk A., Domarecka M., Sokołowski J., Sokołowska J., Bociong K.
6. **Badanie cytotoksyczności i genotoksyczności uniwersalnych systemów łączących.**
Wawrzynkiewicz A., Łukomska-Szymańska M., Rozpędek W., Galita, B. Łapińska G., Sokołowski J., Majsterek I.

7. **Wpływ metod oczyszczania powierzchni ceramiki dentystycznej na bazie krzemianu litu wzmocnionego tlenkiem cyrkonu na wytrzymałość jej połączenia z materiałem kompozytowym.**
Łapińska B., Łukomska-Szymańska M., Sokołowski J.
8. **Wpływ środków dezynfekcyjnych na wymiary przestrzenne wycisków z mas alginatowych.**
Szerszeń M., Surowiecki D.
9. **Ocena zgodności projektu cyfrowego z gotowymi koronami protetycznymi wykonanymi w technologii spieku laserowego.**
Surowiecki D., Wróbel-Bednarz K., Szerszeń M.
10. **Zębina–jej obraz morfologiczny po kanałowym leczeniu zęba podchlorynem sodu.**
Kustra P., Pawlicki R., Zarzecka J.

Dyskusja 11⁰⁰– 11¹⁵

Przerwa na kawę 11¹⁵- 11³⁰

II SESJA (plenarna) 11³⁰ -13⁰⁰

Przewodniczący:

prof. dr hab. n. med. Elżbieta Mierzwińska-Nastalska,
prof. dr hab. n. med. Jolanta Pytko-Polończyk,
prof. dr hab. n. med. Bronisław Kłaptocz.

1. **Wpływ wybranych rozpuszczalników na właściwości mechaniczne materiałów akrylowych**
Bociong K., Szczesio A., Pęgierska P., Sokołowski J.
2. **Właściwości eksperymentalnych napelnaczy do kompozytów stomatologicznych.**
Buchwald Z., Sandomierski M., Voelkel A.
3. **Badania wpływu przeciwdrobnoustrojowego wypełniacza ceramicznego na własności fizykochemiczne kompozytu silikonowego.**
Chladek G., Jabłońska-Stencel E., Żmudzki J., Barszczewska-Rybarek I., Krawczyk C.
4. **Czwartorzędowe związki amoniowe jako bioaktywne składniki metakrylanowych biomateriałów kompozytowych o właściwościach biobójczych.**
Chrószcz M., Barszczewska-Rybarek I., Chladek G.
5. **Nowe matryce uretanowo-dimetakrylanowe w stomatologicznych kompozytowych materiałach rekonstrukcyjnych.**
Chrószcz M., Barszczewska-Rybarek I., Chadek G.
6. **Analiza topografii powierzchni drutów ortodontycznych oraz stopnia adhezji bakterii do ich powierzchni.**
Ziębowicz B., Woźniak A., Ziębowicz A., Ziemińska-Buczyńska A

7. **Wstępne badania wpływu modyfikacji powierzchni czystego tytanu Grade II na jego własności fizykochemiczne oraz odporność na zużycie ścierne.**
Woźniak A., Adamiak M., Ziębowicz B.
8. **Wpływ liczby i rozlokowania wkrętów zespalających implant wyrostka kłykciowego żuchwy na przenoszenie obciążenia zgryzowego.**
Żmudzki J., Bobik G., Chadek G., Niedzielska I., Bąk M., Niedzielski D., Krawczyk C.
9. **Otrzymywanie kompozytowego granulatu chitosanowego zawierającego kość ludzką.**
Podgórski R., Kowalczyk P., Wojasiński M., Bojar W., Ciach T.
10. **Wpływ czasu oraz warunków przechowywania na właściwości biologiczne oraz stabilność masy biomateriału stomatologicznego typu szkło-karbomer.**
Fryc M., Karolus M., Kupka T.
11. **Wpływ aplikacji dwóch warstw systemu wiążącego na wytrzymałość połączenia kompozyt-kompozyt.**
Sokołowski K., Szczesio-Włodarczyk A., Bociąg K., Bołtacz-Rzepakowska E.
12. **Wpływ fal elektromagnetycznych na organy człowieka.**
Zboromirska-Wnukiewicz B., Prudel N., Babiuch J., Prudel B.

Dyskusja 13⁰⁰ – 13¹⁵

Przerwa na kawę 13¹⁵- 13³⁰

III SESJA (posterowa) 13³⁰ – 14¹⁵

Przewodniczący:

dr hab. n. med. Katarzyna Grocholewicz, prof. PUM,
dr hab. n. med. Monika Łukomska-Szymańska, prof. UM,
dr hab. inż. Jarosław Żmudzki, prof. PŚ.

1. **Nanokompozyty akrylowe do zastosowań w protezach stomatologicznych.**
Sobolewska E., Lapis A., Gawdzińska K., Bryll K., Piesowicz E., Paszkiewicz S., Irska I.
2. **Zastosowanie materiału bionicznego BioHPP w terapii protetycznej u pacjentki z alergią na materiały stomatologiczne–opis przypadku.**
Ey-Chmielewska H., Sobolewska E.
3. **Wpływ ozonoterapii i środków zawierających nanohydroksyapatyt na początkowe zmiany próchnicowe powierzchni stycznych zębów trzonowych i przedtrzonowych.**
Grocholewicz K., Matkowska-Cichocka G., Makowiecki P., Drożdżik A., Dzięwulska A., Tomasiak M., Janiszewska-Olszowska J.
4. **Ocena kondylograficzna efektywności szynoterapii w zaburzeniach czynnościowych układu stomatognatycznego u młodych pacjentów.**
Ey-Chmielewska H., Mehr K., Piotrowski P.
5. **Skuteczność programu rehabilitacyjnego w hipertrofii mięśni żwaczy–badania ultrasonograficzne.**
Mehr K., Piotrowski P., Ey-Chmielewska H.

6. **Oral Mucositis – problem ciągle aktualny.**
Stawarz-Janeczek M., Szczeklik K., Pytko-Polończyk J.
7. **Porównanie wpływu zastosowania wybranych preparatów wybielających na własności użytkowe kompozytu światłoutwardzalnego.**
Chladek G., Markiewicz D., Żmudzki J.
8. **Pomiar czasu wiązania Biodenty cementu na bazie trójkrzemianu wapnia za pomocą aparatu Vicata i twardościomierza Clemex.**
Buła K., Palatyńska-Ulatowska A., Klimek L.
9. **Opracowanie nowej technologii otrzymywania oraz przechowywania hydroksyapatytu pochodzenia zębowego–ocena właściwości fizykochemicznych.**
Łyko-Morawska D., Hudecki A., Socha A., Niedzielska I.
10. **Rekonstrukcja zuchwy mikronaczyniowym płatem strzałkowym z jednoczasowym wszczepieniem implantów zębowych z następową rehabilitacją protetyczną–opis przypadku.**
Niedzielska I., Bielecki M., Niedzielski D., Puszczewicz Z.
11. **Zastosowanie nawigacji operacyjnej w chirurgii szczękowo-twarzowej.**
Niedzielska I., Bąk M.
12. **Ocena stężenia tlenu azotu w wydychanym powietrzu oraz stanu jamy ustnej u pacjentów użytkujących protezy częściowe–doniesienie wstępne.**
Wyszyńska M., Kasperski J., Rój R., Morawiec T.
13. **Relaksacja naprężeń ligatur polimerowych w metodzie ekstruzji ortodontycznej.**
Milewski G.
14. **Ocena aktywności wybranych mięśni narządu żucia oraz doznań bólowych po usunięciu zatrzymanych trzecich zębów trzonowych.**
Rój R., Morawiec T., Kownacki P., Iskrzycka K., Gruca O., Menzel F., Wyszyńska M., Kasperski J.

Dyskusja 14¹⁵ -14³⁰

Obiad 15⁰⁰

SOBOTA, 12.10.2019

IV SESJA (plenarna) PTS 9⁰⁰ -10³⁰

Przewodniczący:

prof. dr hab. inż. Leszek Klimek,
prof. dr hab. n. med. Andrzej Wojtowicz,
dr hab. n. med. Tadeusz Morawiec.

1. **Czynniki predysponujące do rozwoju zaburzeń skroniowo-żuchwowych oraz główne metody leczenia.**
Pihut M.
2. **Stomatopatie protetyczne**
Kardynał-Kowalczyk A., Kasperski J., Lipski T.
3. **Wycisk cyfrowy w protetyce stomatologicznej.**
Nitecka-Buchta A., Baron S.
4. **Standardy w implantologii, procedury alternatywne/ratunkowe.**
A. Wojtowicz, P. Wychowański, P. Kosewski, R. Wojda, K. Krasny

Dyskusja 10³⁰ – 10⁴⁵

Przerwa na kawę 10⁴⁵-11⁰⁰

V SESJA (plenarna) 11⁰⁰ -13¹⁵

Przewodniczący:

dr hab. n. med. Małgorzata Pihut, prof. UJ,
prof. dr hab. n. med. Ewa Sobolewska,
dr hab. inż.. Grzegorz Chladek, prof. PŚ.

1. **Implantacja natychmiastowa w szczęce–nowatorskie rozwiązania technologiczne i kliniczne.**
Wychowański P., Wojtowicz A., Kosewski P.
2. **Analiza kinetyki zwarcia uzupełnień stałych opartych na wszczepach śródkostnych z wykorzystaniem technologii T-Scan.**
Wojda R., Wilk K.
3. **Współpraca ortodonta i implantologa – standardy.**
Krasny K., Krasny M., Wojtowicz A.
4. **Wpływ czynników wzrostu na zaburzenia rozwojowe żuchwy w przebiegu hipodoncji na modelu zwierzęcym.**
Kosewski P., Wychowański P., Wojtowicz A.
5. **Ocena podatności na procesy korozyjne płytek stosowanych w zabiegach chirurgii ortognatycznej.**
Małkiewicz K., Mąkał N., Stopa Z., Kamiński J., Wierzchoń T.
6. **Indywidualny implant stomatologiczny.**
Morawiec T., Kownacki P., Rój R., Nowak-Wachol A., Wachol K., Śmieszek-Wilczewska J., Wszyńska M., Nitecka-Buchta A.
7. **Koncepcja trenażera aktywizującego mięśnie języka w leczeniu bruksizmu.**
Kwieciński K., Sołtysiak-Niedziela M., Żmudzki J., Chladek G.
8. **BonMaker w chirurgii stomatologicznej.**
Starzyńska A., Paprocki S., Pylińska-Dąbrowska D., Pyrzowska D.

9. **Powikłania w przebiegu regeneracji kości.**
Starzyńska A., Adamska P., Adamski Ł., Studniarek M.
10. **Badanie sposobów poprawy siły wiązania silikonowych materiałów miękkich do podścielania protez poprzez modyfikację powierzchni polimetakrylanu metylu.**
Grychowska N., Więckiewicz W., Smardz J., Więckiewicz M.
11. **Skorupki jaj, żywice iglaków, kleje owoców morza, stopa gekona czy żuka, a może śluz Ceratophrys ornata? Biomateriały stomatologiczne inspirowane naturą.**
Kupka 'Tomi' T.
12. **Wytwarzanie nanoporowatej membrany z dodatkiem nanocząstek, jako potencjalnego rusztowania do zastosowań biomedycznych**
Tański T.

Dyskusja 13¹⁵ – 13³⁰

Przerwa na kawę 13³⁰-13⁴⁵

VI SESJA (posterowa) 13⁴⁵ -14⁴⁵

Przewodniczący:

prof. dr hab. n. med. Halina Pawlicka,
dr hab. n. med. Anna Starzyńska prof. GUMED,
dr hab. n. med. Mariusz Pryliński.

1. **Wpływ konstrukcji protez całkowitych na biomechanikę narządu żucia pacjentów bezzębnych.**
Orczykowska M., Wiśniewska G., Gala A., Pihut M.
2. **Ocena wpływu środków do higieny protez ruchomych na własności mechaniczne wybranych tworzyw akrylowych.**
Krupińska-Franczak K., Gala A., Pihut M.
3. **Badania warstw licujących podbudowy protetyczne wytwarzane metodą CAD/CAM.**
Ryniewicz W., Ryniewicz A.M., Bojko Ł., Pihut M.
4. **Porównanie właściwości mechanicznych gipsów stosowanych w protetyce stomatologicznej.**
Ryniewicz W., Krasieńska-Mazur M., Ryniewicz J.
5. **Czy borelioza i zaburzenia czynnościowe są powiązane? Badanie pilotażowe stanu wiedzy lekarzy dentystów.**
Osiewicz M., Kojat P., Gut M., Kazibudzka Z., Szczeklik K., Pytko-Polończyk J.
6. **Lęk przed dentystą, a rodzaj wykonywanej procedury stomatologicznej–badanie ankietowe.**
Białożył E., Wszyńska M., Rój R., Kasperski J.
7. **Dentofobia–badanie ankietowe.**
Gruca O., Wszyńska M., Kasperski J.
8. **Strach przed dentystą a wiek pacjenta–badanie ankietowe.**
Kasperski J., Wszyńska M., Białożył E., Gruca O., Rój R.

9. **Zastosowanie termografii w podcierwieni w analizie efektów chirurgicznego usunięcia zębów zatrzymanych.**
Kasprzyk T., Bałamut K., Kaszuba M., Kaszuba N., Stanek A., Sieroń K., Cholewka A., Morawiec T.
10. **Zastosowanie ozonu w nowoczesnej periodontologii i leczeniu chorób błony śluzowej.**
Kuśka-Kiełbratowska A., Skaba D., Janowska-Bogacz K., Mocny-Pachońska K., Wiench R., Wójcik M., Skucha -Nowak M.
11. **Zastosowanie ozonu w stomatologii.**
Janowska-Bogacz K., Skaba D., Kuśka-Kiełbratowska A., Mocny-Pachońska K., Wiench R., Wójcik M., Tanasiewicz M.
12. **Standardowe korony z tlenku cyrkonu–przegląd piśmiennictwa.**
Piechuta-Królczak B., Trzeciak H., Kasperski J.
13. **Parametry stresu oksydacyjnego w ślinie osób młodych, użytkujących aparaty ortodontyczne, retainery bądź szyny zgryzowe.**
Piechuta-Królczak B., Kasperski J., Trzeciak H.
14. **Próba wykorzystania trifluorku iterbu w obszarze stomatologii mikroinwazyjnej–badania *in vitro*.**
Nowak-Wachol A., Korytkowska-Wałach A., Tanasiewicz M., Skaba D., Wachol K., Skucha - Nowak M.
15. **Powierzchnia szkliva zębów po debondingu aparatu stałego.**
Łukasiewicz M., Dubiel A., Mołek M., Machorowska-Pieniążek A.
16. **Aktywność przeciwdrobnoustrojowa wybranych płynów przeznaczonych do higieny jamy ustnej.**
Latoń J., Ciołczyk A., Lepiarz E., Mertas A.
17. **Ocena *in vitro* aktywności cytotoksycznej nowych kompozytów polimerowych do zastosowań stomatologicznych.**
Żydekk A., Maliszewska A. Mertas A.
18. **System Gentlefile–badanie *in vitro*.**
Koprowicz A., Grącka-Mańkowska J., Pawlicka H., Zarzycka B., Bednarski I.
19. **Różnice między stałymi uzupełnieniami protetycznymi na podbudowie ze stopu złota, wykonanymi techniką traconego wosku i w technologii galwanoformingu.**
Kardynał-Kowalczyk A., Kasperski J., Lipski T.

Dyskusja 14⁴⁵ – 15⁰⁰

Obiad 15¹⁵

Uroczysta Kolacja 19⁰⁰

NIEDZIELA, 13.10.2019

Śniadanie 9⁰⁰

STRESZCZENIA REFERATÓW

1. Lęk przed dentystą, a rodzaj wykonywanej procedury stomatologicznej - badanie ankietowe.

Fear of the dentist and type of the treatment – survey.

lek. dent. Ewa **Białożył**¹, dr n. med. Magdalena **Wyszyńska**¹, dr n. med. Rafał **Rój**¹, prof. dr hab. n. med. Jacek **Kasperski**¹
1) Katedra Protetyki i Materialoznawstwa Stomatologicznego ŚUM, Bytom, Plac Akademicki 17,
magdalena.wyszynska@sum.edu.pl, protstom@sum.edu.pl

Wprowadzenie/cel: Lęk przed leczeniem dentystycznym może stanowić przyczynę absencji pacjenta na wizycie u stomatologa. Dlatego warto identyfikować pacjentów z dentofobią, aby móc budować atmosferę wzajemnego zrozumienia i leczyć skutecznie takich pacjentów zgodnie z zasadami profilaktyki strachu przed leczeniem dentystycznym.

Metodologia: Przeprowadzono badanie ankietowe dotyczące różnych procedur leczenia stomatologicznego i nasilenia strachu przed nimi.

Wyniki: Zabiegi chirurgiczne oraz leczenie endodontyczne zębów były dla pacjentów najbardziej stresujące.

Podsumowanie / wnioski: Na podstawie doświadczeń z przeszłości lub abstrakcyjnego myślenia lęk przed dentystą wywołuje reakcję, która może się objawić jako niepokój, uczucie napięcia, skrępowania lub zagrożenia. Strach jest natomiast odpowiedzią organizmu o podobnych objawach jak lęk, lecz jest związany z bezpośrednim zagrożeniem lub bólem. Wysilek włożony w przygotowywanie pacjenta do leczenia i metodologia postępowania z pacjentem są bardzo istotne w leczeniu stomatologicznym. Dlatego warto uwzględnić do czasu przyjmowania kolejnych pacjentów i wizyt chwilę na swobodną rozmowę z pacjentem, zwiększając jego zaufanie do nas oraz mogącej owocować na przyszłość regularnymi wizytami.

2. Wpływ wybranych rozpuszczalników na właściwości mechaniczne materiałów akrylowych

The influence of selected solvents on mechanical properties of acrylic materials

*dr inż. Kinga **Bociong**¹, mgr inż. Agata **Szczesio**¹, mgr Paula **Pęgierska**¹,
prof. dr hab. Jerzy **Sokolowski**²*

¹*Uczelniane Laboratorium Badań Materiałowych Uniwersytetu Medycznego w Łodzi, 92-213 Łódź, ul. Pomorska 251,
e-mail: kinga.bociong@umed.lodz.pl (K.B.), agata.szczesio@umed.lodz.pl (A. S.), paula.pegierska@gmail.com (P. P.)*

²*Zakład Stomatologii Ogólnej Uniwersytetu Medycznego w Łodzi, 92-213 Łódź, ul. Pomorska 251,
e-mail: jerzy.sokolowski@umed.lodz.pl (J.S.)*

Wprowadzenie/cel: Celem pracy jest zbadanie odporności materiałów akrylowych, polimeryzowanych różnymi metodami, na działanie wybranych rozpuszczalników o różnym pH.

Materiał i Metody: Obiektami badań były Estetic Ort firmy Wiedent oraz Villacryl IT firmy Zhermapol. Próbkę z akrylu Estetic Ort przygotowano metodą „sól – pieprz”. Do formy nasypano cienką warstwę polimeru (około 1–2 mm), którą następnie zwilżono monomerem. Zabieg powtarzano do momentu wypełnienia formy przez masę akrylową. Próbkę polimeryzowano w temperaturze 45 °C pod ciśnieniem 2,5 bar przez 20 minut. W przypadku Villacrylu IT masę akrylową przygotowano metodą „proszek – płyn”, która polegała na wymieszaniu, w odpornym chemicznie naczyniu, płynu z proszkiem w proporcji 5,6 g–21 g (1 : 3,75). Po wymieszaniu komponentów ciasto ugniatano przez 40 sekund w celu zainicjowania reakcji polimeryzacji i następnie umieszczono w formie silikonowej i wprasowano. Czas polimeryzacji dla Villacrylu IT wynosił od 8 do 15 minut w zależności od grubości materiału. Gotowe próbki poddano obróbce ścierniej aby usunąć nadmiar materiału oraz wyrównać powierzchnię z powstałych nierówności podczas nakładania masy.

Do oceny właściwości mechanicznych kompozytów przed i po ich starzeniu wykorzystano badanie twardości (*HVI* - twardościomierz półautomatyczny ZHμ, Zwick/Roell, Niemcy), udarności (z karbem i bez – młot udarnościowy Charpy'ego Zwick/Roell HIT 5.5P, Niemcy) oraz wytrzymałości na trójpunktowe zginanie (maszyna wytrzymałościowa Zwick Roell Z020, Niemcy). Próbkę poddano starzeniu w roztworze etanolu z wodą (75:25 obj., pH=7), sody oczyszczonej (pH=8) lub zielonej herbaty (pH = 6) przez 24 godziny, 7 lub 30 dni.

Wyniki: Po 24-godzinnej ekspozycji na zieloną herbatę twardość próbek Villacryl IT w odniesieniu do grupy referencyjnej, obniżyła się o 2,8 HV. Roztwór sody spowodował zmniejszenie twardości zanurzonego w nim Villacrylu IT z 8,4 do 4,8 HV, a w przypadku Estetic Ort z 15,3 do 9,2 HV. Próbkę Villacryl IT oraz Estetic Ort po zanurzeniu w roztworze etanolu znacznie spęczniały, co uniemożliwiło wykonanie pomiarów. Twardość próbek Villacryl IT oraz Estetic Ort, po 7- i 30-dniowej ekspozycji na działanie zielonej herbaty pozostała na niezmiennym poziomie, porównywalnym do wyników po 24 h.

Niezależnie od czasu ekspozycji obu materiałów na zieloną herbatę oraz roztwór sody udarność z oraz bez karbu pozostała na tym samym poziomie (ok. 0,2 J/cm² dla Villacryl IT oraz ok. 0,6 J/cm² dla Estetic Ort). Wartości udarności drastycznie zmniejszyły się po zanurzeniu próbek w mieszaninie etanol:woda. Podobnie przedstawiają się wyniki wytrzymałości na trójpunktowe zginanie. Wartości te zmniejszyły się tylko po działaniu roztworu etanolu. W pozostałych przypadkach, niezależnie od rozpuszczalnika, oraz czasu jego działania, wytrzymałość pozostała na poziomie grupy kontrolnej.

Podsumowanie/wnioski: Villacryl It oraz Estetic Ort pomimo różnic w składzie oraz w metodzie polimeryzacji wykazują podobną odporność na zastosowane rozpuszczalniki. Spośród wykorzystanych rozpuszczalników największy wpływ na badane materiały ma roztwór etanolu. Wpłynął on negatywnie na każdy badany parametr, a w przypadku Estetic Ort nawet na stabilność koloru. Zielona herbata oraz roztwór sody mają niewielki wpływ na udarność oraz wytrzymałość na trójpunktowe zginanie.

3. Pomiar czasu wiązania Biodenty – cementu na bazie trójkrzemianu wapnia – za pomocą aparatu Vicata i twardościomierza Clemex.

Hardening time of Biodentine tricalcium silicate cement measured with Vicat appliance and Clemex CMT device.

lek. dent. Katarzyna **Bula**¹, dr n. med Aleksandra **Palatyńska-Ulatowska**²,
prof. dr hab. inż. Leszek **Klimek**¹,

¹ Zakład Technik Dentystycznych Katedry Stomatologii Odtwórczej Uniwersytetu Medycznego w Łodzi,
92-217 Łódź, ul. Pomorska 251; e-mail: katarzyna.bula@stud.umed.lodz.pl

² Zakład Endodoncji Katedry Stomatologii Zachowawczej i Endodoncji Uniwersytetu Medycznego w Łodzi,
92-217 Łódź, ul. Pomorska 251; e-mail: aleksandra.palatynska-ulatowska@umed.lodz.pl

Wprowadzenie: W przeciągu ostatnich 20 lat obserwuje się coraz większe zainteresowanie grupą materiałów dentystycznych nazywanych *bioceramiką*. Z powodu ich specyficznego składu i dobrych właściwości uszczelniających są stosowane przy wypełnianiu ubytków twardych tkanek zęba. Uważa się, że Biodenty (Septodont, Francja), stosunkowo nowy cement na bazie trójkrzemianu wapnia, może w pełni zastąpić zębinę koronową jak i korzeniową – jest powszechnie używana przy zamykaniu perforacji ściany kanału czy dna komory podczas procedur endodontycznych. Jednak wynik leczenia zależy w dużej mierze od sposobu posługiwania się materiałem. Po umieszczeniu w ubytku, Biodenty potrzebuje czasu aby „dojrzeć”, aby mogła przeciwstawić się siłom żucia i tym, powstającym podczas kontynuacji leczenia. Dlatego, z perspektywy klinicystów czas wiązania i właściwe posługiwanie się materiałem odgrywają kluczową rolę w powodzeniu terapii zachowawczej lub endodontycznej. Celem badania było ustalenie czasu wiązania i utwardzania Biodenty aby stworzyć konkretny protokół postępowania podczas leczenia.

Materiały i metody: Czas wiązania Biodenty określano w temperaturze pokojowej przy pomocy aparatu Vickata. Po napełnieniu formy w kształcie walca o wymiarach $d=10$ mm i $h=5$ mm materiałem w stanie plastycznym, przeprowadzono badanie poprzez opuszczanie końcówki aparatu Vickata na jego powierzchnię i pozostawienie jej przez 5 s. Iglę opuszczano w odstępach 1-minutowych przez 41 minut, dalej co 2 minuty aż do 60-tej minuty, następnie po 72 i 132 minutach. Notowano głębokość odcisków. W drugiej metodzie wykorzystano twardościomierz Clemex. Jednakową formę napełniono Biodenty i odczekano 35 minut, aż nabierze konsystencji właściwej do rozpoczęcia badania. Odciski w materiale wykonywane co 5 minut przy pomocy penetratora diamentowego o kształcie piramidy przy z obciążeniu 0,1 N (100 G). Badanie wykonywane było do 150 minuty od zmieszania Biodenty. Następnie, próbka została poddana obserwacjom w elektronowym mikroskopie skaningowym (HITACHI S – 3000N) przy powiększeniu 1000x. Zmierzono rzeczywistą szerokość każdego odcisku i przeanalizowano jej zmianę w czasie. Otrzymane wyniki skonfrontowano z danymi podanymi przez producenta.

Wyniki: W pomiarze aparatem Vicata igła penetrometru zagłębiała się coraz płycej – na głębokość od 2 mm w pierwszych 5 minutach do 0,25 mm w 14 minucie. Na tym poziomie pozostała przez ponad dwie godziny, do końca trwania badania. Obserwacje odcisków penetratora w SEM, pozwoliły na zmierzenie ich przekątnych. Wielkości przekątnych zmieniały się od 49 μ m na początku do 18 μ m pod koniec badania.

Podsumowanie: Wyniki badania uwidaczniają dwie fazy procesu wiązania cementu. Pierwsza, dynamiczna, zachodzi do 14-tej minuty, druga trwa ponad dwie godziny i może być określona jako „dojrzewanie” Biodenty. Czas wiązania Biodenty podawany przez producenta (12 minut) odnosi się więc do pierwszego etapu twardnienia cementu. Po tym czasie materiał nie jest jeszcze w pełni odporny na siły wynikające z kontynuacji leczenia stomatologicznego, dlatego zalecane jest rozdzielenie go na dwie wizyty. Dalsze badania w tym kierunku są konieczne.

4. Właściwości eksperymentalnych napełniaczy do kompozytów stomatologicznych

The properties of experimental fillers for dental composites

dr inż. Zuzanna **Buchwald**¹, mgr inż. Mariusz **Sandomierski**¹, prof. dr hab. inż. Adam **Voelkel**¹

¹Institut Technologii i Inżynierii Chemicznej, Wydział Technologii Chemicznej, Politechnika Poznańska,
ul. Berdychowo 4, 60-965 Poznań,

e-mail: zuzanna.buchwald@put.poznan.pl (Z.B.), mariuszsandomierski@wp.pl (M.S.), adam.voelkel@put.poznan.pl (A.V.)

Wprowadzenie / cel: Celem prowadzonych badań jest poszukiwanie nowych napełniaczy do kompozytów o potencjalnym zastosowaniu stomatologicznym, w roli materiałów stosowanych do odbudowy twardych tkanek zębów. Ze względu na to, że fosforany wapnia (CaP) cechują się znacznym podobieństwem chemicznym do głównego składnika nieorganicznego zębów ludzkich, tj. hydroksyapatytu (HA), skoncentrowano się na wykorzystaniu tego typu napełniaczy w kompozytach na bazie żywic metakrylowych (RBC – ang. *resin-based composites*). W prowadzonych badaniach wykorzystano również inne materiały nieorganiczne, w tym tzw. zeolity, czyli uwodnione glinokrzemiany sodu, w których, przeprowadzono wymianę jonową sodu na wapń, umożliwiającą wprowadzenie jonów Ca^{2+} do struktury kompozytu, w celu uzyskania potencjału remineralizacyjnego. Potencjalną przydatność wytworzonych kompozytów w zastosowaniach stomatologicznych określono na podstawie szeregu właściwości użytkowych, badanych również w środowisku imitującym warunki panujące w jamie ustnej.

Metodologia: Napełniacze z grupy fosforanów wapnia: hydroksyapatyt (HA), fosforan trójwapniowy (TCP) oraz napełniacze z grupy zeolitów: typu X i typu A w formach zarówno podstawowych, wapniowych, jak i zmodyfikowanych powierzchniowo (silanizowanych), poddawano mieszanii ze składnikami metakrylowej matrycy organicznej, tj. Bis-GMA (dimetakrylan eteru diglicydowego bisfenolu A) oraz TEGDMA (dimetakrylan glikolu trietylenowego) oraz składnikami systemu inicjującego fotopolimeryzacji: CQ (chinon kamforowy) oraz EDMAB (benzoesan 4-dimetyloamino etylu) do uzyskania homogenicznej masy. Tak przygotowane pasty umieszczano w formach o wymiarach dopasowanych do konkretnego badania i utwardzano za pomocą dentystycznej lampy polimeryzacyjnej LED. Zbadano wybrane właściwości uzyskanych materiałów kompozytowych, w tym stopień konwersji, głębokość utwardzania, morfologia powierzchni, stabilność masy barwy, właściwości mechaniczne, zdolność do uwalniania jonów wapnia. Wszystkie uzyskane wyniki badań poddane zostały analizie statystycznej.

Wyniki: Analiza uzyskanych wyników badań umożliwiła porównanie właściwości badanych kompozytów w zależności od zastosowanego napełniacza oraz jego formy. Najbardziej korzystną cechą proponowanych rozwiązań jest niewątpliwie potencjał remineralizacyjny, rozumiany jako zdolność do uwalniania jonów wapnia. Wszystkie kompozyty, zawierające napełniacze na bazie fosforanów wapnia oraz form wapniowych zeolitów cechuje zdolność do uwalniania Ca^{2+} podczas inkubacji w środowisku sztucznej śliny w temperaturze 36,6 °C.

Podsumowanie / wnioski: Przeprowadzone podstawowe badania fizykochemiczne uzyskanych kompozytów dowodzą potencjalnych możliwości wykorzystania tych materiałów w zastosowaniach stomatologicznych i stanowią motywację prowadzenia dalszych badań.

Badania zostały zrealizowane w ramach projektu sfinansowanego z funduszy wydzielonych z subwencji na prowadzenie badań naukowych lub prac rozwojowych oraz zadań z nimi związanych, służących rozwojowi młodych naukowców finansowanych w wewnętrznym trybie konkursowym w 2019 roku (nr. 03/32/SBAD/0916).

5. Badania wpływu przeciwdrobnoustrojowego wypełniacza ceramicznego na własności fizykochemiczne kompozytu silikonowego

Investigation of the effect of the antimicrobial ceramic filler on the physico-chemical properties of the silicone based composite

dr hab. inż. Grzegorz **Chladek**, prof. PŚ¹, dr. n. med. Ewa **Jabłońska - Stencel**², dr hab. inż. Jarosław **Żmudzki**, prof. PŚ¹, dr hab. inż. Izabela **Barszczewska-Rybarek**, prof. PŚ³, dr hab. hum. Cezary **Krawczyk**⁴

¹Katedra Materiałów Inżynierskich i Biomedycznych, Wydział Mechaniczny Technologiczny, Politechnika Śląska, Konarskiego 18A, 44-100 Gliwice, e-mail: grzegorz.chladek@polsl.pl, jaroslaw.zmudzki@polsl.pl

²Praktyka własna - Stomatologia Stencel, ul. Karpinskiego 3, 41-500 Chorzów

³Katedra Fizykochemii i Technologii Polimerów, Wydział Chemiczny, Politechnika Śląska, Strzody 9, 44-100 Gliwice, e-mail: Izabela.Barszczewska-Rybarek@polsl.pl

⁴Medyczna Szkoła Policealna Województwa Śl., Wydział Techniki Dentystycznej, ul. 3 Maja 63, 41-800 Zabrze

Wprowadzenie/cel: Relatywnie niska odporność miękkich materiałów podścielających na kolonizację przez drobnoustroje w warunkach klinicznych jest jedną z głównych przyczyn złej oceny stanu podścielen w trakcie ich użytkowania. Niezbyt dobre własności miękkich podścielen w tym względzie potwierdzają badania *in vitro* wskazujące, że materiały te są wręcz penetrowane przez grzyby z rodzaju *Candida*. W związku z powyższym w ramach przedstawionej pracy podjęto badania własności fizykochemicznych kompozytów modyfikowanych przeciwdrobnoustrojowym wypełniaczem. Ich skuteczność przeciw patogennym drożdżakom potwierdzono we wcześniejszych testach *in vitro*.

Metodologia: Do materiałów silikonowych wzmocnianych wypełniaczem krzemionkowym wprowadzano poprzez mieszanie mechaniczne i ujednorodnianie homogenizatorem ultradźwiękowym wypełniacz ceramiczny w udziałach masowych wynoszących 0,25, 0,5, 1, 2, 4, 6, 8, 10, 12 i 14 %. Jakościową ocenę zdyspergowania wypełniacza przeprowadzono na podstawie badań SEM. Otrzymane materiały poddano badaniom twardości w skali Shorea A, nasiąkliwości i rozpuszczalności i wytrzymałości na rozciąganie wytrzymałości połączenia z materiałem akrylowym na protezy. W trakcie testów uwzględniono kondycjonowanie próbek przez okres do jednego miesiąca w wodzie destylowanej o temperaturze wynoszącej 37°C. Ponadto analizom poddano przełomy próbek powstałe podczas badań wytrzymałością połączenia. Analizom SEM poddano także przekroje poprzeczne próbek w celu oceny strefy łączenia kompozyt silikonowy – bond – akryl. Wyniki poddano analizie statystycznej. Gdy rozkład danych był normalny, a wariancje były jednorodne, zastosowano jednokierunkową lub dwukierunkową ANOVA z testem post hoc Tukey HSD ($\alpha = 0,05$), w przeciwnym razie stosowano nieparametryczny test Kruskala-Wallisa ($\alpha = 0,05$). Wpływ stężenia wypełniacza na rodzaj zaobserwowanego przełomu zbadano testem dokładnym Fishera-Freemana-Haltona dla tabel $R \times C$ ($\alpha = 0,05$).

Wyniki: Wprowadzenie wypełniacza i kondycjonowanie w wodzie destylowanej nie spowodowały statystycznie istotnych zmian wytrzymałości na rozciąganie. Wzrost stężenia wypełniacza spowodował sukcesywny wzrost twardości, nasiąkliwości i rozpuszczalności, przy czym wartości nasiąkliwość i rozpuszczalność przekraczały wymagania normy EN ISO 10139-2:2016 w przypadku dwóch najwyższych udziałów masowych wypełniacza. Dla najwyższego stężenia odnotowano także obniżenie wytrzymałości połączenia z materiałem akrylowym, czemu towarzyszyła zmiana typu zniszczenia.

Podsumowanie/wnioski: Korzystne połączenie skuteczności przeciwdrobnoustrojowej z innymi właściwościami osiągnięto dla stężeń wypełniacza wynoszących od 6% do 10%. Materiały te, rozważane jako długoczasowe miękkie podścielenia protez, wykazywały właściwości mechaniczne podobne do materiału odniesienia, a także sorpcję i rozpuszczalność na dopuszczalnym poziomie.

6. Porównanie wpływu zastosowania wybranych preparatów wybielających na własności użytkowe kompozytu światłoutwardzalnego

Comparison of the influence of using selected whitening agents on the chosen performance properties of light-cured composite

*dr hab. inż. Grzegorz Chladek, prof. PŚ¹, mgr. inż. Dagmara Markiewicz²,
dr hab. inż. Jarosław Żmudzki prof. PŚ¹*

¹*Katedra Materiałów Inżynierskich i Biomedycznych, Wydział Mechaniczny Technologiczny, Politechnika Śląska,
Konarskiego 18A, 44-100 Gliwice, e-mail: grzegorz.chladek@polsl.pl, jaroslaw.zmudzki@polsl.pl*

²*Studentka Wydziału Mechanicznego Technologicznego, kierunek Inżynieria Materiałowa, Politechnika Śląska,
Konarskiego 18A, 44-100 Gliwice*

Wprowadzenie/cel: Estetyczny uśmiech odgrywa istotną rolę w kontaktach międzyludzkich, wpływając na możliwość korzystnego zaprezentowania własnej osoby w wielu kręgach społecznych. Dlatego współcześnie rosnącą polarnością cieszy się nie tylko leczenie ortodontyczne, ale i zabiegi wybielania zębów. W literaturze poświęcono wiele miejsca wpływowi zabiegów wybielania, na np. właściwości i morfologię szkliwa. Jednak należy mieć na względzie, że w Polsce zdecydowana większość pacjentów poddających się tego typu zabiegom jest jednocześnie użytkownikami kompozytowych wypełnień bezpośrednich. W tym kontekście pojawia się pytanie, na ile preparaty wybielające powodują degradację własności mechanicznych materiałów kompozytowych. Inną, ważną w kontekście estetyki wypełnień kwestią jest pytanie, na ile preparaty wybielające powodują zmiany ich barwy. Dodatkowo, na rynku są dostępne preparaty pochodzące z Chin, które mogą być wykorzystywane poza kontrolą lekarską. Rodzi się pytanie, czy są one równie bezpieczne, jak te dostępne w sieciach dystrybucyjnych uznanych producentów?

Metodologia: Próbkę z materiału kompozytowego światłoutwardzalnego Easy Fill Micro Hybrid Composite wykonano w formach teflonowych. Przygotowane po 25 próbek do każdego z badań. Próbkę przeznaczoną do pomiarów twardości i pomiarów barwy wyszlifowano i wypolerowano, stosując technikę, jak przy wykonawstwie zglądów metalograficznych, natomiast próbki do pozostałych badań wytrzymałościowych jedynie oszlifowano w celu usunięcia wypływek. W celu wykonania modeli szyn wybielających wykonano modele walcowe, które pomalowano lakierem dystansowym i przyklejono do metalowej podstawki. Modele szyn wykonano z krążków termoformalnych BioBleach hard o grubości 0,5 mm. Próbkę poddano czterem odmiennym metodom wybielania: paski wybielające sprowadzone z Chin (3D White, brak informacji o producencie), paski wybielające z polskiej dystrybucji (Bright White Whitening Set Supreme, PIWETA, Polska), żel wybielający o stężeniu 35% nadtlenku karbamidu (Chiny, brak informacji o producencie), żel Opalescence o stężeniu 16% nadtlenku karbamidu (Producent: Opalescence, USA).

Wyniki: Wytrzymałość na ściskanie w przypadku pozostawała na analogicznym poziomie bez względu na rodzaj zastosowanego preparatu wybielającego. Średnicowa wytrzymałość na rozciąganie nie ulegała zmianom w czasie trwania eksperymentu. Mikrotwardość Vickersa uległa zmniejszeniu w przypadku zastosowania żelu wybielającego zakupionego w Chinach. Na skutek zastosowania większości preparatów wybielających jasność kompozytów uległa zwiększeniu w porównaniu do próbki kontrolnej, za wyjątkiem próbek poddanych działaniu żelu z Chin 3D White, w przypadku którego wynik był odwrotny. Wartości zmiany barwy (ΔE) wynosiły poniżej 1 (0,55-0,92), a więc były one niedostrzegalne nawet dla doświadczanego obserwatora.

Podsumowanie/wnioski: Zastosowane metody wybielania nie wpłynęły w znaczący sposób na własności mechaniczne analizowanego materiału, dlatego też zastosowana kompilacja materiałów wybielających i czasu procesu wybielania może być uznana za bezpieczną pod tym względem. Wyjątkiem od tej reguły był żel wybielający zawierający 35% nadtlenku karbamidu, który powodował wyraźne obniżenie mikrotwardości materiału. Koniecznym jest przeprowadzenie dalszych testów uwzględniających zastosowanie dłuższych czasów wybielania, zwracając uwagę na fakt, że wartości mikrotwardości w przypadku zastosowania jednego spośród wziętych pod uwagę preparatów wybielających nie były stabilne, a wartości ΔE były tylko nieznacznie niższe od 1.

7. Czwartorzędowe związki amoniowe jako bioaktywne składniki metakrylanowych biomateriałów kompozytowych o właściwościach biobójczych.

Quaternary ammonium compounds as bioactive components of methacrylate composite biomaterials having biocidal properties.

mgr inż. Marta *Chrószcz*¹⁾, dr hab. inż. Izabela *Barszczewska-Rybarek*,
prof. Pol. Śl¹⁾, dr hab. inż. Grzegorz *Chladek*, prof. Pol. Śl.²⁾

¹⁾Katedra Fizykochemii i Technologii Polimerów, Wydział Chemiczny, Politechnika Śląska, Strzody 9, 44-100 Gliwice,
e-mail: Izabela.Barszczewska-Rybarek@polsl.p

²⁾ Katedra Materiałów Inżynierskich i Biomedycznych, Wydział Mechaniczny Technologiczny, Politechnika Śląska,
Konarskiego 18A, 44-100 Gliwice, e-mail: grzegorz.chladek@polsl.pl

Wprowadzenie/cel: Przedmiotem badań literaturowych było zebranie informacji na temat czwartorzędowych związków amoniowych, które mogą być stosowane w kompozytach metakrylanowych, w celu nadania im właściwości biobójczych.

Metodologia: Porekonstrukcyjne infekcje tkanek należą do najpoważniejszych powikłań implantacji. Ich wystąpienie ogranicza trwałość rekonstrukcji, a w skrajnym przypadku może zdecydować o niepowodzeniu zabiegu. W medycynie, głównie w stomatologii i ortopedii, szczególnie często wykonuje się rekonstrukcje ubytków zębów i kości oraz zabiegi mocowania implantów. Do tych celów wykorzystywane są biomateriały polimerowe na bazie dimetakrylanów. Materiały te chętnie są wzbogacane antybiotykami, co ogranicza infekcje tkanek sąsiadujących z rekonstrukcją. Rosnąca bakteriooporność szczepów na coraz szersze spektrum antybiotyków narzuca poszukiwanie rozwiązań alternatywnych, takich jak wprowadzanie cząstek o właściwościach biobójczych. Czwartorzędowe amoniowe pochodne polietylenoiminy oraz zdolne do polimeryzacji czwartorzędowe związki amoniowe z grupą metakrylanową są atrakcyjną alternatywą dla tradycyjnych antybiotyków, co wynika z szerokiego spektrum ich działania przeciwbakteryjnego.

Wyniki: W literaturze można znaleźć doniesienia na temat kompozytów metakrylanowych, zmodyfikowanych nanocząstkami usieciowanej czwartorzędowej amoniowej pochodnej polietylenoiminy (QA-PEI) [1] oraz czwartorzędowymi związkami amoniowymi z metakrylanową grupą funkcyjną [2]. QA-PEI wytwarza się na drodze wieloetapowej syntezy, obejmującej: otrzymanie liniowej polietylenoiminy, jej usieciowanie, n-alkilowanie i n-metylowanie. W ostatnim etapie powstają dodatkowo naładowane nanocząstki QA-PEI. Kationy tworzą się w wyniku przekształcenia pierwszo-, drugo- i trzeciorzędowych grup aminowych w czwartorzędowe grupy amoniowe. Nanocząstki QA-PEI wprowadzane są na drodze fizycznej, poprzez mieszanie, do matrycy kompozytu. Spośród monomerów metakrylanowych z dodatkowo naładowaną grupą amoniową można wymienić czterofunkcyjny bromek 2-metakryloiloalksyetyloheksadecylo metyloamoniowy. Monomery tego typu wprowadza się do matrycy kompozytu na drodze chemicznej, czyli przez kopolimeryzację z typowymi monomerami metakrylanowymi.

Podsumowanie/wnioski: Związki zawierające czwartorzędową grupę amoniową stanowią obiecującą kandydaturę do stosowania jako przeciwbakteryjne składniki kompozytowych materiałów stomatologicznych, a zatem mogą odgrywać ważną rolę w zapobieganiu występowania próchnicy wtórnej.

Literatura

1. I. Yudovin-Farber, J. Golenser, N. Beyth, E.I. Weiss, A.J. Domb, *Quaternary Ammonium Polyethyleneimine: Antibacterial Activity*. Journal of Nanomaterials. 2010. Article ID 826343. DOI: 10.1155/2010/826343.
2. L. Huang, F. Yu, Y. Dong, P.T. Lin, H.H. Yu, Y.H. Xiao, et al. *Antibacterial activity of a modified unfilled resin containing a novel polymerizable quaternary ammonium salt MAE-HB*. Scientific Reports. 2016:6:33858. DOI: 10.1038/srep33858.

8. Nowe matryce uretanowo-dimetakrylanowe w stomatologicznych kompozytowych materiałach rekonstrukcyjnych.

New urethane-dimethacrylate matrices in composite dental restorative materials.

*mgr inż. Marta Chrószcz¹⁾, dr hab. inż. Izabela Barszczewska-Rybarek, prof. Pol. Śl.¹⁾,
dr hab. inż. Grzegorz Chladek, prof. Pol. Śl.²⁾*

¹*Katedra Fizykochemii i Technologii Polimerów, Wydział Chemiczny, Politechnika Śląska, Strzody 9, 44-100 Gliwice,
e-mail: Izabela.Barszczewska-Rybarek@polsl.p*

²*Katedra Materiałów Inżynierskich i Biomedycznych, Wydział Mechaniczny Technologiczny, Politechnika Śląska,
Konarskiego 18A, 44-100 Gliwice, e-mail: grzegorz.chladek@polsl.pl*

Wprowadzenie/cel: Przedmiotem badań było otrzymanie i scharakteryzowanie nowego monomeru uretanowo-dimetakrylanowego oraz jego polimerów. Geneza pracy została podyktowana potrzebą poszukiwania rozwiązań alternatywnych dla żywicy Bis-GMA, ze względu na jej estrogenne działanie.

Metodologia: Monomer uretanowo-dimetakrylanowy (HEMA/MEBDI) otrzymano w wyniku reakcji addycji metakrylanu 2-hydroksyetylu (HEMA) do 1,3-bis(1-izocyjaniano-1-metyloetylo)benzenu (MEBDI). Poddano go homopolimeryzacji oraz kopolimeryzacji z dimetakrylanem glikolu trietylenowego (TEGDMA) w stosunku wagowym 80:20. Spoiwa, utwardzone na drodze fotopolimeryzacji, scharakteryzowano pod kątem stopnia konwersji wiązań podwójnych, skurczu polimeryzacyjnego, wodochłonności, modułu i wytrzymałości mechanicznej przy zginaniu, twardości oraz udarności. Dla celów porównawczych wykonano i scharakteryzowano spoiwo o składzie Bis-GMA:TEGDMA (60:40), które jest stosowane w materiałach handlowych.

Wyniki: Monomer HEMA/MEBDI ma postać ciekłej żywicy o dość dużej lepkości (18,8 Pa·s w 45°C). Dla porównania, żywica UDMA ma lepkość 1,38 Pa·s w 45°C. Dodatek monomeru rozcieńczającego spowodował spadek lepkości do 1,21 Pa·s w 45°C. Stopień konwersji w homopolimerze wynosił 57,5%. Dodatek TEGDMA spowodował jego wzrost do 73,5%, co jest porównywalne z homopolimerem UDMA (77,7%). Tym samym, badane polimery spełniały kryterium stopnia konwersji wyższego niż 50%, co jest wymagane przy wytwarzaniu stomatologicznych materiałów rekonstrukcyjnych. HEMA/MEBDI i UDMA mają podobny skurcz polimeryzacyjny, wynoszący ok. 3%. Homopolimer HEMA/MEBDI, w porównaniu do homopolimeru UDMA cechuje: wyższa wytrzymałość (odpowiednio, 87 i 76 MPa), wyższy moduł (odpowiednio, 4677 i 3329 MPa), niższa twardość (odpowiednio, 151 i 173 MPa), niższa udarność (odpowiednio, 2,5 i 4,8 MPa) oraz wyższa wodochłonność (odpowiednio, 13,26 i 11,22 µg/mm³). Wprowadzenie 20% TEGDMA do HEMA/MEBDI spowodowało następujące zmiany właściwości utwardzonych spoiw w porównaniu do homopolimeru MEBDI: wzrost wytrzymałości o 12%, spadek modułu o 11%, spadek twardości o 19%, 3,5-krotny wzrost udarności oraz wzrost wodochłonności o 44%. Oznacza to, że dodając monomer rozcieńczający uzyskuje się istotną poprawę udarności, kosztem wzrostu wodochłonności. Wodochłonność utrzymuje się jednak na poziomie znacząco niższym niż 50 g/mm³, co stanowi limit stosowalności w stomatologicznych materiałach rekonstrukcyjnych. Wszystkie właściwości utwardzonej kompozycji HEMA/MEBDI:TEGDMA okazały się korzystniejsze w porównaniu do kompozycji Bis-GMA:TEGDMA.

Podsumowanie/wnioski: Monomer HEMA/MEBDI stanowi ciekawą alternatywę dla monomeru UDMA. Jego zastosowanie w kompozycji z komonomerami, na przykład TEGDMA, daje szansę na otrzymanie nowych stomatologicznych kompozytowych materiałów rekonstrukcyjnych o właściwościach porównywalnych, a nawet lepszych niż obecnie stosowane materiały, zawierające Bis-GMA.

Praca została sfinansowana ze środków rektorskiego grantu jakościowego Politechniki Śląskiej nr 04/040/RGJ18/0075.

9. Ocena kondylograficzna efektywności szynoterapii w zaburzeniach czynnościowych układu stomatognatycznego u młodych pacjentów

Condylographic evaluation of splint therapy efficacy in temporomandibular disorders among young patients

dr hab. n. med. Halina **Ey-Chmielewska**¹, dr n. med. Katarzyna **Mehr**¹, dr hab. n. med. Paweł **Piotrowski**²

¹Katedra i Zakład Protetyki Stomatologicznej, Wydział Lekarsko-Stomatologiczny, Pomorski Uniwersytet Medyczny w Szczecinie, Al. Powstańców Wlkp. 72, 70-111 Szczecin, eychmielewska@wp.pl, katarzynamehr@gmail.com

²Emerytowany Kierownik Kliniki Rehabilitacji Narządu Żucia, Wydział Lekarski II, Uniwersytet Medyczny im. Karola Marcinkowskiego w Poznaniu, ul. Fredry 10, 61-701 Poznań, pawel.piotrowski@vip.net.pl

Wprowadzenie/cel: Techniki aksjograficzne pozwalają na wielokrotne powtarzanie badań bez zdrowotnego obciążenia pacjenta, umożliwiając na każdej wizycie analizę porównawczą wyników oraz obniżenie kosztów diagnostyki. Celem pracy była kondylograficzna ocena skuteczności kompleksowej rehabilitacji w zaburzeniach czynnościowych układu stomatognatycznego (US).

Metodologia: Badaniami objęto 54 pacjentów (36 kobiet i 18 mężczyzn), w wieku 18 – 25 lat, którzy zgłosili się z bólem w okolicy stawów skroniowo-żuchwowych oraz zaburzeniami ruchomości żuchwy. Przeprowadzono badanie podmiotowe oraz przedmiotowe, uwzględniające kwestionariusz DC-TMD. Każdorazowo pacjent oceniał ból za pomocą skali numerycznej. W ocenie swobodnych ruchów żuchwy przy użyciu Cadiax Compact (Gamma, Austria) korzystano z metodyki według Slavička. Ocenie poddano trzykrotne rejestracje każdego z ruchów, wykonane w trakcie wizyty diagnostycznej (T₀) oraz wizyt kontrolnych po upływie: 3 miesięcy (T₁) oraz 6 miesięcy (T₂). W rehabilitacji zastosowano edukację pacjenta z elementami psychoterapii behawioralnej oraz szyny terapeutyczne.

Wyniki: Po upływie 3 miesięcy eliminację bólu podało 92,6% pacjentów (35 kobiet, 15 mężczyzn). Rozpatrując zakres ruchów odwodzenia/przywodzenia żuchwy, stwierdzono w 64,8% wyraźną poprawę dla T₁ - T₀, a w 51,9% dla T₂ - T₀. Dla protruzji oraz ruchów bocznych poprawa wyniosła odpowiednio: 27,8% i 16,7% dla T₁ - T₀ oraz 24,1% i 13,0% dla T₂ - T₀.

Wnioski: Wyznaczona, na podstawie analizy kondylograficznej, skuteczność rehabilitacji zaburzeń czynnościowych US wskazuje na potrzebę regularnych wizyt kontrolnych po uzyskaniu wstępnych zadawalających efektów terapeutycznych.

10. Zastosowanie materiału bionicznego BioHPP w terapii protetycznej u pacjentki z alergią na materiały stomatologiczne – opis przypadku.

Use of BioHPP bionic material in prosthetic therapy in a patient with an allergy to dental materials - case report.

*dr hab. n. med. Halina Ey-Chmielewska, dr hab. n. med. Ewa Sobolewska prof. PUM
Katedra i Zakład Protetyki Stomatologicznej, Wydział Lekarsko-Stomatologiczny, Pomorski Uniwersytet Medyczny
w Szczecinie, al. Powstańców Wielkopolskich 72, 70-111 Szczecin, e-mail: eychmielewska@wp.pl (H.Ey-Ch.),
ewasobol@pum.edu.pl (E.S.)*

Wprowadzenie/cel: Pojawiające się coraz częściej alergie na materiały stosowane w terapii protetycznej stają się znacznym utrudnieniem w doborze podstawowych materiałów. Zwłaszcza w przypadku kiedy wskazane jest wykonanie uzupełnień nieosiadających ruchomych.

Celem pracy jest przedstawienie postępowania terapeutycznego z zastosowaniem materiału bionicznego BioHPP u pacjentki z zespołem TMJ-syndrom oraz rozpoznaną alergią na stopy metali i brakiem adaptacji do protezy wykonanej z żywicy acetalowej.

Metodologia: U pacjentki wykonano podparte protezy częściowe górną i dolną z materiału BioHPP firmy Bredent. Przed wykonaniem uzupełnień przeprowadzono próby naskórkowe w okolicy za małżowiną uszną celem oceny ewentualnego odczynu alergicznego. Miejsce pod płytką materiału oceniano w odstępach czasowych 24, 48 i 72 godziny. Nie stwierdzono żadnych zmian na skórze.

Podsumowanie: Zarówno próba naskórkowa, jak i sześciomiesięczna obserwacja kliniczna pozwala stwierdzić, iż biogeniczny materiał BioHPP jest materiałem biozgodnym oraz może zastąpić stopy metali w wykonawstwie protez ruchomych częściowych.

11. Wpływ czasu oraz warunków przechowywania na właściwości biologiczne oraz stabilność masy biomateriału stomatologicznego typu szkło-karbomer

Impact of time interval and storage condition on biological properties and mass stability of dental glass-carbomer biomaterial

mgr inż. Magdalena Fryc¹, dr hab. Małgorzata Karolus¹, dr Tomasz Kupka²

¹ Instytut Nauki o Materiałach, Wydział Informatyki i Nauki o Materiałach, Uniwersytet Śląski, 75 Pułku Piechoty 1a, 41-500 Chorzów, e-mail: magdalena_fryc@o2.pl, malgorzata.karolus@us.edu.pl

² Zakład Materiałoznawstwa Stomatologicznego Katedry Protetyki i Materiałoznawstwa Stomatologicznego, Śląski Uniwersytet Medyczny w Katowicach, pl. Akademicki 17, 41-902 Bytom, e-mail: tkupka@sum.edu.pl

Wprowadzenie/Cel: Szkło-karbomer (GCC) to nowy karbomowany typ cementów szklano-jonomerowych zawierający oryginalny wypełniacz szklany (1-20 μm) z wysokim udziałem krzemu, nanocząstek (20-50% wag.) fluoro- (FAP) i hydroksyapatytu (HAp) oraz olej silikonowy zawierający poli(dimetylosiloksan). Nanotechnologiczne cząstki FAP i HAp poprawiają proces remineralizacji oraz zmniejszają rozpuszczalność. Dodatkowo podnoszą wytrzymałości na ściskanie i zginanie oraz odporności na zużycie. Materiał ten jest w 100% zgodny biologicznie i bezpieczny dla ludzi i środowiska. Materiał jest wolny od monomerów. Cementy typu szkło-karbomer posiadają ponadto własności do uwalniania jonów fluoru, dzięki czemu materiał ten może być stosowany w skutecznym zapobieganiu i leczeniu próchnicy. Celem pracy było zbadanie wpływu środowiska, w którym inkubowane były próbki oraz czasu przechowywania materiału na ilość uwalnianych jonów fluoru przez materiał stomatologiczny typu szkło-karbomer oraz pomiar stabilności masy pod wpływem inkubacji badanych próbek.

Metodologia: W celu pomiaru uwalnianych jonów fluoru przez GCC, wytworzono próbki o średnicy 9 mm i grubości 3,5 mm. Następnie każdą z próbek zanurzono w innym roztworze o pojemności 10 ml. Roztworami użytymi podczas badań były odpowiednio: woda destylowana, sztuczna ślina o pH~7 (przygotowana zgodnie z normą ISO 10271:2014/AC:2018) oraz sztuczna ślina symulująca stan zapalny jamy ustnej o pH~4 (ISO 10271:2014/AC:2018). Każda z próbek poddana była pomiarom uwalniania jonów fluoru przy pomocy jonoselektywnej elektrody fluorkowej firmy MARAT. Pomiaru jonów fluoru wykonane zostały po otrzymaniu materiału badań przez pierwsze 24 h, następnie próbki inkubowane były w odpowiednich roztworach w temperaturze 37 °C przez okres 7 dni. Po tygodniowej inkubacji każda z próbek była przemywana ultraczystą wodą destylowaną i zanurzana w świeżym roztworze, w celu wykonania kolejnego pomiaru ilości uwalnianych jonów fluoru przez kolejne 24 h. Powyższą procedurę powtarzano przez okres 30 dni od momentu wykonania próbek. Po otrzymaniu materiału, każda próbka została zważona na wadze analitycznej, po upływie 30 dni inkubacji w roztworach, próbki osuszono i ponownie zważono w celu pomiaru stabilności masy.

Wyniki: W pierwszych 24 h po otrzymaniu próbek najwięcej jonów fluoru uwolnionych zostało do wody destylowanej (6,5 $\mu\text{g}/\text{cm}^2$), natomiast najmniej jonów uwolnionych zostało do roztworu sztucznej śliny symulującej stan zapalny (1 $\mu\text{g}/\text{cm}^2$). Ilość uwolnionych jonów fluoru do roztworu sztucznej śliny o pH~7 w pierwszych 24 h wyniosła 4,9 $\mu\text{g}/\text{cm}^2$. Po każdorazowym upływie 7 dni ilość uwalnianych jonów przez materiał malała. Najstabilniejszym środowiskiem był roztwór sztucznej śliny symulującej stan zapalny, w którym różnice w uwalnianych jonach fluoru przez kolejne dni nieznacznie się różniły. Każda z badanych próbek po upływie 30 dni zmieniła swoją masę. Zanotowano przyrost masy o ok. 6% dla wszystkich badanych próbek

Podsumowanie / Wnioski: Zarówno czas jak i warunki przechowywania mają wpływ na ilość uwalnianych jonów fluoru przez biomateriał stomatologiczny typu szkło-karbomer. Sorpcja płynów znacząco wpływa na zmianę masy materiału stomatologicznego co może mieć niekorzystny wpływ na właściwości zarówno biologiczne jak i mechaniczne tego materiału.

12. Wpływ ozonoterapii i środków zawierających nanohydroksyapatyt na początkowe zmiany próchnicowe powierzchni stycznych zębów trzonowych i przedtrzonowych

The effect of ozone therapy and nano-hydroxyapatite containing agents on approximal initial caries in molars and premolars

dr hab. n.med. Katarzyna **Grocholewicz**¹, dr n.med. Grażyna **Matkowska-Cichocka**¹, dr n.med. Piotr **Makowiecki**², dr hab. n.med. Agnieszka **Drożdżik**¹, dr n.med. Anna **Dziewulska**¹,
dr n.med. Małgorzata **Tomasik**¹, dr hab. n.med. Joanna **Janiszewska-Olszowska**¹

¹Wydział Lekarsko-Stomatologiczny PUM w Szczecinie, Zakład Stomatologii Zintegrowanej, al. Powstańców Wlkp. 72, 70-111 Szczecin, e-mail: katgro@pum.edu.pl (K.G.)

²Wydział Lekarsko-Stomatologiczny PUM w Szczecinie, Samodzielna Pracownia Stomatologii Dziecięcej, al. Powstańców Wlkp. 72, 70-111 Szczecin

Wprowadzenie/cel: Choroba próchnicowa nadal pozostaje poważnym problemem społecznym prowadząc do utraty zmineralizowanych tkanek zębów. Choroba ta polega na odwapnieniu i proteolitycznym rozpadzie zmineralizowanych tkanek zęba. Początkowo zmiany mają charakter jakościowy (demineralizacja) i są odwracalne, a później ilościowy (ubytek) i są nieodwracalne. Zmiany próchnicowe na powierzchniach stycznych zębów trzonowych i przedtrzonowych sprawiają najwięcej trudności diagnostycznych, zauważane są zwykle ubytki, które można już tylko leczyć inwazyjnie. Nawet najlepszy biomateriał do odbudowy zębów nie zastąpi w pełni własnych tkanek, zatem celowe jest opracowanie środków oraz metod, które w stadium odwracalnym doprowadzą do remineralizacji zmiany próchnicowej i całkowitego wyleczenia. Do środków o działaniu przeciwp próchnicowym zaliczamy m.in. hydroksyapatyt i ozon. Celem badania była ocena i porównanie skuteczności trzech metod remineralizacji szkliwa: stosowania żelu zawierającego nanohydroksyapatyt, gazowej terapii ozonowej, a także kombinacji obu metod na początkowe zmiany próchnicowe na powierzchniach stycznych zębów przedtrzonowych i trzonowych u osób dorosłych w dwuletnim okresie obserwacji.

Metodologia: Badaną grupę stanowiło 92 pacjentów (20–30 lat) z początkowymi zmianami próchnicowymi szkliwa na stycznych powierzchniach zębów przedtrzonowych i trzonowych, potwierdzonymi badaniem rentgenowskim metodą radiografii cyfrowej. Pacjenci zostali losowo przydzieleni do trzech grup badanych, w których stosowane były różne metody remineralizacji szkliwa. W pierwszej grupie pacjenci otrzymali żel remineralizujący zawierający 10% nanohydroksyapatytu do codziennego stosowania w domu. W drugiej grupie wykonane były przez lekarza dentystę w dwumiesięcznych odstępach 4 zabiegi ozonoterapii przy użyciu generatora ozonu i łyżki dwuszcękowej. W trzeciej grupie zastosowano kombinację obu wymienionych metod. Ocenę zmian próchnicowych oraz ich progresję lub regresję, przeprowadzono za pomocą badania klinicznego i rentgenowskiego (zdjęcia skrzydłowo-zgryzowe) na początku badania, po 1 roku i po 2 latach. Wyniki poddano analizie statystycznej za pomocą pakietu Statistica 12 P1, przeprowadzając test kolejności par Wilcoxon'a do porównania dwóch prób zależnych oraz test U Mann'a-Whitney'a dla dwóch prób niezależnych. Istotność różnic przyjęto na poziomie $p \leq 0,05$.

Wyniki: Po rocznym okresie obserwacji odsetek zmian próchnicowych z objawami regresji w grupie stosującej wyłącznie nanohydroksyapatyt wynosił 36,5%, w grupie z przeprowadzaną ozonoterapią – 60%, a w grupie, w której zastosowano kombinację obu metod – 69,3%. Po dwóch latach we wszystkich grupach zaobserwowano spadek odsetka zmian z objawami regresji odpowiednio do 18%, 38% i 45,4%.

Podsumowanie / wnioski: Terapia żelem nanohydroksyapatytowym lub ozonem wykazuje pewne zdolności do remineralizacji początkowych zmian próchnicowych szkliwa zębów. Jednakże połączenie obu metod daje lepszy efekt niż stosowanie pojedynczego środka przeciwp próchnicowego. Aby uzyskać efekt terapeutyczny i uniknąć leczenia inwazyjnego, terapię należy kontynuować przez dłuższy czas. Sugerujemy wprowadzenie preparatów do remineralizacji szkliwa do codziennego stosowania oraz okresowe wykonywanie zabiegów ozonoterapii w celu zapobiegania rozwojowi choroby próchnicowej zębów.

13. Dentofobia – badanie ankietowe.

Dentophobia – survey.

lek. dent. Olaf **Gruca**¹, dr n. mrd. Magdalena **Wyszyńska**¹, prof. dr hab. n. mrd. Jacek **Kasperski**¹

1) Katedra Protetyki i Materiałoznawstwa Stomatologicznego ŚUM, Bytom, Plac Akademicki 17,
magdalena.wyszynska@sum.edu.pl, protstom@sum.edu.pl

Wprowadzenie/cel:

Strach i lęk są stanami emocjonalnymi, które towarzyszą każdemu człowiekowi od poczęcia aż do śmierci, zmieniają nasze zachowania, modyfikują reakcje fizjologiczne organizmu oraz wpływają na sprawność intelektu. Potrafią być „kołem napędowym” do działania, niestety często też stają się „barierą”, która wstrzymuje człowieka od jakichkolwiek reakcji. Lęk określany jest jako negatywny stan emocjonalny, którego obiekt jest zwykle irracjonalny. Na podstawie doświadczeń z przeszłości lub też abstrakcyjnego myślenia wywołuje reakcję w czasie teraźniejszym i może się objawić, jako niepokój, uczucie napięcia, skrępowania oraz zagrożenia. Strach natomiast jest odpowiedzią organizmu o podobnych objawach jak lęk, lecz związany jest z bezpośrednim zagrożeniem lub bólem. Intensywny strach jest jednym z najbardziej osłabiających i męczących ludzkich doświadczeń, co ważne jest również jednym z najbardziej potrzebnych przystosowawczych odczuć.

Pacjenci przed wizytą odczuwają silny strach, który niejednokrotnie wiąże się z doświadczeniami bólowymi z przeszłości. Dlatego ważne jest znalezienie narzędzia, które w prosty sposób umożliwi identyfikację pacjentów, którzy będą wymagali dodatkowego przygotowania przed zabiegiem (psychologicznego, farmakologicznego).

Metodologia: Celem pracy była walidacja kwestionariuszy stosowanych w stomatologii do oceny poziomu lęku przed wizytą stomatologiczną, w populacji pacjentów Poradni Protetyki Stomatologicznej ACS.

Wyniki: Przedstawiono elementy profilaktyki wczesnej z wytycznymi dotyczącymi postępowania lekarza z Pacjentem.

Podsumowanie / wnioski: Lęk i strach potrafią być istotnymi przeszkodami przed osiągnięciem celu jakim jest zdrowa jama ustna. Dlatego ważna jest odpowiednia jakość opieki nad pacjentem oraz dbałość o szczegóły na jakie zwracają uwagę pacjenci, aby przyczyną absencji pacjenta nigdy nie był strach.

14. Badanie sposobów poprawy siły wiązania silikonowych materiałów miękkich do podścielania protez poprzez modyfikację powierzchni polimetakrylanu metylu.

Influence of surface modification of polymethyl methacrylate on bond strength improvement of selected silicone soft denture liners.

Lek. dent. Natalia **Grychowska**¹, prof. dr hab. n. med. Włodzimierz **Więckiewicz**¹, dr n. med. Joanna **Smardz**²,
dr hab. n. med. Mieszko **Więckiewicz**²

¹Katedra i Zakład Protetyki Stomatologicznej, Wydział Lekarsko-Stomatologiczny, Uniwersytet Medyczny we Wrocławiu,
ul. Krakowska 26, 50-425 Wrocław, e-mail: natgrychowska@gmail.com (N.G.),
wlodzimierz.wieckiewicz@umed.wroc.pl (W.W.)

²Katedra i Zakład Stomatologii Doświadczalnej, Wydział Lekarsko-Stomatologiczny, Uniwersytet Medyczny we Wrocławiu,
ul. Krakowska 26, 50-425 Wrocław, e-mail: joannasmardz1@gmail.com (J.S.),
m.wieckiewicz@onet.pl (M.W.),

Wprowadzenie/cel: W części przypadków klinicznych, w celu zminimalizowania oddziaływania twardej płyty protezy na podłoże protetyczne, zalecane jest jej podścielenie materiałem miękkim np. silikonowym. Niestety niezadowalająca siła połączenia między akrylem a silikonem uważana jest za wadę tego rodzaju uzupełnień. Projekt badawczy zakładał zbadanie wpływu różnych modyfikacji powierzchni polimetakrylanu metylu (PMMA) na siłę wiązania z wybranymi silikonowymi materiałami do bezpośredniego podścielania protez.

Metodologia: W badaniu wykorzystano PMMA oraz materiały miękkie do podścielania protez: Mucopren Soft, Ufi Gel SC, oraz GC Reline Extra Soft. Przygotowanie próbek oraz procedurę postępowania laboratoryjnego w całości przeprowadzono zgodnie z normą ISO 10139-2:2016 dla miękkich materiałów podścielających (część 2: materiały do użytku długoterminowego). Powierzchnię PMMA poddawano obróbce strumieniowo-ściernej ziarnami: (1) Al₂O₃ 50 μm, pod ciśnieniem 3 bar, (2) Al₂O₃ 50 μm, pod ciśnieniem 5 bar, (3) Al₂O₃ 250 μm, pod ciśnieniem 3 bar, (4) Al₂O₃ 250 μm, pod ciśnieniem 5 bar, (5) Rocatec™ Pre oraz Plus 3M ESPE, (6) Rocatec™ Pre oraz Plus 3M ESPE z następczą aplikacją silanu 3M ESPE. Grupę kontrolną (7) stanowiły próbki wytwarzane wyłącznie według zaleceń producenta. Łącznie otrzymano 315 próbek, po 15 w każdej grupie. Przygotowane próbki poddawano testom wytrzymałościowym na zrywanie. Do analizy statystycznej wykorzystano statystykę opisową, ANOVA, test Kruskala-Wallisa. Przyjęty poziom istotności $\alpha = 0,05$.

Wyniki: Ogólna wytrzymałość na zrywanie dla materiału GC Reline Extra Soft (1,91MPa) była istotnie mniejsza porównując do Mucopren Soft (2,90MPa) i Ufi Gel SC (2,60MPa). Średnia wytrzymałość na zrywanie w grupach Al₂O₃ 50 μm nie różniła się istotnie od średniej w grupach kontrolnych dla wszystkich silikonów. Zastosowanie ziaren 250 μm oraz Rocatec™ istotnie zmniejszyły wytrzymałość na zrywanie.

Podsumowanie / wnioski: Porównując grupy kontrolne z badanymi żadna z modyfikacji PMMA nie przyniosła istotnej poprawy wiązania. W niektórych przypadkach nawet istotnie ją pogorszała. Rekomendowane jest postępowanie zgodne z zaleceniami producenta, jako metoda z wyboru gwarantująca efektywną siłę wiązania pomiędzy badanymi materiałami.

Projekt badawczy finansowany z środków działalności statutowej Katedry i Zakładu Protetyki Stomatologicznej Uniwersytetu Medycznego we Wrocławiu nr. ST B020.17.029.

15. Zastosowanie ozonu w stomatologii

The use of ozone in dentistry

*lek.dent. Katarzyna Janowska-Bogacz¹ dr hab. n. med. Dariusz Skaba¹,
lek. dent. Anna Kuśka-Kielbratowska¹, dr n. med. Katarzyna Mocny-Pachońska¹,
dr n. med. Rafał Wiench¹, lek. dent. Mateusz Wójcik¹
prof. dr hab. n. med. Marta Tanasiewicz*

¹Katedra Stomatologii Zachowawczej z Endodoncją, Wydział Lekarski z Oddziałem Lekarsko-Dentystycznym w Zabrze, pl. Akademicki 17, 41-902 Bytom, e-mail: kjanowskabogacz@gmail.com, dskaba@sum.edu.pl

Wprowadzenie/cel: W Polsce leczenie ozonem rozpoczął profesor Zygmunt Antoszewski, który po raz pierwszy wykorzystał krople ozonowe w leczeniu schorzeń oczu. Stosowanie ozonu w medycynie przy zachowaniu odpowiednich środków ostrożności i przestrzeganiu zaleconych dawek jest działaniem bezpiecznym i nietoksycznym dla pacjenta oraz personelu medycznego.

Celem pracy jest przedstawienie możliwości zastosowania ozonu w codziennej praktyce dentystycznej w oparciu o dostępną literaturę oraz informacje udostępnione przez producenta generatora ozonu ATO-3 (Metrum Cryoflex)

Metodologia: Aparat do terapii ozonem ATO-3 firmy Metrum Cryoflex wytwarza mieszaninę ozonowo-tlenową, która może być wykorzystana zarówno w formie wodnej, wówczas wytwarzana jest z tlenu medycznego i wody demineralizowanej jak i w formie gazowej. W formie wodnej może być stosowany przed każdą formą profilaktyki czy leczenia stomatologicznego w celu odkażenia jamy ustnej. Formę gazową stosuje się w stomatologii mikroinwazyjnej samodzielnie lub ze środkami wspomagającymi remineralizację m.in. w celu znoszenia nadwrażliwości zębiny. Można wykorzystać go do dezynfekcji bruzd przed lakowaniem zębów, czy ubytków przed wypełnieniem materiałem ostatecznym. Znajduje zastosowanie w zabiegach wybielania zębów. W protetyce wykorzystywany jest do dezynfekcji protez zębowych. Dzięki znakomitej penetracji ozonu w głąb tkanek udowodniono jego pozytywne działanie w odkażaniu kanałów korzeniowych podczas leczenia endodontycznego. Stosuje się go wspomagająco w leczeniu zmian na błonie śluzowej, zapaleń dziąseł lub przyzębia. Opisano również pozytywny wpływ w terapii zapaleń kości, zapaleń okołowszczepowych w implantologii czy znoszeniu bólu poekstrakcyjnego.

Podsumowanie / wnioski: Ze względu na coraz częstsze doniesienia o antybiotykoodporności bakterii zastosowanie ozonu w niektórych przypadkach może stać się alternatywą dla użycia antybiotyków. Zastosowanie wody ozonowanej w celu odkażenia pola zabiegowego przyczynia się do zmniejszenia ilości drobnoustrojów w ślinie, a tym samym nie tylko do polepszenia jakości leczenia, ale i do zachowania bezpieczeństwa personelu medycznego pracującego w spreju wodnym. W związku z rozwojem urządzeń do ozonoterapii, konieczne jest przeprowadzenie większej ilości badań potwierdzających korzystny wpływ ozonu w stomatologii.

16. Stomatopatie protetyczne

Prosthetic dentopathies

lek. dent. Aleksandra **Kardynal-Kowalczyk**², prof. dr hab.n.med. Jacek **Kasperski**¹
,dr n.med. Tomasz **Lipski**^{1,2}

1) Katedra Protetyki i Materiałoznawstwa Stomatologicznego ŚUM, Bytom, Plac Akademicki 17, , protstom@sum.edu.pl

2) Poradnia Protetyki Akademickiego Centrum Stomatologii i Medycyny Specjalistycznej w Bytomiu

Wprowadzenie: Zdefiniowanie stomatopatii protetycznych jako zmian w błonie śluzowej jamy ustnej związane z użytkowaniem protez ruchomych, rzadziej protez stałych czy wypełnień ubytków. Etiologia zmian jest wieloczynnikowa. Do głównych przyczyn powstawania stomatopatii protetycznych możemy zaliczyć: uraz mechaniczny, infekcje grzybami drożdżopodobnymi, oddziaływanie płytki protez, schorzenia układowe, złą higienę protez, czynniki chemiczne oraz reakcje alergiczne.

Obraz kliniczny: Klasyfikacja zmian wg Lostera i wg Newtona z uwzględnieniem stadium „0” wg Spiechowicza. Do najbardziej charakterystycznych objawów klinicznych stomatopatii protetycznych zaliczamy obrzęk i zaczerwienie błony śluzowej z towarzyszącym uczuciem pieczenia oraz krwawieniem z błony śluzowej jamy ustnej objętej płytą protezy. Mogą też występować zaburzenia smaku, suchość błony śluzowej jamy ustnej oraz halitoza. W żuchwie stany zapalne błony śluzowej są spotykane rzadziej lub nie występują wcale, dlatego opisy stanów klinicznych błony śluzowej w przebiegu stomatopatii protetycznych ograniczają się głównie do stanu błony śluzowej w szczęcie.

Leczenie: Leczenie stomatopatii możemy podzielić na protetyczne, farmakologiczne i chirurgiczne. Leczenie farmakologiczne opiera się na stosowaniu preparatów z trzech głównych grup leków polienów, pochodnych imidazolu oraz antymetabolitów (5-fluorocytozyna). Leczenie chirurgiczne polega na usunięciu chorobowo zmienionej błony śluzowej w znieczuleniu miejscowym, przy użyciu skalpela lub z zastosowaniem elektrokoagulacji. Możliwe jest również zastosowanie metod małoinwazyjnych jak krioterapia i laser CO₂. Są to metody mało obciążające dla pacjenta, z minimalnym ryzykiem powikłań pozabiegowych.

17. Różnice między stałymi uzupełnieniami protetycznymi na podbudowie ze stopu złota, wykonanymi techniką traconego wosku i w technologii galwanoforingu.

Differences between permanent prosthetic restorations on a gold alloy framework made with lost wax technique and galvanofarming technology.

lek. dent. Aleksandra **Kardynał-Kowalczyk**², prof. dr hab.n.med. Jacek **Kasperski**¹
, dr n.med. Tomasz **Lipski**^{1,2}

1) Katedra Protetyki i Materiałoznawstwa Stomatologicznego ŚUM, Bytom, Plac Akademicki 17, , protstom@sum.edu.pl

2) Poradnia Protetyki Akademickiego Centrum Stomatologii i Medycyny Specjalistycznej w Bytomiu

Wprowadzenie: Korona złożona jest stałym uzupełnieniem protetycznym które służy odtworzeniu braków jakościowych w obrębie twardych tkanek zęba. Podbudowa metalowa pokryta materiałem w kolorze tkanek zęba warunkuje efekt kosmetyczny. Jest uzupełnieniem całkowitym, złożonym, podziąsłowym, dodziąsłowym, schodkowym.

Rozwinięcie: Istnieją różne metody wykonawstwa koron złożonych. Wśród technik wykorzystujących złoto jako materiał do wykonania podbudowy metalowej należy wymienić technikę odlewania (traconego wosku) oraz galwanoforingu. Powyższe metody różnią się istotnie, podobnie jak wykonane przy ich użyciu korony.

Budowa wewnętrzna korony odlewanej charakteryzuje się gruboziarnistą strukturą oraz obecnością jam skurczowych. Ponadto korona ta wyróżnia się stosunkowo niską twardością, umiarkowanym przyleganiem, zmienną (zależną od składu stopu) odpornością na korozję, biokompatybilnością oraz efektem kosmetycznym. Metoda odlewania podbudowy koron wymaga zużycia dużej ilości materiału (podbudowa grubościenna) i jest pracochłonna.

Galwanoforingu przy użyciu stosunkowo niewielkiej ilości materiału (podbudowa cienkościenna) oraz niewielkim nakładem pracy (automatyzacja procesu) pozwala wykonać podbudowy koron o heterogennej i bardzo uporządkowanej strukturze bez jam skurczowych, wysokiej twardości, dobrym przyleganiem, odporne na korozję. Gwarantuje bardzo dobry efekt kosmetyczny i całkowitą biokompatybilność.

Podsumowanie: Galwanoforingu umożliwił wykonywanie podbudów koron o pożądanej charakterystyce, oszczędność materiału i pracy podczas wykonawstwa. Technika ta wydaje się być optymalnym wyborem w przypadku konieczności wykonania podbudowy korony protetycznej z wykorzystaniem jako budulca stopu złota.

18. Strach przed dentystą, a wiek pacjenta – badanie ankietowe.

Dental fear and age of the patient – survey.

prof. dr hab.n.med. Jacek **Kasperski**¹, dr n.med. Magdalena **Wyszyńska**¹, lek. dent. **Ewa Białożył**¹, lek. dent. **Olaf Gruca**¹, dr n.med. **Rafał Rój**¹,

1) Katedra Protetyki i Materiałoznawstwa Stomatologicznego ŚUM, Bytom, Plac Akademicki 17,
magdalena.wyszynska@sum.edu.pl, protstom@sum.edu.pl

Wprowadzenie/cel:

Lęk jest negatywnym stanem emocjonalnym, którego obiekt jest zwykle abstrakcyjny. Na podstawie doświadczeń z przeszłości lub abstrakcyjnego myślenia wywołuje reakcję w czasie teraźniejszym i może się objawić jako niepokój, uczucie napięcia, skrępowania lub zagrożenia. Strach jest natomiast odpowiedzią organizmu o podobnych objawach jak lęk, lecz jest związany z bezpośrednim zagrożeniem lub bólem. Pomimo swego możliwego efektu stymulującego do działania lęk i strach są uważane za niekorzystne, gdyż mogą również powodować reakcje unikowe lub ucieczki. Mimo upływu czasu, rozwoju stomatologii, pojawienia się nowych technik leczenia i znieczuleń leczenie stomatologiczne w dalszym ciągu kojarzy się pacjentom z czymś nieprzyjemnym, bolesnym. Pacjenci w różnych grupach wiekowych, inaczej reagują na spotkanie z lekarzem dentystą.

Metodologia: Przeprowadzono badanie ankietowe dotyczące różnych grup wiekowych i określono stopień nasilenia lęku.

Wyniki: U osób młodszych nasilenie lęku jest większe.

Podsumowanie / wnioski: Lęk i strach potrafią być istotnymi przeszkodami przed osiągnięciem celu jakim jest zdrowa jama ustna. Dlatego ważna jest odpowiednia jakość opieki nad pacjentem oraz dbałość o szczegóły na jakie zwracają uwagę pacjenci.

19. Zastosowanie termografii w podczerwieni w analizie efektów chirurgicznego usunięcia zębów zatrzymanych.

The applications of thermal imaging in analysis of the retained teeth surgical removal effects

*mgr Teresa Kasprzyk¹, Karolina Balamut¹, dr n. med. Michał Kaszuba², Natalia Kaszuba²,
prof. dr hab. n. med. Agata Stanek³, dr hab. n. med. Karolina Sieroń⁴,
dr n. fiz. hab. n. med. Armand Cholewka¹, dr hab. n. med. Tadeusz Morawiec⁵*

*1 Zakład Fizyki Medycznej, Instytut Fizyki im. A. Chelkowskiego, Uniwersytet Śląski, Uniwersytecka 4, 40-007 Katowice,
e-mail: ter.kasprzyk@gmail.com (T.K.), kalabalamut@poczta.fm (K.B.), armand.cholewka@gmail.com (A.C.),*

2 Instytut Stomatologii w Katowicach, Łąbedzia 2, 40-534 Katowice, e-mail: instytut_stomatologii@op.pl (M.K.)

3 Katedra i Oddział Kliniczny Chorób Wewnętrznych, Angiologii i Medycyny Fizykalnej, Śląski Uniwersytet Medyczny w Katowicach, Batorego 15, 41-902 Bytom, e-mail: agata.stanek@gmail.com (A.S.)

4 Wydział Nauk o Zdrowiu w Katowicach, Śląski Uniwersytet Medyczny w Katowicach, Zakład Medycyny Fizykalnej Katedry Fizjoterapii, Medyków 12, 40-752 Katowice, e-mail: kstoltny@hot.pl (K.S.)

5 Zakład Chirurgii Stomatologicznej Katedry i Kliniki Chirurgii Czaszkowo - Szcękowo - Twarzowej i Chirurgii Stomatologicznej SUM Wydziału Lekarskiego z Oddziałem Lekarsko Dentystycznym w Zabrze, Plac Akademicki 17, 41-902 Bytom, e-mail: tmorawiec@sum.edu.pl (T.M.)

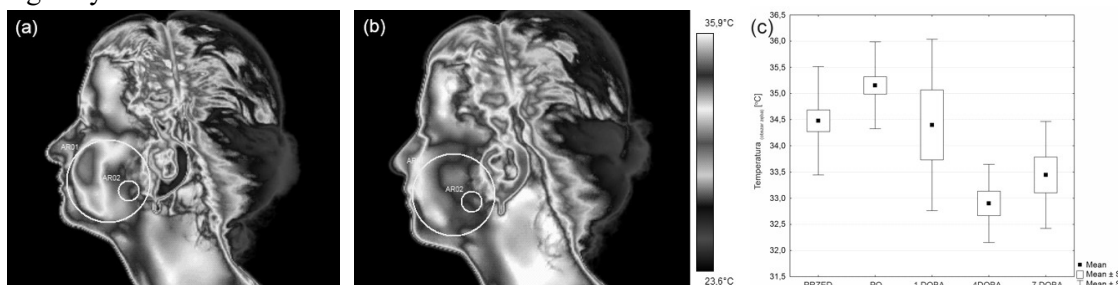
Wprowadzenie/cel: Termografia w podczerwieni jest nieinwazyjną metodą pomiaru rozkładu temperatury na powierzchni badanego obiektu. Istotnym faktem jest, że obserwacja zmian temperatury powierzchniowej badanego obiektu biologicznego odzwierciedla stan metaboliczny tkanek umiejscowionych pod warstwą skóry. W związku z powyższym obrazowanie termiczne może wskazywać obszary o odmiennej dystrybucji temperatury, a co za tym idzie zmiany patologiczne tkanek związane z zaburzeniami metabolizmu lub układu krążenia.

Celem badań była ocena przydatności obrazowania termicznego w zabiegach ekstrakcji trzecich zębów trzonowych, potocznie zwanych zębami mądrości w kontekście diagnostyki stanu zapalnego oraz monitorowania postępów leczenia stomatologicznego.

Metodologia: Materiał badawczy stanowiła grupa 25 pacjentów między 20, a 40 rokiem życia ze wskazaniem do chirurgicznej ekstrakcji zatrzymanego trzeciego zęba trzonowego. Obrazowanie termiczne przeprowadzono w dniu zabiegu, pierwszej, czwartej oraz siódmej dobie po zabiegu. Pomiar termowizyjny wykonano za pomocą kamery termowizyjnej FLIR Systems E60, która została umieszczona na statywie, znajdującym się w odległości $0,9 \pm 0,1$ m od pacjenta, co miało na celu zapewnienie powtarzalności pomiaru. Badaniu podlegała płaszczyzna strzałkowa twarzy po stronie wykonywanego zabiegu jak również tzw. strona kontrolna (tj. zdrowa).

Wyniki: Otrzymane wyniki wskazują na korelację między diagnozowanymi stanami patologicznymi i mapami termicznymi, co daje nadzieje na zastosowanie termowizji jako metody pomocnej w lokalizacji patologii. Ponadto zmiany temperatury po zabiegu wykazują charakter zgodny z procesami leczenia zachodzącymi w tkankach opisanymi w literaturze fachowej.

Podsumowanie / wnioski: Uzyskane wyniki mogą być przydatne w ocenie stanów zapalnych tkanek miękkich w jamie ustnej oraz w kontroli skuteczności leczenia oraz rekonwalescencji po przeprowadzonych zabiegach stomatologicznych.



Rys. 1. Przykładowy termogram pacjentki przed (a) oraz bezpośrednio po zabiegu (b) z zaznaczonymi obszarami zainteresowania oraz zmiana temperatury obszaru zęba w czasie (c).

20. Wpływ czynników wzrostu na zaburzenia rozwojowe żuchwy w przebiegu hipodoncji na modelu zwierzęcym

The influence of growth factors on the dysmorphic disorders of mandible in hypodontia animal model

lek. dent. Przemysław **Kosewski**¹, dr n. med. Piotr **Wychowański**¹, prof. dr hab. n. med. Andrzej **Wojtowicz**¹

¹Zakład Chirurgii Stomatologicznej, Wydział Lekarsko-Stomatologiczny, Warszawski Uniwersytet Medyczny,
ul. Żwirki i Wigury 61, 02-091 Warszawa

e-mail: przemyslaw.kosewski@wum.edu.pl (P.K.)¹, piotrwychowanski@wychowanski.pl (P.W.)¹,
andrzej.wojtowicz@wum.edu.pl (A.W.)¹

Wprowadzenie/cel:

Hipodoncja powoduje znaczne zaburzenia rozwojowe szczęk. W przypadku hipodoncji obserwowane jest zahamowanie wzrostu części wyrostka zębodołowego dotkniętego tą nieprawidłowością. Zmianom tym towarzyszą często zaburzenia mowy, połykania czy oddychania, a także istotne problemy psychologiczne i socjalne. Leczenie wad rozwojowych szczęk spowodowanych brakiem zawiązków zębowych jest długotrwałe i często nie daje zadowalających wyników. Aktualnie w leczeniu tego typu nieprawidłowości stosuje się leczenie ortodontyczne i chirurgiczne.

Celem badania jest ocena możliwości zastosowania wybranych czynników wzrostowych używanych w praktyce chirurgicznej do ograniczenia zakresu morfologicznych zaburzeń rozwojowych żuchwy towarzyszących hipodoncji.

Metodologia: Badanie przeprowadzono na 10 świniach w wieku 7 dni. We wziewnym znieczuleniu ogólnym wykonano jednostronną germektomię zębów trzonowych w żuchwie. Wyróżniono 4 grupy badawcze:

- A. germektomia bez augmentacji
 - B. germektomia z augmentacją β -TCP
 - C. germektomia z augmentacją PDGF na nośniku β -TCP
 - D. germektomia z augmentacją rh-BMP2 na nośniku kolagenowym
- Strona kontrolna pozostawiona została bez interwencji chirurgicznej.

Po 3 miesiącach, zwierzęta zostały uśmiercone z zastosowaniem pentobarbitalu 100 mg/kg m.c. Żuchwy zwierząt zostały wyekstrahowane i oczyszczone z tkanek miękkich. Pomiary kości wykonywano manualnie oraz na skanach CBCT.

Wyniki: Pomiary wykazały brak istotnych statystycznie różnic w zakresie wymiarów trzonu i gałęzi żuchwy we wszystkich grupach badawczych w porównaniu do strony kontrolnej.

Wymiary części zębodołowej żuchwy różniły się od strony nieoperowanej we wszystkich grupach, wykazując zahamowanie wzrostu ($p < 0,05$).

Augmentacja jam poekstrakcyjnych za pomocą β -TCP oraz PDGF na nośniku β -TCP (grupy B i C) nie wykazała istotnych statystycznie różnic w porównaniu do grupy bez augmentacji (grupa A). Zastosowanie rh-BMP2 na nośniku kolagenowym skutkowało częściową redukcją zakresu atrofii części zębodołowej żuchwy (grupa D). ($p < 0,05$)

Podsumowanie / wnioski: Prezentowane badanie wskazuje iż:

1. Zwierzęcy model świni jest adekwatny do prowadzenia badań nad hipodoncją obserwowaną w warunkach klinicznych u ludzi.
2. Przy germektomii zębów trzonowych w 7 dniu życia nie obserwuje się zaburzeń rozwojowych części gnatycznej kości żuchwy, jednocześnie notuje się istotną redukcję wymiarów części zębodołowej żuchwy.
3. Rh-BMP2 wykazuje potencjał do częściowego zmniejszenia zakresu zahamowania wzrostu części zębodołowej żuchwy przy braku zawiązków zębowych.

21. Skorupki jaj, żywice iglaków, kleje owoców morza, stopa gekona czy żuka, a może śluz *Ceratophrys ornata*? Biomateriały stomatologiczne inspirowane naturą.

Egg shells, conifers, seafood glues, gecko or beetle foot, or maybe *Ceratophrys ornata* mucus? Nature-inspired dental biomaterials.

dr n. med. Tomasz 'Tomi' Kupka¹

¹*Zakład Materiałoznawstwa Stomatologicznego Katedry Protetyki i Materiałoznawstwa Stomatologicznego Śląskiego Uniwersytetu Medycznego w Katowicach, 41-902 Bytom, pl. Akademicki 17, e-mail: tkupka@sum.edu.pl*

Wprowadzenie/cel: Szkło-jonomery są powszechnie stosowane w chirurgii kości, otolaryngologii, oraz przede wszystkim w stomatologii, jako biomateriały do wypełnień pierwszego wyboru w pierwotnej chorobie próchnicowej. Rozwój materiałoznawstwa dentystycznego obejmuje również wprowadzanie nowych komponentów w skład materiałów klasycznych.

Metodyka: Przedstawiono krótki rys historyczny biomateriałów do odbudów dentystycznych w kontekście projektowania inspirowanego naturą.

Wyniki:

Wyniki wcześniejszych badań potwierdzające możliwość tworzenia apatytu - tkanki podobnej do szkliwa w GIC są obiecujące. Koncepcja inkludowania nanokryształów fosforanu wapnia/substytuowania wypełniacza szklanego w składzie GIC wydaje się być przyszłościowa.

Podsumowanie

Poszukiwania syntetycznych, inspirowanych naturą mezomateriałów o składzie i budowie/strukturze analogicznej do szkliwa/zębiny/cementu, przekształcających się w pierwotne tkanki twarde gospodarza, powinny skupić się na sterowaniu HAp w celu tworzenia i organizowania się w pryzmaty szkliwa i prostopadle zorientowane pęczki w układ przypominający porządek trójwymiarowy. W tym kontekście nadal nie odkryto przyszłej roli polielektrolitowej matrycy organicznej opartej na polipeptydach szkliwa i zębiny, usieciowanych zmodyfikowanymi naturalnymi analogami adhezyjnymi.

22. Zębina - jej obraz morfologiczny po kanałowym leczeniu zęba podchlorynem sodu

Dentine - its morphological picture after root canal treatment with sodium hypochlorite

*dr n. med. Przemysław Kustra¹, prof. dr hab. n. med. Roman Pawlicki³,
prof. dr hab. n. med. Joanna Zarzecka¹, e-mail: przemyslaw.kustra@uj.edu.pl, j.zarzecka@uj.edu.pl*
¹Uniwersytet Jagielloński - Collegium Medicum Instytut Stomatologii Wydział Lekarski Katedra Stomatologii Zachowawczej z Endodoncją, ³Uniwersytet Jagielloński - Collegium Medicum Katedra Histologii Wydział Lekarski

Wprowadzenie/cel:

Badaniom poddawane są tkanki zęba, w tym zębina. Budowa histologiczna tych tkanek była już przedmiotem wcześniejszych badań. Autorzy ponownie podejmują zagadnienie, poszerzając znacznie metodykę badań. Celem było badanie i ewentualne stwierdzenie zmian zachodzących na poziomie struktury zębiny, w bliższym i odleglejszym czasie od działania silnego utleniacza jako środka leczniczego w tym przypadku podchlorynu sodu po kanałowym leczeniu zęba.

Metodologia: Do badania użyto dziesięć zębów. Były to zęby uprzednio leczone kanałowo silnym utleniaczem - podchlorynem sodu 5.25%. Bezpośrednio do badania posłużyły przełomy zębów o różnych płaszczyznach przekroju zęba oraz sporządzone w stosownych płaszczyznach szlify, odsłaniające powierzchnie zęba w wybranym przekroju do badania. Celem porównania, badaniu poddano także zęby nie leczone dokanałowo, wykonując z nich szlify. W analizie tak przygotowanego materiału, posłużono się skaningowymi elektronowymi mikroskopami.

Wyniki: Na przełomach i w płaszczyźnie szlifów, w SEM stwierdzono obrazy kanalików zębinowych w różnych przekrojach. Kanaliki te, w jednych miejscach były puste, w innych w swym wnętrzu miały niewielkie formy krystaliczne, które tam występowały pojedynczo lub w niewielkich skupieniach. W ułożeniu tych elementów krystalicznych nie było szczególnego uporządkowania. Ułożenie to zdaje się być przypadkowe. Zależne być może od ilości dopływu podchlorynu sodu i czasu jego działania w określonym miejscu kanalika.

Podsumowanie / wnioski: Powyższe badania wskazują, że działanie podchlorynu sodu na zębinę usuwa organiczne składniki z wnętrza komory i kanału oraz z kanalików zębinowych w wyniku tego działania powstaje nowy związek krystaliczny na powierzchni bezpośredniego kontaktu zębiny z podchlorynem sodu.

23. Zastosowanie ozonu w nowoczesnej periodontologii i leczeniu chorób błony śluzowej

The use of ozone in modern periodontology and treatment of mucosal diseases.

lek. dent. Anna **Kuśka-Kielbratowska**, dr hab. n. med. **Dariusz Skaba**¹, lek. dent. **Katarzyna Janowska-Bogacz**¹,
dr n. med. **Katarzyna Mocny-Pachońska**¹, dr n. med. **Rafał Wiench**¹,
lek. dent. **Mateusz Wójcik**¹ dr hab. n. med. **Małgorzata Skucha -Nowak**

¹Katedra Stomatologii Zachowawczej z Endodoncją, Wydział Lekarski z Oddziałem Lekarsko-Dentystycznym w Zabrze, pl. Akademicki 17, 41-902 Bytom, e-mail: anna.kuska@hotmail.com, dkkaba@sum.edu.pl

Wprowadzenie/cel: Ozon (O₃) to występująca naturalnie substancja gazowa złożona z trzech atomów tlenu. Występuje w atmosferze, gdzie powstaje pod wpływem promieniowania UV w wyniku reakcji fotochemicznej. Ozon jest związkami silnie utleniającym, a wrażliwe na działanie jego działanie są bakterie Gram-dodatnie, Gram-ujemne, wirusy, spory oraz komórki wegetatywne. W periodontologii wykorzystujemy głównie jego działanie przeciwdrobnoustrojowe, jednak w niektórych stanach chorobowych oprócz tego, wykorzystujemy jego pozostałe funkcje.

Metodologia: Aparat do terapii ozonowej ATO-3 firmy Metrum CryoFlex, pozwala na uzyskanie wodnej mieszaniny tlenowo-ozonowej w różnych stężeniach, odpowiednio wybranych do danej terapii i konkretnego pacjenta. Urządzenie pozwala również na uzyskanie ozonowanej oliwy/oleju, co jest najtrwalszą jego formą – zostało to również wykorzystane w gotowych produktach aptecznych których trwałość wynosi zależnie od wskazań producenta 6 do nawet 18 miesięcy (np. Oliwa ozonowana Ozonosept, Metrum Cryoflex). Pozostałe postacie ozonu powinny być przygotowane bezpośrednio przed wykonaniem danej procedury, ponieważ ich trwałość jest niewielka. Oprócz przeciwdrobnoustrojowych właściwości ozon wykazuje działanie stymulujące na układ odpornościowy. O₃ wpływa zarówno na komórkową jak i humoralną odporność. To oznacza, że zastosowanie ozonu medycznego jest niezwykle przydatne do aktywacji układu odpornościowego u pacjentów zaburzeniami lub deficytami immunologicznymi. Ta funkcja ozonu daje spore nadzieje, na jego zastosowanie w chorobach o podłożu autoimmunologicznym. U pacjentów z typowymi chorobami błon śluzowych tj.: nadżerki aftowe (RAS), opryszczka warg, liszaj płaski, zapalenie kątów ust można uzyskać bardzo dobre efekty lecznicze przy regularnym stosowaniu niskich dawek ozonu samodzielnie, bądź wspomagając terapię klasyczną. Klasyczne leczenie kandydozy jamy ustnej wspomagane ozonoterapią pozwala na osiągnięcie wymiennie lepszych wyników leczenia w obliczu rozwijającej się lekooporności w szczególności w zakażeniach oportunistycznych.

Podsumowanie / wnioski: We nowoczesnym leczeniu dążymy do osiągnięcia jak najlepszych efektów leczniczych, zmniejszając przy tym nieprzyjemne doznania dla pacjenta, obciążenie środkami chemicznymi. Musimy również mieć na uwadze, rosnącą oporność drobnoustrojów na stosowane leczenie, co jest często związane ze zbyt szybkim zalecaniem antybiotyków. Płytką nazębną utrudnia również dyfuzję antybiotyków do potencjalnych patogenów przyzębia. Zastosowanie ozonu w periodontologii wydaje się być bardzo obiecujące i wymaga dalszych badań.

24. System Gentlefile – badanie in vitro

The Gentlefile system – in vitro study

dr n. med. Agata **Koprowicz**¹, dr n. med. Joanna **Grącka-Mańkowska**², prof. dr hab. n. med. Halina **Pawlicka**³,
dr n. med. Beata **Zarzycka**⁴, Igor **Bednarski**⁵

^{1,2,3} Zakład Endodoncji, Uniwersytet Medyczny w Łodzi agata.koprowicz@umed.lodz.pl;
joanna.gracka_mankowska@umed.lodz.pl; halina.pawlicka@umed.lodz.pl

⁴ Zakład Mikrobiologii i Laboratoryjnej Immunologii Medycznej, Uniwersytet Medyczny w Łodzi

⁵ Zakład , Uniwersytet Medyczny w Łodzi

Wprowadzenie:

Chemo-mechaniczne opracowanie kanałów korzeniowych, w tym kształtowanie i oczyszczanie jamy zęba, jest niezbędnym etapem leczenia endodontycznego. Procedura usunięcia opatrunku wewnątrzkanalowego, jak również zastosowanie aktywowanej irygacji celem poprawy dezynfekcji kanałów korzeniowych ma ostatecznie wpływ na adhezję materiału wypełniającego i eliminację mikroprzecieku bakteryjnego.

Cel:

Celem badania jest przedstawienie wpływu systemu Gentlefile na uzyskanie dezynfekcji kanałów korzeniowych poprzez eliminację bakterii *Ent. faecalis*, jak również poprawę usunięcia wodorotlenku wapnia dzięki aktywacji środka płuczącego za pomocą Gentle Brush.

Metoda:

Dla standaryzacji próbek pilotażu usunięte jednokanałowe zęby ludzkie (N=8) oraz zęby bydłce (N=7) poddano zabiegom przygotowawczym. Badanie rozpoczęto od części mikrobiologicznej: opracowane i wysterylizowane kanały zębów bydłczych zakażono bakteriami *Enterococcus faecalis* (szczep ATCC 11420), a następnie inkubowano w warunkach tlenowych przez 24 godz. Do dezynfekcji kanałów wykorzystano pilniki Gentlefile (MedicNRG, Kibbutz Afikim, Israel) (+ 2% NaOCl, 2ml). Materiał pobrany z wnętrza kanałów wysiewano na wybiórcze podłoże *Enterococcosel* Agar i określano CFU (z ang. Colony Forming Unit) dla każdej próbki w przeliczeniu na 1 mg zębiny. Część biomechaniczną przeprowadzono w następujący sposób: do kanałów korzeniowych zębów ludzkich wprowadzono opatrunek na bazie wodorotlenku wapnia z jodoformem i wykonano zdjęcia RVG w dwóch projekcjach. Po 14-dniowym okresie inkubacji materiał z kanałów usunięto za pomocą 5 ml 2,0% roztworu podchlorynu sodu, który był aktywowany szczoteczką przynależną do systemu o nazwie Gentle Brush. Następnie powtórzono wykonanie zdjęć RVG i wgrano je do programu graficznego, dzięki któremu na każdej próbce wyznaczono trzy sekcje: koronową, środkową i wierzchołkową i obliczono ilość pól czystych i zajętych materiałem opatrunkowym. Analizę statystyczną przeprowadzono przy użyciu oprogramowania Statistica 13. Za poziom istotności przyjęto $p < 0,05$. W części mikrobiologicznej wykorzystano test ANOVA Kruskala-Wallisa oraz post hoc Dunna, natomiast w części biomechanicznej test N ch2.

Wyniki:

Różnice w eradykacji bakterii *Ent. Faecalis* w otrzymanych wartościach CFU/mg dla grupy Gentlefile oraz grupy kontrolnej okazały się istotne statystycznie ($p < 0.001$). Natomiast wyniki usunięcia opatrunku i powierzchnia określona jako oczyszczona w obrębie wierzchołkowej sekcji kanałów korzeniowych wyniosła 87,3874 %, w obrębie części środkowej 63,6364%, natomiast w obrębie części koronowej 89,674%. Różnice między poszczególnymi sekcjami były również istotne statystycznie.

Podsumowanie / wnioski:

Przeprowadzone badanie dowodzi, że użycie systemu Gentlefile poprawia skuteczność dezynfekcji kanałów korzeniowych oraz usunięcie opatrunku wewnątrzkanalowego.

25. Współpraca ortodenty i implantologa: standardy

*dr hab. n. med. Kornel Krasny¹, dr n. med. Marta Krasny²,
prof. dr hab. n. med. Andrzej Wojtowicz¹*

1. Zakład Chirurgii Stomatologicznej, Uniwersytet Medyczny w Warszawie
2. Zakład Ortodontji, Uniwersytet Medyczny w Warszawie

Wrodzony brak zawiązków zębów stałych jest co raz częściej spotykanym problemem w praktyce stomatologicznej. Podczas planowania leczenia ortodontycznego należy zdecydować, czy odtwarzać miejsce pod odbudowy implantoprotetyczne, czy brak zastąpić zębem sąsiednim. Po podjęciu decyzji o wprowadzeniu implantu w lukę po brakującym zębie ważna jest wcześniejsza ocena jakości i ilości kości co ma istotne znaczenie w synchronizacji leczenia ortodontyczno - chirurgicznego oraz sposobu wspólnego przygotowania pacjenta.

Celem pracy jest omówienie czynników istotnych we współpracy ortodontyczno-chirurgicznej w tym sposobu ortodontycznego przygotowania pacjenta do augmentacji kości i implantacji oraz harmonogramu współpracy interdyscyplinarnej. Przedstawienie możliwości chirurgicznych przygotowania wyrostka zębodołowego do implantacji u pacjentów z hipodoncją.

Autorzy omawiają cztery procedury augmentacji wyrostka zębodołowego i dalszej implantacji w zależności od ilości i topografii tkanki kostnej.

W pierwszej grupie, gdzie zanik kości był najmniejszy, jednocześnie z osadzeniem implantu augmentowano wyrostek zębodołowy wiórami kości własnej. Przy większym zaniku, ale pozwalającym na zainstalowanie wszczepu jednocześnie augmentowano wyrostek granulatem allogennym. W III grupie (znaczny poziomy zanik kości wyrostka) zabieg implantacji łączono z augmentacją wyrostka bloczkiem kostnym allogennym. Do ostatniej grupy kwalifikowano pacjentów, ze znaczną hipoplazją kości w wymiarze poziomym lub pionowym, co uniemożliwiłoby uzyskanie pierwotnej stabilizacji. W pierwszym etapie wykonywano augmentacje kostne zawsze za pomocą bloczka kostnego, a po okresie 3-6 miesięcy instalowano implant.

We wszystkich przypadkach uzyskano poszerzenie wyrostka, średnio o 3,3 mm co pozwoliło na wprowadzenie wszczepu u wszystkich badanych i uzyskanie dobrego efektu estetycznego.

26. Ocena wpływu środków do higieny protez ruchomych na własności mechaniczne wybranych tworzyw akrylowych

Assessment of the impact of removable denture's care agents on the mechanical properties of selected acrylic resins

lek. dent. Karolina **Krupińska-Franczak**¹, dr n. med. Andrzej **Gala**¹,
dr hab. n. med. Małgorzata **Pihut** prof. UJ¹

¹Katedra Protetyki Stomatologicznej, Instytut Stomatologii, Uniwersytet Jagielloński Collegium Medicum w Krakowie,
e-mail: k.m.krupinska@gmail.com

Wprowadzenie/cel: Protezy akrylowe całkowite i częściowe są najczęściej stosowanymi uzupełnieniami protetycznym. Pacjenci użytkujący tego typu protezy są predysponowani do wystąpienia zakażeń grzybiczo-bakteryjnych, dlatego konieczne jest zachowanie ich odpowiedniej higieny. Na rynku dostępne są liczne środki służące do oczyszczania i dezynfekcji protez.

Celem badań była ocena wpływ oddziaływania środków do higieny protez na własności mechaniczne tworzywa akrylowego tj. twardość oraz wytrzymałość na rozciąganie.

Metodologia: Proces dezynfekcji przeprowadzono na wytypowanych tworzywach akrylowych: SR Triplex Hot firmy Ivoclar Vivadent, Rapid Simplifield firmy Vertex oraz SR Ivocap High Impact firmy Ivoclar Vivadent, z których wykonano 57 próbek w kształcie krążków, o średnicy 25 mm i wysokości 8 mm do pomiaru twardości oraz 57 próbek w kształcie wiosełek o wymiarach 70x12x2 mm do badań wytrzymałości na rozciąganie. Do badań wybrano popularne środki służące do czyszczenia protez: 0,2% oraz 2% roztwór glukonianu chlorheksydy, 2% roztwór podchlorynu sodu, tabletki czyszczące Corega Tabsi tabletki czyszczące Fittydent. Ponadto próbki poddawano również środowisku neutralnemu dla uzupełnień protetycznych, czyli wodzie destylowanej o temperaturze 37°C. Każda próbka materiału akrylowego raz dziennie była poddawana 15-minutowemu procesowi dezynfekcji. Po upływie wytypowanych czasów badań tj.: 2, 4 i 6 tygodni przeprowadzono pomiary twardości metodą Vickers'a przy wykorzystaniu urządzenia pomiarowego Tukon 2500 oraz wytrzymałości na rozciąganie materiałów przy pomocy maszyny wytrzymałościowej Zwick/Roell Z020.

Wyniki: Uzyskane wyniki badań wykazały, iż środki do dezynfekcji protez mają zróżnicowany wpływ na obniżenie twardości oraz wytrzymałości na rozciąganie tworzywa akrylowego w zależności od danego środka czyszczącego. Po najdłuższym czasie ekspozycji środków czyszczących, który wynosił 6 tygodni, twardość materiałów spadała o 24 % w stosunku do wartości wyjściowej, a w przypadku wytrzymałości na rozciąganie materiałów akrylowych spadek wynosi 21,5%.

27. Koncepcja trenera aktywizującego mięśnie języka w leczeniu bruxizmu

The concept of a trainer activating the tongue muscles in the treatment of bruxism

*mgr Kamil Kwieciński¹, lek. dent. Marta Sołtysiak-Niedziela²,
dr hab. inż. Jarosław Żmudzki prof. PŚ^{3*}, dr hab. inż. Grzegorz Chladek prof. PŚ³*

¹ APIpharma Sp. z o.o. i Wspólnicy Sp. K., ul. Kościuszki 44/7, 40-040 Katowice, Polska

² Centrum stomatologiczne "Uśmiechnij mi się", ul. Sadowa 67, 32-600 Oświęcim, Polska

*³ Katedra Materiałów Inżynierskich i Biomedycznych, Wydział Mechaniczny Technologiczny, Politechnika Śląska,
ul. Konarskiego 18A, 44-100 Gliwice, Polska, e-mail: jaroslaw.zmudzki@polsl.pl (J.Ż.)*

Wprowadzenie/cel: W rehabilitacji osób dotkniętych zaburzeniami czynności układu stomatognatycznego popularne są nakładki (szyny) zwarciowe, których działanie polega na przeciwdziałaniu ścieraniu zębów i/lub repozycji żuchwy w zwarciu. Mniej popularne są urządzenia służące uzyskaniu redukcji napięcia mięśni żuchwy (tonizacji mięśni). Celem pracy był przegląd stanu aktualnego w zakresie urządzeń stosowanych w rehabilitacji jamy ustnej i przedstawienie innowacyjnej koncepcji urządzenia do leczenia bruxizmu.

Metodologia: Badania wykonano przeszukując bazy danych literaturowych oraz patentowych pod hasłami: occlusion, disorder, bruxism, clenching, grinding, appliance, therapy, tongue, oral, exerciser, trainer, mandible muscle, bite splint, dental plate. Następnie metody i urządzenia rehabilitacyjne sklasyfikowano według spełnienia kryteriów: 1. urządzenia pracujące na zasadzie szyn zwarciowych 2. urządzenia służące tonizacji mięśni przywodzicieli poprzez napięcie mięśni do nich przeciwstawnych 3. trenerzy utrzymywane ustami. Dla urządzeń spełniających kryterium nr 2 analizowano dostępne wyniki skuteczności leczenia.

Wyniki: Przeważająca większość urządzeń pracuje w zwarciu (nr 1). Generalnie nie powinno się tego typu urządzeń stosować długoczasowo, lecz wspomagając całościowe leczenie, którego pozostałe elementy mają doprowadzić do tonizacji mięśni. Ograniczenie czasu stosowania wynika z niedostatecznego działania tego typu urządzeń na przyczyny zaburzeń, tzn. na niekorzystne aktywności mięśni przywodzicieli żuchwy, które wywołują znaczne przeciążenia tkanek układu stomatognatycznego, zarówno zębów jak i stawów skroniowo-żuchwowych. Z praktyki wiadomo jednak, że całościowe leczenie często nie przynosi oczekiwanych rezultatów. Pacjenci stosują nakładki długoczasowo o czym świadczy znaczny rynek nakładek samodzielnie termoformowalnych w ustach. Realizując samodzielnie leczenie objawów, czyli ochraniając zęby przed ścieraniem, narażają stawy na przenoszenie znacznych obciążeń, które skutkują nieodwracalnymi zmianami w tkankach. W urządzeniach spełniających kryterium nr 2 generalnie stosuje się zmniejszenie przestrzeni dla języka. Są to płytki podjęzykowe lub podniebienne, w tym pozycjonery dla języka, które wywołują translację żuchwy wskutek zmiany napięcia mięśni bródkowo-językowych i gnykowo-językowych, będących odwodzicielami i antagonistami mięśni przywodzicieli generujących siły zwarciowe. Dynamiczna cykliczna aktywizacja mięśni jest wykorzystywana w urządzeniach rehabilitacyjnych (trenerach) pracujących wg kryterium nr 3, jednak ich skuteczność jest ograniczona ze względu na aktywizację mięśni tylko w czasie ćwiczeń.

Podsumowanie/wnioski: Z danych literaturowych wynika, że urządzenia typu 2 są interesujące pod względem skuteczności klinicznej. Wśród rozwiązań brakowało takiego urządzenia, którego działanie polega nie na tylko na wymuszaniu ułożenia/pozycji języka, ale polega na prowokowaniu języka do określonej czynności. Wobec stwierdzonych braków zaproponowane zostało urządzenie (trener wewnątrzustny), którego działanie polega na prowokacji języka do dynamicznych zachowań, zgodnie z założeniami rehabilitacji ruchowej, w której uzyskuje się efekty lecznicze generalnie poprzez wykonywanie określonych ruchów, korzystnych dla obciążenia stawów. W zaproponowanym rozwiązaniu trenera funkcję rehabilitacyjną spełnia element podatny zlokalizowany w obszarze otworu przysiecznego, jednak nie ingerujący w zwarciu. Działanie urządzenia nie ogranicza się do rehabilitacji dysfunkcji układu stomatognatycznego związanych z bruxizmem lub nadmiernym napięciem mięśniowym. Przewiduje się zastosowanie urządzenia w leczeniu ortodontycznym lub u osób z wadami wymowy.

28. Aktywność przeciwdrobnoustrojowa wybranych płynów przeznaczonych do higieny jamy ustnej

Antimicrobial activity of selected mouthwashes

Justyna Latoń¹, Anna Ciołczyk¹, Ewa Lepiarz¹, dr hab.n.med. Anna Mertas²

¹Koło Naukowe STN/Katedra i Zakład Mikrobiologii i Immunologii, Wydział Nauk Medycznych w Zabrze, Śląski Uniwersytet Medyczny w Katowicach, 41-808 Zabrze ul.Jordana 19,

²opiekun Koła Naukowego STN/Katedra i Zakład Mikrobiologii i Immunologii, Wydział Nauk Medycznych w Zabrze, Śląski Uniwersytet Medyczny w Katowicach, 41-808 Zabrze ul.Jordana 19, e-mail: amertas@sum.edu.pl (A.M.)

Wprowadzenie/cel: Płyny, stosowane jako uzupełnienie higieny jamy ustnej, umożliwiają usunięcie drobnoustrojów z trudno dostępnych obszarów jamy ustnej (powierzchni zębów oraz błon śluzowych). Dostępne na rynku płyny różnią się swoimi właściwościami, ponieważ różny jest ich skład oraz zawartość substancji o działaniu przeciwdrobnoustrojowym. Celem przeprowadzonych laboratoryjnych badań doświadczalnych była ocena przeciwdrobnoustrojowego działania wybranych pięciu płynów do płukania jamy ustnej (Colgate Plax, Listerine Total Care, Prokudent, Melaleuca Tea Tree oraz Eludril Classic).

Metodologia: Badania przeprowadzono z wykorzystaniem następujących wzorcowych szczepów drobnoustrojów: *Staphylococcus aureus* ATCC 25923, *Enterococcus faecalis* ATCC 25912, *Streptococcus mutans* ATCC 33535 oraz *Candida albicans* ATCC 10231. Aktywność przeciwdrobnoustrojową badanych płynów oceniano metodą rozcieńczeniową w podłożu płynnym RPMI 1640. Wyznaczano wartość MIC (ang. *minimum inhibitory concentration*), MBC (ang. *minimum bactericidal concentration*) lub MFC (ang. *minimum fungicidal concentration*) dla każdego płynu w odniesieniu do każdego wzorcowego szczepu drobnoustroju.

Wyniki: Wyniki przeprowadzonych badań mikrobiologicznych potwierdziły bakteriobójcze i grzybobójcze działanie każdego z badanych płynów, utrzymujące się nawet po wielokrotnym ich rozcieńczeniu. Najsilniejsze działanie przeciwdrobnoustrojowe wobec *Staphylococcus aureus* wykazywał płyn Colgate Plax oraz Eludril Classic. Natomiast wobec *Enterococcus faecalis*, *Streptococcus mutans* i *Candida albicans* najsilniejsze działanie przeciwdrobnoustrojowe wykazywał płyn Colgate Plax oraz płyn Prokudent.

Podsumowanie/wnioski: Zróżnicowanie potencjalnej aktywności przeciwdrobnoustrojowej badanych płynów powinno być uwzględniane podczas wyboru odpowiedniego płynu do higieny jamy ustnej u osób ze zdrową jamą ustną oraz pacjentów z określonymi stanami patologicznymi (zakażenia, proces zapalny, uraz, przeprowadzony zabieg stomatologiczny). Dokonane obserwacje potwierdzają również zasadność okresowej zmiany rodzaju płynu stosowanego do codziennej higieny jamy ustnej.

29. Wpływ metod oczyszczania powierzchni ceramiki dentystycznej na bazie krzemianu litu wzmocnionego tlenkiem cyrkonu na wytrzymałość jej połączenia z materiałem kompozytowym

Influence of surface cleaning methods of zirconium-reinforced lithium silicate dental ceramics on bond strength to composite material

dr n. med. Barbara **Łapińska**¹, dr hab. n. med. prof. nadzw. UM, Monika **Łukomska-Szymańska**¹,
prof. dr hab. n. med. Jerzy **Sokołowski**¹

¹Zakład Stomatologii Ogólnej, Katedra Stomatologii Odtwórczej, Wydział Lekarski, Uniwersytet Medyczny w Łodzi,
92-213 Łódź, ul. Pomorska 251, e-mail: barbara.lapinska@umed.lodz.pl (B.Ł.), monika.lukomska-
szymanska@umed.lodz.pl (M.Ł.-S.), jerzy.sokolowski@umed.lodz.pl (J.S.),

Wprowadzenie/cel: Dentystyczna ceramika szklana na bazie krzemianu litu wzmocniana tlenkiem cyrkonu (ZLS) ma zastosowanie w wykonawstwie pełnoceramicznych uzupełnień protetycznych. Procedura adhezyjnego cementowania pełnoceramicznych stałych uzupełnień protetycznych decyduje o trwałości tych rekonstrukcji. Podczas kontroli klinicznej pełnoceramicznych uzupełnień protetycznych wewnętrzna powierzchnia uzupełnienia może ulec zanieczyszczeniu śliną. Celem pracy była ocena wpływu sposobu oczyszczenia powierzchni ceramiki dentystycznej na wytrzymałość jej połączenia z materiałem kompozytowym.

Metodyka: Do badań wykorzystano ceramikę na bazie krzemianu litu wzmocnioną tlenkiem cyrkonu (Celtra Duo/Dentsply Sirona), z której wykonano w kształcie dysków o średnicy 5 mm. Próbkę zatopiono w żywicy PMMA w pierścieniach PCV. Powierzchnię próbek szlifowano, piaskowano korundem szlachetnym i oczyszczano w myjce ultradźwiękowej. Powierzchnie próbek zanieczyszczano śliną (1 min), a następnie spłukiwano wodą z dmuchawki wodno-powietrznej. Próbkę podzielono na grupy w zależności od zastosowanej metody oczyszczania powierzchni: płukanie w myjce ultradźwiękowej, płukanie w 96% alkoholu etylowym lub 5% podchlorynie sodu, oczyszczanie kwasem ortofosforowym, zastosowanie uniwersalnej pasty czyszczącej (Ivoclean/Ivoclar Vivadent). Kontrolę stanowiły próbki przygotowane adhezyjnie (szlifowanie, piaskowanie trawienie 9% HF 20 s), niezanieczyszczone śliną. Następnie, powierzchnie próbek trawiono kwasem fluorowodorowym (9% HF, 20 s), a po aplikacji silanu i systemu wiążącego, łączono z materiałem kompozytowym. Próbkę poddano termocyklingowi (6000 cykli, w temperaturze 5°C - 55°C). Wytrzymałość połączenia ceramika-kompozyt oceniano testem ścinania, przeprowadzonym w urządzeniu do badań wytrzymałościowych Zwick-Roell Z020.

Wyniki: Nie stwierdzono istotnej statystycznie różnicy pomiędzy średnimi wartościami wytrzymałości połączenia ceramika-kompozyt uzyskanymi dla różnych metod oczyszczania powierzchni ceramiki a grupą kontrolną ($p > 0,05$). Średnia wytrzymałość po zastosowaniu oczyszczania powierzchni ceramiki NaOCl okazała się istotnie mniejsza niż po zastosowaniu oczyszczania kwasem ortofosforowym lub pastą czyszcząca Ivoclean ($p < 0,05$). Zastosowanie Ivoclean pozwoliło również na uzyskanie wyższej średniej wytrzymałości w porównaniu do metody oczyszczania z użyciem alkoholu etylowego.

Podsumowanie/wnioski: Każdy z zastosowanych sposobów oczyszczania ceramiki pozwala na uzyskanie trwałego połączenia ceramika-kompozyt.

30. Powierzchnia szkliwa zębów po debondingu aparatu stałego

Enamel surface evaluation after brackets debonding

studentka *Magdalena Łukasiewicz*¹, lek. dent. *Agnieszka Dubiel*¹,
studentka *Martyna Molek*¹, dr hab. n. med. *Agnieszka Machorowska-Pieniążek*²

¹Koło naukowe przy Katedrze i Zakładzie Ortodontji SUM,

²Katedra i Zakład Ortodontji, WLZ w Zabrze, SUM w Katowicach, Plac Traugutta 2, 41-800 Zabrze,
ortodoncja@sum.edu.pl

Wprowadzenie/cel: Ocena powierzchni zęba po zdjęciu aparatu stałego jest istotna zarówno dla lekarza ortodonty, jak też pacjenta. Najbardziej korzystny sposób debondingu przebiega z pozostawieniem kleju na powierzchni zęba, a tym samym, wówczas gdy linia „oderwania” przebiega między podstawą zamka a klejem, a nie klejem a zębem. Zazwyczaj, w warunkach klinicznych stosuje się makroskopową ocenę zębów po debondingu. Celem pracy była ocena powierzchni szkliwa zęba po debondingu aparatu stałego w warunkach in vitro z zastosowaniem mikroskopu stereoskopowego w powiększeniach 10 i 28-krotnym (Olympus SZX7).

Metodologia: Materiał badawczy stanowiło 50 stałych zębów ludzkich usuniętych w Poradni Chirurgii Stomatologicznej ACSiMS w Bytomiu. Do dalszej kwalifikacji włączono 40 zębów, które oceniano w mikroskopie stereoskopowym z kamerą cyfrową w powiększeniu 28-krotnym. Do przyklejania zamków ortodontycznych zastosowano materiał światłoutwardzalny (zestaw Light Bond) według zaleceń producenta. Zamki odrywano od powierzchni zęba, układając końcówki kleszczy do debondingu na przeciwległych zgryzowych i dziąsłowych jego krańcach, wzdłuż długiej osi zębów, a po ich ściśnięciu wykonywano delikatny ruch skręcający. Cała procedura była przeprowadzana przez jednego operatora. Po oderwaniu zamków powierzchnie zębów oceniano makroskopowo

i mikroskopowo w powiększeniu 10 i 28 krotnym. Ocenę powierzchni zęba analizowano wskaźnikiem ARI, który umożliwiał ilościowe oszacowanie kleju na zębie w ilościowej skali Årtuna i Berglanda: 0 – brak kleju na zębie, 1 – mniej niż 50% powierzchni pod oderwanym zamkiem z pozostałością kleju na szkliwie, 2 – więcej niż 50% i mniej niż 100% powierzchni pod zamkiem z klejem, 3 – cały klej na szkliwie z wyraźnym odbiciem podstawy zamka. Zgromadzone dane zostały usystematyzowane i opracowane statystycznie. Do oceny korelacji wskaźnika ARI oraz ilości pęknięć powierzchni szkliwa w powiększeniu 28 krotnym zastosowano test rho-Spermana. Różnice statystyczne między współczynnikiem ARI ocenianym makroskopowo oraz w powiększeniu 10 i 28 krotnym oceniono testem Wilcoxon. Poziom istotności wynosił $p < 0,05$.

Wyniki: Wykazano istotne statystycznie różnice wartości wskaźnika ARI między powiększeniem 10 jak i 28 krotnym, a badaniem makroskopowym. Nie stwierdzono natomiast istotnych różnic między wskaźnikiem ARI wykonanym w powiększeniu 10 krotnym i 28 krotnym.

Podsumowanie/wnioski: Po debondingu na powierzchni szkliwa pod zamkiem u większości zębów pozostaje część kleju ortodontycznego. Najczęściej rozpoznano pozostałość kleju w pierwszym stopniu ARI. Topografia powierzchni szkliwa zdrowego i akceptowalnego przed bondingiem nie wpływa w sposób istotny statystycznie na wartość wskaźnika ARI.

31. Opracowanie nowej technologii otrzymywania oraz przechowywania hydroksyapatytu pochodzenia zębowego – ocena właściwości fizykochemicznych

Development of a new technology for the preparation and storage of tooth delivered hydroxyapatite – evaluation of the physicochemical properties

*dr n.med. Dorota Łyko-Morawska¹, dr n. inż. Andrzej Hudecki², lek. stom.. Agnieszka Socha¹,
prof. dr hab. n .med. Iwona Niedzielska¹*

*¹Katedra i Klinika Chirurgii Czaszkowo- Szcękowo- Twarzowej i Chirurgii Stomatologicznej, Wydział Lekarski
z Oddziałem Lekarsko- Dentystycznym w Zabrze, Śląski Uniwersytet w Katowicach,*

Adres korespondencyjny ul: Francusa 20-23, Katowice, e-mail: dorota.lyko@sum.edu.pl

²Sieć Naukowo- Badawcza Łukasiewicz, Instytut Metali Nieżelaznych

Wprowadzenie/cel: Augmentacja ubytków kostnych wyrostka zębodołowego jest coraz powszechniej stosowaną procedurą chirurgiczną, dlatego obserwuje się rosnące zainteresowanie świata nauki innowacyjnymi rozwiązaniami w tym obszarze. Ostatnie publikacje zwracają uwagę na wykorzystanie hydroksyapatytu pochodzącego z usuniętych zębów (DHP). Z jednej strony podkreśla się dobre wyniki leczenia, z drugiej rozważa czystość mikrobiologiczną. Celem pracy jest opracowanie nowej technologii pozyskiwania DHP. Wykonanie badań fizyko-chemicznych w celu porównania otrzymanego DHP z hydroksyapatytem syntetycznym (SHP).

Metodologia: Zgodnie z kryterium kwalifikacji do badania włączono 14 zębów, które poddano procedurze przygotowawczej według autorskich standardów (oczyszczanie, płukanie, spiekanie) oraz podzielono na dwie grupy badawcze. W pierwszej grupie zbadano wpływ czasu mielenia tkanek twardych na strukturę otrzymywanych proszków. W drugiej grupie zbadano zależność pomiędzy czasem mielenia tkanek a strukturą i właściwościami uzyskanych spieków. Strukturę i właściwości otrzymanych materiałów zbadano z zastosowaniem mikroskopii elektronowej SEM, oraz spektrofotometrii. Badania mikrobiologiczne w toku.

Podsumowanie / wnioski: Otrzymane wyniki potwierdziły porównywalne właściwości fizyko-chemiczne obu badanych rodzajów próbek. Istotnym jest wzrost porowatości hydroksyapatytu DHP. Celem jest poszukiwanie materiałów najtańszych, najprostszych w przygotowaniu pozyskanych od tego samego chorego stąd przedstawiona przez zespół naukowy koncepcja otrzymywania spieków powstałych w wyniku wykorzystania usuniętych chirurgicznie tkanek twardych jest próbą wyjścia naprzeciw poszukiwaniom nowych rozwiązań w chirurgii szczękowo- twarzowej.

32. Prof. dr hab. n. med. Eugeniusz Spiechowicz - wspomnienie

prof. dr hab. n. med. Elżbieta Mierzwińska- Nastalska
Katedra Protetyki Stomatologicznej, Wydział Lekarsko-Dentystyczny Warszawskiego Uniwersytetu Medycznego,
ul. Nowogrodzka 59, 02-006 Warszawa,



Prof. dr hab. n. med. Eugeniusz Spiechowicz

33. Relaksacja naprężeń ligatur polimerowych w metodzie ekstruzji ortodontycznej

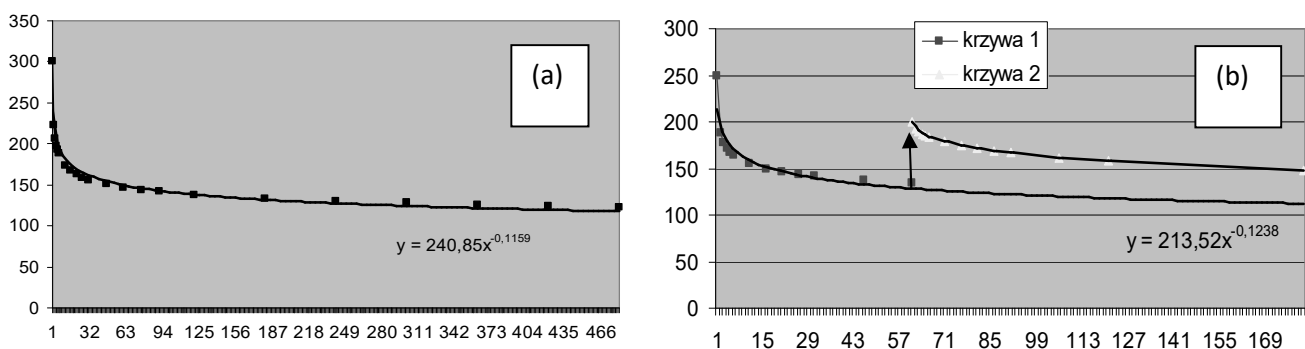
Stress relaxation of polymeric ligatures in orthodontic extrusion procedure

dr hab. inż., prof. PK Grzegorz Milewski

Instytut Mechaniki Stosowanej, Wydział Mechaniczny, Politechnika Krakowska, ul. Warszawska 24, 31-155 Kraków,
e-mail: milewski@mech.pk.edu.pl

Wprowadzenie/cel: Ekstruzja ortodontyczna jest metodą z wyboru w przygotowaniu zębów do dalszego leczenia protetycznego. Zastosowanie dodatkowej siły rozciągającej pochodzącej ze specjalnego naciągu ligaturowego powoduje erupcyjny ruch zęba w płaszczyźnie okluzji, stymuluje więzadła przyzębia i otaczające tkanki kostne, co ostatecznie prowadzi do przebudowy kości w obrębie wyrostka zębodołowego. Główną zaletą tej metody jest utrzymanie własnego korzenia zęba wraz z więzadłem przyzębia i przylegającą tkanką kostną. Ekstruzja ortodontyczna pozwala uniknąć ekstrakcji zęba, a także resorpcji kości i zaburzeń łuku zębowego. Materiały elastomerowe stosowane w ortodoncji, głównie jako ligatury, pomimo ich popularności i niewątpliwych zalet, charakteryzują się istotnym stopniem utraty obciążenia z uwagi na zjawisko relaksacji, które wydaje się być cechą dominującą, negatywnie wpływającą na korekcie uzębienia. Celem pracy było oszacowanie wartości sił/naprężeń ekstruzji, które skutkują pozytywną przebudową kości, wychodząc z założenia, że lokalne zmiany rozkładu odkształceń stanowią najważniejszy czynnik stymulujący adaptacyjną odpowiedź materiału kostnego na obciążenia mechaniczne.

Metodologia i wyniki: Badaniom podlegało 5 rodzajów liniowych i łańcuskowych ligatur poliuretanowych o jednostce strukturalnej [- (NH) - (C = O) - O -]. Testy relaksacji naprężeń przeprowadzono na maszynie wytrzymałościowej Instron 4465 przy wymuszeniu kinematycznym w warunkach temperatury pokojowej i przy standardowej wilgotności powietrza.



Rys. 1. Przykładowe przebieg relaksacji ligatur ortodontycznych (a) oraz tzw. dwuetapowa relaksacja ligatury symulująca wzrost siły ortodontycznej z poziomu 1 do 2 (b); siła w [daN], czas w [min]

Podsumowanie i wnioski: Wyniki eksperymentów relaksacyjnych wykazały, że opis modelem potęgowym najlepiej charakteryzuje zależne od czasu zachowanie ligatur podczas zabiegów ortodontycznych. Model ten prawa wykazuje najbardziej intensywną relaksację początkową, charakterystyczną dla ligatur elastomerowych. Właściwa ocena cech reologicznych ligatur pozwala ortodontom przewidzieć stopień utraty obciążenia ligatur oraz prowadzić precyzyjną kontrolę postępu leczenia w różnych procedurach ortodontycznych.

34. Ocena podatności na procesy korozyjne płytek stosowanych w zabiegach chirurgii ortognatycznej

The assessment of the corrosion process of plates used during orthognathic surgery procedures

*dr hab. n. med. Konrad Małkiewicz (1), lek. stom. Natalia Mąkał (1), dr n. med. Zygmunt Stopa (2),
dr inż. Janusz Kamiński (3), prof. dr hab. inż. Tadeusz Wierchoń (3)*

(1) Zakład Ortodoncji Uniwersytetu Medycznego w Łodzi

ul. Pomorska 251, 90-001 Łódź, e-mail: konrad.malkiewicz@interia.pl

*(2) Klinika Chirurgii Czaszkowo-Szczękowo-Twarzowej, Chirurgii Jamy Ustnej i Implantologii Warszawskiego
Uniwersytetu Medycznego*

(3) Zakład Inżynierii Powierzchni, Wydział Inżynierii Materiałowej Politechniki Warszawskiej

Wprowadzenie/cel: Zabiegi z zakresu chirurgii ortognatycznej oraz chirurgii urazowej twarzoczaszki są powszechnie wykonywane w przypadku leczenia pacjentów dorosłych, dzieci i młodzieży. W zależności od przyjętej techniki operacyjnej płytki stosowane w zabiegach osteosyntezy są usuwane po okresie gojenia kości lub pozostawiane w miejscu połączeń odłamów. Materiały z których są wykonane powinny charakteryzować się więc wysoką biogodnością.

Celem badania była laboratoryjna ocena podatności na procesy korozyjne płytek do osteosyntezy wykonanych ze stopów tytanu.

Metodologia:

W badaniu oceniano 2 rodzaje płytek ze stopów tytanu firm ChM (Polska) oraz Medartis AG (Szwajcaria).

Odporność korozyjną materiałów oceniano metodą impendancyjną i potencjodynamiczną. Próbki badanych materiałów umieszczano w roztworze sztucznej śliny w temperaturze 37°C, w którym indukowano procesy korozyjne wykorzystując układ 3 elektrod. Topografię powierzchni badanych próbek oceniano za pomocą mikroskopu skaningowego.

Wyniki:

Analiza wyników badań potencjodynamicznych wykazała, że w warunkach przeprowadzonego doświadczenia płytki do osteosyntezy dostarczone przez szwajcarskiego producenta cechowały się wyższą odpornością korozyjną. W przypadku płytek firmy Medartis AG gęstość prądu korozyjnego (I_{kor}) wynosiła $0.00041 \mu A/cm^2$ i była istotnie niższa w porównaniu do wartości obserwowanej

w przypadku materiałów firmy ChM ($i_{kor} = 0,00222 \mu A/cm^2$).

Podsumowanie / wnioski:

1. Oceniane w badaniu płytki stosowane w zabiegach z zakresu chirurgii szczękowo - twarzowej ulegały w warunkach laboratoryjnych procesom korozji niezależnie od producenta materiału.

2. Procesy oceny właściwości materiałów medycznych w warunkach laboratoryjnych pozwalają na identyfikację wyrobów o jak najniższej potencjalnej szkodliwości biologicznej.

35. Skuteczność programu rehabilitacyjnego w hipertrofii mięśni żwaczy - badania ultrasonograficzne

Rehabilitation program efficacy in masseter muscle hypertrophy: An ultrasonographic study

dr n. med. Katarzyna Mehr¹, dr hab. n. med. Paweł Piotrowski², dr hab. n. med. Halina Ey-Chmielewska¹

¹Katedra i Zakład Protetyki Stomatologicznej, Wydział Lekarsko-Stomatologiczny, Pomorski Uniwersytet Medyczny w Szczecinie, Al. Powstańców Wlkp. 72, 70-111 Szczecin, katarzynamehr@gmail.com, eychmielewska@wp.pl

²Emerytowany Kierownik Kliniki Rehabilitacji Narządu Żucia, Wydział Lekarski II, Uniwersytet Medyczny im. Karola Marcinkowskiego w Poznaniu, ul. Fredry 10, 61-701 Poznań, pawel.piotrowski@vip.net.pl

Wprowadzenie/cel: Ultrasonografia należy do stosunkowo tanich, nieobciążających zdrowotnie pacjenta metod obrazowania w czasie rzeczywistym. Celem badań było określenie, przy użyciu ultrasonografii (USG), skuteczności programu rehabilitacyjnego u pacjentek z zaburzeniami czynnościowymi układu stomatognatycznego (US), u których stwierdzono hipertrofię mięśni żwaczy.

Metodologia: Na podstawie badań podmiotowego i przedmiotowego, uwzględniających kwestionariusz DC-TMD, wyłoniono 89 kobiet 18-30-letnich, które zgłosiły się z bólem mięśniowo-powięziowym. Analizą na użytek tej pracy, objęto jedynie 39 pacjentek z hipertrofią mięśni żwaczy, które stosowały się do zaleceń lekarzy przez okres 1 roku. Kryteria włączenia stanowiły m.in.: I klasa Angle'a, ustalone zwarcie, brak dolegliwości ze strony stawu skroniowo-żuchwowego. Kobiety zadeklarowały, że nie były poddawane zabiegom z użyciem toksyny botulinowej. Pacjentki korzystały z jednakowego programu rehabilitacyjnego, zawierającego edukację pacjenta z elementami psychoterapii behawioralnej, miorelaksację czynną według Włocha, terapię okluzyjną, techniki relaksacyjne. Na wizytach: diagnostycznej oraz po upływie 3, 6, 9 i 12 miesięcy przeprowadzano komplet badań. Rejestrację USG mięśni żwaczy przeprowadzano w trzech obszarach, adekwatnie do lokalizacji miejsc palpacji (zgodnie z DC-TMD), przy delikatnym pierwszym kontakcie zębów. Pomiary oznaczane indeksem wskazującym na miesiąc trwania programu (odpowiednio D₀, D₃, D₆, D₉, D₁₂) wykonało niezależnie trzech lekarzy. Dane poddano analizie statystycznej.

Wyniki: Rozpatrując ogół badanych, największe średnie różnice pomiarów w okolicy brzuśców mięśni żwaczy stwierdzono pomiędzy wartościami D₁₂ a D₀ (2,64 mm) i nieco mniejsze pomiędzy D₉ a D₀ (1,87 mm). Statystycznie istotne różnice (p=0,032) stwierdzono jedynie pomiarami D₁₂ a D₀, tylko w okolicy brzuśców.

Wnioski: Stosowanie się do zaleceń lekarskich w ramach opracowanego programu rehabilitacyjnego sprzyja redukcji/ eliminacji parafunkcji w obrębie US, prowadząc do zmniejszenia wymiarów przyśrodkowo-bocznych mięśni żwaczy.

36. Indywidualny implant stomatologiczny

Individual dental implant

*dr hab. n. med. Tadeusz Morawiec^{1,2}, dr n. med. Patryk Kownacki^{1,2}, dr n. med. Rafał Rój²,
lek. dent. Anna Nowak-Wachol³, lek. dent. Kacper Wachol^{1,2}, Joanna Śmieszek-Wilczewska¹,
dr n. med. Magdalena Wszyńska⁴, dr n. med. Aleksandra Nitecka-Buchta⁵*

1 - Zakład Chirurgii Stomatologicznej w Bytomiu, Katedra Chirurgii Czaszkowo-Szczękowo-Twarzowej i Chirurgii Stomatologicznej, Wydział Lekarski z Oddziałem Lekarsko-Dentystycznym SUM w Zabrze

*2 - Specjalistyczna Przychodnia Lekarsko-Stomatologiczna "Comfortmed", ul. Wspólna 12;
(Katowice, ul. Zabrska 14/1)*

3 - Zakład Propedeutyki Stomatologii, Katedra Stomatologii Zachowawczej z Endodoncją, Wydział Lekarski z Oddziałem Lekarsko-Dentystycznym SUM w Zabrze

4 - Zakład Materiałoznastwa Stomatologicznego

5 - Katedra i Zakład Dysfunkcji Narządu Żucia

Wstęp: Jedną z metod leczenia implantologicznego jest technika z wykorzystaniem indywidualnych implantów. W szczególności metoda ta znalazła zastosowanie u pacjentów po urazach zębów oraz po nieskutecznym leczeniu endodontycznym.

Celem pracy było przedstawienie 2 przypadków natychmiastowej implantacji z wykorzystaniem implantów indywidualnych.

Materiał i metoda: Po przeprowadzonym badaniu klinicznym i wykonanej diagnostyce radiologicznej kwalifikuje się pacjentka do natychmiastowej implantacji z wykorzystaniem indywidualnego implantu. Wykonano skanowanie całego uzębienia skanerem wewnątrzustnym oraz badanie CBCT. Dane w postaci plików STL oraz DICOM zostają przesłane do firmy Replicate, gdzie wykonany jest projekt indywidualnego implantu stomatologicznego na podstawie repliki zęba przed ekstrakcją wraz z uzupełnieniem tymczasowym. Po zaakceptowaniu projektu część tytanowa oraz cyrkonowa jest frezowana przez firmę Replicate. Następnie przeprowadza się zabieg usunięcia zęba przyczynowego i wprowadza się indywidualny implant Replicate zgodnie z zaleceniami producenta. Po uzyskaniu prawidłowej pozycji implantu oraz stabilizacji pierwotnej. Przeprowadzana jest część protetyczna z zastosowaniem uzupełnienia tymczasowego cementowanego zgodnie z protokołem adhezyjnym.

Wyniki: Zaobserwowano w metodzie Replicate ograniczony zanik blaszki przedsionkowej oraz recesje tkanek miękkich wpływających na kompromisowy efekt estetyczny ostatecznych prac protetycznych. Przeprowadzono badania kontrolne po tygodniu, 1 miesiącu oraz 3 miesiącach po zabiegu chirurgicznym.

Wniosek: Wykorzystanie implantów indywidualnych stanowi alternatywny element leczenia implantoprotetycznego, niosący za sobą duże ograniczenia.

37. Rekonstrukcja żuchwy mikronaczyniowym płatem strzałkowym z jednoczasowym wszczepieniem implantów zębowych z następową rehabilitacją protetyczną – opis przypadku

Microsurgical mandible reconstruction with arterialized fibula flap and immediate implant placement with following prosthetic rehabilitation – case report

*prof. dr hab. n.med. Iwona Niedzielska¹, lek.dent. Mateusz Bielecki¹, lek.dent. Damian Niedzielski¹,
lek.dent. Zbigniew Puszczewicz¹*

¹Katedra Chirurgii Czaszkowo-Szczękowo-Twarzowej i Chirurgii Stomatologicznej, Wydział Lekarski z Oddziałem Lekarsko-Dentystycznym w Zabrze, Śląski Uniwersytet Medyczny w Katowicach, 40-027 Katowice, ul. Francuska 20-24, e-mail: szczękowo-twarzowa@sum.edu.pl (I.N.), bieleckident@gmail.com (M.B.)

Wprowadzenie/cel: Rekonstrukcja poresekcyjnych ubytków żuchwy z zastosowaniem unaczynionych płatów kości strzałkowej z implantami stomatologicznymi stwarza warunki do następowej rekonstrukcji protetycznej oraz przywrócenia funkcji układu stomatognatycznego. Celem pracy jest ocena procesu rehabilitacji protetycznej pacjentki poddanej zabiegowi.

Metodologia: Zabieg poresekcyjnej rekonstrukcji ubytku żuchwy został przeprowadzony u 19-letniej pacjentki na Oddziale Chirurgii Szczękowo-Twarzowej SPSKM w Katowicach z użyciem mikronaczyniowego przeszczepu płata strzałkowego z jednoczasowym wprowadzeniem 4 implantów zębowych. Następnie po okresie gojenia wykonano odbudowę protetyczną żuchwy typu overdenture opartej na 4 implantach AB z zastosowaniem zatrzasków kulowych Bredent.

Wyniki: Zastosowanie unaczynionego płata strzałkowego z jednoczasowym wprowadzeniem implantów zębowych pozwoliło na maksymalne skrócenie okresu leczenia oraz optymalną odbudowę poresekcyjnego ubytku tkanek. Zastosowanie protezy typu overdenture opartej na implantach przywróciło funkcję układu stomatognatycznego pacjentki oraz przyczyniło się do poprawy estetyki twarzy. Dobra retencja i stabilizacja protezy oraz podparcie na wszczepach umożliwiła szybki proces inkorporacji oraz optymalną artykulację dźwięków, aktu żucia oraz poprawiła estetykę twarzy.

Podsumowanie / wnioski: Technika mikrounaczynionych płatów strzałkowych z wprowadzonymi implantami jest doskonałą metodą rekonstrukcji ubytków poresekcyjnych żuchwy, umożliwiającą następowe zaopatrzenie protezami typu overdenture opartymi na wszczepach. Ten rodzaj rehabilitacji układu stomatognatycznego w optymalny sposób podnosi jakość życia pacjentki i skraca okres leczenia.

38. Zastosowanie nawigacji operacyjnej w chirurgii szczękowo-twarzowej

The application of Image-guided surgery in maxillofacial surgery

prof. dr hab. n.med. Iwona Niedzielska¹, lek.dent. Michał Bąk¹

¹Katedra Chirurgii Czaszkowo-Szczękowo-Twarzowej i Chirurgii Stomatologicznej, Wydział Lekarski z Oddziałem Lekarsko-Dentystycznym w Zabrze, Śląski Uniwersytet Medyczny w Katowicach, 40-027 Katowice, ul. Francuska 20-24, e-mail: szczękowo-twarzowa@sum.edu.pl (I.N.), mmwbak@gmail.com (M.B.)

Wprowadzenie/cel: Nawigacja operacyjna pozwala na precyzyjną ocenę pozycji i toru wprowadzania instrumentów chirurgicznych oraz porównanie obrazu klinicznego i radiologicznego. Umożliwia tym samym zastosowanie mniej inwazyjnych dostępów operacyjnych oraz dokładną realizację planu zabiegu. Celem pracy jest ocena przydatności nawigacji optycznej w operacjach regionu twarzoczaszki.

Metodologia: Nawigacja operacyjna została wykorzystana u 4 pacjentów leczonych na Oddziale Chirurgii Szczękowo-Twarzowej SPSKM w Katowicach. U 1 pacjenta wykorzystano nawigację operacyjną w celu zlokalizowania i usunięcia ciała obcego oczodołu. Na podstawie tomografii komputerowej zaplanowano minimalnie inwazyjny dostęp operacyjny oraz zaprojektowano tor wprowadzania instrumentów. Następnie z wykorzystaniem nawigacji operacyjnej zrealizowano założony plan operacyjny, skutecznie usuwając ciało obce z oczodołu. Jedna pacjentka zgłosiła się do Kliniki z powodu pourazowej asymetrii twarzy. Z użyciem tomografii komputerowej stworzono symetryczny model, na podstawie którego zaplanowano osteotomię, którą przeprowadzono z wykorzystaniem nawigacji operacyjnej. Kolejna Pacjentka wymagała resekcji guza sklepienia czaszki.

Na podstawie tomografii komputerowej zaplanowano możliwie zminimalizowany dostęp skórny – dwuwieżkowy. Następnie z wykorzystaniem nawigacji operacyjnej zrealizowano założony plan operacyjny, skutecznie wykonując czystą onkologicznie resekcyję guza – co zostało potwierdzone w badaniu histopatologicznym. U 1 pacjenta podjęto również próbę wykorzystania nawigacji operacyjnej w pozycjonowaniu szczęki podczas operacji ortognatycznych.

Wyniki: Zastosowanie nawigacji operacyjnej nie tylko umożliwiło zastosowanie minimalnie inwazyjnych dostępów operacyjnych, ale również umożliwiło uzyskanie optymalnych efektów estetycznych i czynnościowych jak również umożliwiło zachowanie czystych marginesów chirurgicznych – co przy jednoczesnej minimalizacji dostępu jest bardzo trudnym zadaniem.

Podsumowanie / wnioski: Zastosowanie nawigacji umożliwia wdrożenie mniej inwazyjnych dostępów operacyjnych, ułatwia utrzymanie czystości onkologicznej oraz gwarantuje optymalny efekt estetyczny i funkcjonalny. Wszystkie te cechy sprawiają, że nawigacja operacyjna jest wysoce przydatna w chirurgii szczękowo-twarzowej.

39. Wycisk cyfrowy w protetyce stomatologicznej

Digital impression in dental prosthetics

dr n.med. Aleksandra Nitecka-Buchta, prof. dr hab. n.med. Stefan Baron
Katedra i Zakład Dysfunkcji Narządu Żucia, WLZ w Zabrze, ŚUM w Katowicach

Stomatologia cyfrowa rozwija się w zawrotnym tempie, a protetyka stomatologiczna i implantoprotetyka są dziedzinami, w których te zmiany są najbardziej widoczne. Metodą odwzorowania pola protetycznego, zamiast tradycyjnej masy wyciskowej, staje się skanowanie wewnątrzustne (IOS), pozwalające na uzyskanie trójwymiarowego odwzorowania wnętrza jamy ustnej pacjenta. Klasyczne metody wyciskowe ustępują miejsca trójwymiarowej rekonstrukcji przestrzennej oraz plikom STL. Jak każda nowa technologia wymaga ono wdrożenia niezbędnego sprzętu oraz nabycia nowych umiejętności. Autorzy postarają się przybliżyć temat skanowania wewnątrzustnego, jako alternatywy dla klasycznych wycisków pola protezowanego, z uwzględnieniem aspektu praktycznego, wad i zalet nowoczesnej technologii.

40. Próba wykorzystania trifluorku iterbu w obszarze stomatologii mikroinwazyjnej – badania *in vitro*.

An attempt to use ytterbium trifluoride in the field of microinvasive dentistry - *in vitro* study.

Anna Nowak-Wachol¹, Anna Korytkowska-Walach², prof. dr hab. n. med. Marta Tanasiewicz³,
dr hab. n. med. Dariusz Skaba⁴, Kacper Wachol¹, Małgorzata Skucha-Nowak⁵

- 1 Studium doktoranckie, Wydział Lekarski z Oddziałem Lekarsko-Dentystycznym w Zabrze, Śląski Uniwersytet Medyczny (nowak.anna.julia@gmail.com, kacperwachol@gmail.com)
- 2 Katedra Chemii Organicznej, Bioorganicznej i Biotechnologii, Wydział Chemiczny, Politechnika Śląska (anna.korytkowska-walach@polsl.pl)
- 3 Katedra i Zakład Stomatologii Zachowawczej z Endodoncją, Wydział Lekarski z Oddziałem Lekarsko-Dentystycznym w Zabrze, Śląski Uniwersytet Medyczny (martatanasiewicz@sum.edu.pl)
- 4 Zakład Chorób Przyzębia i Chorób Błony Śluzowej, Katedra Stomatologii Zachowawczej z Endodoncją, Wydział Lekarski z Oddziałem Lekarsko-Dentystycznym w Zabrze, Śląski Uniwersytet Medyczny (dskaba@sum.edu.pl)
- 5 Zakład Propedeutyki Stomatologii, Katedra Stomatologii Zachowawczej z Endodoncją, Wydział Lekarski z Oddziałem Lekarsko-Dentystycznym w Zabrze, Śląski Uniwersytet Medyczny (mskucha-nowak@sum.edu.pl)

Wprowadzenie/cel: Celem badań było porównanie zdolności penetracji w głąb odwapnionego laboratoryjnie szkliwa zębów ludzkich eksperymentalnego infiltranta dentystycznego i komercyjnego preparatu Icon z wykorzystaniem, jako znacznika, trifluorku iterbu.

Metodologia: Materiał do badań stanowiły 20 zębów ludzkich, podzielonych na 2 grupy - mające kontakt ze śliną i nie posiadające kontaktu ze śliną, przetrzymywane w roztworze chloraminy. Na potrzeby badań stworzono preparat eksperymentalny o cechach infiltranta dentystycznego o składzie: TEGDMA, HEMA, PMMA_n-MTZ, YbF₃, DMAEMA, Kamforchinion. Badano 4 preparaty: 2 preparaty eksperymentalne – pierwszy z YbF₃ (Nanoshel), drugi z YbF₃ otrzymanym metodą laboratoryjną i 2 preparaty Icon – pierwszy z YbF₃ (Nanoshel), drugi z YbF₃ otrzymanym metodą laboratoryjną. Po wypłukaniu i osuszeniu zęby zostały odwapnione chemicznie przez 4 tygodnie w cieplarni w temperaturze 37°C. W pierwszej fazie eksperymentu wykorzystano 6 zębów mających kontakt ze śliną i 6 zębów niemających kontaktu ze śliną. Na przygotowane strefy zębów nałożono odpowiednio preparaty: na 3 zęby Preparat eksperymentalny z YbF₃ handlowym, Preparat Icon z YbF₃ handlowym oraz na 3 zęby Preparat eksperymentalny z YbF₃ laboratoryjnym, Preparat Icon z YbF₃ laboratoryjnym. Doświadczenie zostało powtórzone na kolejnej partii 8 zębów (4 mające kontakt ze śliną i 4 niemające kontaktu ze śliną), gdzie preparaty zostały wzbogacone w trzykrotnie większą zawartość YbF₃. Po nasączeniu zębów przecięto je prostopadle w stosunku do wcześniej wyznaczonej linii przy użyciu piły diamentowej i wypolerowano. Zgłady obserwowano najpierw za pomocą mikroskopu świetlnego GFX 71 firmy Olympus stosując technikę pola jasnego, a następnie za pomocą elektronowego mikroskopu skaningowego Hitachi S4200.

Wyniki: W zębach pochodzących z pierwszej fazy eksperymentu nie udało się znaleźć cząsteczek YbF₃, dopiero w zębach pochodzących z drugiej fazy eksperymentu, z trzykrotnie zwiększoną zawartością iterbu, udało się znaleźć cząstki bogate w iterb w preparacie eksperymentalnym.

Wnioski: Na podstawie obserwacji mikroskopowych można stwierdzić, że zawartość YbF₃ nie jest bardzo duża. Po analizie SEM preparatów pod kątem zawartości oraz wielkości cząstek YbF₃, można stwierdzić, że ich rozmieszczenie jest niejednorodne. Dominują cząstki o znacznych rozmiarach, ponieważ większość z nich prawdopodobnie uległa aglomeracji. Należy dopracować metodę rozpraszania nanocząstek YbF₃ w żywicy, aby nie występowały one w postaci aglomeratów.

Podziękowania: Składamy podziękowania Profesorowi Mirosławowi Gibasowi z Katedry Chemii Organicznej, Bioorganicznej i Biotechnologii Politechniki Śląskiej w Gliwicach za pomoc w przygotowaniu i realizacji części laboratoryjnej badań

41. Wpływ konstrukcji protez całkowitych nabiomechanikę narządu żucia pacjentów bezzębnych.

Influence of the construction of complete dentures on the biomechanics of the masticatory system of toothless patients.

lek. stom. Magdalena **Orczykowska**, dr hab. n. med. Grażyna **Wiśniewska**, dr n. med. Andrzej **Gala**,
dr hab. n. med. Małgorzata **Pihut** Profesor UJ
Zakład Protetyki Stomatologicznej Uniwersyteckiej Kliniki Stomatologicznej, Katedra Protetyki
Stomatologicznej IS CMUJ, ul. Montelupich 4, 31-155 Kraków

Wprowadzenie: Zmiany morfologiczne podłoża protetycznego po utracie zębów oraz użytkowanie protez o nieprawidłowej konstrukcji mogą być przyczyną występowania objawów zaburzeń skroniowo-żuchwowych grupie pacjentów bezzębnych. Czynniki te mogą doprowadzić do niekorzystnych zmian w zakresie układu stomatognatycznego oraz niekorzystnie wpływać na biomechanikę mięśni i stawów.

Cel pracy: była ocena wpływu konstrukcji protez całkowitych na biomechanikę narządu żucia pacjentów bezzębnych.

Materiał i metoda: Grupa 100 pacjentów bezzębnych obojga płci w wieku 68-80 lat użytkujących protezy całkowite przez okres 1,5-2 lat. U każdego pacjenta przeprowadzono badanie podmiotowe, przedmiotowe, specjalistyczne badanie czynnościowe narządu żucia i kliniczną ocenę użytkowanych protez całkowitych. Z uwagi na występujące nieprawidłowości w konstrukcji protez oraz objawy skroniowo-żuchwowe, w obu grupach zastosowano procedurę postępowania dwuetapowego. Docelowo zastosowano nowe protezy, które były wykonane według dwóch różnych metod postępowania kliniczno-laboratoryjnego: metody biofunkcjonalnej (BPS) oraz metody konwencjonalnej, w której wykorzystano kalotową metodę ustawiania zębów w modyfikacji krakowskiej. W celu subiektywnej oceny użytkowanych protez u pacjentów zastosowano kwestionariusz oceny jakości życia General Oral Health Assessment Index (GOHAI). Uzyskane wyniki zostały poddane analizie statystycznej.

Wyniki: W grupie 100 osobowej u 60 pacjentów stwierdzono różnego rodzaju nieprawidłowości w konstrukcji użytkowanych protez całkowitych postaci: braku stabilizacji protez na podłożu (95%), ograniczenia zasięgu płyt protez: dolnej (100%) i górnej (13,3%), braku stabilnej i powtarzalnej okluzji centralnej- doprzednie lub doboczne przesunięcie żuchwy w protezach (85%), obniżenia wysokości zwarciowej (55%), podwyższenia wysokości zwarciowej (25%). U wszystkich pacjentów korzystających z nieprawidłowo skonstruowanych protez całkowitych stwierdzono objawy zaburzeń skroniowo-żuchwowych. Po 3- miesięcznym użytkowaniu nowych protez większy spadek zgłaszanych objawów zaburzeń skroniowo-żuchwowych zaobserwowano w grupie pacjentów, u których zastosowano uzupełnienia protetyczne, wykonane wg systemu biofunkcjonalnego. Szczególnie dotyczy to zakresów ruchów żuchwy. U pacjentów w grupie badanej uzyskano lepsze zakresy ruchów bocznych zarówno w prawo i w lewo jak również ruchu protruzyjnego. W obu grupach doszło również do znacznego spadku dolegliwości bólowych mięśni żucia i okolicy stawów skroniowo-żuchwowych, niezależnie od zastosowanej metody postępowania kliniczno-laboratoryjnego wykonawstwa protez.

Wnioski: 1. Konstrukcja protez całkowitych ma istotny wpływ na biomechanikę narządu żucia pacjentów bezzębnych. 2. Stwierdzona w toku przeprowadzonych badań znacząca remisja objawów zaburzeń skroniowo-żuchwowych u pacjentów leczonych z zastosowaniem protez wykonanych zgodnie z postępowaniem kliniczno-laboratoryjnym według systemu biofunkcjonalnego dowodzi, że uzupełnienia te stwarzają korzystniejsze warunki biomechaniczne dla pracy mięśni i stawów.

42. Czy borelioza i zaburzenia czynnościowe są powiązane? Badanie pilotażowe stanu wiedzy lekarzy dentystów

Are Lyme disease and temporomandibular disorders related? A pilot study on the state of the art of dentists

dr n. med. Magdalena **Osiewicz**¹, student Paulina **Kojat**², student Maria **Gut**², student Zuzanna **Kazibudzka**²,
dr hab. n. med. Katarzyna **Szczeklik**¹, Prof. dr hab. med. Jolanta **Pytko-Polończyk**¹

¹Zakład Stomatologii Zintegrowanej, Instytut Stomatologii, Wydział Lekarski, Uniwersytet Jagielloński Collegium Medicum, Kraków

²Koło Naukowe przy Zakładzie Stomatologii Zintegrowanej, Instytut Stomatologii, Wydział Lekarski Uniwersytet Jagielloński Collegium Medicum, Kraków

Wprowadzenie: Zaburzenia czynnościowe układu ruchowego narządu żucia (ZCNŻ) mają wiele objawów klinicznych, które mogą naśladować inne, poważne choroby układowe np. boreliozę. Objawy te mogą prowadzić do błędnego rozpoznania i nieodpowiedniego planu leczenia. W rezultacie, nierozpoznana i nieleczona odpowiednio wcześnie poważna choroba, może prowadzić do nieodwracalnych i zaawansowanych stadiów. Borelioza (z ang. *Lyme disease*) jest chorobą, której kliniczna manifestacja może naśladować ZCNŻ. Dlatego też, celem badania jest ocena wiedzy lekarzy dentystów na temat diagnostyki ZCNŻ oraz wpływu boreliozy na ZCNŻ jak i zwiększenie świadomości lekarzy dentystów w podanym zakresie.

Metodologia: Badaniem objęto 114 lekarzy dentystów w Krakowie. Ich zadaniem było uzupełnienie kwestionariusza, który składał się z 11 pytań. Kwestionariusz podzielony został na trzy części (1) samoocena wiedzy dotyczącej diagnozy i terapii ZCNŻ (2) ocena wiedzy na temat etiologii i symptomów ZCNŻ (3) ocena świadomości korelacji między boreliożą a ZCNŻ. Kryterium włączenia do badania było podpisanie przez uczestnika badania formularza świadomej zgody oraz zgody na przetwarzanie danych osobowych. Kryterium wykluczenia był brak wyrażenia zgody na udział w badaniach.

Wyniki: Do analizy wyników użyto testu Pearson chi-kwadrat. Wśród przebadanych - 68 lekarzy dentystów (59,6%) oceniło swoją wiedzę na temat ZCNŻ jako bardzo dobrą lub dobrą. Mniej niż połowa lekarzy, która oceniła swoją wiedzę jako bardzo dobrą lub dobrą podejmuje się leczenia pacjentów ze wspomnianymi wyżej zaburzeniami. Tylko 16,67 % lekarzy wybrało wszystkie z wymienionych objawów, które mogą przypominać ZCNŻ, ale 87,3% zadeklarowało, iż są świadomi faktu, że objawy boreliozy mogą naśladować symptomy ZCNŻ.

Wnioski: Badanie pokazuje, że wiedza dentystów na temat ZCNŻ jest niewystarczająca i edukacja w tym zakresie jest potrzebna.

43. Standardowe korony z tlenku cyrkonu - przegląd piśmiennictwa.

Standard Zirconia Crowns - Literature Review.

*lek. dent. Barbara **Piechuta-Królczak**, dr n. med. Hanna **Trzeciak**,*

*prof. dr hab. n. med. Jacek **Kasperski***

Zakład Protetyki Stomatologicznej, Katedra Protetyki i Materiałoznawstwa Stomatologicznego.

*Wydział Lekarski z Oddziałem Lekarsko-Dentystycznym w Zabrze, Śląski Uniwersytet Medyczny
w Katowicach*

Wstęp:

Próchnica butelkowa jest poważnym problemem stomatologicznym dzieci w okresie uzębienia mlecznego. Bardzo trudno jest zaproponować małym pacjentom i ich opiekunom uzupełnienia odbudowujące funkcję, fonetykę i estetykę zębów przednich. Pozostawienie zniszczonych zębów stanowi zagrożenie dla zdrowia małych pacjentów. Usunięcie wiąże się z koniecznością zabiegu chirurgicznego oraz brakiem funkcji zębów w tak ważnym okresie nauki mowy i dorosłego typu połykania. Wykonanie koron stalowych jest najczęściej nieakceptowane przez rodziców i ich opiekunów ze względów estetycznych. Rozwiązaniem wydają się być standardowe korony wykonane z tlenku cyrkonu.

Cel pracy:

Celem pracy jest zaprezentowanie możliwości odbudowy zniszczonych zębów siecznych mlecznych przy pomocy standardowych koron z tlenku cyrkonu.

Material i Matoda:

Praca stanowi przegląd piśmiennictwa. W bazie medycznej Medline z nakładką PubMed wpisano hasła: standard crowns, preformed crowns, nusmile crowns. Przeanalizowano otrzymane streszczenia. Do ostatecznej analizy wykorzystano 7 artykułów opisujących badania kliniczne oraz jeden przegląd piśmiennictwa. Przeszukano również bazę GBL wpisując hasła: protezy dziecięce, korony.

Wnioski:

Standardowe korony z tlenku cyrkonu stanowią skuteczny, trwały i estetyczny sposób odbudowy zniszczonego uzupełnienia mlecznego.

44. Parametry stresu oksydacyjnego w ślinie osób młodych, użytkujących aparaty ortodontyczne, retainery bądź szyny zgryzowe.

Parameters of oxidative stress in saliva of young people using orthodontic appliances, retainers or occlusal splints.

*lek. dent. Barbara **Piechuta-Królczak**, prof. dr hab. n. med. Jacek **Kasperski**,*

*dr n. med. Hanna **Trzeciak***

Zakład Protetyki Stomatologicznej, Katedra Protetyki i Materiałoznawstwa Stomatologicznego.

Wydział Lekarski z Oddziałem Lekarsko-Dentystycznym w Zabrze, Śląski Uniwersytet Medyczny w Katowicach

Wstęp

Stres oksydacyjny jest związany z występowaniem wolnych rodników tlenowych ROS (reactive oxygen species) czyli cząsteczek zdolnych do niezależnej egzystencji, zawierających co najmniej jeden atom tlenu i posiadające co najmniej jeden niesparowany elektron. Charakteryzują się wysoką reaktywnością, krótkim czasem półtrwania oraz niezwykle łatwością wchodzenia w reakcje chemiczne ze składnikami komórek. Antyoksydacyjny układ ochronny (ADS - antioxidant defense system) zabezpiecza komórki przed działaniem ROS, posiada rozbudowany system naprawczy, który uniemożliwia inicjację reakcji utleniania oraz naprawia już powstałe uszkodzenia. W warunkach prawidłowych istnieje równowaga pomiędzy powstawaniem wolnych rodników a ich usuwaniem. Wzrost aktywności reaktywnych form tlenu powinien zwiększać aktywność antyoksydacyjną. Zachwianie równowagi w kierunku reakcji utleniania określa się mianem stresu oksydacyjnego. Wpływ na aktywność tego układu ma wiele czynników m.in. wiek, płeć, towarzyszące choroby, dieta, używki i ciała obce obecne w jamie ustnej.

Cel pracy

Ocena parametrów stresu oksydacyjnego u osób młodych użytkujących bądź nie aparaty ortodontyczne, retainery, szyny zgryzowe.

Materiał i Metoda

Badanie przeprowadzono w dwóch etapach. Etap pierwszy obejmował badanie stomatologiczne oraz wywiad. Przed pobraniem materiału przepłukiwali usta wodą dejonizowaną.

W drugim etapie pobrano od pacjentów ślinę przy pomocy zestawu Salivette firmy Sarstedt (Numbrecht, Niemcy). Po pobraniu próbki materiał natychmiast odwirowywano przez 5 minut przy 2000 x g. Następnie próbki zamrażano w temperaturze -80°C do czasu przeprowadzenia badania. Enzymy układu antyoksydacyjnego zostały zbadane w Katedrze i Zakładzie Biochemii Wydziału Lekarskiego w Zabrze.

Wyniki

W badaniu wzięło udział 96 osób w wieku 20-15 lat, w tym 26 użytkowników aparatów ortodontycznych, 20 użytkowników retainersów stałych, 16 użytkowników szyny górnej i 13 użytkowników szyny dolnej. Oznaczono stężenie białka, dialdehydu malonowego (MDA), TOS, dysmutazy ponadtlenkowej (SOD), reduktazy glutationowej (GR), katalazy (KAT), całkowitej zdolności antyoksydacyjnej śliny (TAC).

Zbadano znamienność statystyczną przy pomocy testu U Manna-Whitneya z poziomem istotności $p < 0,05$.

45. Czynniki predysponujące do rozwoju zaburzeń skroniowo-żuchwowych oraz główne metody leczenia

Factors predisposing to the development of temporomandibular disorders and the main methods of treatment

dr hab. n. med. Małgorzata Pihut prof. UJ
Katedra Protetyki Stomatologicznej Instytut Stomatologii
Uniwersytet Jagielloński Collegium Medicumul. Montelupich 4, 31-155 Kraków
Kierownik: dr hab. Małgorzata Pihut prof. UJ pihut_m@poczta.onet.pl

Postać bólowa zaburzeń czynnościowych narządu żucia jest przyczyną znaczących ograniczeń funkcjonalnych w życiu zawodowym i społecznym pacjentów. Stanowi ona coraz większy problem, ze względu na trudności diagnostyczne oraz złożoną terapię, jak również ograniczenia świadomości pacjentów, co do czynników etiologicznych i ryzyka powstania dysfunkcji. Ze względu na wzrastającą ilość pacjentów zgłaszających nasilony, przewlekły ból w obrębie twarzowej części czaszki, który skłania chorych do szukania pomocy u laryngologów, neurologów czy ortopedów, nie u stomatologów, wskazane jest nasilenie działań profilaktycznych i edukacyjnych w tym względzie.

Tematem wystąpienia będą współczesne poglądy na temat czynników predysponujących do rozwoju zaburzeń skroniowo-żuchwowych oraz metody stosowane w leczeniu bólowej postaci dysfunkcji z uwzględnieniem; szyn okluzyjnych, domięśniowych iniekcji toksyny botulinowej, dostawowych iniekcji osocza bogatopłytkowego i kwasu hialuronowego, jak również metod farmakologicznych, fizjoterapeutycznych zabiegów wspomagających oraz metod psychologicznych, pomocnych w radzeniu sobie ze stresem.

Summary:

The pain form of temporomandibular joints dysfunction is the cause of significant functional limitations in the professional and social life of patients. It is an increasing problem due to diagnostic difficulties and complex therapy as well as limitation of patients' awareness of the etiological factors and the risk of dysfunction. Due to the increasing number of patients reporting severe, chronic pain in the facial part of the skull, which encourages patients to look for help from laryngologists, neurologists or orthopedists, not dentists, it is advisable to intensify preventive and educational activities in this regard.

The subject of the presentation will be contemporary knowledge on factors predisposing to the development of temporomandibular disorders modern methods used to treat the pain form of dysfunction including; occlusal splints, intramuscular injection of botulinum toxin, intraarticular injection of platelet-rich plasma and hyaluronic acid, as well as pharmacological methods, physiotherapeutic supportive treatments and psychological methods, helpful in coping with stress.

46. Otrzymywanie kompozytowego granulatu chitozanowego zawierającego kość ludzką

Production of composite chitosan-human bone granulate

*mgr inż. Rafał Podgórski¹, mgr inż. Piotr Kowalczyk¹, dr inż. Michał Wojasiński¹,
dr hab. n. med. Witold Bojar², prof. ndzw. dr hab. inż. Tomasz Ciach¹*

¹Politechnika Warszawska, Wydział Inżynierii Chemicznej i Procesowej, Zakład Biotechnologii i Inżynierii Bioprosesowej, Laboratorium Inżynierii Biomedycznej, e-mail: rafal.podgorski.dokt@pw.edu.pl, piotr.kowalczyk.dokt@pw.edu.pl, michal.wojasinski@pw.edu.pl, tomasz.ciach@pw.edu.pl

²Praktyka Stomatologiczna Witold Bojar, e-mail: witoldbojar@witoldbojar.pl

Wprowadzenie/cel: Obecnie „złotym standardem” w regeneracji ubytków kostnych są tzw. autografty – przeszczepy kości pobranej z innego miejsca ciała pacjenta. Jednakże autografty mają ograniczenia wynikające zarówno z dostępności materiału, jak i niedogodności związanej z naruszeniem zdrowej kości pacjenta w miejscu pobrania. Tworzy to potrzebę opracowania i wprowadzenia materiałów do uzupełniania ubytków, które posiadałyby zalety autograftów, acz pozbawione byłyby ich wad. Takie materiały muszą spełniać następujące wymagania - powinny być rusztowaniem dla regenerujących tkanek komórek, dostarczać czynniki wzrostu i umożliwiać transport tlenu oraz substancji odżywczych. Do tego wskazana jest obecność w takim materiale materiałów występujących w kościach, przede wszystkim pochodnych fosforanu wapnia sprzyjających wzrostowi osteoblastów i przyspieszających regenerację kości. Celem niniejszych badań było otrzymanie kompozytowego granulatu o średnim rozmiarze pojedynczej cząstki 1 mm, zbudowanego z chitozanu, trifosforanu wapnia (β TCP) i ludzkiej kości. Materiał ten stanowi połączenie chitozanu - naturalnego, indukującego gojenie ran polimeru, β TCP będącego źródłem składników do odbudowy mineralnej struktury kości, a także samej ludzkiej kości materiału osteoindukcyjnego.

Metodologia: Odbiałczona i odtłuszczona kość ludzka oraz β -TCP (Sigma-Aldrich) zostały zmielone w młynie kulowym (Pulverisette 6, Fritsch). Uzyskane proszki zmieszano z 1% (m/v) roztworem chitozanu (Chitoscience 95/2000, 95% deacetylacji) w 1% (v/v) wodnym roztworze kwasu octowego. Chitozan, β -TCP i kość ludzka zostały zmieszane w proporcjach 1:5:5 (m/m). Tak sporządzoną mieszaninę wkroplono do 1% (m/v) roztworu NaOH, służącego jako stabilizator otrzymywanych granulatów, z użyciem enkapsulatora Büchi B-395 Pro (parametry pracy: dysza 450 μ m, wibracje membrany 300 Hz, napięcie 500 V, przepływ 20 mL/min), uzyskując sfery. Wykonano również wariant materiału wyłącznie z czystego chitozanu oraz z chitozanu z dodatkiem β -TCP w proporcjach 1:10 (m/m). Uzyskane próbki zliofilizowano w celu uzyskania suchego granulatu oraz sterylizowane w autoklawie (121 °C, 20 minut). Wszystkie trzy warianty materiałów scharakteryzowano poprzez pomiar rozkładu rozmiarów oraz średniego i najczęściej występującego rozmiaru, spektroskopię w podczerwieni (FTIR-ATR), wykonano również zdjęcia powierzchni próbek granulatów wykorzystując skaningową mikroskopię elektronową. Zbadano również cytotoksyczność uzyskanych trzech rodzajów granulatu, a także zachowanie komórek linii MG63 (komórki ludzkiego kostniako-mięsaka o morfologii zbliżonej do osteoblastów) na jego powierzchni.

Wyniki: Otrzymano trzy rodzaje granulatu o opisanych wyżej składach. Pomiar rozmiarów granulek i analiza obrazu pozwoliły stwierdzić, że średnia i najczęściej występujący rozmiar materiałów zawierających kość to odpowiednio 1.5 mm i 1.0 mm, podczas gdy granulki czystego chitozanu charakteryzują wartości na poziomie 1.0 mm i 0.7 mm, zaś granulki chitozanowe z β -TCP na poziomie 1.2 mm i 1.0 mm. Widma FTIR-ATR potwierdziły obecność bioceramiki poprzez obecność pików charakterystycznych dla fosforanów wapnia. Fotografia SEM ujawniła chropowatą powierzchnię materiałów zawierających dodatek ceramiki. Test cytotoksyczności ekstraktów z materiałów wykazał wysoki potencjał cytotoksyczny granulatu z czystego chitozanu, średnią cytotoksyczność materiałów chitozanowych z β -TCP i brak cytotoksyczności dla granulatów chitozanowych z β -TCP i kością ludzką.

Podsumowanie/wnioski: Uzyskano granulaty kompozytowe o średnim rozmiarze około 1.5 mm, o najczęstszym rozmiarze około 1.0 mm. Właściwości granulatu zawierającego oba warianty ceramiki nie ulegają znaczącym zmianom w wyniku procesu sterylizacji termicznej, w odróżnieniu od właściwości próby kontrolnej granulatu chitozanowego. Powierzchnia granulatu kompozytowego staje się bardziej chropowata w wyniku sterylizacji, co potencjalnie zwiększa dostępność ceramiki i kości ludzkiej na powierzchni granulek, tworzy również lepsze warunki dla adhezji komórek. Granulat chitozanowy z β -TCP i kością ludzką nie wykazuje właściwości cytotoksycznych.

47. Ocena aktywności wybranych mięśni narządu żucia oraz doznań bólowych po usunięciu zatrzymanych trzecich zębów trzonowych.

Assessment of the activity of selected masticatory muscles and pain sensations after removal of impacted third molar.

*dr n. med. Rafał Rój¹, dr hab. n. med. Tadeusz Morawiec^{1,2}, dr n. med. Patryk Kownacki^{1,2}, lek. dent. Karolina Iskrzycka¹, lek. dent. Olaf Gruca³, lek. dent. Flora Menzel², dr n. med. Magdalena Wyszyńska³,
prof. dr hab. n. med. Jacek Kasperski³*

*1- Specjalistyczna Przychodnia Lekarsko-Stomatologiczna „COMFORTMED” 44-240 Żory, ul. Wspólna 12
(ul. Zabrska 14, 40-959 Katowice)*

*2 -Zakład Chirurgii Stomatologicznej, Katedra Chirurgii Czaszkowo-Szczękowo-Twarzowej i Chirurgii Stomatologicznej,
Wydział Lekarski z Oddziałem Lekarsko-Dentystycznym w Zabrze, Śląski Uniwersytet Medyczny w Katowicach, 41-902
Bytom, Pl. Akademicki 17*

*3- Zakład Protetyki Stomatologicznej Katedry Protetyki i Materiałoznawstwa Stomatologicznego Wydział Lekarski z
Oddziałem Lekarsko-Dentystycznym w Zabrze, Śląski Uniwersytet Medyczny w Katowicach 41-902 Bytom, Pl. Akademicki
17*

Wprowadzenie/cel: Elektromiografia (EMG) to pomiar sygnału elektrycznego związanego z aktywacją mięśnia, który powstaje w trakcie jego skurczu. Na podstawie rejestracji i analizy czynności elektrycznej, umożliwia on ocenę sił mięśniowych, które działają na łuki zębowe i wyrostek zębodołowy. Celem pracy było wykorzystanie elektromiografii do oceny napięcia mięśni żwaczy oraz mięśni skroniowych u osób zakwalifikowanych do jednostronnego operacyjnego usunięcia trzeciego zęba zatrzymanego w żuchwie oraz ocena doznań bólowych.

Metodologia: Materiał badawczy stanowiło 45 pacjentów z pełnymi łukami zębowymi: 27 kobiet i 18 mężczyzn, których zakwalifikowano do jednostronnego operacyjnego usunięcia trzeciego zęba zatrzymanego w żuchwie w trybie planowym. U każdego z pacjentów przeprowadzono badanie czynnościowe układu ruchowego narządu żucia. Wykorzystano polski kwestionariusz RDC/TMD oraz skalę VAS. U pacjentów przeprowadzono badanie elektromiograficzne przy użyciu 8-kanalowego systemu BioEMG III (firmy Bioresearch). Przed rejestracją pacjent otrzymywał gumę do żucia w pastylkach (Orbit). Sygnały EMG były rejestrowane dla mięśnia skroniowego, mięśnia żwacza w trybie swallow i rejestrowano sygnał przez 30 sek. podczas żucia. Pomiary wykonywano przed ekstrakcją, po 24h dniach oraz po 7 dniach od zabiegu. W analizie sygnału wzięto pod uwagę jego amplitudę, którą znormalizowano i przedstawiono jako index asymetrii mięśni. Wyniki poddano analizie statystycznej.

Wyniki: Nie zaobserwowano istotnie statystycznej różnicy pomiędzy mięśniami skroniowymi i żwaczowymi przed ekstrakcją oraz po 7 dniach po zabiegu. Jak również nie obserwowano istotnie statystycznej różnicy między mięśniami skroniowymi po 7 dniach. Zaobserwowano istotnie statystyczną różnicę w wartości asymetrii mięśni żwaczy po 24 godzinach od zabiegu.

Podsumowanie/Wnioski:

1. Zmiany w napięciu mięśni oraz ich asymetrii są przejściowe.
2. Największy wzrost asymetrii napięcia mięśni w trakcie żucia zaobserwowano w przypadku mięśni żwaczy.
3. Przydatność EMG może być pomocna w monitoringu ewentualnych powikłań mogących powstać po operacyjnym usunięciu zębów zatrzymanych.

48. Badania warstw licujących podbudowy protetyczne wytwarzane metodą CAD/CAM

Research of veneering layers of prosthetic foundations manufactured by the CAD/CAM method

*dr n. med. Wojciech Ryniewicz¹, Prof. nadzw. dr hab. inż. Anna M. Ryniewicz¹, mgr inż. Łukasz Bojko²,
dr hab. n. med. Małgorzata Pihut, prof. UJ¹*

¹ Katedra Protetyki Stomatologicznej, Wydział Lekarski, Uniwersytet Jagielloński, Collegium Medicum, ul. Montelupich 4, 31-155 Kraków, e-mail: wojciech@ryniewicz.pl (W.R.), anna@ryniewicz.pl (A.R.), malgorzata.pihut@uj.edu.pl (M.P.)

² Katedra Konstrukcji i Eksploatacji Maszyn, Wydział Inżynierii Mechanicznej i Robotyki, AGH Akademia Górniczo-Hutnicza, Al. Mickiewicza 30, 30-059 Kraków, e-mail: lbojko@agh.edu.pl (Ł.B)

Wprowadzenie/cel: Warstwy licujące podbudowy protetyczne są odpowiedzialne za procesy tribologiczne powiązane z kontaktem zębów przeciwstawnych w układzie stomatognatycznym (US). Podbudowa nośna poddawana jest odpowiedniemu licowaniu, które decyduje o funkcjonalnej skuteczności uzupełnienia protetycznego.

Celem pracy jest badanie i ocena współczynnika tarcia i odporności na zużycie warstw licujących podbudowy stałych konstrukcji protetycznych.

Metodologia: Materiałem badań są warstwy licujące wykonane na podbudowach uzyskanych w procesie frezowania z fabrycznych kształtek z metali – CoCr, TiCP i Ti6Al4V oraz z materiałów szklano-ceramicznych LiSi₂ i ceramicznych ZrO₂. Badania wykonano z użyciem maszyny tribologicznej Roxana Machine Works w układzie kula-3 krążki, w środowisku sztucznej śliny oraz z użyciem mikroskopu skaningowego Hitachi S3400. Jako biomateriał referencyjny wykorzystano krążki szklino-zębinowe. Wyniki badań poddano analizie statystycznej z użyciem pakietu Statistica 13.1.

Wyniki: Wartości średnich średnic skaz zużyciowych pozwalają ocenić, jak przebiega proces zużycia przy zastosowaniu różnych warstw licujących, na różnych podbudowach uzyskanych w różnych technologiach. Największe wartości skaz zużyciowych stwierdzono dla licowania systemem Duceram Kiss na podbudowie CoCrMo z SLM oraz dla warstwy IPS e.max Ceram na podbudowie LiSi₂. Najmniejsze wartości skazy zużyciowej ze wszystkich badanych zestawów, stwierdzono dla systemu licującego Elephant Sakura na podbudowie ZrO₂ z frezowania i synteryzacji.

W warunkach ustalonych, wyniki badania współczynników tarcia ocenianych warstw licujących nie różnią się w sposób statystycznie istotny i są one nieznacznie wyższe od współczynnika tarcia szklina.

Przeprowadzone analizy SEM pozwoliły ocenić licowanie podbudowy po realizacji procesów napalania warstw opakerowych, zębinowych i szkliniowych oraz po teście tribologicznym w skazie zużyciowej. Na podstawie przedstawianych brzegów skaz zużyciowych można wnioskować, że im bardziej regularna jest linia okręgu, bez wyrwań i widocznych produktów zużycia, tym proces przebiega bardziej stabilnie, a zużycie ma charakter zużycia dostosowawczego.

Podsumowanie / wnioski: Zastosowana metoda badań, łącząca biomechaniczną analizę odporności na zużycie z analizą mikrostruktury, pozwala na ocenę właściwości tribologicznych ceramicznych warstw licujących protetyczne podbudowy nośne z technologii cyfrowych.

Wszystkie badane biomateriały kwalifikują się do licowania konstrukcji nośnych stosowanych w warunkach klinicznych – zabezpieczają odporność na zużycie na nieznacznie wyższym poziomie niż występujące w naturalnych prawidłowych tkankach narządów żucia.

49. Porównanie właściwości mechanicznych gipsów stosowanych w protetyce stomatologicznej

Comparison of mechanical properties of plasters used in dental prosthetics

dr hab. n. med. Wojciech Ryniewicz¹, lek. stom. Magda Krasińska-Mazur¹, dr n. med. Joanna Ryniewicz²

¹ Katedra Protetyki Stomatologicznej, Wydział Lekarski, Uniwersytet Jagielloński, Collegium Medicum, ul. Montelupich 4, 31-155 Kraków, e-mail: wojciech.ryniewicz@uj.edu.pl (W.R.), mazurdental@gmail.com (M.K-M.)

² Zakład Stomatologii Zintegrowanej, Wydział Lekarski, Uniwersytet Jagielloński, Collegium Medicum, ul. Montelupich 4, 31-155 Kraków, e-mail: joanna.ryniewicz@uj.edu.pl (J.R.)

Wprowadzenie/cel: Mimo szybkiego rozwoju różnorodnych technik cyfrowego skanowania tkanek jamy ustnej, gips pozostaje nadal najbardziej rozpowszechnionym materiałem stosowanym w procesie laboratoryjnego wykonawstwa niemal wszystkich uzupełnień protetycznych. Na właściwości mechaniczne różnych rodzajów gipsów ma wpływ ilość i temperatura wody użytej do rozrobienia gipsu, a także sposób i szybkość zarabiania go.

Celem badania było porównanie właściwości mechanicznych gipsów typu 2, 3 i 4 podczas prób ściskania i zginania, w zależności od sposobu zarobienia gipsu.

Metodologia: Do badania przygotowano 30 gipsowych próbek w kształcie walca o średnicy 4 mm i wysokości 10 mm – do prób ściskania oraz 30 o średnicy 4 mm i wysokości 20 mm – do prób łamania. Materiałem użytym do wykonania próbek były gipsy Stodent II (typ 2) i Stodent III (typ 3) firmy Zhermapol oraz Fuji Rock firmy GC (typ 4). Gips zarabiano ręcznie lub maszynowo (próżniowo). Uzyskano 6 grup próbek po 10 sztuk. Po upływie 1 tygodnia, podczas którego próbki przechowywane były w temperaturze pokojowej, poddawane zostały kolejno próbom ściskania i zginania na maszynie wytrzymałościowej Instron 3345. Wyniki poddano analizie statystycznej.

Wyniki: Największą wytrzymałość zarówno na ściskanie, jak i zginanie, wykazały próbki gipsu typu 4, a najmniejszą – gips modelowy typu 2. Różnica była istotna statystycznie zarówno dla prób ściskania jak i zginania. Zaobserwowano znacznie mniejsze odchylenie standardowe wyników otrzymanych dla gipsów mieszanych z zastosowaniem mieszalnika próżniowego.

Wniosek: Modele gipsowe powinny być odlewane z gipsów mieszanych próżniowo.

50. Ocena zgodności projektu cyfrowego z gotowymi koronami protetycznymi wykonanymi w technologii spieku laserowego.

Assessment of compatibility of the digital design with finished prosthetic crowns made in laser sintering technology.

Daniel Surowiecki¹, Kamila Wróbel – Bednarz¹, Marcin Szerszeń¹

¹ Katedra Protetyki Stomatologicznej, Warszawski Uniwersytet Medyczny

Kierownik: prof. dr hab. n. med. Elżbieta Mierzińska – Nastalska

Wstęp.

Ewolucja i rozwój cyfrowych technik obrazowania doprowadziły do produkcji uzupełnień protetycznych wykraczając poza zastosowanie konwencjonalnych technik. Rejestracja podłoża protetycznego, projektowanie i wykonanie gotowych uzupełnień staje się w coraz większy sposób wspomagane technologiami cyfrowymi. Ze względu na dynamiczny ich rozwój, wskazana jest weryfikacja dokładności stosowanych metod.

Cel pracy.

Celem pracy było porównanie zgodności cyfrowego projektu koron protetycznych z gotowym uzupełnieniem wykonanym w technologii spieku laserowego (DMLS).

Materiał i metoda.

Materiałem badań było 5 koron protetycznych wykonanych na usuniętych ludzkich zębach trzonowych i przedtrzonowych, wykonanych w technologii selektywnego spiekania laserowego (DMLS) na podstawie projektu cyfrowego. Wewnętrzne powierzchnie koron zostały następnie zeskanowane przy użyciu skanera laboratoryjnego. Uzyskane w ten sposób chmury punktów i modele CAD projektów koron poddano analizie w oprogramowaniu inżynierskim. Określono liczbowo odchylenie powierzchni gotowych koron z ich projektem.

Wyniki.

Dla 5 koron uzyskano łącznie 250 punktów pomiarowych, po 50 dla każdej korony. Korony 1 i 5 charakteryzowały się średnią wartością odchylenia $0,00 \pm 0,03$ mm – korona 1, $0,00 \pm 0,05$ mm – korona 5, co stanowiło najmniejszą wykrytą różnicę pomiarową. Największe średnie odchylenie uzyskano przy pomiarach korony 2, tj. $0,03 \pm 0,02$ mm. Największe maksymalne odchylenie dodatnie odnotowano w przypadku korony 4, którego wartość wyniosła 0,12 mm, natomiast największe odchylenie ujemne charakteryzowało korony 1 i 5, wartość ta wyniosła -0,10 mm. Przeprowadzona analiza statystyczna wykazała różnice istotne statystycznie pomiędzy poszczególnymi koronami.

Wnioski.

Analiza zgodności projektów cyfrowych z gotowymi koronami wykazała, że technologia spieku laserowego umożliwia wykonanie koron o dokładności odpowiadającej przedstawionym wynikom.

Brak uzyskania statystycznej stałej wartości odchylenia uniemożliwia określenie błędów pojawiającego się na etapie produkcji uzupełnienia protetycznego.

Wskazane są dalsze badania, weryfikujące pozostałe etapy wykonawstwa uzupełnień protetycznych w sposób cyfrowy.

51. Nanokompozyty akrylowe do zastosowań w protezach stomatologicznych.

Acrylic nanocomposites for use in dental prostheses.

dr hab. n. med. Ewa **Sobolewska** prof. PUM¹, lek. stom. Agnieszka **Lapis**¹, prof. dr hab. inż. Katarzyna **Gawdzińska**², dr inż. Katarzyna **Bryll**², dr hab. inż. Elżbieta **Piesowicz** prof. ZUT³,
dr inż. Sandra **Paszkiwicz**³, mgr inż. Izabela **Irska**³

¹Katedra i Zakład Protetyki Stomatologicznej, Wydział Lekarsko-Stomatologiczny, Pomorski Uniwersytet Medyczny w Szczecinie, al. Powstańców Wielkopolskich 72, 70-111 Szczecin, e-mail: ewasobol@pum.edu.pl (E.S.),
ag-dent@wp.pl (A.L.)

²Zakład Inżynierii Materiałów Okrętowych, Wydział Mechaniczny, Akademia Morska w Szczecinie, ul. Willowa 2, 70-205 Szczecin, e-mail: k.gawdzinska@am.szczecin.pl (K.G.)

³Zakład Tworzyw Polimerowych, Instytut Inżynierii Materiałowej, Zachodniopomorski Uniwersytet Technologiczny w Szczecinie, al. Piastów 19/117A, 70-310 Szczecin, e-mail: Elzbieta.Senderek@zut.edu.pl (E.P.)

Wprowadzenie/cel: Płytkowe uzupełnienia protetyczne, jak pokazuje praktyka kliniczna często ulegają uszkodzeniom (pęknięcia, złamania), co jest uciążliwe zarówno dla pacjenta, jak i lekarza stomatologa. Zmodyfikowana osnowa akrylowa o lepszych właściwościach mechanicznych jest idealną odpowiedzią na zapotrzebowanie w dziedzinie protetyki stomatologicznej. Celem pracy było uzyskanie materiału akrylowego o ulepszonych właściwościach funkcjonalnych, który można stosować na płyty protez dentystycznych.

Metodologia: Opracowano recepturę (na bazie podstawowego składu żywicy) kompozytu z innowacyjnym dodatkiem nanorurek haloizytu modyfikowanych żelatyną (HNT-g) wraz z trihydratem glinu sprzężonym z silanem (ATH-sil), w celu zaobserwowania synergistycznej poprawy właściwości materiału akrylowego (metakrylan metylu z monomerem metakrylanu metylu (MM / mMM)). Wykonano próby laboratoryjne i określono wybrane właściwości mechaniczne wytworzonych nanokompozytów wraz z właściwościami użytkowymi, takimi jak twardość, absorpcja roztworu buforowego i odporność na ścieranie. Wykonano z uzyskanego materiału wzorzec protezy całkowitej- przeprowadzono próby na odporność na upadek z wysokości. Badaniami mikrobiologicznymi określono tworzenie biofilmu na powierzchni protez.

Wyniki: Najlepszymi parametrami użytkowymi charakteryzował się materiał na bazie metakrylanu metylu z monomerem metakrylanu metylowego z innowacyjnymi dodatkami: haloizyt (HNT) oraz wodorotlenek glinu (ATH). W przypadku wprowadzenia nanonapełniaczy haloizytowych i/lub ATH nie stwierdzono występowania pęknięć w próbie upadku z żadnej (50, 100 i 150 cm) wysokości.

Podsumowanie / wnioski: Przeprowadzone badania potwierdziły występowanie synergistycznej poprawy właściwości kompozytowego tworzywa akrylowego i zasadność stosowania modyfikowanych nanonapełniaczy mineralnych w postaci systemu hybrydowego.

52. Wpływ grubości warstwy cementu i sorpcji wody na naprężenia generowane podczas cementowania wkładów koronowych

Influence of cement layer thickness and water sorption on stresses generated during inlay cementation

prof. dr hab. n. med. Jerzy Sokołowski¹, mgr inż. Agata Szczesio-Włodarczyk², dr inż. Michał Krasowski², dr inż. Kinga Bociong², dr n. med. Grzegorz Sokołowski³, dr n. med. Monika Domarecka¹, dr hab. prof. UM Monika Łukomska-Szymańska¹

¹ Zakład Stomatologii Ogólnej, Uniwersytet Medyczny w Łodzi, ul. Pomorska 251, 92-213 Łódź, e-mail: jerzy.sokolowski@umed.lodz.pl (J.S.), monika.domarecka@umed.lodz.pl (M.D.), monika.lukomska-szmanska@umed.lodz.pl (M.L-S.)

² Uczelniane Laboratorium Badań Materiałowych Uniwersytetu Medycznego w Łodzi, ul. Pomorska 251, 92-213 Łódź, e-mail: agata.szczesio@umed.lodz.pl (A.S.), michal.krasowski@umed.lodz.pl (M.K.), kinga.bociong@umed.lodz.pl (K.B.)

³ Zakład Protetyki Stomatologicznej, Uniwersytet Medyczny w Łodzi, ul. Pomorska 251, 92-213 Łódź, e-mail: grzegorz.sokolowski@umed.lodz.pl (G.S.)

Wprowadzenie/cel: Sieciujące cementy żywiczne generują naprężenia skurczowe, których wartość zależy od grubości warstwy cementu łączącego uzupełnienie protetyczne z tkankami zębów. Z kolei higroskopijna ekspansja cementu powinna wpłynąć na zmianę naprężeń. **Celem pracy** była ocena wpływu grubości warstwy cementu na wartość naprężeń generowanych w obszarze połączenia podczas cementowania wkładów koronowych wybranymi cementami oraz analizę zmian naprężeń związanych z higroskopijną ekspansją cementów dla różnych grubości warstwy łączącej.

Metodyka: Nasiąkliwość wybranych cementów żywicznych i samoadhezyjnych oceniano codziennie przez 30 dni, a następnie w comiesięcznych interwałach czasowych w okresie 84 dni. Naprężenia powstałe w wyniku polimeryzacji i ich zmianę w wilgotnym środowisku oceniono metodą elastooptyczną, wykorzystując do obliczeń wartości naprężeń wzory teorii sprężystości. Do badań wykorzystano formy z optycznie czulej żywicy epoksydowej, które kondycjonowano w wodzie 90 dni (37°C) do uzyskania stanu równowagi. Oceniono wpływ grubości warstwy cementów użytych do osadzenia metalowych wkładów na wartości generowanych naprężeń oraz wpływ higroskopijnej ekspansji cementów na naprężenia generowane przez cementy w zależności od grubości warstwy (50µm i 200µm). Analizę naprężeń przeprowadzono w różnych interwałach czasowych w okresie od 30 min do 84 dni.

Wyniki: Wraz ze wzrostem grubości warstwy cementu w układzie forma-wkład rosła wartość naprężeń zredukowanych. Podczas przechowywania w wodzie modeli o dużym stopniu dopasowania (grubość warstwy cementu 50µm) naprężenia uległy zmianie z 3,9 MPa do -6,3 MPa (dla cementu NX3) i -7,0 MPa (dla cementu MaxCem Chroma - MEC). W przypadku układów o małym stopniu dopasowania (grubość warstwy cementu 200µm) wyjściowe wartości 7,8 MPa została zredukowana do 1,6 MPa (NX3) i -2,3 MPa (MEC) odpowiednio.

Podsumowanie/wnioski: Wraz ze wzrostem grubości warstwy cementu w układzie forma-wkład wzrasta wartość generowanych naprężeń. W środowisku wodnym w wyniku sorpcji wody i higroskopijnej ekspansji cementów wyjściowe wartości naprężeń zmniejszają się o ok. 10 MPa, co dla układu o dużym stopniu dopasowania powoduje zmianę zwrotów działających sił i ich wzrost, co może mieć niekorzystny wpływ na jakość połączenia i otaczające tkanki.

Praca wykonana w ramach grantu młodych pracowników nauki i studentów studiów doktoranckich nr 502-03/2-148-03/502-24-075.

53. Wpływ aplikacji dwóch warstw systemu wiążącego na wytrzymałość połączenia kompozyt-kompozyt

Influence of double application of bonding system on composite-composite bond strength

*dr n. med. Krzysztof Sokółowski¹, mgr inż. Agata Szczesio-Włodarczyk², dr inż. n. tech.. Kinga Bociong²,
dr hab. n. med. prof. UM Elżbieta Boltacz-Rzepkowska¹*

¹ Zakład Stomatologii Zachowawczej, Uniwersytet Medyczny w Łodzi, ul. Pomorska 251, 92-213 Łódź, tel. 42 675 74 61,
e-mail: krzysztof.sokolowski@umed.lodz.pl (K.S.), elzbieta.boltacz-rzepkowska@umed.lodz.pl (E.B-R.)

² Uczelniane Laboratorium Badań Materiałowych Uniwersytetu Medycznego w Łodzi, ul. Pomorska 251, 92-213 Łódź,
tel. 42 272 57 66, e-mail: agata.szczesio@umed.lodz.pl (A.S.), kinga.bociong@umed.lodz.pl (M.K.)

Wprowadzenie/cel: Jak wykazały wcześniejsze badania najkorzystniejszym sposobem przygotowania powierzchni wypełnień kompozytowych podczas ich naprawy jest piaskowanie i aplikacja systemu wiążącego. Wątpliwości budzi jednak wybór sposobu aplikacji systemu wiążącego i jego polimeryzacji przed naniesieniem materiału kompozytowego. Celem pracy była ocena wpływu aplikacji i polimeryzacji dodatkowej warstwy systemu wiążącego na wytrzymałość połączenia kompozyt-kompozyt podczas naprawy wypełnień.

Metodologia: Do badań użyto próbek sporządzonych z materiału kompozytowego Filtek Z250 /3M ESPE, polimeryzowanego w formach silikonowych światłem lampy diodowej. Próbki do badań zatopiono w pierścieniach PVC w żywicy PMMA i poddano procesowi starzenia przechowując je przez 12 miesięcy w wodzie. Następnie próbki piaskowano korundem 50µm i łączono z materiałem kompozytowym typu flow za pomocą uniwersalnego samotrawiącego systemu wiążącego Single Bond Universal, aplikowanego w jednej lub dwóch warstwach i polimeryzowanych oddzielnie. Po 24 godzinach przechowywania próbek w wodzie badano wytrzymałość połączenia testem ścinania w urządzeniu testującym Zwick Z020/Zwick-Roell przy prędkości przesuwu belki poprzecznej 2mm/min.

Wyniki: Wyższą wytrzymałość połączenia kompozyt-kompozyt uzyskano po aplikacji dwóch warstw systemu wiążącego (24,6 MPa) w porównaniu z aplikacją jednej warstwy systemu wiążącego (20,5 MPa)..

Podsumowanie/wnioski: Piaskowanie korundem 50µm i aplikacja dodatkowej warstwy systemu wiążącego polimeryzowanego oddzielnie stanowi prostą i efektywną metodę poprawy wytrzymałości połączenia kompozyt-kompozyt podczas naprawy wypełnień kompozytowych.

Praca wykonana w ramach grantu młodych pracowników nauki i studentów studiów doktoranckich nr 502-03/2-044-01/502-24-067.

54. BonMaker w chirurgii stomatologicznej

BonMaker in oral surgery

*dr hab. n. med. Anna Starzyńska¹, lek.dent. Szymon Paprocki¹, lek.dent. Dorota Pylińska-Dąbrowska²,
lek.dent. Dorota Pyrzowska²*

*¹Zakład Chirurgii Stomatologicznej Gdańskiego Uniwersytetu Medycznego, ul.Dębowa 1A 80-001 Gdańsk, e-mail:
Anna.starzynska@gumed.edu.pl, szymonp93@gmail.com, d.pylinska@wp.pl, dpyrzo@wp.pl*

Wprowadzenie/cel: Augmentacja kości pozwala zachować wymiar i objętość wyrostka zębodołowego. Najczęściej stosowanymi materiałami do odbudowy są kość allogeniczna oraz materiał syntetyczny, złotym standardem pozostaje przeszczep autogeny. BonMaker jest urządzeniem służącym do otrzymania autogenego materiału kościotwórczego. Zęby poddawane są oczyszczaniu, mieleniu, demineralizacji oraz sterylizacji. Możliwe jest otrzymanie struktury bloczka lub granulatu. Materiał posiada potencjał osteoindukcyjny oraz osteokondukcyjny.

Metodologia: W Zakładzie Chirurgii Stomatologicznej GUMed 10 pacjentów poddano zabiegowi atraumatycznej ekstrakcji zębów ósmych żuchwy. Materiał poddano obróbce w urządzeniu BonMaker. Od pacjentów pobrano krew celem uzyskania osocza bogatopłytkowego (PRF). Do zębodołów poekstrakcyjnych wprowadzono materiał augmentacyjny oraz PRF, wydano zalecenia pozabiegowe. Gojenie przebiegało bez powikłań.

Podsumowanie / wnioski: Wykorzystanie zmielonego zęba celem augmentacji wyrostka zębodołowego wiąże się z wieloma zaletami. Może stanowić alternatywę dla innych biomateriałów.

55. Powikłania w przebiegu regeneracji kości

Complications in bone regeneration

*dr hab. n. med. Anna Starzyńska, prof. nadzw.¹, lek. dent. Paulina Adamska¹, lek. dent. Łukasz Adamski¹,
prof. dr hab. n. med. Michał Studniarek²*

*1 Zakład Chirurgii Stomatologicznej, Wydział Lekarski, Gdański Uniwersytet Medyczny, ul. Dębinki 7, 80-211 Gdańsk,
ast@gumed.edu.pl, paulina.palasz@gumed.edu.pl, lukaszadamski@gumed.edu.pl*

*2 Zakład Radiologii I, Wydział Lekarski, Gdański Uniwersytet Medyczny, ul. Dębinki 7, 80-211 Gdańsk,
mstud@gumed.edu.pl*

Wprowadzenie: Regeneracja kości polega na odbudowie struktury kostnej za pomocą materiałów kostnych lub kośćcizastępczych. Leczenie powinno przyczynić się do rekonstrukcji utraconych tkanek oraz przywrócenia funkcji układu stomatognatycznego.

Cel: Celem pracy było przedstawienie zagrożeń wynikających ze stosowania materiałów kośćcizastępczych.

Metodologia: W pracy wykorzystano badania obrazowe tomografii komputerowej oraz tomografii komputerowej wiązki stożkowej. Przedstawiono przypadki pacjentów, u których doszło do powikłań w przebiegu zabiegów regeneracji kości za pomocą materiałów ksenogennych oraz alloplastycznych (hydroksyapatyt). Zabiegi augmentacji wykonywano przed implantacją.

Wyniki: U pierwszego pacjenta wykonano obustronny zabieg podniesienia zatoki szczękowej. Po stronie prawej doszło do lizy materiału kośćcizastępczego, a po stronie lewej do utracenia materiału i powstania połączenia ustno-zatokowego.

U drugiego pacjenta w wyniku zabiegu regeneracji tkanek oraz implantacji wystąpiło zagęszczające zapalenie kości części zębodołowej żuchwy.

Podsumowanie: Najczęstszymi niepowodzeniami augmentacji kości jest resorpcja materiału oraz zakażenie w miejscu zabiegu. Należy regularnie kontrolować pacjentów i oceniać przebieg leczenia w celu szybkiego wykrycia ewentualnych powikłań.

56. Oral Mucositis – problem ciągle aktualny

Oral Mucositis - the problem is still topical

lek. stom. Magdalena Stawarz-Janeczek, dr hab. n. med. Katarzyna Szczeklik,

Prof. dr hab. n. med. Jolanta Pytko-Polończyk

*Zakład Stomatologii Zintegrowanej, Instytut Stomatologii, Wydział Lekarski,
Uniwersytet Jagielloński Collegium Medicum, Kraków*

Wg danych Global Cancer Statistics z 2018 roku, rak głowy i szyi jest ósmym co do częstości występowania nowotworem.

Do podstawowych metod leczenia nowotworów złośliwych, w tym raka głowy i szyi należą radioterapia, chemioterapia oraz leczenie chirurgiczne. Stosowanie tych metod łączy się z występowaniem powikłań. Szczególnie uciążliwym jest popromienne zapalenie błony śluzowej (*mucositis*, OM, RIOM - wywołane promieniowaniem zapalenie błony śluzowej), które stanowi duży problem terapeutyczny. Do tej pory nie ma skutecznej metody leczenia tego schorzenia, a dotyczy ono praktycznie wszystkich chorych poddanych radioterapii z powodu raka głowy i szyi.

Za powstawanie *mucositis* odpowiadają patomechanizmy pośrednio i bezpośrednio wpływające na komórki nabłonka. Bezpośrednie działanie promieniowania związane jest z jego toksycznością (aktywacja szlaku NF-kB prowadzi do apoptozy komórki). Zrozumienie mechanizmów powstawania OM ułatwia podjęcie działań w celu wdrożenia profilaktyki i wyznaczenia celów terapeutycznych.

W przebiegu *oral mucositis* stan pacjentów nierzadko ulega znacznemu pogorszeniu. Może dojść do wyniszczenia organizmu z możliwymi poważnymi komplikacjami, takimi jak sepsa czy też zgon chorego. Pacjenci dotknięci OM cierpią fizycznie, jak również psychicznie, z depresją włącznie. W interdyscyplinarnym leczeniu tych chorych należy podkreślić ważną rolę współpracy lekarzy dentyków z lekarzami innych specjalności, między innymi z onkologami i radioterapeutami.

W 2014 roku zostały opracowane przez MASCC/ISOO wytyczne co do postępowania z pacjentami z zapaleniem błony śluzowej po leczeniu radioterapią i chemioterapią. Wciąż przeprowadzane są prace badawcze i poszukiwane skuteczne leki, które mogłyby mieć zastosowanie w zaawansowanym stadium OM.

57. Wpływ środków dezynfekcyjnych na wymiary przestrzenne wycisków z mas alginatowych.

Influence of the disinfecting agents on the spatial dimensions of alginate mass impressions.

lek.dent. Marcin Szerszeń¹, lek.dent. Daniel Surowiecki¹

¹ Katedra Protetyki Stomatologicznej, Warszawski Uniwersytet Medyczny

Kierownik: prof. dr hab. n. med. Elżbieta Mierzińska - Nastalska

Wprowadzenie/cel:

Dezynfekcja wycisków dentystycznych jest procedurą obligatoryjną i wykonywana jest w celu przerwania łańcucha zakażeń. Wyróżnia się dwie główne grupy środków dezynfekcyjnych dedykowanych do wycisków dentystycznych, są to gotowe do użycia roztwory nanoszone bezpośrednio na wycisk w postaci spray-u, oraz koncentraty do samodzielnego sporządzenia roztworu, w którym wycisk jest zanurzany na określony czas. Celem pracy było określenie wpływu środków dezynfekcyjnych dedykowanych do mas wyciskowych na wymiary przestrzenne wycisków z mas alginatowych.

Metodologia:

Przygotowano 90 wycisków alginatowych w postaci sześciennych próbek. Próbki zostały wykonane na podstawie metalowych form o wymiarach wewnętrznych 28x28mm. Każda próbka została zmierzona w dwóch płaszczyznach. Materiał do badań został podzielony na trzy równoliczne grupy (n=30): I – grupa kontrolna, II – grupa dezynfekowana przy pomocy środka Zeta 7 Spray, III – grupa dezynfekowana przy pomocy środka Zeta 7 Solution. Próbki były następnie mierzone po upływie T₁-24 i T₂-120 godzin. Dane zostały opracowane statystycznie.

Wyniki:

Wymiary próbek po T₁ i T₂ w grupie II uległy największym zmianom w porównaniu do grupy kontrolnej a różnice były istotne statystycznie (p < 0,05). Nie wykazano statystycznie istotnej różnicy pomiędzy grupą III a grupą kontrolną po T₁ i T₂.

Wnioski:

Gotowe środki do dezynfekcji wpływają na zmianę wymiarów wycisków alginatowych. Dobór środka do dezynfekcji wycisków alginatowych powinien przebiegać z uwzględnieniem planowanego czasu do odlewu modelu dentystycznego.

58. Wybrane właściwości kompozytów z podwójnym systemem sieciującym w porównaniu do kompozytów utwardzanych światłem

Selected properties of composites with a double curing system compared to light curing composites

mgr inż. Agata Szczesio-Włodarczyk¹, dr n. med. Monika Domarecka², prof. dr hab. Jerzy Sokołowski², mgr farm. Jolanta Sokołowska², dr n. tech. inż. Kinga Bociong¹

¹*Uczelniane Laboratorium Badań Materiałowych Uniwersytetu Medycznego w Łodzi, 92-213 Łódź, ul. Pomorska 251, agata.szczesio@umed.lodz.pl, kinga.bociong@umed.lodz.pl*

²*Zakład Stomatologii Ogólnej Katedry Stomatologii Odtwórczej Uniwersytetu Medycznego w Łodzi, 92-213 Łódź, ul. Pomorska 251, jerzy.sokolowski@umed.lodz.pl, monika.domarecka@umed.lodz.pl, jolanta.sokolowska@umed.lodz.pl*

Wprowadzenie/cel: Kompozyty z podwójnym systemem sieciującym tradycyjnie stosuje się do odbudowy rdzenia i wykonywania uzupełnień pełnoceramicznych. Jednak materiały są również wykorzystywane do wypełnień głębokich uzupełnień. Zaletą podwójnie utwardzanych materiałów żywicznych jest minimalizacja ryzyka niespolimeryzowanych najgłębszych części materiału żywicznego. Charakterystyka tego typu materiałów oraz porównanie ich z materiałami utwardzanymi światłem została przeprowadzona w pracy.

Metodyka: Do badań użyto sześć materiałów z podwójnym systemem sieciującym: Bulk EZ (Danville, USA), Fill-Up! (Coltene, Szwajcaria), StarFill 2B (Danville, USA), Rebuilda DC (Voco, Niemcy), MultiCore Flow (Ivoclar Vivadent, Niemcy), Activa Bioactive-Restorative (Pulpdent, USA) oraz trzy materiały utwardzane światłem: Filtek Bulk Fill posterior (Heraeus, Niemcy), Charisma Classic (3M ESPE, USA), G-aenial Universal Flo (GC Corporation, Japonia). Próbkę do badań zostały przygotowane zgodnie z zaleceniami producenta. Materiały przed badaniem były kondycjonowane przez 24 godziny w wodzie w temperaturze 37°C. Dla materiałów zostały określone: wytrzymałość na trójpunktowe zginanie (FS), średnicowa wytrzymałość na rozciąganie (DTS), twardość (HV) oraz naprężenia skurczowe. Twardość oznaczono za pomocą twardościomierza ZH μ (Zwick Roell, Niemcy) metodą Vickersa przy obciążeniu indentera masą 1000 g w czasie 10 s. Badania wytrzymałościowe zostały przeprowadzone z wykorzystaniem uniwersalnej maszyny wytrzymałościowej Z020 (Zwick Roell, Niemcy). Naprężenia skurczowe zostały określone z wykorzystaniem metody elastooptycznej.

Wyniki: Wartości DTS mieściły się w zakresie 34,9 MPa (StarFill 2B) a 50,1 MPa (G-aenial Universal Flo). Najniższą twardością – 26 [-] – odznaczał się materiał Activa Bioactive, natomiast najwyższe wartości były odnotowane dla materiałów Filtek Bulk Fill posterior oraz Charisma Classic – 69 [-]. Najwyższa wytrzymałość na trójpunktowe złamanie wynosiła 137,2 MPa (G-aenial Universal Flo), natomiast najniższa – 87,5 MPa (Activa Bioactive). Naprężenia skurczowe badanych materiałów wynosiły od 6,3 MPa (Charisma Classic) do 11,2 MPa (Rebuilda DC).

Podsumowanie/Wnioski: Kompozyty z podwójnym systemem sieciującym odznaczają się zbliżonymi właściwościami w porównaniu do kompozytów utwardzanych światłem.

59. Badanie cytotoksyczności i genotoksyczności uniwersalnych systemów łączących

Study on cytotoxicity and genotoxicity of universal dentin bonding systems

Adam Wawrzynkiewicz¹, dr hab. n. med. prof. nadzw. Monika Łukomska-Szymańska², dr n. med. Wioletta Rozpedek¹, mgr Grzegorz Galita¹, dr n. med. Barbara Łapińska², prof. dr hab. n. med. Jerzy Sokolowski², prof. dr hab. n. med. Ireneusz Majsterek¹

¹Zakład Chemii i Biochemii Klinicznej, Międzywydziałowa Katedra Chemii i Biochemii Medycznej, Wydział Wojskowo-Lekarski, Uniwersytet Medyczny w Łodzi, 90-136 Łódź, ul. Narutowicza 60, e-mail: adam.wawrzynkiewicz@stud.umed.lodz.pl (A.W.), wioletta.rozpedek@umed.lodz.pl (W.R.), grzegorz.galita@umed.lodz.pl (G.G.), ireneusz.majsterek@umed.lodz.pl (I.M.)

²Zakład Stomatologii Ogólnej, Katedra Stomatologii Odtwórczej, Wydział Lekarski, Uniwersytet Medyczny w Łodzi, 92-213 Łódź, ul. Pomorska 251, e-mail: monika.lukomska-szymanska@umed.lodz.pl (M.L.-S.), barbara.lapinska@umed.lodz.pl (B.Ł.), jerzy.sokolowski@umed.lodz.pl (J.S.)

Wprowadzenie/cel: Uniwersalne systemy łączące są obecnie rutynowo używane przez lekarzy dentystów. W wielu przypadkach są również stosowane w głębokich ubytkach próchnicowych. Cel pracy stanowiła ocena cytotoksyczności i genotoksyczności wybranych, uniwersalnych systemów łączących różnych producentów w stosunku do ludzkich komórek obecnych w miazdze zębów.

Metodyka: Badanie przeprowadzono w modelu *in vitro*, na komercyjnie dostępnej linii komórkowej monocytów/makrofagów z krwi obwodowej - SC (ATCC CRL-9855). Analizie poddano trzy uniwersalne systemy łączące: OptiBond Universal (Kerr), Prime&Bond Universal (Dentsply Sirona), Adhese Universal (Ivoclar Vivadent). W okrągłodennych próbkach typu Eppendorf umieszczono 50 µL systemu wiążącego i spolimeryzowano zgodnie z zaleceniem producenta. Następnie dodano po 1 ml pożywki i inkubowano przez 24 h w temperaturze 37°C. Uzyskany przesącz, po zwirowaniu, posłużył do przeprowadzenia kolejnych doświadczeń. Cytotoksyczność badanych związków została zmierzona przy użyciu kolorymetrycznego testu XTT opartego na redukcji soli tetrazolowej do formazanu. Badane próby przygotowano na 96-dołkowych płytkach dodając przygotowany przesącz (50 µL) do zawiesiny komórek w pożywce (50 µL). Kontrolę pozytywną stanowiły komórki zawieszony w 96% alkoholu izopropylowym, natomiast kontrolę negatywną - komórki zawieszony w pożywce hodowlanej. Analizowane próby inkubowano przez 24 h. Wyniki odczytano na podstawie różnic absorbancji próbek. Genotoksyczność badanych związków została zmierzona przy użyciu testu kometowego. Próby badane przygotowano na 12-dołkowych płytkach dodając 500 µL uprzednio przygotowanego przesączu do 500 µL zawiesiny komórek w pożywce. Kontrolę pozytywną stanowiły komórki zawieszony w 100% DMSO, natomiast kontrolę negatywną komórki zawieszony w 1 mL pożywki hodowlanej. Próby poddano 24 h inkubacji. Analiza uszkodzeń komórek została dokonana na podstawie procentowej ilości DNA w ogonie komety.

Wyniki: W teście XTT pomiar różnic absorbancji wykazał spadek żywotności komórek rzędu 33,65% dla OptiBond Universal, 2,54% dla Prime&Bond Universal oraz 4,44% dla Adhese Universal w stosunku do zastosowanych kontroli. W teście kometowym po 24 h inkubacji, zauważono uszkodzenia DNA na poziomie 60,48% dla OptiBond Universal, 1,05% dla Prime&Bond Universal, 5,27% dla Adhese Universal w stosunku do zastosowanych kontroli.

Podsumowanie/wnioski: Prime&Bond Universal oraz Adhese Universal wykazują minimalny toksyczny wpływ na komórki obecne w miazdze zębów.

60. Zależność twardości i głębokości polimeryzacji materiałów kompozytowych od średnicy światłowodu lampy polimeryzacyjnej

The dependence of hardness and the depth of polymerization on the optic fiber diameter in dental composites

dr n. med. Kaja Wichrowska-Rymarek¹, Joanna Nowak², prof. dr hab. n. med. Jerzy Sokółowski¹

¹ Zakład Stomatologii Ogólnej, Katedra Stomatologii Odtwórczej, Uniwersytet Medyczny w Łodzi, 92-213 Łódź, ul. Pomorska 251, e-mail: kaja.wichrowska@umed.lodz.pl (K. W.-R.), jerzy.sokolowski@umed.lodz.pl (J.S.)

² Uczelniane Laboratorium Badań Materiałowych, Uniwersytet Medyczny w Łodzi, 92-213 Łódź, ul. Pomorska 251, e-mail: joanna.nowak.1@umed.lodz.pl (J.N.),

Wprowadzenie/cel: Najczęściej stosowanymi materiałami w stomatologii odtwórczej są kompozyty stomatologiczne. Jakość wypełnień ubytków zależy od sposobu i warunków polimeryzacji tychże materiałów, głównie inicjowanej światłem lamp polimeryzacyjnych. Część urządzeń dostępnych na rynku ma możliwość wymiany światłowodów, by móc lepiej dostosować proces polimeryzacji do określonego przypadku klinicznego. Celem pracy była ocena wpływu średnicy światłowodu lampy polimeryzacyjnej na głębokość polimeryzacji i twardość dwóch materiałów kompozytowych.

Materiał i Metody: Do badań wykorzystano dwa materiały kompozytowe firmy Tokuyama Dental: Estelite Sigma Quick (ESQ) oraz Omnichroma (OCR). Materiały kompozytowe umieszczano w formie Helio Test (Ivoclar Vivadent) o wymiarach 4x4x9 mm, przykrywając wierzchnią warstwę taśmą poliestrową o szerokości 6 mm i grubości 0,05 mm (Finc). Następnie naświetlano materiał przez 20 sekund lampą polimeryzacyjną Demetron A.2 (Kerr), przy użyciu 4 rodzajów światłowodów:

- posiadającym zakrzywioną końcówkę o średnicy 2 mm;
- zwężającym się, o średnicy od 8 do 4 mm;
- zwężającym się, o średnicy od 13 do 8 mm;
- zwężającym się, o średnicy od 13 do 11 mm - Turbo Tip.

Spolimeryzowane próbki wyjmowano z formy, zeszkrobywano niespolimeryzowaną warstwę materiału i po określonym czasie kondycjonowania szlifowano na mokro papierem z nasypem SiC o gradacji 600C, by uzyskać szlif wzdłużny w połowie grubości próbki. Twardość próbek HV1 określano za pomocą twardościomierza (ZH μ , Zwick/Roell, Niemcy) wg metody Vickersa w określonych punktach. Za głębokość polimeryzacji uznawano ostatni punkt, w którym można było oznaczyć pomiar twardości, a wartość minimalna HV1 stanowiła powyżej 50% twardości maksymalnej twardości wzdłuż danej linii. W celu zweryfikowania postawionych hipotez badawczych, przeprowadzono analizę statystyczną przy użyciu programu IBM SPSS Statistics w wersji 25.

Wyniki: Porównując twardości dwóch materiałów na zadanych głębokościach przy zastosowaniu światłowodów lamp polimeryzacyjnych o różnych średnicach nie stwierdzono istotnych różnic HV1 pomiędzy badanymi materiałami. Uwagę zwraca wynik istotny na granicy poziomu tendencji statystycznej, którego efekt, zgodnie z wartością współczynnika r , jest bardzo silny. W każdym z przypadków większe wartości twardości odnotowywano dla materiału Omnichroma. Korzystając z analizy korelacji ze współczynnikiem r Pearsona dla obu materiałów wykazano istotny związek między głębokością utwardzenia danego materiału a średnicą światłowodu. Związek pomiędzy średnicą światłowodu, a głębokością utwardzania był silniejszy w przypadku materiału ESQ.

Podsumowanie/wnioski: Na podstawie przeprowadzonych badań stwierdzono, że materiały Omnichroma i Estelite Sigma Quick nie różniły się istotnie twardościami na zadanych głębokościach pomimo zastosowania światłowodów o różnych wymiarach. Istnieje natomiast silna korelacja pomiędzy średnicą zastosowanej końcówki światłowodu, a głębokością, na jaką utwardzały się badane materiały.

61. Ocena twardości i wytrzymałości na średnicowe rozciąganie światłoutwardzalnego cementu kompozytowego modyfikowanego octanem chlorheksydyny

Evaluation of the influence of chlorhexidine acetate modification on Vickers hardness and diametral tensile strength of veneer cement

Lek. stom. **Katarzyna Witkowska**¹, mgr inż. **Joanna Nowak**², prof. dr hab. n. med. **Jerzy Sokołowski**¹

¹ Zakład Stomatologii Ogólnej, Katedra Stomatologii Odtwórczej, Uniwersytet Medyczny w Łodzi, 92-213 Łódź, ul. Pomorska 251, e-mail: k.witkowska@gmx.net (K.W.), jerzy.sokolowski@umed.lodz.pl (J.S.)

² Uczelniane Laboratorium Badań Materiałowych, Uniwersytet Medyczny w Łodzi, 92-213 Łódź, ul. Pomorska 251, e-mail: joanna.nowak.1@umed.lodz.pl (J.N.),

Wprowadzenie/cel: Lekarze stomatolodzy mają obecnie możliwość korzystania z wielu systemów materiałów wykorzystywanych do cementowania licówek – jednym z nich są światłoutwardzalne cementy kompozytowe. Cieszą się one popularnością nie tylko ze względu na łatwość użycia czy estetykę pracy, ale również ze względu na dobre właściwości mechaniczne. Ich zastosowanie w porównaniu do innych systemów pozwala na znaczącą redukcję mikroprzecieku, jednakże nie eliminuje go całkiem. Ważne jest zatem również zapobieganie rozwojowi bakterii, bez pogorszenia właściwości fizyko-mechanicznych materiału.

Celem badań była ocena wpływu modyfikacji octanem chlorheksydyny światłoutwardzalnego cementu kompozytowego na jego twardość oraz wytrzymałość na średnicowe rozciąganie.

Materiały i metody: Badaniu poddano światłoutwardzalny cement kompozytowy Mojo (Pentron Clinical), który stanowił materiał odniesienia. Zmodyfikowano go octanem chlorheksydyny CHXA (Caelo Caesar & Loretz GmbH) w stężeniach 2,5% i 5,0% wag. Cylindryczne próbki przygotowano polimeryzując materiał w formach silikonowych o wysokości $h = 3$ mm i średnicy $d = 6$ mm. Polimeryzację przeprowadzono za pomocą diodowej lampy polimeryzacyjnej Elipar S10 (3M ESPE, moc 1400 mW/cm²) wg zaleceń producenta. Po skondycjonowaniu próbek w czasie 24 godzin, próbki poddano badaniu twardości metodą Vickersa przy obciążeniu indentera masą 1 kg w czasie 10 s (HV1/10) korzystając z twardościomierza ZH μ (Zwick/Roell). Dokonano również pomiarów wytrzymałości na średnicowe rozciąganie DTS (Diametral Tensile Strength) w uniwersalnej maszynie wytrzymałościowej Z020 (Zwick/Roell) przy przesuwie trawersy 2 mm/min.

Wyniki: Twardość materiału Mojo bez modyfikacji wynosiła 35 ± 2 HV1/10, z dodatkiem 2,5% wag. CHXA 31 ± 9 HV1/10, a z 5,0% wag. CHXA 39 ± 6 HV1/10. Najwyższe wartości DTS odnotowano dla próbek zmodyfikowanych 5,0% wag. dodatkiem CHXA ($40,11 \pm 7,34$ MPa), a najniższe dla próbek z dodatkiem 2,5% wag. CHXA ($28,99 \pm 5,62$ MPa)

Podsumowanie/wnioski: Dodatek octanu chlorheksydyny nie wpłynął w istotny sposób na zmianę właściwości światłoutwardzalnego cementu kompozytowego. Modyfikacja materiału poprzez dodatek CHXA nie pogorszyła właściwości materiału cementowego. W związku z powyższym planowane są dalsze badania wybranych właściwości tak zmodyfikowanego materiału celem oceny jego właściwości antybakteryjnych.

62. Analiza kinetyki zwarcia uzupełnień stałych opartych na wszczepach śródkostnych – z wykorzystaniem technologii T-Scan.

Occlusal kinetics analysis of dental arches with permanent restorations based on intraosseous implants - using T-Scan technology.

lek.stom Rafał Wojda, dr.n.med. Krzysztof Wilk

Warszawski Uniwersytet Medyczny, Wydział Lekarsko -dentystyczny, Zakład Propedeutyki i Profilaktyki Stomatologicznej Ul. Nowogrodzka 59 e-mail: rafawojda@gmail.com

Wprowadzenie/cel:

Uzupełnienie braków zębowych protezami stałymi ma na celu odtworzenie ciągłości powierzchni zwarcia całych łuków zębowych. Nie mniej istotne z punktu widzenia sprawności czynnościowej narządu żucia stanowi wyrównanie lokalnego oddziaływania sił zgryzu między zębami przeciwstawnymi podczas artykulacji zwarciowej. Celem pracy była analiza i ocena rekonstrukcji protetycznej powierzchni zwarcia w oparciu o analizę zrównoważenia sił zgryzu wyzwalanych po obu stronach łuków zębowych.

Metodologia:

Weryfikacji ukształtowania powierzchni zwarcia w polu obciążeń zgryzowych poddano różne przypadki kliniczne z uzupełnieniami stałymi wspartymi na wszczepach śródkostnych. Czynnościową analizę ukształtowania geometrii zwarcia odniesiono do powierzchni sferycznej Monsona będącej podstawą stożka zgryzowego Cieszyńskiego jako wycinka toczącej się kuli podczas artykulacji zwarciowej. W tym celu opracowano procedurę pomiarowo-obliczeniową w oprogramowaniu *MonsOpt 2.5* z interaktywną aplikacją graficzną *Sfera* przystosowaną do współpracy z systemem digitalizacji 3D skanera MicroScribe (Immersion). Ocenę symetrii zakrzywienia powierzchni zwarcia o promieniu optymalnym w stożku zgryzowym Cieszyńskiego realizowano przy aproksymacji sekwencji 10 punktów zwarciowych po obu stronach łuku z przypisaną wagą 1 do 14 punktów w obrębie zębów bocznych i wagą 0 do 6 punktów zwarciowych w strefie siekaczy. Porównano je z wynikami obustronnego zrównoważenia obciążenia w obrębie powierzchni zwarcia łuków zębowych z zastosowaniem sensora zgryzowego w komputerowym systemie analizy okluzji T-Scan III Novus.

Wyniki:

Wyniki pomiarów zastosowanych w badaniu pokazują wartości zbliżone do wartości optymalnej okluzji.

Podsumowanie / wnioski:

Zastosowanie przedstawionych urządzeń i procedur oraz uzyskane na tej podstawie wyniki pozwalają prognozować długoterminową sprawność funkcjonalną uzupełnień protetycznych.

63. Standardy w implantologii, procedury alternatywne/ratunkowe

Standards in oral implantology, alternative/emergency procedures

prof. dr hab. n. med. Andrzej **Wojtowicz**¹, dr n. med. Piotr **Wychowański**¹, lek. dent. Przemysław **Kosewski**¹,
lek. dent. Rafał **Wojda**², dr hab. n. med. Kornel **Krasny**¹

¹Chirurgii Stomatologicznej, Wydział Lekarsko-Stomatologiczny, Warszawski Uniwersytet Medyczny, ul. Żwirki i Wigury
61, 02-091 Warszawa

²Zakład Propedeutyki i Profilaktyki Stomatologicznej, Wydziału Lekarsko-Dentystycznego
Warszawskiego Nowogrodzka 59, 02-006 Warszawa

Biomimetyka jest nauką o możliwościach wykorzystania procesów toczących się w okresie embrionalnym w klinice, w aspekcie regeneracji tkanek. Wiadomo, iż embrio-osteogeneza, rozwój i wzrost kości, augmentacja tkanki kostnej, gojenie się złamań, regeneracja/augmentacja tkanki kostnej oraz osteodystrakcja - są procesami posiadającymi podobne mechanizmy uwarunkowane genetycznie. W procesach tych nadrzędny wydaje się udział nadgodziny transformującego czynnika wzrostu - TGF beta, a głównie należące do tej rodziny białka morfogenetyczne kości (BMPs). Bez tych czynników nie jest możliwy prawidłowy metabolizm tkanki kostnej wokół implantów.

Znajomość tych mechanizmów a także wykorzystanie czynników wzrostowych zawartych preparatach autogennych krwiopochodnych takich jak np. A-PRF, I-PRF umożliwia efektywną augmentację tkanki kostnej wokół implantów. Z kolei najczęstszym powikłaniem w leczeniu implanto-protetycznym jest zapalenie tkanek wokół wszczepów, spowodowane trzema czynnikami: bakteryjnym z konsekwencjami w postaci zakażenia, zapalenia, kolonizację bakterii na szorstkiej powierzchni implantu w jego części dodziąsłowej, stopniowo przesuwanymi się wzdłuż powierzchni implantów, prowadząc do odwarstwienia się tkanki kostnej od powierzchni implantu. Drugim elementem, który może spowodować utratę implantu jest jego przeciążenie, w wyniku czego dochodzi do włóknienia połączenia poprzez obniżenie ekspresji BMP w miejscu kontaktu z kością. Jednak wydaje się, na podstawie badań, iż najważniejszym czynnikiem odpowiedzialnym za brak lub wystąpienie perimplantitis jest reakcja lub jej brak organizmu typu ciała obcego. Reakcja ta może być modyfikowana zarówno przez obecność bakterii jak i przeciążenie; wydaje się, iż wypadkowa tych trzech czynników decyduje o braku periimplantitis lub jego rozwoju i progresji. Kolejnym zjawiskiem zaobserwowanym w miejscu połączeń implantów z odbudową protetyczną jest zjawisko frettingu czyli zużycie ścierny-korozyjne, które powoduje powstanie drobin metalu indukujących migrację monocytów-makrofagów i narastające z czasem zapalenie.

Badanie i obserwacje ostatnich 30 lat wykazały, iż gładkie powierzchnie dodziąsłowe mogą zahamować progresję perimplantitis. Stwierdzono, iż całkowicie gładkie i maszynowe implanty oceniane po 12-20 latach wykazały bardzo stabilną tkankę kostną dookoła - bez żadnych cech zapalenia tkanek. Stąd koncepcja powrotu do implantów gładkich lub też implantów hybrydowych i wreszcie implantów, których są zróżnicowane powierzchnie, z których każda jest dedykowana przedziałowi tkankowemu. Szczytowa część implantu, zakotwiczona w jamie szpikowej, powinna być również gładka, przez co indukować mniejszą odpowiedź organizmu.

Nowe koncepcje i rozwój technologiczny podąża w kierunku szybszej, silniejszej osteointegracji z jednoczesnym utrzymaniem długoterminowego sukcesu. Głównym celem prowadzonych badań jest możliwość zapobiegania perimplantitis a przez to obniżenie liczby komplikacji.

64. Wstępne badania wpływu modyfikacji powierzchni czystego tytanu Grade II na jego własności fizykochemiczne oraz odporność na zużycie ściernie

Initial research's the influence surface modification titanium Grade II on their physicochemical properties and

mgr inż. Anna Woźniak¹, dr hab. inż. Marcin Adamiak¹, prof.nzw. PŚ., dr inż. Bogusław Ziębowicz¹
¹Institut Materiałów Inżynierskich i Biomedycznych, Wydział Mechaniczny Technologiczny, Politechnika Śląska, Konarskiego 18A, 44-100 Gliwice, e-mail: Anna.Wozniak@polsl.pl

Wprowadzenie/cel: Tytan oraz jego stopy w grupie biomateriałów metalowych klasyfikowane są jako materiały o możliwie największej biokompatybilności. Cechuje je dobra odporność na korozję oraz satysfakcjonujący zespół własności mechanicznych. Jednak do ograniczeń stosowania materiałów tytanowych należy słaba odporność na ścieranie. W aspekcie wykorzystania materiału na implanty kostne stanowi to zagrożenie wzmożonego zużywania się elementu i przedostawania się metalu oraz jego jonów do otaczających tkanek oraz do całego organizmu wraz z krążącą krwią i płynami ustrojowymi. W związku z tym coraz częściej przeprowadzane są modyfikacje powierzchni. Zwiększenie odporności na ścieranie możliwe jest poprzez naniesienie na powierzchnię metalu cienkich warstw typu TiN oraz CrN. Jedną z najczęściej wykorzystywanych metod modyfikacji jest PVD (Physical Vapour Deposition), polegająca na fizycznym osadzeniu cienkich warstw z fazy gazowej. Powłoki uzyskane taką technologią charakteryzują się dużą twardością oraz znaczną odpornością na zużycie.

Metodologia: Badania przeprowadzono na próbkach tytanowych (Grade II), w postaci krążków o średnicy $\varphi = 14$ mm i grubości $d = 4$ mm oraz średnicy $\varphi = 30$ mm i grubości $d = 4$ mm, wytworzonych w technologii SLM (Selective Laser Melting). Próbki poddano wstępnej obróbce mechanicznej – szlifowanie z wykorzystaniem dysków MD-Piano (MD- Piano 200, 600 and 1200) i polerowanie przy użyciu zawiesiny OP-U 0.04 μm . Następnie metodą niskotemperaturową PVD naniesiono powłoki CrN (Grade_CrN) oraz TiN (Grade_TiN). Próbki przed i po modyfikacji powierzchni poddano obserwacjom mikroskopowym, analizie SEM/EDS, pomiarom chropowatości powierzchni i kąta zwilżania oraz badaniom odporności na korozję wżerową. Dodatkowo przeprowadzono test zużycia ciernego metodą Pin on disc przy obciążeniu 10N. Celem pracy było wytypowanie korzystniejszego wariantu modyfikacji powierzchni czystego tytanu Grade II.

Wyniki: Na podstawie przeprowadzonych obserwacji mikroskopowych można stwierdzić, że na powierzchni próbek po modyfikacjach można zauważyć stochastycznie rozmieszczone zacieki wynikające z technologii nakładania powłok. Analiza SEM/EDS wykazała zgodność składu chemicznego badanych próbek w stanie wyjściowym z kartami materiałowymi oraz wskazuje na prawidłowość przeprowadzonych modyfikacji powierzchni – nie zidentyfikowano zanieczyszczeń. Naniesienie powłok spowodowało zmniejszenie chropowatości powierzchni oraz zmianę charakteru chemicznego powierzchni z hydrofilowego dla stanu wyjściowego - $\Theta = 79^\circ$ na hydrofobowy – $\Theta = 94^\circ$ dla Grade_CrN i $\Theta = 101^\circ$ dla Grade_TiN. Według doniesień literaturowych niższe wartości chropowatości sprzyjają zwiększeniu wartości kąta zwilżania. Przebiegi krzywych polaryzacyjnych dla wszystkich próbek w stanie wyjściowym wykazują obecność pętli histerezy – zarejestrowano obecność potencjału przebicie $E_b = 1709$ mV oraz potencjału repasywacji $E_{cp} = 1379$ mV, z kolei dla próbek po modyfikacji powierzchni przebiegi są zbliżone i nie wykazują obecności pętli histerezy. Wartość potencjału transpasywacji po modyfikacji powierzchni wynoszą $E_{tr} = 1088$ mV dla Grade_CrN i $E_{tr} = 2572$ mV dla Grade_TiN w porównaniu. Dodatkowo naniesienie powłok na powierzchnię badanego materiału wpłynęło na zwiększenie odporności na ścieranie.

Podsumowanie/wnioski: Na podstawie przeprowadzonych badań można stwierdzić, że modyfikacja powierzchni czystego tytanu Grade II wpływa na jego poprawę własności, w tym zwiększenie kąta zwilżania, odporności korozyjnej oraz zmniejszenie wartości współczynnika tarcia.

65. Implantacja natychmiastowa w szczęce - nowatorskie rozwiązania technologiczne i kliniczne

Immediate implantation in maxilla – innovatory technological and clinical solutions

*dr n. med. Piotr **Wychowański**¹, prof. dr hab. n. med. Andrzej **Wojtowicz**¹, Kosewski P. ,
lek. dent. Przemysław **Kosewski**¹*

*¹Chirurgii Stomatologicznej, Wydział Lekarsko-Stomatologiczny, Warszawski Uniwersytet Medyczny, ul. Żwirki
i Wigury 61, 02-091 Warszawa*

Natychmiastowa instalacja poekstrakcyjna implantów jest metodologią znaną, stosowaną od wielu lat; prezentacja zawiera techniczne aspekty zabiegu, wykorzystujące możliwości posadowienia implantów w zębodole poekstrakcyjnym podniebiennych korzeni zębów trzonowych w szczęce.

Takie podejście implantologiczne w przypadku utraty górnych zębów trzonowych pozwala na:

1. wykorzystanie naturalnego kanału kostnego jako łoża pod implant
2. utrzymanie objętości tkanki kostnej wokół wstawionego implantu
3. ukierunkowanie biologicznych, genetycznie uwarunkowanych zdolności do gojenia się tkanek zębodołu wokół implantu,
4. właściwie zaplanowane zabiegu, włączając w to podstawą ocenę wskazań i przeciwwskazań - uzyskujemy zdecydowanie znaczne skrócenie czasu gojenia, unikamy zabiegu podnoszenia dna zatoki, uzyskując praktycznie stuprocentowy korzystny efekt terapeutyczny. Zastosowanie biomateriałów do augmentacji do przestrzeni pozostałych zębodołów zębów trzonowych jest również rekomendowane w tej procedurze. Powtarzalność metody i jej efektywność, oraz wskaźniki: przetrwania, implant survival rate, sukcesu estetycznego implant success rate – są niemal 100%, znaczny też jest wskaźnik BIC - bone to implant contact.

Ponadto metodologia wykazuje te korzystne cechy w obserwacjach długoterminowych.

66. Ocena stężenia tlenu azotu w wydychanym powietrzu oraz stanu jamy ustnej u pacjentów użytkujących protezy częściowe – doniesienie wstępne.

The measurement of the level of nitric oxide in exhaled air and oral cavity health among patients using partial dentures – preliminary report.

*dr n. med. Magdalena Wyszyńska¹, prof. dr hab. n. med. Jacek Kasperski¹, dr n. med. Rafał Rój¹,
dr hab. n. med. Tadeusz Morawiec²*

*1) Katedra Protetyki i Materiałoznawstwa Stomatologicznego ŚUM, Bytom, Plac Akademicki 17,
magdalena.wyszynska@sum.edu.pl, protstom@sum.edu.pl*

*2) Zakład Chirurgii Stomatologicznej Katedry Chirurgii Szczekowo-Twarzowej w Katowicach ŚUM,
tmorawiec@sum.edu.pl*

Wprowadzenie/cel: Pomiar stężenia tlenu azotu w powietrzu wydychanym znajduje zastosowanie, między innymi w diagnostyce i monitorowaniu leczenia pacjentów z procesem zapalnym w jamie ustnej i drogach oddechowych. Wykazano wzrost ekspresji indukowanej syntazy tlenu azotu (iNOS) zarówno u pacjentów cierpiących na astmę oskrzelową, jak i u pacjentów z ostrymi i przewlekłymi procesami zapalnymi w jamie ustnej. Przedstawione w projekcie założenia nie były dotychczas przedmiotem analiz naukowych. Celem badania była ocena stężenia tlenu azotu w wydychanym powietrzu oraz stanu jamy ustnej u pacjentów użytkujących protezy częściowe.

Metodologia: W badaniu wykorzystane było urządzenie, które umożliwia ocenę stężenia tlenu azotu w powietrzu wydychanym. Badanie przeprowadzono na grupie 5 pacjentów w Poradni Protetyki Stomatologicznej ACS. Do badania zakwalifikowane zostały osoby ogólnie zdrowe. Do przeprowadzenia badania stomatologicznego potrzebne było podstawowe instrumentarium stomatologiczne, składające się z lusterka, zgłębnika i sondy periodontologicznej. Oceniany był stan tkanek twardych, stan przyzębia, stan higieny jamy ustnej, higiena protez i wygląd podłoża protetycznego. Stężenie tlenu azotu w wydychanym powietrzu mierzono aparatem Niox Mino[®] (Aerocrine AB, Solna - Sweden).

Wyniki: U pacjentów z nieprawidłową higieną jamy ustnej, stanem zapalnym przyzębia, złą higieną protez stężenie tlenu azotu było wyższe.

Podsumowanie / wnioski: Wykazanie przydatności urządzenia Niox Mino do diagnostyki pomocniczej stanów zapalnych jamy ustnej. Wykazano wzrost ekspresji indukowanej syntazy tlenu azotu (iNOS) zarówno u pacjentów cierpiących na astmę oskrzelową, jak i u pacjentów z ostrymi i przewlekłymi procesami zapalnymi w jamie ustnej. Dlatego uzasadnione są badania mające na celu ocenę wpływu różnych procesów patologicznych w jamie ustnej na poziom stężenia NO w powietrzu wydychanym.

67. Wpływ fal elektromagnetycznych na organy człowieka

Network electromagnetic waves on human

dr inż. Beata Zboromirska-Wnukiewicz¹, dr n. med. Norbert Prudel²,

lekarz stomatolog Jarosław Babiuch³, dr n. med. Bernard Prudel⁴

*1. Instytut Elektrotechniki we Wrocławiu, 50,369 Wrocław, ul. M. Skłodowskiej-Curie 55/61
e-mail: b.wnukiewicz@gmail.com*

*2. Wojewódzki Szpital Chorób Płuc im. Ałojzego Pawelca, 44-300 Wodzisław Śląski,
ul. Bracka 13, e-mail: prudel@wp.pl,*

*3. Niepubliczny Lekarsko-Dentystyczny Zakład Opieki Zdrowotnej, 44-200 Rybnik, ul. Kościelna 7
4. Specjalistyczne Centrum Medyczne w Polanicy Zdrój, 57-320 Polanica Zdrój, ul. Jana Pawła II 2*

Wprowadzenie/cel: W referacie podjęto próbę opisanie wpływu pola elektromagnetycznego PEM na organy człowieka. Pole elektromagnetyczne jest układem dwóch pól: pola elektrycznego i pola magnetycznego. Wzajemną reakcję obu pól opisują równania Maxwella.

Podstawowymi wielkościami pozwalającymi na ilościowe opisanie pola elektromagnetycznego są: natężenie pola elektrycznego E, natężenie pola magnetycznego H oraz częstotliwość f. Wszystkie urządzenia zasilane prądem elektrycznym wytwarzają zmienne pola elektryczne i magnetyczne. Pola elektryczne są emitowane w sposób ciągły, zaś pola magnetyczne są emitowane w momencie przepływu prądu. Wielogodzinne korzystanie

z urządzeń elektrycznych powoduje, że człowiek jest poddawany wpływowi wielu zmiennych pól elektromagnetycznych o różnych częstotliwościach, które mogą wzajemnie się nakładać

a co zatem idzie wzmacniać się. Wielkość pola elektromagnetycznego zależy od częstotliwości działających urządzeń. Im niższa częstotliwość urządzenia tym silniejsze jest wytwarzane pole. Ciało człowieka pochłania zarówno zmienne pole elektryczne jak i magnetyczne. Z tego wniosek, że jeżeli jakaś energia jest dostarczana do organizmu to w konsekwencji musi ona wywołać jakąś reakcję. Dla organizmu człowieka już na etapie wyznaczania rozkładu PEM i obliczania przekazu występują problemy z precyzyjnym określeniem geometrii i składu chemicznego ciała i organów. Następnym problemem są zachodzące w nim reakcje chemiczne oraz termiczne. Obecne badania fal elektromagnetycznych idą w dwu kierunkach. Badają negatywne ich skutki na organizm człowieka jak i terapeutyczne ich działanie.

Metodologia: Od tysięcy lat człowiek czerpie wiele ze środowiska przyrodniczego, w którym żyje. Interakcja, czyli sposób oddziaływania na siebie człowieka i środowiska zależna jest od wielu czynników, które kształtują odczucia ciepła, samopoczucie jak również wpływają na stan zdrowia. Ich działanie odbywa się w sposób kompleksowy, z różnym natężeniem zmieniającym się w czasie i przestrzeni. Efekty oddziaływania pól elektromagnetycznych na organizm człowieka są różne: A) termiczne, b) nietermiczne, c) prądy indukowane wewnątrz organizmu, d) prądy kontaktowe. Obserwowane skutki biologiczne wywoływane w organizmach żywych przez zewnętrzne pole elektromagnetyczne są silnie zależne od częstotliwości i natężenia pola oddziaływującego, właściwości elektrycznych, od przestrzennego rozkładu promieniowania tzn. zależy czy ekspozycja dotyczy całego ciała czy jedynie jego części oraz od czasu naświetlania. Wynalazki współczesnej cywilizacji powodują, że bez przerwy jesteśmy narażeni na różnego rodzaju promieniowania emitowane przez urządzenia. Możemy podsumować, że żyjemy w ciągłym „smoku elektromagnetycznym”.

Wyniki: W referacie omówiono problemy związane ze środowiskiem elektromagnetycznym. Omówiono naturalne i wytwarzane przez człowieka źródła (PEM). Przedstawiono pochłanianie tych fal przy częstotliwości 50 Hz, to jest większości urządzeń elektrycznych.

Przedstawiono zagadnienia prawne ochrony człowieka przed PEM na poziomie norm polskich i międzynarodowych.

68. Analiza topografii powierzchni drutów ortodontycznych oraz stopnia adhezji bakterii do ich powierzchni

Analysis of the surface topography of the archwire and their influence on the bacterial adhesion

Bogusław Ziębowicz¹, Anna Woźniak¹, dr inż. Anna Ziębowicz², Aleksandra Ziemińska-Buczyńska³
¹Instytut Materiałów Inżynierskich i Biomedycznych, Wydział Mechaniczny Technologiczny, Politechnika Śląska,
Konarskiego 18A, 44-100 Gliwice, e-mail: boguslaw.ziebowicz@polsl.pl

²Katedra Biomateriałów i Inżynierii Wyrobów Medycznych, Wydział Inżynierii Biomedycznej, Politechnika Śląska,
ul. Roosevelta 40, 41-800 Zabrze

³Katedra Biotechnologii Środowiskowej, Wydział Inżynierii Środowiska i Energetyki, ul. Konarskiego 18

Wprowadzenie/cel: Obecnie zauważa się tendencję wzrostu świadomości pacjentów odnośnie prawidłowego funkcjonowania układu stomatogantycznego, a co przez to idzie ilości użytkowników aparatów ortodontycznych. Elementy aparatów narażone są jednak na działania agresywnego środowiska, jakie stanowi jama ustna, będąca miejsce bytowania ponad 700 rodzajów mikroorganizmów, w tym bakterii chorobotwórczych. Czynniki sprzyjającymi adhezji bakterii do powierzchni są hydrofilowy jej charakter oraz znaczna chropowatość. Stan powierzchni elementów ortodontycznych w głównej mierze uzależniony jest od wybranej technologii wytwarzania, stanowiącej często swoiste ograniczenie. Jednym z najczęściej wykorzystywanych materiałów na druty ortodontyczne są stopy β -tytanu, charakteryzujące się dobrą biokompatybilnością ze szczególnym uwzględnieniem wysokiej odporności na korozję oraz satysfakcjonującym zespołem własności mechanicznych, które to stanowią jego podstawowe zalety. Wysoka odporność korozyjna materiału warunkowana jest zdolnością do wytworzenia w sposób samorzutny na jego powierzchni, warstewki pasywnej, stanowiącej zabezpieczenie przed działaniem szkodliwego środowiska. Dodatkowo stopy β -tytanu cechuje dobra elastyczność, gwarantująca możliwość biebendingu podczas zabiegu zakładania aparatów ortodontycznych.

Metodologia: Przedmiot badań stanowią druty ortodontyczne wykonane ze stopu β -tytanu o nazwie handlowej Resolver (Dentsply Gac Company) o powierzchni zmodyfikowanej metodą zol-żel. Próbkę w stanie wyjściowym poddano pomiarom twardości metodą Vickersa (FUTURE-TECH FM-ARS 9000) przy obciążeniu 1N. Kolejno przeprowadzono analizę SEM/EDS (Skaningowy Mikroskop Elektronowy SEM Supra 35, Zeiss). Obserwacje prowadzono w zakresie powiększeń 300-1500x. Geometria powierzchni badanych próbek badania była przy użyciu Mikroskopu Sił Atomowych (XE-100, Park System) w oparciu o metodę stykową. Wyznaczono charakterystyczne parametry chropowatości powierzchni. Obserwacje zostały uzupełnione analizą powierzchni przy użyciu Mikroskopu Konfokalnego (LSM 5 Exciter, Zeiss). Kolejno przeprowadzono badanie odporności korozyjnej metodą potencjodynamiczną w oparciu o którą wyznaczono przebiegi krzywych anodowych. Badanie prowadzono w roztworze sztucznej śliny. Na powierzchni próbek badawczych przeprowadzono hodowlę bakterii *Streptococcus sanguinis* (PCM 2335) z wykorzystaniem pożywki Todd-Hewit (BTL, Łódź) z następną 48h inkubacją w temperaturze $T = 37^{\circ}\text{C}$. Badania mikrobiologiczne opierały się na obserwacji kolonii bakteryjnych, wykorzystując Skaningowy Mikroskop Elektronowy.

Wyniki: Badane druty ortodontyczne charakteryzują się wysoką twardością, porównywalną do twardości standardowych materiałów stosowanych na elementy ortodontyczne. Mikroanaliza składu chemicznego wskazuje na zgodność materiału z wytycznymi karty materiałowej, dostarczonej przez producenta. Obserwacje mikroskopowe wskazują na występowanie licznych zagłębień oraz rys na powierzchni badanych próbek, co może stanowić efekt nieprawidłowo przeprowadzonej obróbki wykończeniowej procesu technologicznego. Średnia wartość chropowatości wynosi $R_a = 230 \pm 23$ nm (pomiar AFM) oraz $R_a = 312 \pm 8$ nm (mikroskop konfokalny). Badania potencjodynamiczne wskazują na dobrą odporność korozyjną badanego materiału – zarejestrowano występowanie potencjału transpasywacji $E_{tr} = 1510 \pm 120$ mV. Badania mikrobiologiczne wskazują na obecność szczepu bakteryjnego, niegromadzących się w grona. Bakterie były stochastycznie rozmieszczone na powierzchni badanego elementu.

Podsumowanie/wnioski: Na podstawie przeprowadzonych badań można stwierdzić, że badany typ drutów ortodontycznych, gwarantuje bezpieczne funkcjonowanie w środowisku jamy ustnej.

69. Wpływ liczby i rozlokowania wkrętów zespalających implant wyrostka kłykciowego żuchwy na przenoszenie obciążenia zgryzowego

Influence of the number and location of bone fixation screws in mandibular condylar implant on the occlusal load transfer

dr hab. inż. Jarosław Żmudzki prof. PŚ^{1}, mgr inż. Grzegorz Bobik¹,
dr hab. inż. Grzegorz Chladek prof. PŚ¹, prof. dr hab. n. med. Iwona Niedzielska², lek. dent. Michał Bąk²,
lek. dent. Damian Niedzielski² dr hab. hum. Cezary Krawczyk⁴*

¹ Katedra Materiałów Inżynierskich i Biomedycznych, Wydział Mechaniczny Technologiczny, Politechnika Śląska, ul. Konarskiego 18A, 44-100 Gliwice, Polska, e-mail: jaroslaw.zmudzki@polsl.pl (J.Ż.)

² Katedra i Klinika Chirurgii Czaszkowo-Szczękowo-Twarzowej, Śląski Uniwersytet Medyczny w Katowicach, ul. Francuska 20-24, 40-027 Katowice, Polska

⁴ Medyczna Szkoła Policealna Województwa Śl., Wydział Techniki Dentystycznej, ul. 3 Maja 63, 41-800 Zabrze

Wprowadzenie/cel: W leczeniu rekonstrukcyjnym wyrostka kłykciowego optymalna liczba i rozlokowanie wkrętów zespalających implant z kikutem żuchwy nie są znane. Celem pracy było porównanie stanu naprężenia w tkance kostnej wokół zespolenia implantu kłykciowego w przypadku przenoszenia maksymalnej siły zgryzu i zastosowania 8 wkrętów zespalających lub wprowadzenia 4 dodatkowych wkrętów w obszarze podstawy wyrostka dziobiastego.

Metodologia: Badania symulacyjne metodą elementów skończonych (MES) wykonano dla przypadku leczenia implantologicznego pacjentki po resekcji lewego wyrostka kłykciowego i dziobiastego objętych chorobą nowotworową. Model komputerowy zrekonstruowano na podstawie tomografii komputerowej. Wyodrębniona powierzchnia kości korowej i gąbczastej została zaimplementowana do oprogramowania ANSYS wraz z implantem kłykcia (ChM). Zespolenie implantu z kikutem żuchwy wykonano w dwóch wariantach. W pierwszym zastosowano 8 wkrętów, natomiast w drugim wprowadzono dodatkowe 4 wkręty w obszarze podstawy wyrostka dziobiastego. Przyjęto przeciętne własności sprężyste tkanki kostnej opisane modułem sprężystości Young'a o wartościach 14 GPa i 0,8 GPa odpowiednio dla kości korowej i gąbczastej. Analizy stanu naprężenia dokonano podczas przenoszenia maksymalnej siły zgryzu na drugim zębie trzonowym po zdrowej stronie. Siłę zgryzową generowano maksymalnymi wartościami sił mięśni aktywnymi podczas jednostronnej okluzji, przy czym z wyłączeniem mięśni, których funkcji nie zdołano odzyskać u pacjentki po wszczępieniu implantu (wydolność rzeczywista) lub z włączeniem tych mięśni (wydolność hipotetyczna).

Wyniki: Reakcja zgryzowa, która została wygenerowana na zębie trzonowym po prawej zdrowej stronie była bocznie skierowana i wynosiła ponad 480 N w modelu o hipotetycznej wydolności mięśniowej lub ponad 400 N w modelu o rzeczywistej wydolności mięśniowej. Największe wartości naprężenia w implancie zbliżały się do 200 MPa i nie zagrażały doraźnym zniszczeniem czystego tytanu otrzymywanego w technologii selektywnego przetapiania laserowego (SLM). Najbardziej wyťažonymi obszarami implantu było przejście płyty w kącie żuchwy w bryłę wyrostka kłykciowego oraz szyjka. W tkance kostnej naprężenia nie zagrażały jej zniszczeniem w żadnym z analizowanych przypadków. Wprowadzenie dodatkowych wkrętów zespalających poskutkowało zmniejszeniem naprężeń w tkance kostnej w obszarze środkowym zespolenia z powodu przesztywnienia konstrukcji implantologicznej, która przejęła na siebie obciążenia. Natomiast korzystny wzrost naprężeń wystąpił w górnym obszarze tkanki kostnej bezczynnego wyrostka dziobiastego.

Podsumowanie/wnioski: Indywidualny model żuchwy pozwolił na wykonanie analizy wytrzymałościowej wpływu liczby i rozlokowania wkrętów zespalających na przenoszenie obciążeń zgryzowych. Skośnie skierowana siła zgryzu przy maksymalnej wydolności mięśniowej nie zagrażała zniszczeniem. Wprowadzenie dodatkowych wkrętów zespalających spowodowało w części środkowej strefy kotwienia niekorzystny spadek naprężeń w tkance kostnej ze względu na przesztywnienie. Wzrost naprężeń w tkance kostnej w górnej strefie wskazuje na korzystny efekt aktywizacji tkanki kostnej do przenoszenia obciążeń. Wyniki wskazują na możliwość optymalizacji konstrukcji implantologicznej w celu ochrony tkanki kostnej przed zanikiem z niedoczynności.

70. Ocena *in vitro* aktywności cytotoksycznej nowych kompozytów polimerowych do zastosowań stomatologicznych

***Cytotoxic activity in vitro* estimation of new nanocomposites for dentistry**

Agnieszka Żydek¹, Anna Maliszewska¹, dr hab.n.med. Anna Mertas¹

¹Katedra i Zakład Mikrobiologii i Immunologii, Wydział Nauk Medycznych w Zabrze, Śląski Uniwersytet Medyczny w Katowicach, 41-808 Zabrze ul. Jordana 19, e-mail: amertas@sum.edu.pl (A.M.)

Wprowadzenie/cel: Podścielenie protezy zębowej umożliwia lepsze jej przyleganie, jednocześnie redukując nierównomierny nacisk na tkanki w czasie gryzienia czy przeżuwania pokarmów. Duży problem stanowi kolonizacja podścielen protez przez patogenne drobnoustroje, zwłaszcza grzyby z rodzaju *Candida* spp., nawet w warunkach prawidłowej higieny jamy ustnej. Prowadzone są liczne badania mające na celu udoskonalenie materiałów/kompozytów, które po modyfikacji wykazują właściwości przeciwgrzybicze i przeciwbakteryjne, przy zachowaniu dotychczasowych właściwości fizycznych. Przed wprowadzeniem nowego materiału do zastosowań stomatologicznych należy wykonać szereg badań określonych przez normę PN-EN ISO 10993:2009, w tym badania pozwalające ocenić potencjalną aktywność cytotoksyczną badanych materiałów. Celem przeprowadzonych badań była ocena w warunkach *in vitro* potencjalnej aktywności cytotoksycznej kompozytów polimerowych zawierających nanocząsteczki srebra warunkujące właściwości przeciwbakteryjne i przeciwgrzybicze badanych kompozytów.

Metodologia: Do oceny cytotoksyczności wykorzystano ekstrakty uzyskane z badanych kompozytów polimerowych zawierających w różnym stężeniu nanocząstki srebra. Ekstrakty w rozcieńczeniach 1:2 i 1:4 kontaktowano *in vitro* z fibroblastami dziąsłowymi (linia komórkowa HGF-1). Po 24 oraz 48 godzinach inkubacji hodowli wykonano test MTT, który jest testem kolorymetrycznym pozwalającym na ocenę żywotności komórek kontaktowanych z badanymi ekstraktami. W teście MTT wykorzystuje się aktywność dehydrogenazy bursztynianowej zdolnej do redukcji pomarańczowej soli tetrazoliowej do nierozpuszczalnych w wodzie, niebieskich kryształów formazanu. Po rozpuszczeniu kryształów formazanu w DMSO uzyskano zabawienie roztworu, którego natężenie mierzono spektrofotometrycznie, a następnie obliczano żywotność badanych komórek.

Wyniki: Dla obu rozcieńczeń ekstraktów kompozytu polimerowego badanych w dwóch czasach inkubacji uzyskano żywotność na poziomie >70% , co świadczy o braku cytotoksyczności badanego materiału.

Podsumowanie/wniosek: Uzyskane wyniki, interpretowane zgodnie z wymogami normy PN-EN ISO 10993:2009, pozwalają na kontynuację badań warunkujących zastosowanie badanych kompozytów w praktyce stomatologicznej.