

lek. dent. Borys Tomikowski

**Wpływ geometrii filarów i zastosowanego cementu na retencję koron
osadzonych na łącznikach implantologicznych.**

Praca na stopień doktora nauk medycznych

streszczenie

Promotor :

prof. dr hab. n. med. Beata Dejak

Zakład Protetyki Stomatologicznej

Katedra Stomatologii Odtwórczej

Uniwersytet Medyczny w Łodzi

Praca napisana w ramach finansowania badań młodych pracowników nauki i studentów
doktoranckich nr nr 502-03/2-148-03/502-24-038.



Łódź 2017

WSTĘP

Uzupełnienie braków zębowych protezami wspartymi na implantach jest skuteczną i sprawdzoną metodą rehabilitacji narządu żucia. Dlatego pacjenci oczekują trwałych i niezawodnych implantoprotez. Niezawodność wiąże się między innymi z dobrym umocowaniem uzupełnienia na implantach. Możliwe są dwa sposoby osadzania stałych uzupełnień protetycznych na implantach - poprzez przykręcanie ich śrubą (do łącznika lub przez łącznik bezpośrednio do implantu), albo przez cementowanie ich na łączniku. W przypadku prac cementowanych retencja zależy od wielu czynników, między innymi od geometrii łączników i rodzaju zastosowanego cementu. Parametrami geometrycznymi wpływającymi na retencję są kąt nachylenia ścian osiowych, wysokość filarów oraz pole powierzchni ścian. W sprzyjających warunkach klinicznych wystarczającą retencję zapewniają cementy tymczasowe. Zastosowanie cementów trwałych wyklucza możliwość zdjęcia pracy bez konieczności jej zniszczenia w celu okresowej kontroli, higienizacji tkanek okołowszczepowych, dokręcenia poluzowanej lub wymiany złamanej śruby mocującej łącznik, czy też naprawy suprastruktury. W razie problemów z osiągnięciem odpowiedniego utrzymania poleca się stopniowo stosować cementy zapewniające coraz większą siłę utrzymania według zasady cementowania progresywnego. Zasada ta nie dotyczy łączników cyrkonowych i koron ceramicznych, dla których zalecane są cementy trwałe.

Dotychczas przeprowadzone badania nie pozwalają na opracowanie tzw. protokołów cementowania w sytuacji, kiedy operatorowi zależy na możliwości zdjęcia suprastruktury z podłoża bez jej uszkodzenia. Brakuje wyczerpujących

informacji i wytycznych, które określałyby jaki cement powinien być zastosowany w zależności od geometrii łącznika. Wybór cementu w różnych sytuacjach klinicznych jest uzależniony od doświadczenia i preferencji lekarza.

CEL PRACY

Celem pracy była ocena wpływu geometrii filarów i zastosowanego cementu na retencję koron osadzonych na łącznikach implantologicznych.

MATERIAŁ I METODA

Badaniu poddano 40 tytanowych łączników standardowych Ankylos (Dentsply Implants, USA) różnych pod względem kształtu. Wybrano 3 rodzaje łączników standardowych Ankylos: Standard - nieanatomiczne, bezstopniowe (o 4 różnych wymiarach), Regular - nieanatomiczne, ze stopniem, Balance Anterior - anatomiczny, ze stopniem. Utworzono 6 grup badawczych łączników o różnych parametrach geometrycznych:

- grupa I - łącznik nieanatomiczny, bezstopniowy o średnicy 3,3 mm i wysokości 4,0 mm (
- grupa II - łącznik nieanatomiczny, bezstopniowy o średnicy 3,3 mm i wysokości 6,0 mm (
- grupa III - łącznik nieanatomiczny, bezstopniowy o średnicy 4,5 mm i wysokości 4,0 mm (
- grupa IV - łącznik nieanatomiczny, bezstopniowy o średnicy 4,5 mm i wysokości 6,0 mm (
- grupa V - łącznik nieanatomiczny, stopniowy o średnicy 5,7 mm i wysokości 6,6 mm (
- grupa VI - łącznik anatomiczny, stopniowy o średnicy 7,0 mm i wysokości 7,0 mm

Wykonano 80 koron metalowych ze stopu CoCr, w kształcie walca, opartych na ww. łącznikach implantologicznych. Korony powstały w technologii selektywnego stapiania laserowego SLM. Dla każdego łącznika wyfrezowano koronę wzorcową z materiału Pattern Resin (GC, Japonia). Korony wzorcowe zeskanowano przy użyciu skanera optycznego Ceramill Map 100 (Amann Girrbach, Austria). W programie Ceramill Mind uzyskano wirtualne trójwymiarowe obrazy koron. Pliki w formacie STL przesłano do laboratorium Michael Flussfisch GmbH (Hamburg, Niemcy), w którym wykonano korony w systemie SLM.

Korony dopasowywano do łączników przy użyciu materiału FitChecker (GC, Japonia), w powiększeniu 2,5x. Wnętrze koron piaskowano 50 μm Al_2O_3 oraz czyszczono eterem. Łączniki przykręcono do ćwiczebnych implantów przy pomocy klucza dynamometrycznego z momentem siły 15 Ncm. Otwór śruby zabezpieczano taśmą teflonową, a następnie światłoutwardzalnym materiałem kompozytowym Fermit (Ivoclar Vivadent, Lichtenstein). Korony cementowano na filarach przy użyciu następujących cementów:

- grupa A - cement poliuretanowy Premier Implant Cement (Premier Dental, USA) (
- grupa B - cement poliuretanowy MIS Crown Set (MIS, Izrael) (
- grupa C - cement tlenkowo-cynkowy TempBond NE (Kerr, USA) (
- grupa D - cement poliuretanowy Premier Implant Cement (Premier Dental, USA) ze zmodyfikowaną procedurą cementowania (

Po związaniu cementu usuwano jego nadmiary i próbki umieszczano w roztworze 0,9% NaCl na okres 48 godzin.

Przeprowadzono test rozciągania z wykorzystaniem uniwersalnej maszyny wytrzymałościowej Z020 (Zwick/Roell, Niemcy) w Uczelnianym Laboratorium Badań Materiałowych. Próbki mocowano w uchwytach samozaciskających. Prędkość posuwu trawersy wynosiła 5 mm/min. W trakcie badania rejestrowano siłę retencji koron (odrywającą koronę od podłoża) działającą wzdłuż osi łącznika do momentu zerwania połączenia cement - powierzchnia łącznika [N].

W I etapie badań porównano siłę retencji koron osadzonych przy użyciu cementu Premier Implant Cement dla 6 grup łączników różniących się wysokością, średnicą, obecnością stopnia, nieanatomicznych i anatomicznych. W II etapie badań porównano siły retencji koron zacementowanych na łączniku Ankylos Standard o średnicy 4,5 mm i wysokości 6,0 mm (Grupa IV) przy użyciu różnych cementów. W każdej grupie badawczej I-VI przeprowadzono po 30 prób, a w grupach A, B, C, D przeprowadzono po 20 prób.

Wyniki badań poddano analizie statystycznej. Uwzględniono następujące parametry statystyczne: średnią arytmetyczną (\bar{x}) i medianę (M_e) odchylenie standardowe (SD). W celu porównania badanych grup I - VI oraz A - D przeprowadzono test Kruskalla-Wallisa. Zastosowano test Manna-Whitney'a dla porównania grup zsumowanych I,II wobec III, IV oraz I,III wobec II,IV.

WYNIKI

Wartość średnich sił retencji koron osadzonych na łącznikach implantologicznych o różnych kształtach, mocowanych przy użyciu cementu Premier Implant Cement wynosiła odpowiednio: 127,7 N \pm 41,9, (grupa I), 192,5 N \pm 59,4 (grupa II), 165,7 N \pm 49,6, (grupa III), 244,2 N \pm 53,9N (grupa IV), 240,9 N \pm 82,4 (grupa V), 151,8 N \pm 49,3 (grupa VI). Dwukrotny wzrost długości łączników spowodował wzrost siły utrzymania koron o 48,9% ($p < 0,000001$). Zwiększenie średnicy łączników o 36,4% spowodowało przyrost retencji koron o 28% ($p = 0,0003$). Retencja koron opartych na łącznikach anatomicznych, stopniowych (grupa VI), których zbieżność ścian osiowych była zmienna (w przedziale 8° - 20°) była o 37% niższa w stosunku do osadzonych na łącznikach nieanatomicznych, stopniowych (grupa V) o zbieżności ścian osiowych 8° ($p = 0,0001$). Przy zbliżonym polu powierzchni styku cementu z powierzchnią łącznika dla obu filarów.

Najniższą średnią siłę retencji koron dla niemodyfikowanych cementów uzyskano stosując cement TempBond NE (grupa C) 118,5 \pm 47,5 N. Największą średnią siłę retencji uzyskano dla Premier Implant Cement i wynosiła ona 244,2 \pm 53,9 N (grupa A). Różnica pomiędzy implantologicznymi cementami poliuretanowymi nie okazała się być znamienna statystycznie. Naniesienie wazeliny na powierzchnię łącznika przed osadzeniem koron przy użyciu cementu Premier Implant Cement (grupa D) spowodowało zmniejszenie średniej siły retencji do 82,8 \pm 31,2 N, czyli o 66%.

WNIOSKI

Na podstawie przeprowadzonych badań można wysunąć następujące wnioski:

- Wraz ze wzrostem wysokości oraz średnicy łączników implantologicznych rośnie retencja koron. Retencja koron osadzonych na łącznikach anatomicznych jest niższa niż na łącznikach nieanatomicznych o zbliżonych wymiarach. (
- Najniższą retencję wykazują korony osadzone na implantologiczne cementy żywiczne po naniesieniu lubrykantu na powierzchnię łącznika. Cement tlenkowo-cynkowy zapewnia 2-krotnie niższą retencję od implantologicznych cementów poliuretanowych. W sytuacji progresywnego cementowania należy początkowo użyć cement poliuretanowy z lubrykantem na powierzchni łącznika, kolejno cement tlenkowo-cynkowy, a następnie cementy poliuretanowe. (

ABSTRACT

Introduction:

Implant based dentures are successful and reliable in restoring missing teeth and rehabilitating masticatory complex. Patients expect durable and reliable implant prostheses. Reliability of fixed implant supported restoration depends on good fixation. There are two methods of retaining implant-based restorations: screw retention versus cementation. Retention of cement-based restorations depends on many factors like abutment geometry and cement type. Geometry related factors are: wall convergence angle and surface area of implant abutment. Temporary cements can ensure adequate retention under favorable clinical conditions. If permanent cement is used, removal becomes impossible. Should an abutment screw loosen or any repair become necessary, the restoration must be destroyed during the removal procedure. Therefore progressive cementation has been advocated. Progressive cementation means beginning with least retentive cements and in case of crown loosening using more retentive cement. This principle should be avoided while using zirconia abutments and ceramic crowns. In these cases permanent fixation is advocated. Researches conducted until now don't allow to develop cementation protocols in cases when an operator wants to have an opportunity to remove the restoration without damage if necessary. The choice of cement seems to be based on mainly the clinician's preference.

Aim of the study:

The aim of this study was to evaluate the effects geometry related factors of implant abutments on the bond strength of base metal copings, which were cemented on titanium abutments. Temporary cement with two implant resin cements were compared. Effect on retention of lubricant application for implant cement was also assessed.

Materials and methods:

40 standard, titanium implant abutments from Ankylos (Dentsply Implants) were used. Three different types of standard Ankylos abutments were selected: four shapes of STANDARD – non-anatomical, knife-edge finish line, one shape of REGULAR non-anatomical, butt joint margin and one

shape of BALANCE ANTERIOR anatomical and chamfer margin. Six study groups were created according to different geometry:

- Group I – non-anatomical, knife-edge finish line of 3,3 mm diameter and 4,0 mm height
- Group II – non-anatomical, knife-edge finish line of 3,3 mm diameter and 6,0 mm height
- Group III – non-anatomical, knife-edge finish line of 4,5 mm diameter and 6,0 mm height
- Group IV – non-anatomical, knife-edge finish line of 4,5 mm diameter and 6,0 mm height
- Group V – non-anatomical, butt joint margin of 5,7 mm diameter and 6,6 mm height
- Group VI - anatomical and chamfer margin of 7,0 mm diameter and 7,0 mm height

80 cobalt chromium copings in cylindrical shape were fabricated via selective laser melting (SLM) technology. For each abutment shape a prototype cylindrical crown from Pattern Resin material (GC, Japonia) was milled. Prototype crown was scanned with Ceramill Map 100 (Amann Girrbach, Austria). 3D images were obtained in Ceramill Mind program. STL files were sent to Michael Flussfisch GmbH laboratory (Hamburg, Germany), where copings were fabricated. The fit of metal copings were examined and adjusted utilizing Fit-checker disclosing media (G-C, Japan), under 2,5x inspection inspected with a half round bur in straight hand piece. Internal surfaces of crowns were sandblasted with 50 μm Al_2O_3 , and decontaminated with ether. The abutments were screwed on to the implant analog with titanium abutment screws and torqued to 15 N cm according to manufacturers protocol. Screw was covered with teflon tape and Fermit (Ivoclar Vivadent). Crown were luted with:

- Group A – poliurethane cement Premier Implant Cement (Premier Dental, USA)
- Group B - poliurethane cement MIS Crown Set (MIS, Izrael)
- Group C – zinc oxide cement TempBond NE (Kerr, USA)
- Group D - poliurethane cement Premier Implant Cement (Premier Dental, USA) in modified luting procedure

After complete cement setting excesses were removed and samples were stored 0,9% NaCl for 48 hours. Than samples were mounted in self-tightening handle of universal testing machine Zwick/Roell Z20. Crosshead speed was 5 mm/min. The dislodging force of the copings along the long axis of the implant-abutment complex was recorded (N).

At the first stage, dislodging force was compared for crowns cemented with Premier Implant Cement for all six groups of selected abutments.

At the second stage, dislodging force was compared for crowns cemented with different cements for non-anatomical, knife-edge finish line abutment of 4,5 mm diameter and 6,0 mm height.

In each research I VI group 30 specimens were examined, in groups B, C, D 20 specimens were examined.

The dislodging forces differences between groups I – VI and A – D were statistically analyzed using Kruskal–Wallis test. To compare combined groups I,II vs. III,IV and I, III vs. II, IV Mann–Whitney U-test was utilized.

Results:

Mean tensile force needed to destroy the bond between cement-abutment interface for different abutments luted with Premier Implant Cement was: 127,7 N \pm 41,9, (group I), 192,5 N \pm 59,4 (group II), 165,7 N \pm 49,6, (group III), 244,2 N \pm 53,9N (group IV), 240,9 N \pm 82,4 (group V), 151,8 N \pm 49,3 (group VI). Lengthening abutment twice resulted in 48,9% retention strength gain ($p < 0,000001$). Increasing abutment diameter by 36,4% resulted in 28% retention strength gain ($p = 0,0003$). Bond strength of crowns luted on abutment of different finish line was comparable (group IV vs. group V). Crown retention for anatomical abutment (wall convergence angle from 8° to 20°) – group VI was 38% lower than for non-anatomical abutments (wall convergence angle 12°) – group IV ($p = 0,000003$).

Mean tensile force needed to destroy the bond between cement-abutment interface for different cements come up to: 118,5 \pm 47,5 N for TempBond NE (group C), 227.60 \pm 67.03 N for MIS Crown Set (group B), 244,2 \pm 53,9 N for Premier Implant® Cement (group A). Application of vaseline on the

surface of abutment before cementation resulted in decrease of retention strength to 82.80 ± 31.15 N (66%).

Conclusion:

- Gain in height and diameter results in increased retention of crown luted in implant abutments. Increase of wall convergence angle results in decrease of crown retention.
- Implant resin cements by far more than retentive than zinc-oxide temporary cement. Application of vaseline is a good method for decreasing retention implant resin based cement.