

lek. dent. Georgios Christopoulos

**Ocena wpływu odbudowy endodontyczno-protetycznej
na tkanki zęba podczas leczenia ortodontycznego metodą
elementów skończonych**



Uniwersytet Medyczny im. Piastów Śląskich we Wrocławiu
Katedry Ortopedii Szcękowej i Ortodoncji

Promotor:
prof. dr hab. n. med. Beata Kawala
Kierownik Katedry Ortopedii Szcękowej i Ortodoncji
Uniwersytet Medyczny im. Piastów Śląskich we Wrocławiu

Rozprawa na stopień doktora nauk medycznych

Wrocław 2021

SPIS TREŚCI

| | |
|--|-----------|
| 1. WSTĘP | 7 |
| 2. PRZEGLĄD PIŚMIENNICTWA | 8 |
| 2.1. Charakterystyka współczesnych pacjentów ortodontycznych..... | 8 |
| 2.2. Historia leczenia endodontycznego..... | 15 |
| 2.2.1. Współczesne metody leczenia i materiały | 19 |
| 2.3. Biomechanika w ortodoncji. | 21 |
| 2.3.1. Biomechanika ortodontyczna w aspekcie zębów leczonych endodontycznie..... | 23 |
| 2.4. Odbudowa protetyczna zębów po leczeniu endodontycznym..... | 25 |
| 2.5. Wytrzymałość mechaniczna zębów po leczeniu endodontycznym..... | 27 |
| 2.6 Metody badań wytrzymałościowych..... | 29 |
| 3. CELE PRACY | 30 |
| 4. MATERIAŁ I METODY BADAŃ | 31 |
| 4.1. Materiał | 31 |
| 4.2. Metody badań..... | 32 |
| 4.3. Analiza matematyczna przypadków..... | 38 |
| 5. WYNIKI | 39 |
| 5.1. Intruzja | 40 |
| 5.1.1. Stan przemieszczeń w zębie..... | 40 |
| 5.1.2. Stan naprężeń w zębie..... | 41 |
| 5.1.3. Stan przemieszczeń w kości zębodołu..... | 43 |
| 5.1.4. Stan naprężeń w kości zębodołu..... | 45 |
| 5.2. Ekstruzja | 47 |
| 5.2.1. Stan przemieszczeń w zębie..... | 47 |
| 5.2.2. Stan naprężeń w zębie..... | 49 |
| 5.2.3. Stan przemieszczeń w kości zębodołu..... | 51 |
| 5.2.4. Stan naprężeń w kości zębodołu..... | 52 |
| 5.3. Protruzja | 55 |
| 5.3.1. Stan przemieszczeń w zębie..... | 55 |
| 5.3.2. Stan naprężeń w zębie..... | 57 |
| 5.3.3. Stan przemieszczeń w kości zębodołu..... | 58 |
| 5.3.4. Stan naprężeń w kości zębodołu..... | 60 |
| 5.4. Retruzja | 62 |
| 5.4.1. Stan przemieszczeń w zębie..... | 62 |
| 5.4.2. Stan naprężeń w zębie..... | 64 |

| | |
|--|------------|
| 5.4.3. Stan przemieszczeń w kości zębodołu..... | 65 |
| 5.4.4. Stan naprężeń w kości zębodołu..... | 67 |
| 5.5. Torque korzeniowy przedSIONKOWY..... | 70 |
| 5.5.1. Stan przemieszczeń w zębie..... | 70 |
| 5.5.2. Stan naprężeń w zębie..... | 72 |
| 5.5.3. Stan przemieszczeń w kości zębodołu..... | 73 |
| 5.5.4. Stan naprężeń w kości zębodołu..... | 75 |
| 5.6. Torque korzeniowy podniebienny..... | 78 |
| 5.6.1. Stan przemieszczeń w zębie..... | 78 |
| 5.6.2. Stan naprężeń w zębie..... | 80 |
| 5.6.3. Stan przemieszczeń w kości zębodołu..... | 82 |
| 5.6.4. Stan naprężeń w kości zębodołu..... | 83 |
| 5.7. Rotacja..... | 86 |
| 5.7.1. Stan przemieszczeń w zębie..... | 86 |
| 5.7.2. Stan naprężeń w zębie..... | 88 |
| 5.7.3. Stan przemieszczeń w kości zębodołu..... | 89 |
| 5.7.4. Stan naprężeń w kości zębodołu..... | 91 |
| 5.8. Mezjalizacja..... | 94 |
| 5.8.1. Stan przemieszczeń w zębie..... | 94 |
| 5.8.2. Stan naprężeń w zębie..... | 96 |
| 5.8.3. Stan przemieszczeń w kości zębodołu..... | 97 |
| 5.8.4. Stan naprężeń w kości zębodołu..... | 99 |
| 5.9. Dystalizacja..... | 102 |
| 5.9.1. Stan przemieszczeń w zębie..... | 102 |
| 5.9.2. Stan naprężeń w zębie..... | 103 |
| 5.9.3. Stan przemieszczeń w kości zębodołu..... | 105 |
| 5.9.4. Stan naprężeń w kości zębodołu..... | 107 |
| 6. OMÓWIENIE WYNIKÓW I DYSKUSJA..... | 110 |
| 7. WNIOSKI..... | 118 |
| 8. PIŚMIENNICTWO..... | 119 |
| 9. STRESZCZENIE..... | 127 |
| 10. SUMMARY..... | 130 |
| 11. SPIS RYCIN..... | 133 |
| 12. SPIS TABEL..... | 136 |

WYKAZ SKRÓTÓW:

CBCT – Cone Beam Computed Tomography – tomografia komputerowa wiązki stożkowej

CPI – Community Periodontal Index (wskaźnik stanu przyzębia)

Cr-Co – stop chromo-kobaltowy

EDTA – kwas wersenowy, wersenian sodu

FEM – Finite element method (Metoda elementów skończonych)

F-siła

GPa- gigapaskal

k-k - koronowo-korzeniowy

MES – Metoda elementów skończonych

min. -minimum

mm -milimetr

MOD - ubytek mezialno-okluzyjno-dystalny

MPa- megapaskal

N- Newton (Niuton)

NiTi – stop niklowo-tytanowy

np. - na przykład

nr - numer

PDL – więzadło ozębnej (periodontal ligament)

PUW – określenie intensywności próchnicy

ryc. - rycina

S1 - naprężenie 1. główne w przekroju (rozciągające) – *wartości dodatnie*

S3 - naprężenie 3. główne w przekroju (ściskające) – *wartości ujemne*

SEQV - naprężenie zredukowane (Huber - von Mises) w przekroju

Sx(-) - naprężenie ściskające w lokalnym układzie współrzędnych w kierunku X w przekroju

Sx(+) - naprężenie rozciągające w lokalnym układzie współrzędnych w kierunku X w przekroju

Sy(-) - naprężenie ściskające w lokalnym układzie współrzędnych w kierunku Y w przekroju

Sy(+) - naprężenie rozciągające w lokalnym układzie współrzędnych w kierunku Y w przekroju

Sz(-) - napężenie ściskające w lokalnym układzie współrzędnych w kierunku Z w przekroju

Sz(+) - napężenie rozciągające w lokalnym układzie współrzędnych w kierunku Z w przekroju

tab. - tabela

Usum - przemieszczenie całkowite w przekroju

Ux - przemieszczenie w lokalnym układzie współrzędnych w kierunku X w przekroju

Uy - przemieszczenie w lokalnym układzie współrzędnych w kierunku Y w przekroju

Uz - przemieszczenie w lokalnym układzie współrzędnych w kierunku Z w przekroju

wg - według

wsp. - współautorzy

Ząb 21 – lewa górna jedynka

ZrO2 – tlenek cyrkonu

1. WSTĘP

Współczesne metody leczenia endodontycznego i protetycznego, jak również nowoczesne technologie stosowane w dziedzinie stomatologii, pozwalają na dłuższe zachowanie pełnego uzębienia. Także leczenie ortodontyczne jest obecnie kierowane do coraz starszych osób, których uzębienie składa się w dużej mierze z zębów po leczeniu endodontycznym. Uzyskanie funkcjonalnego, zdrowego i estetycznego uśmiechu rodzi potrzebę współpracy stomatologów różnych specjalizacji. Coraz częściej stosowane jest leczenie interdyscyplinarne, w przypadku którego lekarze protetycy i lekarze ortodonci muszą mierzyć się z problematyką odpowiedniej odbudowy zębów, starając się unikać powikłań zarówno podczas leczenia ortodontycznego, jak i po jego zakończeniu.

Niezmiernie istotna jest możliwość przewidywania zjawisk, które mogą zachodzić w zębach leczonych endodontycznie w trakcie leczenia ortodontycznego. Analizy powinny obejmować różne metody i materiały do odbudowy protetycznej, ponieważ każdy materiał wykazuje inne właściwości fizyczne. Należy więc spodziewać się, że wpływ użytych materiałów na tkanki zęba może być zmienny. W literaturze wiele prac poświęcono problematyce naprężeń generowanych przez odbudowy endodontyczno-protetyczne, jednakże najczęściej są w nich analizowane siły przykładane tylko w jednej płaszczyźnie, podczas gdy ruchy zębów w trakcie leczenia ortodontycznego odbywają się w trzech płaszczyznach. Dlatego naprężenia i odkształcenia w tkankach zęba oraz kości zębodołu należy badać, uwzględniając te płaszczyzny oraz kombinacje ruchów ortodontycznych.

We współczesnej literaturze jest niewiele badań, w których porównuje się wpływ wybranych materiałów do odbudowy zębów na tkanki zęba oraz kość zębodołu z uwzględnieniem wszystkich trzech płaszczyzn przesunięć. Wyniki takich badań mogłyby korzystnie wpływać na wybór odpowiedniego materiału do odbudowy protetycznej zębów leczonych endodontycznie. Obserwacje kliniczne i wyniki niewielu dotychczas przeprowadzonych badań laboratoryjnych stały się przesłanką do rozpoczęcia poniższej dysertacji.

2. PRZEGLĄD PIŚMIENICTWA

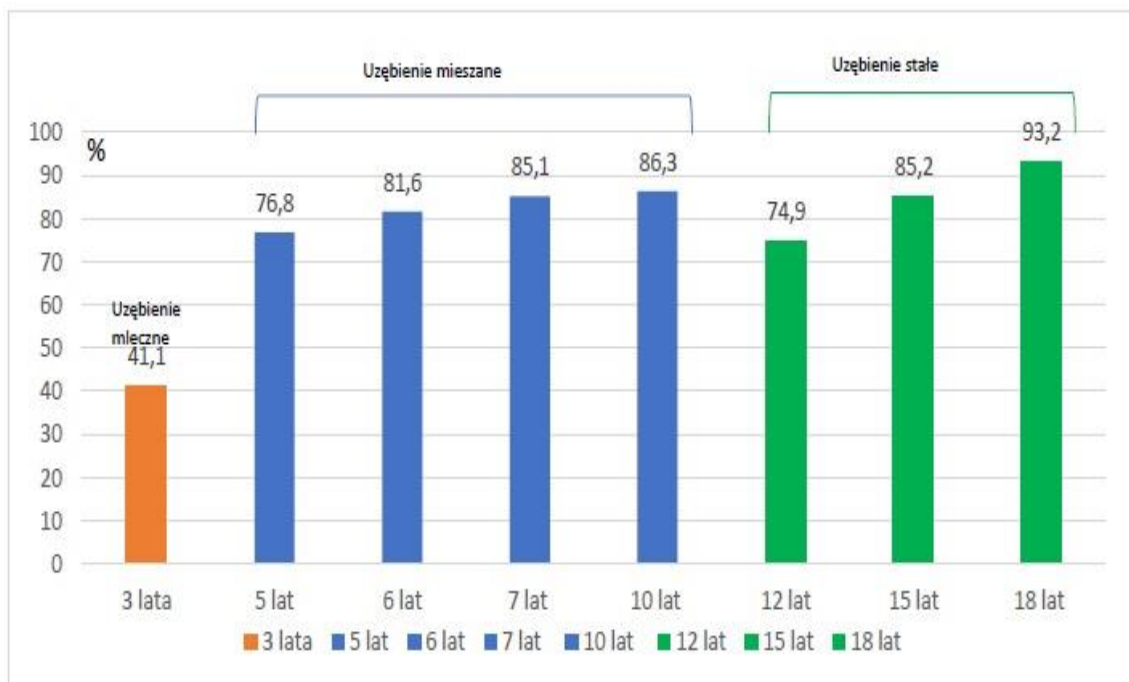
2.1. Charakterystyka współczesnych pacjentów ortodontycznych

Choroba próchnicowa i choroby tkanek przyzębia są najczęstszym powodem utraty zębów zarówno wśród młodszych, jak i starszych pacjentów. Niezwykle ważną rolę pełni profilaktyka, prowadzona już od najmłodszych lat mająca na celu zmniejszenie frekwencji próchnicy zębów mlecznych. Brak wczesnej interwencji prowadzi do poważnych dolegliwości bólowych, czasami do przedwczesnej utraty tych zębów lub do rozwoju próchnicy w zębach stałych i późniejszych powikłań. W każdym leczeniu stomatologicznym niezbędne są także zdrowe tkanki przyzębia.

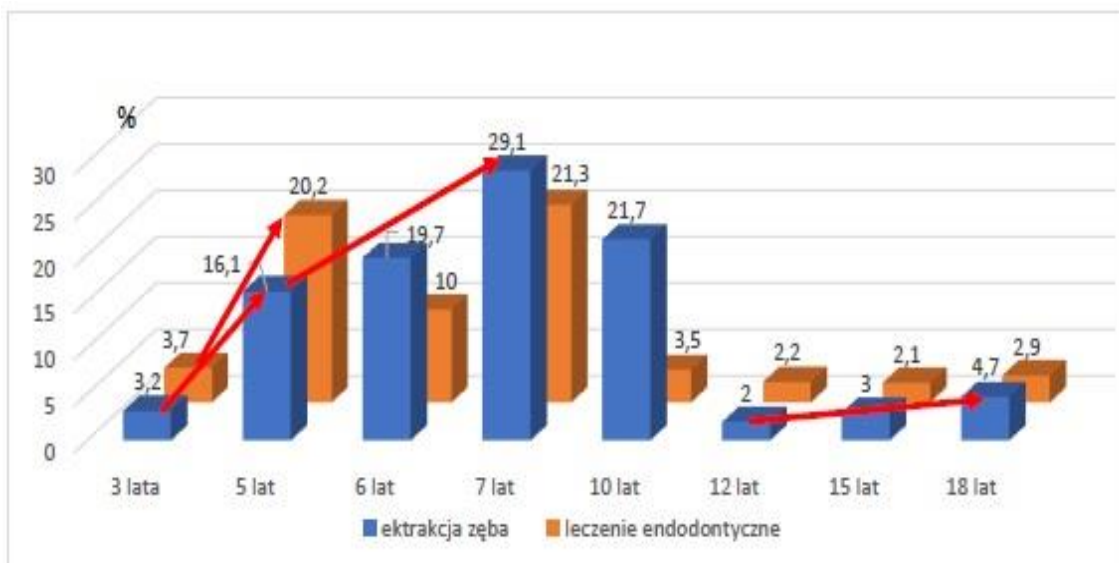
Przed rozpoczęciem aktywnego leczenia ortodontycznego dorośli pacjenci powinni być poddawani instruktażom, regularnym higienizacjom oraz leczeniu w przypadku stanów zapalnych przyzębia. Jest to bezwzględny warunek, który musi być spełniony przed rozpoczęciem leczenia. Protokół postępowania ortodontyczno-periodontologicznego wprawdzie zakłada możliwość podjęcia przesuwania ortodontycznego zębów przy rozpoznanej chorobie przyzębia, ale pod warunkiem, że pacjent był przygotowany periodontologicznie do leczenia ortodontycznego a także pozostaje pod stałą kontrolą periodontologiczną. Siły ortodontyczne stosowane w trakcie leczenia są kontrolowane i mają niższe wartości niż w przypadku leczenia pacjentów ze zdrowym przyzęciem [Ong. i wsp., 1998].

Analizując badania na temat epidemiologii próchnicy oraz stanu tkanek przyzębia u dzieci w wieku 3, 5, 6, 7, 10, 12, 15, 18 lat w okresie od 2016 do 2019 roku, stwierdzono, że próchnica zębów mlecznych głównie dotyczy zębów trzonowych szczęki i żuchwy oraz zębów siecznych szczęki. Najczęściej występuje w okresie wyrzynania zębów mlecznych lub w okresie wczesnego uzębienia mieszanego. Dlatego ważne jest wdrożenie odpowiedniej profilaktyki już w momencie pojawienia się w jamie ustnej dzieci pierwszego zęba mlecznego oraz zapewnienie odpowiedniej opieki stomatologicznej dzieciom przedszkolnym. Występowanie próchnicy zębów stałych jest w dużej mierze uzależnione od próchnicy zębów mlecznych. Badania statystyczne wykazały aż czterokrotny wzrost intensywności próchnicy zębów stałych występujący w ciągu 2 lat, między 5 a 7 rokiem życia. Następnie w okresie kolejnych 3 lat, do osiągnięcia wieku 10 lat, intensywność próchnicy wzrasta 2,5-krotnie. Niepokojące jest zwiększenie liczby osób wymagających usunięcia zęba stałego w wieku od 12 do 18 lat

oraz zwiększenie procentowego udziału osób z usuniętym z powodu próchnicy co najmniej jednym zębem stałym z 1,7% w wieku 12 lat do 9,1% w wieku 18 lat. Obraz występowania częstości próchnicy zębów mlecznych i stałych w poszczególnych grupach wiekowych, na podstawie badań przeprowadzonych w latach 2016–2019 przedstawia Rycina.1. Ponadto w czasie tych badań określono potrzeby leczenia endodontycznego chorób miążgi oraz ekstrakcji zębów w poszczególnych grupach wiekowych co ilustruje Rycina 2 [Olczak-Kowalczyk i wsp., 2021].



Ryc.1. Częstość występowania próchnicy zębów niezależnie od rodzaju zębów (mleczne/stałe) w poszczególnych grupach wiekowych określona na podstawie badań przeprowadzonych w latach 2016–2019 [Olczak-Kowalczyk i wsp., 2021].



Ryc. 2. Rezultaty badań wśród dzieci i młodzieży z potrzebami leczenia endodontycznego chorób miążgi i ekstrakcji zęba, na podstawie badań z lat 2016–2019 przeprowadzonych w Polsce [Olczak-Kowalczyk i wsp., 2021]

Wnioski z badań klinicznych, przeprowadzonych u dorosłych w wieku 35–44 lat, dotyczących stanu próchnicy, wskazały na istotne statystycznie różnice wyników uzyskanych w latach 2010 i 2017. Frekwencja próchnicy się zmniejszyła, natomiast niestety wciąż pozostała na wysokim i niezadowalającym poziomie (98,7%) [tab. 1]. Mimo wysokiego poziomu frekwencji próchnicy, nastąpił wzrost liczby zachowanych naturalnych zębów u pacjentów, co świadczy o zadowalającym poziomie leczenia zachowawczego. W roku 2010 odsetek ludzi z pełnym uzębieniem był na poziomie 24%, a w 2017 wzrósł do 43%. Zaobserwowano współzależność stanu zdrowia jamy ustnej z wykształceniem pacjentów, miejscem zamieszkania oraz sytuacją materialną. Więcej zachowanych zębów własnych zaobserwowano u ludzi z większych miast.

Tabela 1. Odsetek i liczba osób z zachowanym pełnym uzębieniem w podziale na województwa w badaniach przeprowadzonych w latach 2010 i 2017 [Olczak-Kowalczyk i wsp., 2021]

| Pełne uzębienie (nie licząc trzecich zębów trzonowych) | | Rok badania | | Porównanie województw (test χ^2) | | Porównanie rok do roku (test χ^2) |
|--|---------------------|-----------------|-----------------|--|--|---|
| | | 2010 (n = 2158) | 2017 (n = 1583) | 2010 | 2017 | |
| Cała badana grupa | | 519 (24,1%) | 679 (42,9%) | - | - | p < 0,0001 |
| Województwo | dolnośląskie | 40 (23,8%) | 54 (54,0%) | p < 0,0001 Analiza post-hoc wg Dunna: województwa o istotnie większym odsetku osób o pełnym uzębieniu: opolskie, podkarpackie, wielkopolskie województwa o istotnie mniejszym odsetku osób o pełnym uzębieniu: kujawsko-pomorskie, lubelskie, podlaskie | p < 0,0001 Analiza post-hoc wg Dunna: województwo o istotnie większym odsetku osób o pełnym uzębieniu: małopolskie | p < 0,0001 |
| | kujawsko-pomorskie | 14 (12,6%) | 43 (43,0%) | | | p < 0,0001 |
| | lubelskie | 23 (13,9%) | 39 (39,0%) | | | p < 0,0001 |
| | lubuskie | 30 (37,5%) | 48 (48,0%) | | | p = 0,1578 |
| | łódzkie | 29 (18,1%) | 46 (48,4%) | | | p < 0,0001 |
| | małopolskie | 41 (25,5%) | 80 (80,0%) | | | p < 0,0001 |
| | mazowieckie | 53 (29,4%) | 48 (48,0%) | | | p = 0,0019 |
| | opolskie | 57 (38,3%) | 47 (47,0%) | | | p = 0,1702 |
| | podkarpackie | 62 (38,8%) | 27 (27,0%) | | | p = 0,0521 |
| | podlaskie | 5 (4,8%) | 39 (50,6%) | | | p < 0,0001 |
| | pomorskie | 32 (21,5%) | 29 (26,1%) | | | p = 0,3815 |
| | śląskie | 29 (16,7%) | 33 (33,0%) | | | p = 0,0019 |
| | świętokrzyskie | 20 (18,2%) | 29 (29,0%) | | | p = 0,0641 |
| | warmińsko-mazurskie | 18 (16,1%) | 38 (38,0%) | | | p = 0,0003 |
| | wielkopolskie | 57 (50,0%) | 49 (49,0%) | | | p = 0,8839 |
| zachodniopomorskie | 9 (15,0%) | 30 (30,0%) | p = 0,0324 | | | |

Stan przyzębia dorosłych w wieku 35–44 lat był oceniany za pomocą wskaźnika CPI. W roku 2010 prawidłowy stan zaobserwowano u około jednej czwartej badanych. Dziesięć lat później stwierdzono około 50% redukcję odsetka osób z zapaleniem dziąseł. Jednak w porównaniu z 2010 rokiem zwiększyła się liczba osób z bardziej zaawansowaną chorobą przyzębia. Na podstawie wyników badań ustalono, że istnieje podział na dwie grupy: grupę z większym odsetkiem osób ze zdrowym przyzębiem i grupę z większą liczbą osób z bardziej nasilonymi zmianami przyzębia [tab. 2]. Również w tym przypadku wykazano zależność występowania chorób przyzębia od miejsca zamieszkania, wykształcenia i sytuacji materialnej.

Tabela 2. Stan przyzębia badanej populacji w 2010 i 2017 roku [Olczak-Kowalczyk i wsp., 2021]

| Wskaźnik CPI | | Rok badania | | Porównanie rok do roku (test U Manna-Whitneya) |
|-------------------|--|--------------------|--------------------|---|
| | | 2010 (n = 2158) | 2017 (n = 1583) | |
| Cała badana grupa | zdrowe przyzębie (CPI = 0) | 516 (23,9%) | 522 (33,0%) | p < 0,0001 |
| | krwawienie, złogi (CPI = 1-2) | 1338 (62,0%) | 547 (34,6%) | |
| | kieszonki 4-5 mm (CPI = 3) | 263 (12,2%) | 396 (25,0%) | |
| | kieszonki ≥ 6 mm (CPI = 4) | 28 (1,3%) | 112 (7,1%) | |
| | brak możliwości oceny | 13 (0,6%) | 6 (0,4%) | |
| | liczba zdrowych sekstantów (mediana; Q1-Q3; zakres) | 3 1-5 0-6 | 4 2-6 0-6 | p < 0,0001 |

Badania grupy pacjentów w wieku 65–74 lat wskazują na niezadowalający stan zdrowia jamy ustnej seniorów w Polsce. Obserwuje się między innymi niską liczbę zachowanych zębów, redukcję funkcji żucia, próchnicę korzeni zębów oraz choroby przyzębia. W roku 2009 odsetek bezzębnych osób w wieku 65–74 lat był na poziomie 40,8%, jednakże dziesięć lat później odsetek ten zmniejszył się do 18,8%. Bezzębie w dużym stopniu dotyczyło ludzi z wykształceniem podstawowym i średnim. W tabeli 3 przedstawiono odsetek osób bezzębnych w poszczególnych województwach w latach 2009 i 2019. Z kolei w tabeli 4 pokazano odsetek osób bezzębnych w roku 2009 i 2019 z uwzględnieniem badanych czynników socjomedycznych. Porównanie wyników badań z lat 2009 oraz 2019 wskazuje na wyraźną poprawę i prawie 3-krotny wzrost odsetka seniorów ze zdrowym przyzębiem (ryc. 3).



Ryc. 3. Odsetek osób w wieku 65–74 lat ze zdrowym przyzęciem w latach 2009 i 2019 [Olczak-Kowalczyk i wsp., 2021].

Tabela 3. Odsetek osób bezzębnych w poszczególnych województwach w latach 2009 i 2019 [Olczak-Kowalczyk i wsp., 2021]

| Odsetek osób bezzębnych | | Rok badania | | Porównanie województw (test χ^2) | | Porównanie rok do roku (test χ^2) | | |
|-------------------------|--------------------|----------------|----------------|---|--|---|--|------------|
| | | 2009 (n = 615) | 2019 (n = 952) | 2009 | 2019 | | | |
| Cała badana grupa | | 251 (40,8%) | 179 (18,8%) | - | - | p < 0,0001 | | |
| Województwo | dolnośląskie | - | 27 (45,8%) | p < 0,0001 Analiza post-hoc wg Dunna: województwa o istotnie większym odsetku osób bezzębnych: podkarpackie | p < 0,0001 Analiza post-hoc wg Dunna: województwa o istotnie większym odsetku osób bezzębnych: dolnośląskie, małopolskie | - | | |
| | kujawsko-pomorskie | - | 3 (3,8%) | | | - | | |
| | lubelskie | - | 4 (5,7%) | | | - | | |
| | lubuskie | 21 (26,6%) | - | | | - | | |
| | łódzkie | - | 0 | | | - | | |
| | małopolskie | 60 (45,5%) | 42 (48,3%) | | | p = 0,6821 | | |
| | mazowieckie | 9 (22,5%) | 1 (0,7%) | | | p < 0,0001 | | |
| | opolskie | - | 13 (26,5%) | | | - | | |
| | podkarpackie | 82 (51,6%) | 22 (31,4%) | | | województwa o istotnie mniejszym odsetku osób bezzębnych: lubuskie, mazowieckie, zachodniopomorskie | województwa o istotnie mniejszym odsetku osób bezzębnych: kujawsko-pomorskie, łódzkie, mazowieckie | p = 0,0048 |
| | podlaskie | - | 19 (27,1%) | | | - | | |
| | pomorskie | 76 (48,1%) | 11 (13,8%) | | | p < 0,0001 | | |
| | wielkopolskie | - | 31 (35,6%) | | | - | | |
| | zachodniopomorskie | 3 (6,4%) | 6 (10,0%) | | | p = 0,5035 | | |

Tabela 4. Odsetek osób bezzębnych w wieku 65–74 lat w roku 2009 i 2019 z uwzględnieniem badanych czynników socjomedycznych [Olczak-Kowalczyk i wsp., 2021]

| Odsetek osób bezzębnych | | Rok badania | | Porównanie grup (test χ^2) | | Porównanie rok do roku (test χ^2) |
|--------------------------|---------------------|-------------------|-------------------|----------------------------------|------------|--|
| | | 2009 (n = 615) | 2019 (n = 952) | 2009 | 2019 | |
| Wg miejsca zamieszkania | Miasto | 142 (40,6%) | 99 (17,7%) | p = 0,8886 | p = 0,3189 | p < 0,0001 |
| | Wieś | 109 (41,1%) | 80 (20,3%) | | | p < 0,0001 |
| Wg płci | Mężczyźni | 97 (39,6%) | 79 (20,8%) | p = 0,6161 | p = 0,1898 | p < 0,0001 |
| | Kobiety | 154 (41,6%) | 100 (17,5%) | | | p < 0,0001 |
| Wg poziomu wykształcenia | Podstawowe | - | 67 (28,6%) | - | - | p < 0,0001 |
| | Średnie | - | 92 (19,5%) | | | post hoc wg Dunna: p < 0,005 dla wykształcenia wyższego vs pozostałe grupy |
| | Wyższe | - | 20 (8,1%) | | | - |
| Wg sytuacji materialnej | Poniżej przeciętnej | - | 58 (21,4%) | - | - | - |
| | Przeciętna | - | 112 (18,1%) | | | p = 0,3282 |
| | Powyżej przeciętnej | - | 9 (14,3%) | | | - |

Wyniki badań wskazują na dobrą prognozę w odniesieniu do zachowania własnego uzębienia oraz dobrego stanu przyzębia w przypadku pacjentów dorosłych, mimo że statystyki dotyczące choroby próchnicowej i przyzębia wciąż są na niezadowalającym poziomie. Większy odsetek pacjentów z własnym uzębieniem pozwala na wprowadzenie w leczeniu ortodontycznym podejścia wielospecjalistycznego czyli na współpracę z lekarzami stomatologii zachowawczej z endodoncją, chirurgami, protetykami oraz periodontologami. W związku z wysoką intensywnością próchnicy pojawia się także coraz większe prawdopodobieństwo konieczności leczenia endodontycznego z późniejszą odbudową protetyczną większego odsetka zębów jako przygotowanie do leczenia ortodontycznego. Efektem podejścia interdyscyplinarnego jest polepszenie lub przywrócenie funkcji narządu żucia oraz poprawa estetyki odcinka przedniego zgodnie z oczekiwaniami zgłaszających się pacjentów ortodontycznych. Dlatego podejście interdyscyplinarne nie powinno ograniczać się tylko i wyłącznie do stomatologii, ale także na współdziałaniu z innymi specjalnościami medycznymi w

zakresie promocji zdrowia, profilaktyki i rehabilitacji pacjentów w wieku podeszłym [Coachman i wsp., 2021].

2.2. Historia leczenia endodontycznego

Endodoncja to dziedzina stomatologii zajmująca się leczeniem chorób miazgi i tkanek okołowierzchołkowych zębów. Można stwierdzić, że na postęp w endodoncji miały wpływ trzy odkrycia dokonane w drugiej połowie ubiegłego wieku: znieczulenie, aseptyka oraz promieniowanie rentgenowskie [William i wsp., 1980].

Za początek leczenia endodontycznego przyjmuje się rok 1687, w którym Charles Allen opisał procedury transplantacji zębów w pierwszym anglojęzycznym podręczniku całkowicie poświęconym stomatologii [Costich i wsp. 1963]. W roku 1728 Pierre Fauchard, uznawany za twórcę nowoczesnej stomatologii, w swojej publikacji *The Surgeon Dentist* dokładnie opisał miazgę zęba oraz kanały korzeniowe różnych zębów. Pierre Fauchard opisał też technikę otwierania zębów w celu leczenia ropni zębopochodnych i ewakuacji treści ropnej, polegającą na pozostawieniu zęba otwartego na okres 2–3 miesięcy, a następnie wypełnieniu komory zęba folią ołowianą. W 1756 niemiecki dentysta Phillip Pfaf jako pierwszy opisał procedurę przykrycia miazgi, podczas której po opracowaniu ubytku próchnicowego wycinał kawałek złota lub ołowiu i umieszczał go w taki sposób, aby powierzchnia najbliższej miazgi po ekspozycji była wklęsła, co zapobiegało kontaktowi metalu z odsłoniętą miazgą [Francke, 1973].

Pierwszy odnotowany opis procedury leczenia endodontycznego sporządził Robert Woofendale, który przybył z Nowego Jorku do Anglii w 1766 roku. W swojej praktyce korzystał z metody łagodzenia dolegliwości bólowych poprzez kauteryzację miazgi rozgrzanym narzędziem. Leczenie kończył, wypełniając otwarte kanały bawełną. W XVIII wieku Frederick Hirsch opisał diagnozowanie utajonych chorób zębów poprzez opukiwanie podejrzanych zębów, stwierdzając, że chore zęby są wrażliwe na opuk [Anthony i wsp., 1945; Curson, 1965; Farley i wsp., 1974].

Pierwszym dentystą, który w roku 1805 rozpoznał problematykę żywotności miazgi zęba w połączeniu z leczeniem chorób miazgi, był J.B. Gariot. Zadeklarował on, że destrukcja miazgi nie niszczy żywotności zęba. John Callow z Londynu przypisał w roku 1819 Charlesowi Bew opis przepływu krwi do miazgi przez otwór wierzchołkowy korzenia i na zewnątrz przez zębinę i więzadło ozębnej. Koecker z kolei uważał, że cały ząb obumiera w momencie, kiedy miazga zęba zostanie zniszczona przez chorobę lub

sztucznymi środkami. Ząb staje się wtedy ciałem obcym, co wymaga jego natychmiastowego usunięcia w celu zapobiegania powstaniu stanu zapalnego, a następnie zropienia i obumarcia tkanek otaczających. Próbując uniknąć usuwania zębów z powodu chorób miazgi, Koecker spopularyzował przykrycie bezpośrednie miazgi [Denton, Zachariou, 1931]. Do roku 1836 usunięcie żywej miazgi było bardzo bolesną procedurą. Wcześniej dolegliwości bólowe pochodzące od miazgi zęba były leczone za pomocą kauteryzacji miazgi rozgrzanym instrumentem, natomiast Shearjashub Spooner z Nowego Jorku używał trucizny – trójtlenku arsenu – do dewitalizacji miazgi. Taki sposób leczenia miazgi był bezbolesny, więc cieszył się powodzeniem. Jednak często wyciek arsenu powodował zniszczenie żywych tkanek otaczających ząb [Lightfoot, 1955; Curson, 1965].

W 1838 roku Edwin Maynard z Waszyngtonu zaprojektował pierwsze narzędzie endodontyczne, wykorzystując do tego sprężynę zegarka. Dzięki temu coraz więcej dentyków mogło otwierać i leczyć kanałowo zęby z wąskimi kanałami korzeniowymi, tj. zęby przedtrzonowe i trzonowe. W roku 1839 Baker opisał w „American Journal of Dental Science” swój sposób leczenia obnażonej miazgi zęba, który polegał na usunięciu miazgi, wyczyszczeniu kanału korzeniowego i wypełnieniu kanału złotem. Baker był jednym z pierwszych, którzy opisali procedurę ekstyrpacji miazgi oraz wyczyszczenia i wypełnienia kanału korzeniowego [Curson, 1965, Ostrander, 1967].

Thomas Rogers powrócił do tematu przykrycia bezpośredniego miazgi na spotkaniu Towarzystwa Stomatologicznego w Londynie w roku 1857. Rogers podał ogólne warunki niezbędne do osiągnięcia sukcesu w leczeniu miazgi metodą przykrycia bezpośredniego, między innymi wymienił: dobrą kondycję pacjenta, brak skłonności do tworzenia się stanów zapalnych, brak wcześniejszych dolegliwości bólowych w zębie oraz brak innych chorób zębów lub tkanek otaczających. W roku 1864 S.C. Barnum z Nowego Jorku opracował technikę izolacji zęba w trakcie wypełniania kanałów złotem z wykorzystaniem cienkiej warstwy gumy (*rubber dam – koferdam*). Było to jedno z pierwszych doniesień na temat izolacji zębów w leczeniu stomatologicznym, które już w tamtych czasach prowadziły do stosowania bardziej aseptycznych procedur [Anthony i wsp., 1945; Curson, 1965; Francke, 1973].

Już w 1865 roku E.L. Clarke z Dubuque w stanie Iowa oraz inni współcześni mu dentyści używali do wypełniania kanałów rozgrzaną gutaperkę. Bowman i Missouri jako pierwsi zaczęli używać gutaperkę jako jedyny materiał wypełniający kanały korzeniowe [Noyes, 1922; Ingle, 1965]. W doniesieniach z 1870 roku G.V. Black zalecał stosowanie

tlenku cynku jako materiału do przykrycia bezpośredniego miazgi. Tlenek cynku został szybko zaakceptowany również jako materiał wypełniający kanały korzeniowe [Curson, 1965].

Adolph Witzel już w roku 1873 empirycznie stosował techniki Listera, wykorzystując fenole do leczenia chorób miazgi i próbując w ten sposób dezynfekować kanały korzeniowe [Prinz, 1917]. W tym samym czasie J.W. Keyes pisał o stosowaniu jodoformu jako opatrunku na miazgę i kanały korzeniowe. Większość doniesień historycznych wskazuje, że Witzel jako pierwszy opisał technikę amputacji miazgi w roku 1847. Jego technika polegała na aplikacji kwasu arsenowego na zapalną miazgę przez 24 godziny w celu dewitalizacji koronowej części miazgi; na następnej wizycie usuwał koronową część miazgi i wprowadzał do komory zęba na ujściach kanałów korzeniowych pastę z paraformaldehydu w celu mumifikacji miazgi [Curson, 1965].

Powszechnie używaną metodą w Europie stała się technika pulpotomii. W roku 1930 Hermann zalecił stosowanie wodorotlenku wapnia, a następnie w roku 1938 Teuscher i Zander opisali 120 przypadków, w których zastosowali wodorotlenek wapnia. Później Zander poparł stosowanie tej metody badaniami histologicznymi. Od tego czasu wodorotlenek wapnia jest używany do pośredniego przykrycia miazgi, pulpotomii, apeksyfikacji, jako tymczasowy materiał wypełniający kanały korzeniowe w trakcie leczenia endodontycznego oraz w leczeniu resorpcji wewnętrznych i zewnętrznych [Dammashke, 2008].

Ważnym momentem w historii endodoncji jest odkrycie promieniowania rentgenowskiego w 1895 roku przez naukowca Konrada Wilhelma von Roentgena (promieniowanie X). Kilka tygodni po odkryciu promieni X Otto Walkhoff, stomatolog z Niemiec, wykonał pierwszy radiogram stomatologiczny. W roku 1900 Price zalecił stosowanie zdjęć radiograficznych do diagnostyki zębów bezmiazgowych. W roku 1908 Meyer L. Rhein, amerykański fizyk i stomatolog wprowadził technikę oznaczania długości kanałów korzeniowych. W tym samym czasie Black zaproponował kontrolę pomiarową w celu określenia długości kanału korzeniowego oraz szerokości otworu wierzchołkowego, ułatwiając zapobieganie przepchnięciu materiału poza otwór wierzchołkowy w trakcie wypełniania kanału korzeniowego [McCoy, 1923; Tagger, 1967; Cruse, Bellizzi 1980 a–c; Jacobshon, 1995].

Począwszy od roku 1904 bardzo popularna stała się teoria chorób odogniskowych. Naukowcy zaczęli dostrzegać związek między patogenami znajdującymi się w zmianach okołowierzchołkowych zębów a chorobami innych narządów [Duke, 1918]. Uważano

więc, że wszystkie choroby ogólnoustrojowe można wyleczyć przez usunięcie zębów bezniazgowych. Dopiero pod koniec lat czterdziestych lub na początku lat pięćdziesiątych ubiegłego wieku badania laboratoryjne i dowody kliniczne były na tyle wystarczające, żeby można było stwierdzić, że zdewitalizowane zęby nie wywołują chorób ogólnoustrojowych [Grossman, 1981].

Pierwsze doniesienia o używaniu gutaperki stosowanej w podobny sposób, jak obecnie, pochodzą z roku 1925, w którym Rickert zaproponował wypełnianie kanałów gutaperką w kształcie stożka, połączone z uszczelniaczem. W tym samym roku Lentulo zaprezentował narzędzie rotacyjne, wykonane z elastycznego drutu ze stali, do wprowadzania past leczniczych do kanałów korzeniowych [Juge, 1959; Coolidge, 1960]. W roku 1933 Jasper zaprezentował ćwieki srebrne jako materiał do wypełniania kanałów korzeniowych, które były standaryzowane i miały taką samą średnicę oraz stożkowatość jak narzędzia endodontyczne [Francke, 1973].

Do połowy lat czterdziestych ubiegłego wieku płukanie kanałów korzeniowych nie było stosowane w praktyce endodontycznej. Dopiero Grossman i Meiman zademonstrowali rozpuszczające działanie podchlorynu sodu na tkankę miazgową. Do tego czasu poszerzanie kanałów korzeniowych odbywało się przez wprowadzanie narzędzi endodontycznych do suchych kanałów. W roku 1943 Grossman zalecił płukanie kanałów korzeniowych z wykorzystaniem na przemian podchlorynu sodu i nadtlenu wodoru (woda utleniona). Interakcja tych dwóch płynów umożliwiała unoszenie i usuwanie opiłków zębinowych podczas opracowywania instrumentami endodontycznymi oraz dezynfekowanie kanałów korzeniowych [Grossman, 1982].

Fred Adams jako pierwszy wprowadził stosowanie antybiotyków w leczeniu kanałowym, opisując własne doświadczenia w leczeniu zmian okołowierzchołkowych za pomocą sulfanilamidu. Również Adams w roku 1944 jako pierwszy użył penicylinę w leczeniu endodontycznym. W późniejszym okresie Grossman stosował saszki papierowe nasączone penicyliną do dezynfekcji kanałów korzeniowych [Lightfoot, 1955; Coolidge, 1960].

Do roku 1953 powstało wiele nowych antybiotyków, które również były stosowane w leczeniu endodontycznym. Jednak już w 1953 roku Auerbach przyczynił się do powstrzymania fali stosowania antybiotyków przez dentystów, podkreślając, że priorytetem powinno być dokładne oczyszczenie komory zęba i kanałów korzeniowych, a nie wyłącznie stosowanie terapii lekowej [Glick, 1968].

W tamtych czasach niewiele narzędzi endodontycznych było komercyjnie dostępnych, dlatego też sukces lub niepowodzenie w leczeniu w znacznym stopniu zależały od umiejętności operatora [Curson, 1965]. Współcześni endodonci szczęśliwie posiadają bardzo precyzyjne instrumentarium i skuteczne metody, pozwalające na zachowanie większości zębów, które w przeszłości byłyby kwalifikowane do usunięcia.

2.2.1. Współczesne sposoby leczenia i materiały

Współczesna endodoncja i mikrochirurgia endodontyczna są na tyle rozwinięte, że – dzięki bogatemu instrumentarium i wielu skutecznym metodom – pozwalają na wyleczenie nawet najgorzej rokujących pod względem endodontycznym zębów. Porównując obecne procedury do metod z przeszłości, można stwierdzić, że wiele się zmieniło. W obecnych czasach standardem powinno być jednowizytowe leczenie endodontyczne z wyłączeniem procedur dewitalizacji miazgi zębów. Takie leczenie ma dużo zalet, ale również może zwiększać ryzyko komplikacji. Leczenie jednowizytowe nie powinno być stosowane w przypadku zębów z dużymi zmianami okołowierzchołkowymi lub w sytuacji, gdy występują powikłania o charakterze ostrym. W tych przypadkach leczenie powinno być rozłożone na kilka wizyt [Schwendicke, Göstemeyer, 2017].

Opracowanie kanału korzeniowego ma na celu ułatwienie płukania i dezynfekcji kanału oraz umożliwienie jego kontrolowanego wypełnienia. Mechaniczne opracowanie kanału ma fundamentalne znaczenie dla osiągnięcia sukcesu, ponieważ tworzy łatwiejsze do zarządzania środowisko z biologicznego punktu widzenia. Podczas tej procedury poza narzędziami ręcznymi są stosowane bardzo efektywne i precyzyjne narzędzia rotacyjne, najczęściej wykonywane ze stopów nikłowo-tytanowych [Darcey, 2015]. W ostatnich latach wprowadzono wiele zmian w narzędziach maszynowych poprzez modyfikację konstrukcji, obróbkę powierzchni oraz zabiegi termiczne. Ponadto wprowadzono również nowe możliwości ruchów po to, aby zapewnić bezpieczeństwo i odpowiednią wydajność, optymalizując jednocześnie właściwości stopów NiTi (ruchy recyprokalne, połączenie ruchów recyprokalnych i rotacyjnych) [Gavini i wsp., 2018].

Równie ważnym elementem w leczeniu endodontycznym, poza właściwym opracowaniem, jest skuteczna irygacja kanałów oraz ich szczelne wypełnienie. Obecnie najczęściej stosowane płyny do płukania kanałów to: podchloryn sodu 2% lub 5,25%,

kwas cytrynowy 40%, chlorheksydyna 2% oraz roztwór EDTA 17%. Z przeglądu literatury wynika, że stosowanie ultradźwięków w trakcie irygacji może mieć bardzo pozytywny wpływ na chemiczne, biologiczne i fizyczne oczyszczenie systemu kanałów korzeniowych, tym samym zwiększając skuteczność dezynfekcji [Mozo i wsp., 2012; Haapasalo i wsp., 2014]. Wypełnianie kanałów korzeniowych w obecnych czasach najczęściej jest wykonywane metodami termicznymi. Termiczne metody polegają na pionowej kondensacji gutaperki dedykowanymi do tej procedury narzędziami, które pozwalają na precyzyjne i trójwymiarowe wypełnienie kanałów. Badania pokazują, że ta metoda jest bardziej skuteczna od tradycyjnej kondensacji bocznej gutaperki lub wypełniania kanałów pojedynczym ćwiekiem gutaperkowym. Wynika to z tego, że każdy kanał ma skomplikowaną anatomie (cieśnię [*isthmus*] lub kanały boczne) i niemal żaden w przekroju nie jest okrągły [Tomson i wsp., 2014].

Poza wcześniej wspomnianymi procedurami, przede wszystkim najważniejsza jest diagnostyka. Wykorzystanie promieni rentgenowskich w stomatologii dało możliwość właściwego diagnozowania problemów endodontycznych oraz skutecznego planowania leczenia. Dzięki postępowi technologicznemu wprowadzono kolejne możliwości diagnostyczne w postaci tomografii komputerowej (CBCT – *Cone Beam Computed Tomography*) oraz mikroskopu stomatologicznego. Technologia CBCT staje się preferowaną metodą obrazowania w przypadkach zarówno niechirurgicznego, jak i chirurgicznego leczenia endodontycznego i jest narzędziem niezbędnym w poszukiwaniu dodatkowych kanałów korzeniowych, ustalaniu przyczyn niepowodzenia w leczeniu i zapewniania najbardziej kompleksowej opieki [Del Fabbro, 2015; Alzamzami i wsp., 2019]. Od roku 2000 są bardzo szeroko propagowane zasady stomatologii małoinwazyjnej, dlatego tak ważny w leczeniu endodontycznym jest mikroskop stomatologiczny. Praca z wykorzystaniem powiększenia jest istotna szczególnie w diagnostyce pęknięć zęba, podczas poszukiwania dodatkowych kanałów, gdy anatomia jest bardziej skomplikowana, usuwania złamanych narzędzi oraz podczas dokładnego opracowywania i szczelnego wypełniania kanałów korzeniowych [Bud i wsp., 2021]. Najnowsze metody pozwalają na wykorzystanie tomografii komputerowej do zaplanowania i produkcji szablonów endodontycznych. Za pomocą szablonu endodontycznego otwór trepanacyjny w zębie można wykonać w taki sposób, aby dostęp endodontyczny do kanałów korzeniowych był jak najmniej inwazyjny, oszczędzający tkanki zęba. Ciekawy również jest system Navident (ClaroNav), który umożliwia dynamiczną nawigację, wykorzystywaną między innymi w leczeniu endodontycznym

oraz w leczeniu implantologicznym. Dynamiczna nawigacja okazała się właściwym podejściem do leczenia endodontycznego zębów z silnie zobliterowanymi kanałami [Torres i wsp., 2021].

2.3. Biomechanika w ortodoncji

Celem leczenia ortodontycznego jest przesuwanie zębów w jak najbardziej skuteczny sposób, przy jednoczesnym najmniejszym uszkodzeniu zębów i tkanek otaczających [Owman-Moll, 1995].

Przesuwanie zębów w leczeniu ortodontycznym jest uzależnione od przykładanych sił, to znaczy od ich punktu przyłożenia, kierunku oraz wartości liczbowej. Jednostką siły jest niuton (N). Dla uproszczenia siła jest przedstawiana w gramach (1 N = 100 gramów). Siły ortodontyczne powodują ruchy ortodontyczne: translację, rotację lub kombinację tych ruchów, w zależności od relacji kierunku działania siły do centrum oporu zęba [Smith, Burstone, 1984; Quinn, Yoshikawa, 1985]. Centrum oporu zęba jest miejscem, w którym przykładana siła ortodontyczna powoduje jego równoległe przesunięcie; taki ruch nazywany jest translacją. Ruch translacyjny w praktyce jest trudny do osiągnięcia, ponieważ zamki ortodontyczne przyklejone na koronie zęba są znacznie oddalone od centrum oporu. W sytuacji, kiedy przykładana siła ortodontyczna jest oddalona od centrum oporu, powstaje tzw. moment siły i ząb obraca się wokół osi przechodzącej przez centrum oporu (nazywane wtedy centrum rotacji); taki ruch nazywany jest rotacją. Moment siły jest równy wielkości siły pomnożonej przez prostopadłą odległość linii działania do centrum oporu [Smith, 1984; Kusy, 1986, 2005].

Nie zawsze centrum oporu pokrywa się z centrum rotacji, zależy to między innymi od rodzaju zęba oraz od poziomu kości wyrostka zębodołowego. Przesunięcie zęba jest efektem połączenia ruchów translacyjnych i rotacyjnych. Poza rotacją i translacją wyróżnia się również następujące ruchy ortodontyczne: ekstruzję (przesunięcie zęba wzdłuż jego długiej osi w kierunku dokoronowym), intruzję (przesunięcie zęba wzdłuż jego długiej osi w kierunku dowierzchołkowym) oraz przechylenie/wychylenie (ruch, w którym oś podłużna zęba przed i po przesunięciu tworzy określony kąt). Ruch, w którym następuje przesunięcie korzenia w stosunku do korony zęba w osi policzkowo-językowej lub policzkowo-podniebiennej, nazywa się torque [Smith, Burstone, 1984; Isaacson i wsp., 1993, 1995; Karłowska, 2001; Kondo i wsp., 2017].

Siły ortodontyczne mogą być traktowane matematycznie jako wektory. Gdy na ząb działa więcej niż jedna siła, można je połączyć i określić jedną siłę wypadkową [Smith, Burstone, 1984]. Wartości liczbowe sił stosowanych w leczeniu ortodontycznym są zróżnicowane i zmienne w przypadku każdego rodzaju zęba oraz ruchu ortodontycznego, jaki ma być uzyskany. Chociaż wielkość sił stosowanych w ortodoncji jest zróżnicowana, to muszą się one mieścić w pewnych fizjologicznych granicach. Jeżeli chodzi o czas działania sił, rozróżnia się siły ciągłe i przerywane. Siły ciągłe występują, gdy są stosowane stałe aparaty ortodontyczne, natomiast przerywane – gdy są wykorzystywane aparaty czynnościowe zdejmowane. Wyróżnia się dodatkowo siły okresowe, których poziom spada do zera w momencie, kiedy pacjent wyjmuje aparat czynnościowy, albo w sytuacji, w której aparat stały jest tymczasowo nieaktywny. W 1932 roku Schwarz podzielił wielkość sił ortodontycznych, biorąc pod uwagę wpływ, jaki dana siła wywiera na przepływ krwi w zębie. W tabeli 5 są przedstawione optymalne siły dla poszczególnych ruchów zęba. Można wyróżnić następujące rodzaje sił:

- 1) Siły podprogowe – o wielkości do 15 g/cm² powierzchni korzenia. Takiej wielkości siły nie powodują zmian położenia zęba.
- 2) Siły małe – o wielkości 15–20 g/cm² powierzchni korzenia. Takiej wielkości siły nie powodują przerwania przepływu krwi w naczyniach włosowatych, natomiast częściowo zwężają grubość ozębnej.
- 3) Siły średnie – o wielkości 20–50 g/cm² powierzchni korzenia. Siły te przekraczają ciśnienie kapilarne krwi, ale nie powodują całkowitego zaciskania naczyń.
- 4) Siły duże – o wielkości powyżej 50 g/cm² powierzchni korzenia. Takie siły nie powinny być stosowane w leczeniu ortodontycznym, ponieważ doprowadzają do zgniecenia tkanek przyzębia [Karlowska, 2001; Proffit, Fields, 2007].

Tabela 5. Przedstawienie optymalnej siły dla poszczególnych ruchów zębów [Karłowska, 2001]

| Ruch zęba | Optymalna siła (gram) |
|--------------------------------------|------------------------------|
| Nachylenia małych zębów | 20–30 |
| Nachylenia większych zębów | 50–75 |
| Translacja małych zębów | 40–50 |
| Translacja większych zębów | 100–150 |
| Przemieszczenie korzenia małego zęba | 50 |
| Przemieszczenie korzenia dużego zęba | 120–150 |
| Ekstruzja | 30–75 |
| Intruzja | 15–25 |
| Rotacja | 50–75 |

2.3.1. Biomechanika ortodontyczna w aspekcie zębów leczonych endodontycznie

Na podstawie analizy literatury dotyczącej przesuwania zębów po leczeniu endodontycznym można stwierdzić, że istnieje brak spójnych obserwacji wśród współczesnych badaczy. W pracy Komorowskiej została przedstawiona ewolucja poglądów na temat zębów leczonych endodontycznie u pacjentów ortodontycznych. We wcześniejszych publikacjach dominowała opinia sugerująca, że po leczeniu endodontycznym zęby są bardziej podatne na resorpcję korzenia. Uważano wtedy, że nie można przesuwać zębów leczonych kanałowo, ale można je wykorzystać jako zakotwienie w leczeniu ortodontycznym [Steadman 1942; Wickwire i wsp. 1974; Komorowska, 2006].

W roku 1942 Steadman opisał wysokie prawdopodobieństwo wystąpienia ankylozy zębów leczonych kanałowo i zwiększoną resorpcję ich korzeni pod wpływem sił ortodontycznych, porównując je do zębów z żywą miazgą [Steadman, 1942]. W latach 80. ubiegłego wieku natomiast wielu autorów nie dostrzegało już różnic w resorpcji korzeni zębów leczonych i nieleczonych endodontycznie [Mattison i wsp., 1984; Kokich, Artun, 1987]. Dziesięć lat później pojawiły się doniesienia o mniejszym

prawdopodobieństwie wystąpienia resorpcji korzeni w zębach leczonych kanałowo pod wpływem sił ortodontycznych, a od roku 1995 badacze skłonili się do przyjęcia teorii, że leczenie endodontyczne nawet zapobiega zjawisku resorpcji korzeni [Spurrier i wsp. 1990; Satoh, 1990; Mirabella, Artun, 1995; Steiner, West, 1997; Dominguez-Veilleux, Gutmann, 2004; Chaushu i wsp., 2004].

Badania Parkera i Harrisa, polegające na porównywaniu różnych sił ortodontycznych, wykazały, że niekorzystna dla zęba może być intruzja, podczas której wzrasta ryzyko wystąpienia resorpcji korzenia, natomiast ekstruzja może nawet chronić przed resorpcją. Wynika to z tego, iż żywa miazga odgrywa istotną rolę w procesie resorpcji i remodelowania powierzchni korzenia w trakcie ruchów ortodontycznych. Reakcją miazgi na wystąpienie sił ortodontycznych jest uwolnienie neuroprzekazników, które wpływają na przepływ krwi oraz metabolizm komórkowy. W efekcie następuje naprzemienna resorpcja i odkładanie cementu, co może powodować ankylozę lub skrócenie korzenia w zależności od tego, czy nad resorpcją przeważają procesy naprawcze czy odwrotnie [Satoh, 1990; Parker, Harris, 1998]. Ryzyko wystąpienia resorpcji wzrasta wtedy, kiedy leczenie ortodontyczne jest długotrwałe, a stosowane siły są duże i nieprzerywane [Vlaskalic i wsp., 1998]. Według Ioannidou przesuwanie zębów po leczeniu endodontycznym jest możliwe i nie ma negatywnego wpływu na wierzchołek korzenia [Ioannidou, 2010].

Badania wskazują również na przepływ krwi jako istotny czynnik w przypadku prawdopodobieństwa wystąpienia resorpcji korzenia. Brodin i wsp. nie zaobserwowali zmian w perfuzji krwi w miazdze w trakcie ekstruzji zębów [Brodin i wsp., 1996]. Natomiast podczas ruchu intruzji stwierdzono tymczasowe zmniejszenie przepływu krwi, gdy stosowane były siły ortodontyczne [Ikawa i wsp. 2001; Sano i wsp., 2002]. Interesujące wydają się badania Szumielewicz i wsp., które miały na celu obserwację zmian w przepływie krwi w miazdze zęba podczas leczenia ortodontycznego. W badaniach tych wyniki były inne niż u reszty autorów. Na podstawie pomiarów perfuzji zaobserwowano zwiększenie przepływu krwi w miazdze zębów leczonych ortodontycznie. Ponadto stwierdzono, że zwiększenie przepływu krwi jest silniejsze w okresie stosowania łuków stalowych. Po demontażu aparatu przepływ krwi, zwiększony podczas leczenia ortodontycznego, powrócił do wartości wyjściowych. Oznacza to, że zmiany w naczyniach krwionośnych miazgi są odwracalne [Szumielewicz, 2008]. Te wszystkie obserwacje nasuwają wniosek, że zęby leczone kanałowo można również

dobrze wykorzystywać w leczeniu ortodontycznym jak zęby zdrowe, pod warunkiem że są odpowiednio przygotowane protetycznie.

2.4. Odbudowa protetyczna zębów po leczeniu endodontycznym

Ząb leczony endodontycznie powinien być stabilnym i dobrze rokującym zębem filarowym dla stałego lub ruchomego uzupełnienia protetycznego. Uważa się, że leczenie endodontyczne powoduje zmniejszenie sztywności i odporności na złamania zębów. Najważniejszą przyczyną utraty zębów po leczeniu endodontycznym jest ich niewłaściwa odbudowa. Niedokładnie wykonana odbudowa może prowadzić do utraty szczelności, która może skutkować mikroprzeciekami bakteryjnymi, a w efekcie może dochodzić do wtórnego pojawienia się zakażenia w kanałach korzeniowych. Sjogren i wsp. na podstawie dziesięcioletnich obserwacji stwierdzili, że około 11% zębów leczonych endodontycznie usunięto z powodu niewłaściwej odbudowy lub choroby przyzębia. Według Vire'a przyczyną ekstrakcji zębów po leczeniu endodontycznym mogą być złamania pionowe lub poprzeczne spowodowane niewłaściwą odbudową oraz błędy podczas preparacji i cementowania wkładów koronowo-korzeniowych. Interesujące są badania Trope'a i wsp., które wykazały, że zęby, które miały niedopełnione kanały do wierzchołka korzenia, ale były zaopatrzone szczelnym wypełnieniem lub koroną protetyczną, rokowały lepiej niż zęby z wypełnieniem kanału sięgającym do wierzchołka korzenia, ale z nieszczelną odbudową protetyczną [Trope i wsp., 1985; Reeh i wsp., 1989; Sjogren i wsp., 1990; Vire, 1991; Rosenstiel i wsp., 2002; Ferrari i wsp., 2008;; Żarow, 2013].

Prawidłowo przeleczony kanałowo ząb musi spełniać określone warunki, aby można było przystąpić do odbudowy protetycznej [Rosenstiel i wsp., 2002]. Najważniejsze z nich to:

- szczelność materiału wypełniającego kanał korzeniowy,
- brak wrażliwości na ucisk,
- brak wysięku i przetoki,
- brak aktywnego stanu zapalnego,
- brak kieszeni patologicznych przyzębia,
- brak pęknięć w korzeniu, widocznych w powiększeniu lub na zdjęciu radiologicznym.

Odbudowa protetyczna zęba po leczeniu kanałowym może być wykonana za pomocą wkładów koronowo-korzeniowych i koron protetycznych. Taka odbudowa poza szczelnością musi również gwarantować wysoki poziom estetyki, szczególnie jeżeli dotyczy zębów w strefie estetycznej. Dlatego do wykonania takich uzupełnień protetycznych przygotowano wiele materiałów.

Wkłady koronowo-korzeniowe (k-k) są stałymi uzupełnieniami protetycznymi i składają się z części koronowej i korzeniowej. Część koronowa wkładu jest substytutem utraconej w wyniku próchnicy lub urazu mechanicznego korony zęba, natomiast część korzeniowa jest elementem, który jest wprowadzany do wcześniej przeleczonego kanału korzeniowego. Wkłady k-k mogą być jednoczęściowe, dwuczęściowe składane (stosowane w zębach wielokorzeniowych), indywidualne lub prefabrykowane. Ze względu na użyty materiał wkłady można podzielić na: metalowe (stopy wysokoszlachetne, szlachetne, nieszlachetne oraz tytanowe), z włókna szklanego, kompozytowe wzmocnione włóknem szklanym oraz ceramiczne (dwutlenek cyrkonu lub tlenek glinu). W związku z potrzebą zmniejszenia liczby wizyt podczas leczenia protetycznego, z postępowaniem technologii stało się możliwe ograniczenie konieczności stosowania indywidualnych wkładów lanych na rzecz prefabrykowanych wkładów kompozytowych, wzmocnionych włóknem szklanym. Jest to istotne, ponieważ pozwala na zmniejszenie lub wyeliminowanie kosztów laboratoryjnych oraz zapewnienie trwałej i estetycznej podbudowy dla koron pełnoceramicznych [Craig i wsp., 2000; Rosenstiel i wsp., 2002; Spiechowicz, 2008; Śpikowska-Szostak, Dąbrowa, 2009; Biały i wsp., 2015].

Wkłady indywidualne najczęściej są wykonywane ze stopów chromo-kobaltowych (Cr-Co), natomiast ze względu na lepszą estetykę również często wykorzystywany jest dwutlenek cyrkonu (ZrO_2). Oba te materiały cechują się wysokim modułem elastyczności Younga, w przypadku stopów Cr-Co jest to wartość 185 GPa, a w przypadku stopów ZrO_2 – 200 GPa. Prefabrykowane wkłady k-k z kolei są produkowane z materiałów, takich jak tytan, stal nierdzewna oraz połączenie obu tych materiałów. Wspólną cechą tych wszystkich materiałów jest brak estetyki, dlatego w ostatnich latach lekarze dentyści coraz częściej stosują wkłady z włókna szklanego. W przypadku wkładów z włókna szklanego moduł elastyczności jest znacznie niższy niż obliczony dla metali ze stopów Cr-Co lub ZrO_2 i – według danych z piśmiennictwa – najczęściej wynosi średnio ok. 35 MPa. Jeżeli porówna się wartości modułów elastyczności tych materiałów i tkanek zęba, to okaże się, że wkłady z włókna szklanego mają najbardziej zbliżony moduł elastyczności do zębiny, w przypadku której wynosi on

ok. 18,6 MPa. Z tego powodu rozkład naprężeń wytwarzanych przez wkłady z włókna szklanego jest podobny do rozkładu naprężeń w zębie naturalnym. Zróżnicowanie modułów elastyczności wyżej wspomnianych materiałów jest bardzo duże, dlatego też powstało wiele teorii dotyczących bezpieczeństwa różnych wkładów dla korzeni zębów [Rosenstiel, 2002; Pegoretti i wsp., 2002; Lasek i wsp. 2009; Śpikowska-Szostak, Dąbrowa, i wsp. 2009; Amarante i wsp., 2011; Keyoung, Jong i wsp., 2014; Biały i wsp., 2015; Kera N-material brochure; Eisenbacher Dentalwaren ED-product brochure; 3M ESPE. Relyx Fiber Post-product brochure]

2.5. Wytrzymałość mechaniczna zębów po leczeniu endodontycznym

Literatura pełna jest niespójnych wniosków, dotyczących wyboru najlepszego wkładu k-k do odbudowy zębów po leczeniu endodontycznym. Wcześniej wielu stomatologów i autorów badań naukowych skłaniało się do wzmocnienia zębów za pomocą wkładów k-k. Jednak z powodu licznych zgłaszanych niepowodzeń ustalono, że leczenie endodontyczne może stwarzać ryzyko biomechanicznej niewydolności zęba. Dlatego wielu autorów podaje, że wkłady k-k należy stosować tylko w przypadkach, w których pozostała struktura koronowa zęba jest niewystarczająca, aby mogła zapewnić podparcie materiału odbudowującego zniszczony ząb. Z tego powodu stomatolog powinien wybrać najbardziej odpowiedni wkład pod względem materiału w zależności od przypadku i planowanej odbudowy, uwzględniając pozostałą strukturę zęba [Machado i wsp., 2017].

Według Reeha samo przygotowanie zęba do leczenia endodontycznego z wytworzeniem dostępu do kanałów korzeniowych powoduje spadek wytrzymałości mechanicznej o ok. 5%, a w przypadku ubytków typu MOD spadek wytrzymałości mechanicznej zęba może sięgać nawet do 63% [Reeh i wsp., 1989]. Cheung w swojej publikacji zastanawia się, czy wkłady k-k wzmacniają zęby leczone kanałowo [Cheung, 2005]. Uważa się, że zęby po leczeniu endodontycznym z czasem stają się bardziej suche i kolagen znajdujący się w zębiny korzeniowej ulega zmianom. Dlatego sugerowano, że takie zęby są bardziej kruche i mogą łatwiej ulegać złamaniom niż zęby zdrowe. Niektórzy klinicyści uważają, że po leczeniu kanałowym należy zacementować wkład k-k w celu wzmocnienia zęba. Badania natomiast pokazują, że sama preparacja pod wkład k-k i umieszczenie go w korzeniu zęba osłabia go i może prowadzić do jego pęknięcia. W tych samych badaniach sugerowano, że wkład należy cementować tylko i wyłącznie

wtedy, kiedy pozostałe tkanki zęba są niewystarczające do osadzenia ostatecznej odbudowy korony zęba. Ekkasak i Stannard omówili temat wytrzymałości korzeni zębów przed i po leczeniu endodontycznym oraz odbudowy protetycznej. Stwierdzili, że nieleczone endodontycznie (zdrowe) zęby mają najwyższą wytrzymałość na złamanie. Natomiast czynniki, które mogą zapobiegać złamaniom w zębach leczonych endodontycznie, to: ilość i jakość pozostałej struktury zęba po opracowaniu, wytrzymałość wkładu k-k oraz adhezja wkładu do zębiny korzeniowej. Cheung wspomina również o tym, że prawdopodobnie adhezja wkładu do zębiny korzeniowej oraz podobne właściwości fizyczne materiałów wykorzystanych w danej odbudowie protetycznej mogą pozwolić na stwierdzenie, że wkład k-k wzmacnia strukturę zęba [Guzy, Nicholls, 1979; Trope i wsp., 1985; Ekkasak, Stannard, 1992; Morgano, 1996; Heydecke i wsp., 2001; Cheung, 2005].

Stosowanie wkładów metalowych często może powodować uszkodzenie lub złamanie zęba na skutek dużej kumulacji naprężeń. Między innymi z tego powodu do sprzedaży wprowadzono wkłady niemetalowe. Obecnie najczęściej wykorzystywane są wkłady z włókna szklanego, natomiast niektórzy stomatolodzy nadal preferują wkłady metalowe [Machado i wsp., 2017].

Amarnath i wsp. zbadali wpływ długości i rodzaju materiału wkładów k-k na odporność na pęknięcie zębów przedtrzonowych po leczeniu endodontycznym. Zastosowali w tym celu wkłady ze stali nierdzewnej i z włókna szklanego. Każda grupa zębów była odbudowana wyżej wspomnianymi wkładami na inną głębokość, odpowiednio na 4 mm, 7 mm i 10 mm. Analiza badań wykazała, że zęby odbudowane wkładami ze stali nierdzewnej na głębokość 7 mm miały największe awaryjne obciążenie (246 N), a zęby odbudowane na głębokość 4 mm najmniejsze awaryjne obciążenie (122 N). W przypadku wkładów z włókna szklanego największe awaryjne obciążenie wykazały zęby odbudowane na głębokość 10 mm (140,5 N), natomiast najmniejsze awaryjne obciążenie miały zęby odbudowane na głębokość 4 mm (68,5 N). Wyniki wskazywały, że odporność na złamanie zębów leczonych kanałowo była zależna od materiału oraz długości wkładu. Początkowe awaryjne obciążenie w przypadku wkładów z włókna szklanego było znacznie niższe niż wkładów ze stali nierdzewnej. Ponadto odporność na złamanie w zębach odbudowanych wkładami z włókna szklanego proporcjonalnie zwiększała się wraz ze wzrostem długości wkładu k-k. W przypadku wkładów ze stali nierdzewnej odporność na złamanie była większa dla wkładów o długości do 2/3 długości korzenia, później zmniejszała się. Natomiast całkowite

oddzielenie wkładu od korzenia zaobserwowano w przypadku krótkich wkładów k-k [Amarnath i wsp., 2015].

Interesujące są również badania Upadhyaya i wsp., w których oceniono wpływ kształtu oraz materiału wkładu k-k na rozkład naprężeń metodą elementów skończonych. Badania przeprowadzono zarówno na zębach z obręczą protetyczną, jak i na zębach bez obręczy (*ferrule effect*). Stosowane były wkłady tytanowe standardowe i z włókna szklanego, o różnym kształcie – stożkowe albo równoległe. Zęby były obciążane siłą 100 N pod kątem 45° na powierzchni podniebiennej korony zęba i 2 mm od brzegu siecznego. Badano rozkład naprężeń zredukowanych według hipotezy Hubera von Misesa. Wyniki wskazywały, że najwyższy ich poziom był zlokalizowany w okolicy szyjki zęba. Jednocześnie stwierdzono, że naprężenia były wyższe w przypadku wkładów o kształcie stożkowym, mniejsze zaobserwowano w przypadku zębów, w których była zachowana obręcz protetyczna (zachowana co najmniej 2mm zdrowej struktury zęba obwodowo i nad brzegiem kości, w celu zmniejszenia ryzyka złamania zęba po wykonaniu odbudowy protetycznej). Wnioski wynikające z badań potwierdziły, że sztywny materiał o wysokim module sprężystości ma najbardziej jednolity rozkład naprężeń. Obręcz protetyczna zapewniała równomierny ich rozkład i zmniejszała naprężenia w okolicy szyjki zęba [Upadhyaya i wsp., 2015].

2.6 Metody badań wytrzymałościowych

Materiały stosowane w stomatologii, a szczególnie w stomatologii zachowawczej, protetyki, ortodoncji oraz implantologii, badane są pod kątem wytrzymałości mechanicznej. Najczęściej wykorzystywane do tych celów są metoda elementów skończonych (MES, ang. FEM-Finite Element Method), testy trójpunktowe za pomocą dedykowanych urządzeń wytrzymałościowych oraz test jednoosiowego rozciągania (uniaxial tension testing). Badane są najczęściej twardość oraz wytrzymałość na zginanie, rozciąganie i ściskanie. Ponadto, poza materiałami wykorzystywanymi w stomatologii badane są tkanki zęba (szkliwo, zębina, cement korzeniowy, więzadło ozębnej). Przewagę nad tymi metodami ma MES, ponieważ pozwala na przeprowadzenie dużej liczby symulacji bez konieczności przeprowadzania testów na pacjentach. Dzięki technologii 3D i symulacji komputerowej możliwe jest uwzględnienie wszystkich cech mechanicznych materiałów, oraz szczegółowa analiza naprężeń i odkształceń [Grzebieluch, 2017; Reddy, 2019; Cervino, 2020; Pirmoradian, 2020; Liu, 2021].

3. CELE PRACY:

Na podstawie przeglądu piśmiennictwa jak i doświadczeń własnych sformułowano następujące cele pracy:

1. Badanie przemieszczeń i naprężeń w zębie i kości zębodołu w różnych typach obciążeń siłami ortodontycznymi w trzech płaszczyznach.
2. Porównanie wielkości przemieszczeń i naprężeń pomiędzy: zębem zdrowym, zębami po leczeniu endodontycznym, oraz kością zębodołu uwzględniając dwa różne materiały do odbudowy protetycznej.
3. Porównanie wpływu rodzaju zastosowanego materiału do odbudowy protetycznej na kość zębodołu.
4. Wykazanie, który z zastosowanych materiałów do odbudowy protetycznej jest najbardziej bezpieczny dla tkanek korzenia zęba.

4. MATERIAŁ I METODY BADAŃ

4.1. Materiał

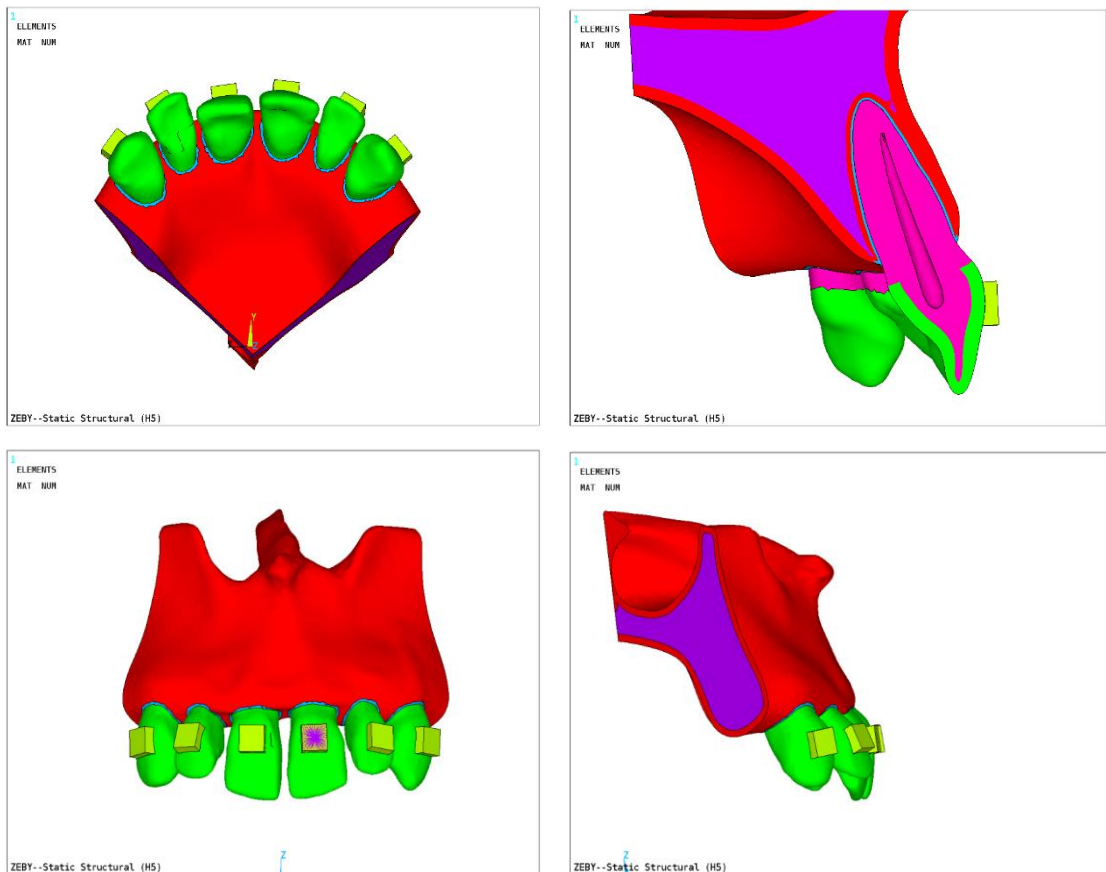
Badania przeprowadzono na trójwymiarowych modelach zęba z użyciem oprogramowania do analiz MES (metoda elementów skończonych, ang. FEM-finite element method) Ansys R18.2. Model szczęki i zęba powstał na podstawie badania CBCT – tomografii komputerowej [Opinia Komisji Bioetycznej nr KB-332/2018].

Na potrzeby analiz wykonano trzy modele MES zęba 21 (lewa górna jedyńka), różniące się rodzajem odbudowy protetycznej zębów leczonych endodontycznie:

1. ząb zdrowy (*model A*)
2. ząb po leczeniu endodontycznym z wkładem z włókna szklanego (*model B*)
3. ząb po leczeniu endodontycznym z wkładem indywidualnym lanym ze stopu Cr-Co (stop chromo-kobaltowy) i koroną z kompozytu laboratoryjnego (*model C*)

Trójwymiarowy model geometryczny powstał na podstawie skanów CBCT - tomografii wiązki stożkowej. Uwzględniono w nim zróżnicowanie materiałów, wyszczególniając (Ryc.4):

- kość gąbczastą szczęki
- kość korową szczęki
- więzadło ozębnej (PDL)
- zębinę
- szkliwo
- wkład standardowy z włókien szklanych
- wkład indywidualny ze stopu Cr-Co
- korona z kompozytu laboratoryjnego
- wypełnienie kompozytowe
- zamek aparatu ortodontycznego

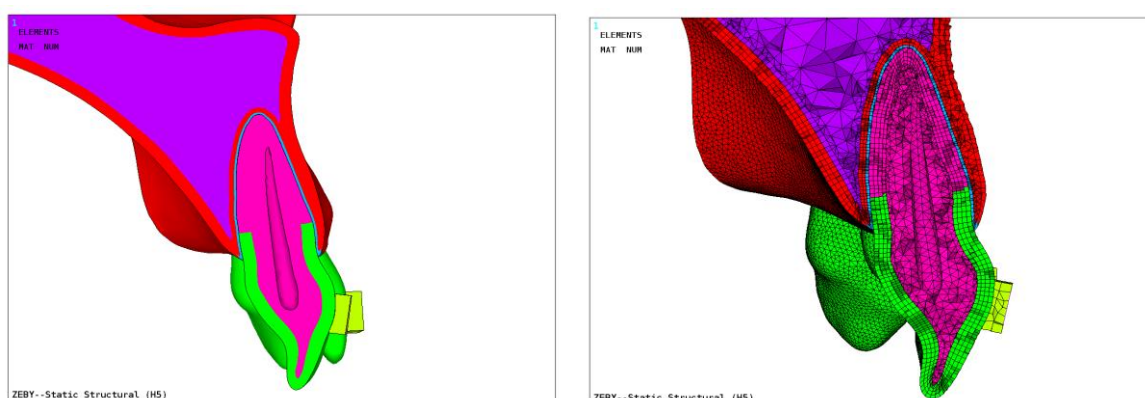


Ryc. 4. Widok modelu geometrycznego

4.2. Metoda badań












Na poszczególnych składowych modelu obliczano naprężenia i przemieszczenia, obrazując to za pomocą skali chromatograficznej, wykorzystując metodę elementów skończonych – MES. Metoda elementów skończonych – MES (ang. FEM- Finite Element Method) jest jedną z fundamentalnych do prowadzenia komputerowej analizy konstrukcji inżynierskich i biomechanicznych. MES wykorzystuje się do analizy rozkładów naprężeń, odkształceń i przemieszczeń elementów danej konstrukcji, stosowana jest również dla tkanek organizmu człowieka, między innymi w dziedzinie stomatologii. Metoda ta polega na podziale danej struktury lub powierzchni na mniejsze, ukazane w formie modeli matematycznych. Trójwymiarowy model geometryczny, który powstał na podstawie tomografii komputerowej następnie został podzielony na objętościowe elementy skończone o funkcji kształtu wyższego rzędu, w ten sposób powstał model dyskretny. W celu zminimalizowania wpływu dyskretyzacji modelu na otrzymane wyniki we wszystkich przypadkach, korzystano z tego samego modelu szczęki zmieniając jedynie model samego zęba 21.

Przygotowanie modelu na obszary o właściwościach wskazanego materiału dokonano za pomocą siatki elementów skończonych, poprzez określenie grubości warstwy elementów. Grubość szkliwa wynosi ok. 1.10 mm, grubość kości korowej w zębodole ok. 0.44 mm, grubość warstwy PDL wynosi ok. 0.20 mm. Przekrój modelu przez ząb 21 przedstawiono na ryc. 5 z widokiem siatki elementów skończonych. Przekroje przez warianty zęba 21 poddane analizie przedstawiono na ryc. 6. Warstwom tym następnie przypisano odpowiednie właściwości. Szczególnie ważne w obliczeniu wyników są moduł sprężystości Younga oraz liczba Poissona. Moduł Younga (E) – inaczej moduł odkształcalności liniowej albo moduł (współczynnik) sprężystości podłużnej (w układzie jednostek SI) – wielkość określająca sprężystość materiału przy rozciąganiu i ściskaniu. Stałe materiałowe wykorzystane w badaniach przedstawiono w tabeli 6. Wyraża ona, charakterystyczną dla danego materiału, zależność względnego odkształcenia liniowego ε materiału od naprężenia σ , jakie w nim występuje – w zakresie odkształceń sprężystych. Liczba Poissona (ν) albo inaczej współczynnik Poissona jest to stosunek odkształcenia poprzecznego do odkształcenia podłużnego przy osiowym stanie naprężenia. Współczynnik Poissona jest wielkością bezwymiarową, nie określa sprężystości materiału, a jedynie sposób, w jaki się on odkształca.



(a) widok geometrii

(b) widok siatki

| | | |
|--|--|---|
|  Kość gąbczasta |  Szkliwo |  Stop Co-Cr |
|  Kość korowa |  Wkład z włókna szklanego |  Korona kompozytowa |
|  PDL |  Zamek ortodontyczny |  Wypełnienie kompozytowe |
|  Zębina |  Gutaperka | |

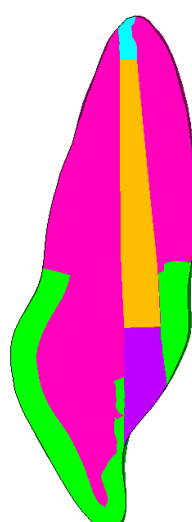
Ryc. 5. Przekrój przez ząb i szczękę dla modelu zęba zdrowego. Kolory odpowiadają materiałom.

Tabela 6. Stałe materiałowe wykorzystane w modelu dyskretnym

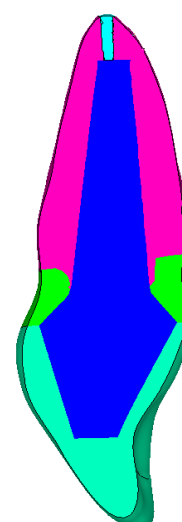
| Materiał | Moduł sprężystości MPa | Liczba Poissona | Piśmiennictwo |
|--------------------------|------------------------|-----------------|------------------------------|
| Kość gąbczasta | 1.370 | 0.30 | Amarante i wsp. 2011 |
| Kość korowa | 13.700 | 0.30 | Amarante i wsp. 2011 |
| Więzadło ozębnej (PDL) | 69 | 0.45 | Amarante i wsp. 2011 |
| Zębina | 18.600 | 0.31 | Amarante i wsp. 2011 |
| Szklivo | 85.000 | 0.30 | Amarante i wsp. 2011 |
| Wkład z włókna szklanego | 35.000 | 0.30 | 3M ESPE-product brochure |
| Wkład indywidualny Cr-Co | 185.000 | 0.30 | Eisenbacher-product brochure |
| Korona kompozytowa | 10.700 | 0.30 | Shofu INC.-product brochure |
| Wypełnienie kompozytowe | 10.700 | 0.30 | Shofu INC.-product brochure |
| Zamek ortodontyczny | 200.000 | 0.30 | Amarante i wsp. 2011 |



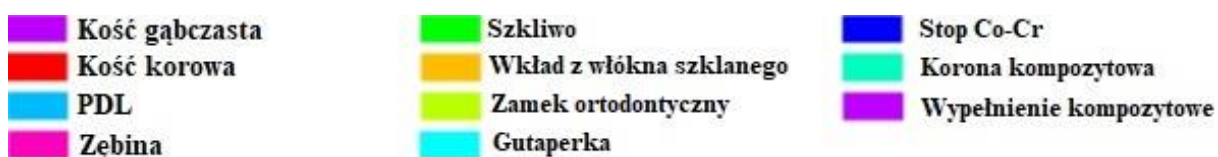
(a) ząb zdrowy



(b) ząb po leczeniu endodontycznym z wkładem z włókna szklanego



(c) ząb po leczeniu endodontycznym z wkładem ze stopu Cr-Co i koroną kompozytową



Ryc. 6. Przekrój przez ząb dla kolejnych modeli – kolory odpowiadają materiałom.

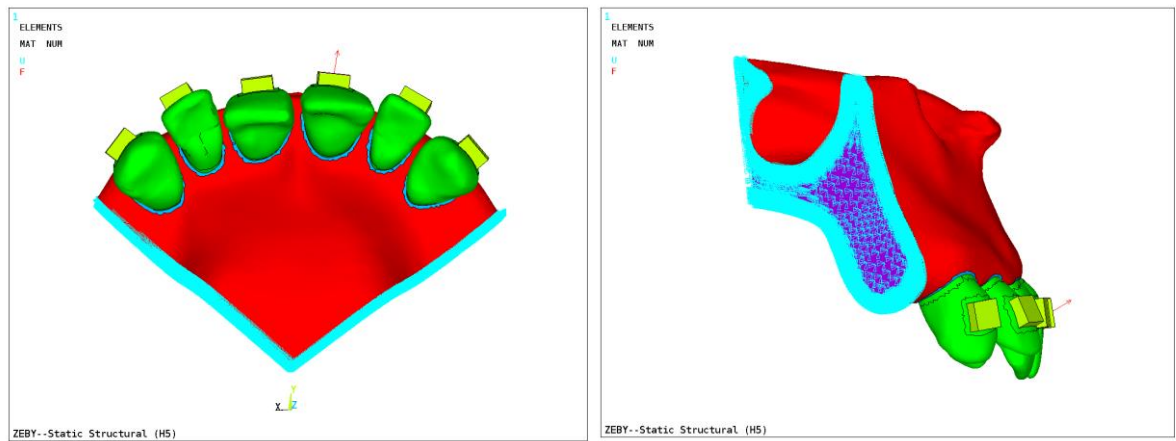
Dla każdego z modeli zęba przeprowadzono obliczenia dla następujących ruchów ortodontycznych:

1. Intruzja
2. Ekstruzja
3. Protruzja
4. Retruzja
5. Torque korzeniowy przedsionkowy
6. Torque korzeniowy podniebienny
7. Rotacja
8. Mezjalizacja
9. Dystalizacja

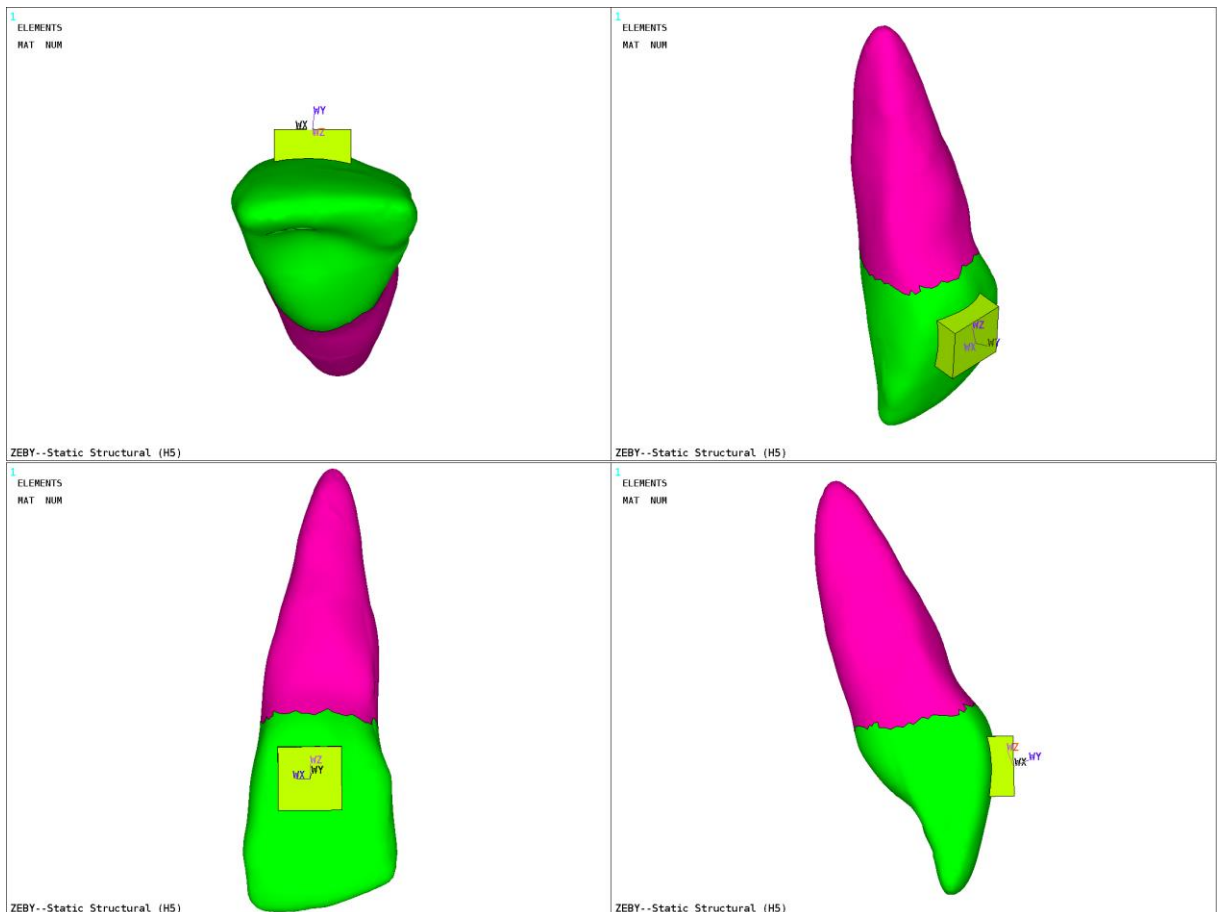
Siły symulujące działanie aparatu ortodontycznego zostały przyłożone do punktu na środku powierzchni zamka aparatu naklejonego na ząb 21. Sposób przyłożenia warunków brzegowych przedstawiono na Ryc. 7. Siły przykładano w lokalnym układzie współrzędnych zorientowanym tak, że oś Z jest równoległa do długiej osi zęba, oś X jest równoległa do osi mezjalno-dystalnej, a oś Y jest prostopadła do wyżej wymienionych, tak jak to przedstawiono na Ryc. 8. Wartości sił i momentów dla poszczególnych przypadków obliczeniowych przedstawiono w Tabeli 7.

Tabela 7. Przypadki obciążenia, kierunku sił i momentów w lokalnym układzie współrzędnych

| Przypadek | Opis | Siła / moment | Kierunek | Wartość | Jednostka |
|-----------|---------------------------------|------------------|----------|---------|-----------|
| 1 | Intruzja | siła | Z | 1 | N |
| 2 | Ekstruzja | siła | Z | -1 | N |
| 3 | Protruzja | siła | Y | 1 | N |
| 4 | Retruzja | siła | Y | -1 | N |
| 5 | Torque korzeniowy przedsionkowy | moment | X | 5 | Nmm |
| 6 | Torque korzeniowy podniebienny | moment | X | -5 | Nmm |
| 7 | Rotacja | moment | Z | 5 | Nmm |
| 8 | Mezjalizacja | siła | X | 1 | N |
| 9 | Dystalizacja | siła | X | -1 | N |



Ryc. 7. Sposób przyłożenia warunków brzegowych. U-utwierdzenie, F-siła.



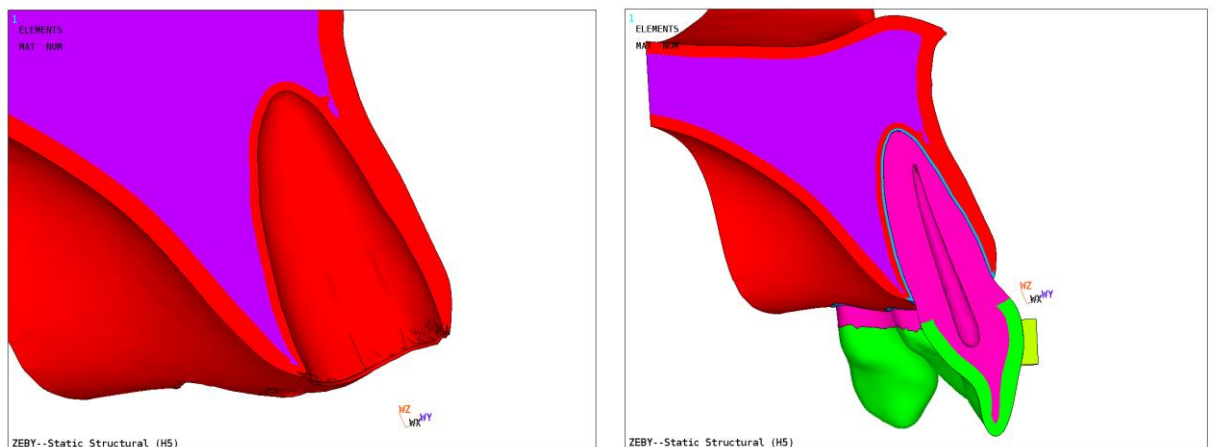
Ryc. 8. Lokalny układ współrzędnych do wprowadzenia sił.

Badaniom poddano także wartości przemieszczeń [mm] i naprężeń [MPa]. Przemieszczenia oznaczane były literą „U”, np. USUM = U summaric = $\sqrt{U_x^2 + U_y^2 + U_z^2}$, jako moduł wektora przemieszczeń. Odpowiednio w każdym przypadku U_x to przemieszczenia w kierunku X, U_y w kierunku Y oraz U_z w kierunku Z.

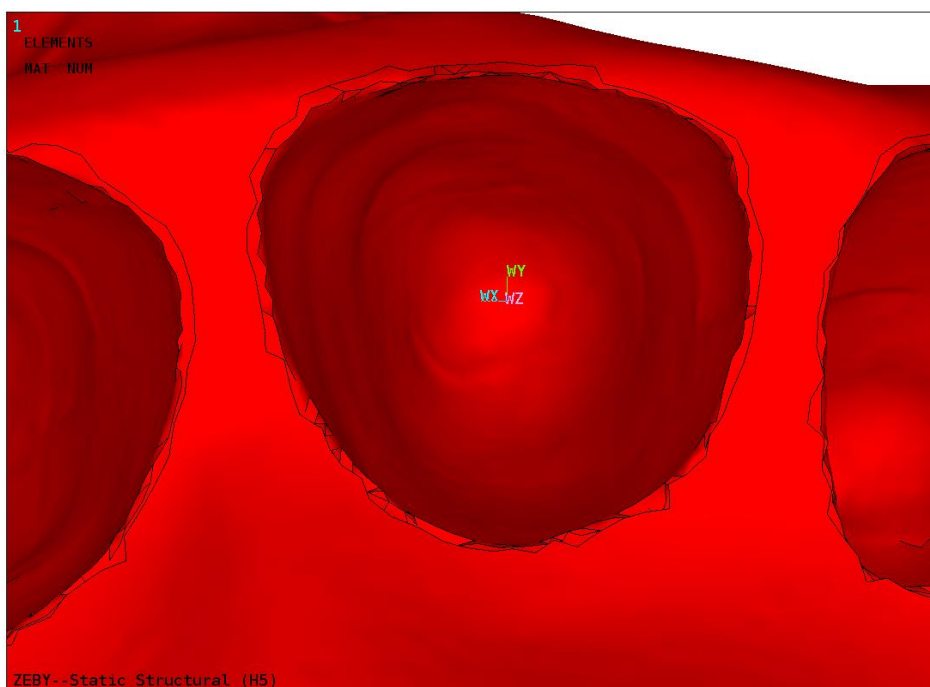
Naprężenia były oznaczane literą „S” (stress) czyli np. SEQV = S equivalent - Mises stress, jako naprężenia tzw. zredukowane. Są one obliczane na bazie tensora naprężeń - czyli wszystkich jego składowych. Dodatkowo oznaczone były naprężenia tzw. główne (z ang. Principal Stresses), które zostały podzielone na trzy typy:

- naprężenie 1 główne (rozciągające – wartości dodatnie),
- naprężenie 2 główne (średnie)
- naprężenie 3 główne (ściskające – wartości ujemne).

Dla każdego modelu zęba i przypadku obciążenia siłą ortodontyczną przygotowano mapy przemieszczeń i naprężeń. Na ryc. 9 i 10 przedstawiono przekrój zęba jak i widok lokalnego układu współrzędnych. Przekroje dotyczą widoku ogólnego przez wszystkie struktury modelu oraz w zbliżeniu jedynie kości w okolicy zębodołu 21. Widok zębodołu przedstawia jedynie kość szczęki.



Ryc. 9. Płaszczyzna w przekroju.



Ryc. 10. Kierunki lokalnego układu współrzędnych, w którym prezentowane są przemieszczenie i naprężenia.

4.3. Analiza matematyczna przypadków

Ze względu na brak czynnika losowego i powtarzalności otrzymanych wartości, nie ma możliwości przeprowadzenia analizy statystycznej, z tego powodu przeprowadzono analizę matematyczną.

Analiza przypadków polegała na odczytaniu ze skali chromatograficznej wartości maksymalnych przemieszczeń i naprężeń. W przypadku osi X (kierunek mezjalno-dystalny), dodatnie wartości oznaczają przemieszczenia w kierunku mezjalnym, ujemne wartości oznaczają przemieszczenia w kierunku dystalnym. W przypadku osi Y (kierunek przedsionkowo-podniebienny), dodatnie wartości oznaczają przemieszczenia w kierunku doprzedSIONKOWYM (protruzja), ujemne wartości oznaczają przemieszczenia w kierunku dopodniebiennym (retruzja). W przypadku osi Z (długa oś zęba, kierunek dowierzchołkowy-dokoronowy), dodatnie wartości oznaczają przemieszczenia w kierunku dowierzchołkowym (intruzja), ujemne wartości oznaczają przemieszczenia w kierunku dokoronowym (ekstruzja).

5. WYNIKI

Wyniki badań przedstawiono w postaci tabel i wykresów, na których określono poszczególne wartości naprężeń i przemieszczeń dla każdego modelu zęba w różnych ruchach ortodontycznych. Przemieszczenia i naprężenia przedstawiono osobno dla zęba i dla kości zębodołu. Ze względu na mnogość otrzymanych map, na wykresach przedstawiono tylko istotne różnice dla przemieszczeń i naprężeń.

Poniżej powtórzono przedstawione wcześniej skróty, które wykorzystano w analizie danych:

- **Usum** - przemieszczenie całkowite w przekroju
- **U_x** - przemieszczenie w lokalnym układzie współrzędnych w kierunku X w przekroju
- **U_y** - przemieszczenie w lokalnym układzie współrzędnych w kierunku Y w przekroju
- **U_z** - przemieszczenie w lokalnym układzie współrzędnych w kierunku Z w przekroju
- **Seqv** - naprężenie zredukowane (Huber - von Mises) w przekroju
- **Sx(+)** - naprężenie rozciągające w lokalnym układzie współrzędnych w kierunku X w przekroju
- **Sx(-)** - naprężenie ściskające w lokalnym układzie współrzędnych w kierunku X w przekroju
- **Sy(+)** - naprężenie rozciągające w lokalnym układzie współrzędnych w kierunku Y w przekroju
- **Sy(-)** - naprężenie ściskające w lokalnym układzie współrzędnych w kierunku Y w przekroju
- **Sz(+)** - naprężenie rozciągające w lokalnym układzie współrzędnych w kierunku Z w przekroju
- **Sz(-)** - naprężenie ściskające w lokalnym układzie współrzędnych w kierunku Z w przekroju
- **S1** - naprężenie 1. główne w przekroju (rozciągające) – *wartości dodatnie*
- **S3** - naprężenie 3. główne w przekroju (ściskające) – *wartości ujemne*

5.1. INTRUZJA

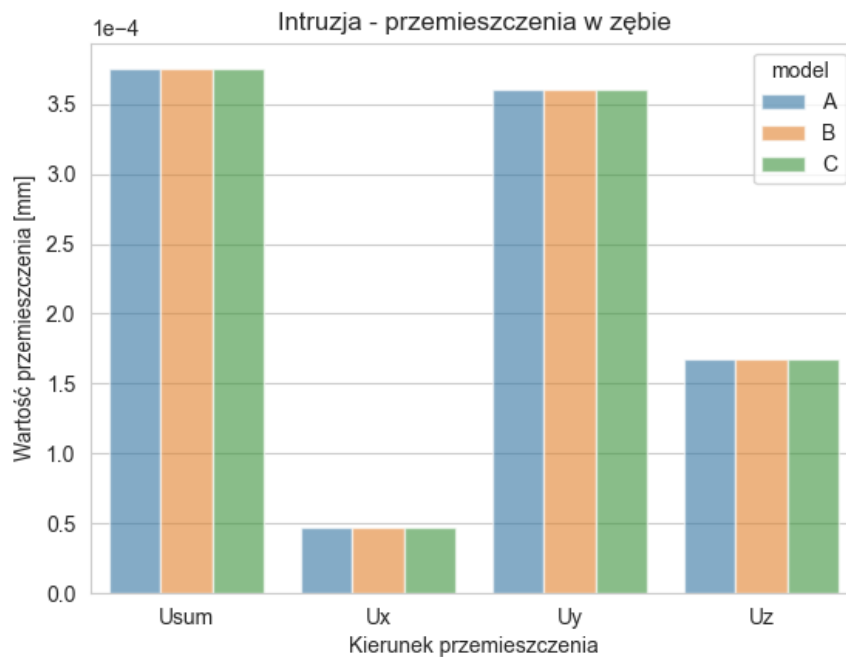
Intruzja jest ruchem zęba wzdłuż jego długiej osi (w tym przypadku jest to oś Z) w kierunku dowierzchołkowym. Siła przykładana do zamka ortodontycznego miała wartość 1N (ok. 100 gram).

5.1.1. Stan przemieszczeń w zębie

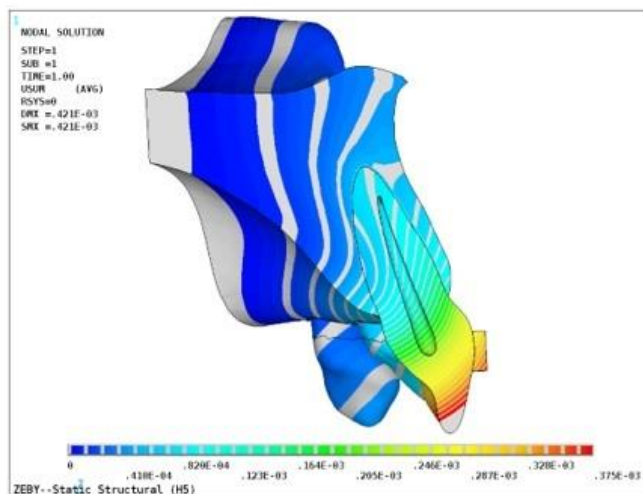
W Tabeli 8 przedstawiono przemieszczenia w zębie dla modeli A, B i C w trakcie intruzji, z której wynika że przemieszczenia całkowite (Usum) oraz przemieszczenia w każdej z osi X, Y, Z we wszystkich modelach są takie same. Wszystkie wartości z Tabeli 8 są przedstawione w postaci wykresu na Ryc. 11. Na Ryc. 12 przedstawione są mapy przemieszczeń (Usum).

Tabela 8. Intruzja - Przemieszczenia w zębie [mm]

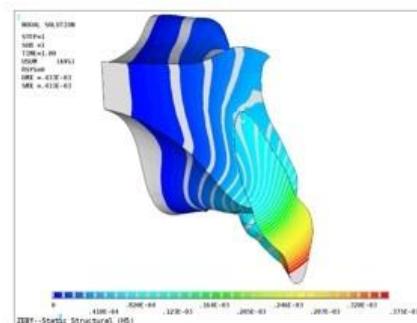
| model | Usum | Ux | Uy | Uz |
|-------|---------|---------|---------|---------|
| A | 3,8E-04 | 4,8E-05 | 3,6E-04 | 1,7E-04 |
| B | 3,8E-04 | 4,8E-05 | 3,6E-04 | 1,7E-04 |
| C | 3,8E-04 | 4,8E-05 | 3,6E-04 | 1,7E-04 |



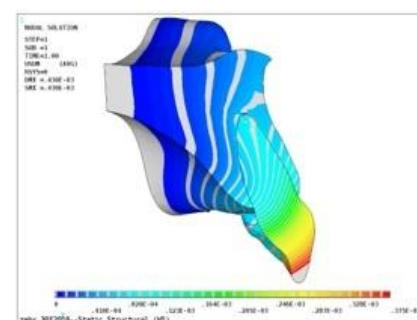
Ryc. 11. Intruzja - Przemieszczenia w zębie [mm]



model A - zqb zdrowy



model B - zqb po leczeniu endodontycznym z wkładem z włókien szklanych



model C - zqb po leczeniu endodontycznym z wkładem indywidualnym ze stopu Cr-Co

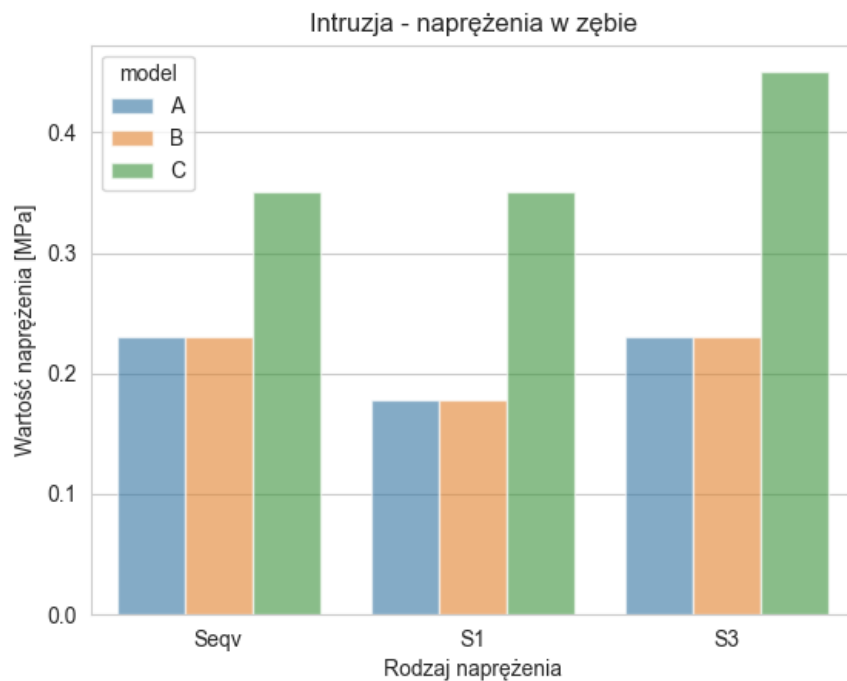
Ryc. 12. Intruzja - Przemieszczenia w zębie [Usum]

5.1.2. Stan naprężeń w zębie

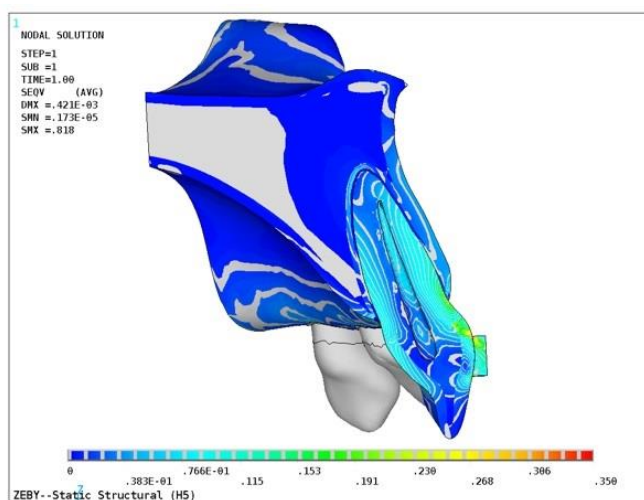
W Tabeli 9 przedstawiono naprężenia w zębie dla modeli A, B i C w trakcie intruzji, z której wynika że naprężenia zredukowane wg teorii Hubera von Misesa (Seqv), naprężenia 1 główne ($S1$ - rozciągające) oraz naprężenia 3 główne ($S3$ - ściskające) dla modelu C są najwyższe. Naprężenia w przypadku modeli A i B zlokalizowane były w koronie zęba, natomiast naprężenia w modelu C zlokalizowane były w okolicy wkładu indywidualnego. Dodatkowo, stwierdzono że naprężenia dla modeli A i B mają takie same wartości. Wszystkie wartości z Tabeli 9 są przedstawione w postaci wykresu na Ryc. 13. Na Ryc. 14 przedstawione są mapy naprężeń zredukowanych w zębie (Seqv).

Tabela 9. Intruzja - Naprężenia w zębie [MPa]

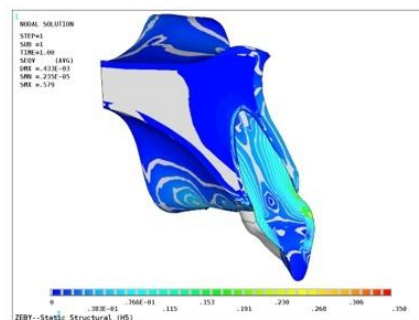
| Model | S1 | S3 | Seqv | Sx+ | Sx- | Sy+ | Sy- | Sz+ | Sz- |
|-------|-------|-------|-------|-------|-------|-------|-------|-------|-------|
| A | 0,178 | 0,231 | 0,230 | 0,014 | 0,030 | 0,000 | 0,042 | 0,062 | 0,258 |
| B | 0,178 | 0,231 | 0,230 | 0,014 | 0,030 | 0,000 | 0,042 | 0,062 | 0,258 |
| C | 0,350 | 0,450 | 0,350 | 0,070 | 0,300 | 0,000 | 0,075 | 0,250 | 0,400 |



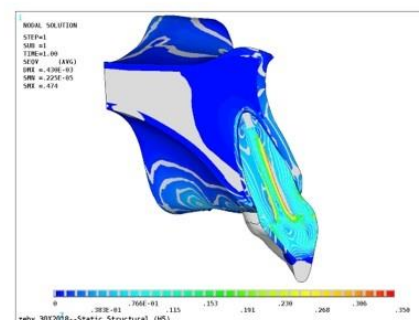
Ryc. 13. Intruzja - Naprężenia w zębie [MPa]



model A - zqb zdrowy



model B - zqb po leczeniu endodontycznym z wkładem z włókien szklanych



model C - zqb po leczeniu endodontycznym z wkładem indywidualnym ze stopu Cr-Co

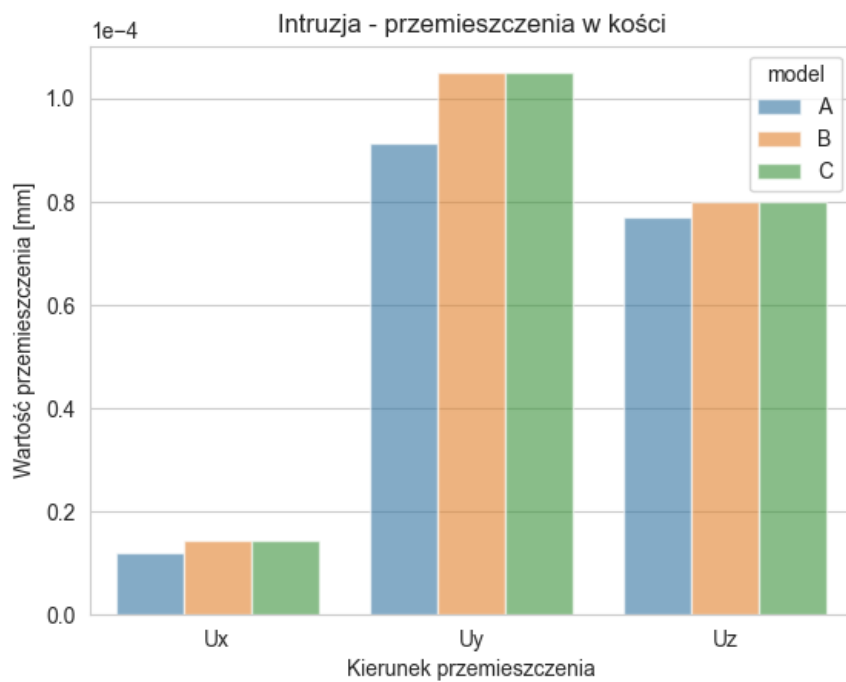
Ryc. 14. Intruzja - Naprężenia zredukowane w zębie [Seqv]

5.1.3. Stan przemieszczeń w kości zębodolu

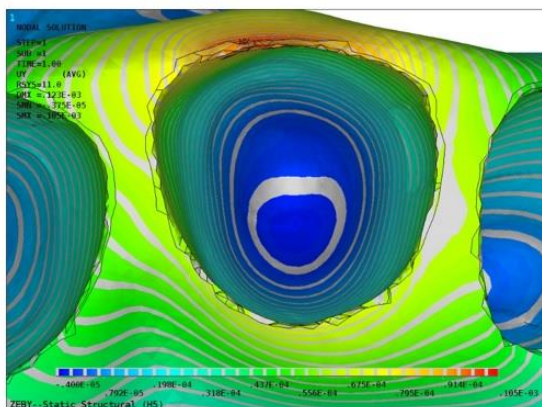
W Tabeli 10 przedstawiono przemieszczenia w kości dla modeli A, B i C w trakcie intruzji, z której wynika że przemieszczenia w przypadku modeli B i C są minimalnie wyższe porównując do modelu A. Wszystkie wartości z Tabeli 10 są przedstawione w postaci wykresu na Ryc. 15. Na Ryc. 16 przedstawione są przykładowe mapy przemieszczeń dla kości w osi Y (U_y).

Tabela 10. Intruzja - Przemieszczenia w kości [mm]

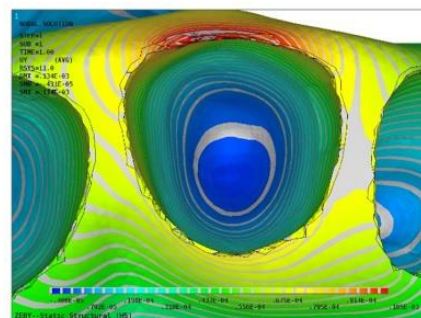
| model | U_x | U_y | U_z |
|-------|----------|----------|----------|
| A | 1,21E-05 | 9,14E-05 | 7,70E-05 |
| B | 1,45E-05 | 1,05E-04 | 8,00E-05 |
| C | 1,45E-05 | 1,05E-04 | 8,00E-05 |



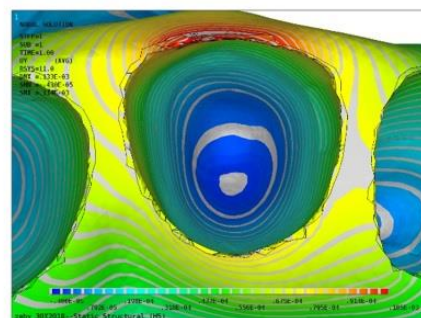
Ryc. 15. Intruzja - Przemieszczenia w kości [mm]



model A - zqb zdrowy



model B - zqb po leczeniu endodontycznym z wkładem z włókien szklanych



model C - zqb po leczeniu endodontycznym z wkładem indywidualnym ze stopu Cr-Co

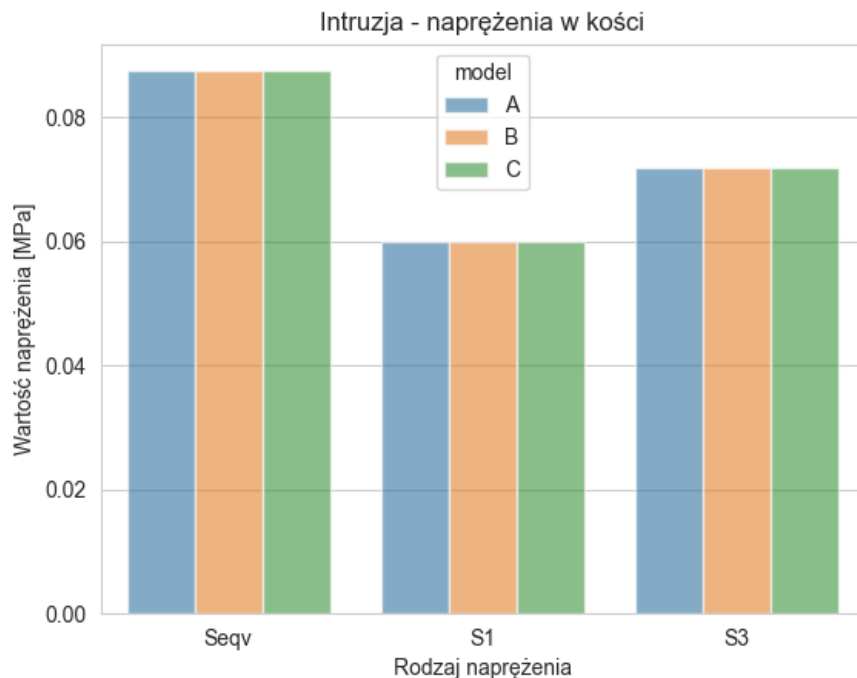
Ryc. 16. Intruzja - Przemieszczenia w kości w osi Y [Uy]

5.1.4. Stan naprężeń w kości zębodołu

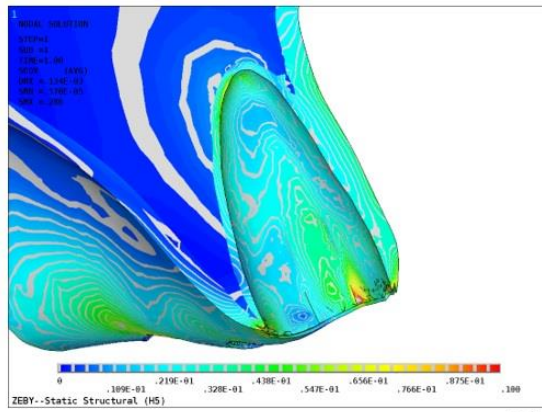
W Tabeli 11 przedstawiono naprężenia w kości zębodołu dla modeli A, B i C w trakcie intruzji, z której wynika że naprężenia zredukowane wg teorii Hubera von Misesa (Seqv), naprężenia 1 główne (S1 - rozciągające) oraz naprężenia 3 główne (S3 - ściskające) dla wszystkich modeli są takie same. Wszystkie wartości z Tabeli 11 są przedstawione w postaci wykresu na Ryc. 17. Na Ryc. 18 przedstawione są mapy naprężeń zredukowanych w kości (Seqv).

Tabela 11. Intruzja - Naprężenia w kości [MPa]

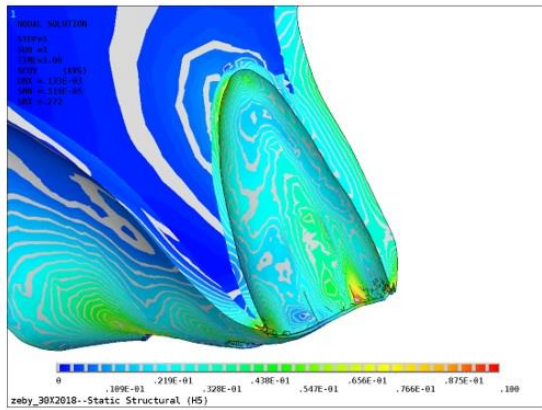
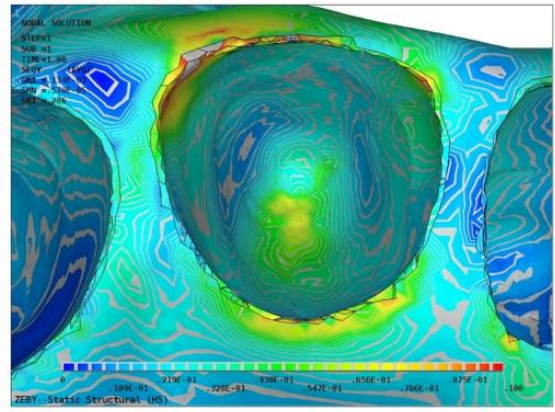
| Model | S1 | S3 | Seqv | Sx+ | Sx- | Sy+ | Sy- | Sz+ | Sz- |
|-------|-------|-------|-------|-------|-------|-------|-------|-------|-------|
| A | 0,060 | 0,072 | 0,088 | 0,039 | 0,027 | 0,026 | 0,027 | 0,026 | 0,035 |
| B | 0,060 | 0,072 | 0,088 | 0,039 | 0,027 | 0,026 | 0,027 | 0,026 | 0,035 |
| C | 0,060 | 0,072 | 0,088 | 0,039 | 0,027 | 0,026 | 0,027 | 0,026 | 0,035 |



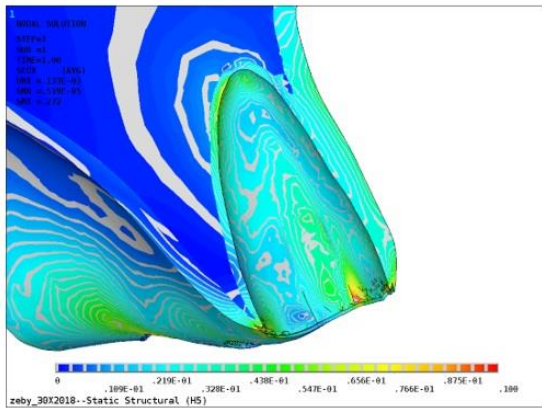
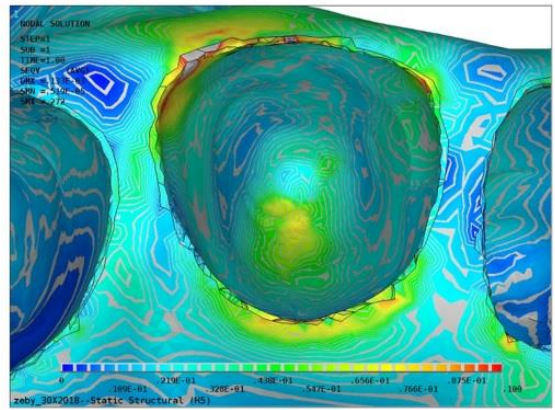
Ryc. 17. Intruzja - Naprężenia w kości [MPa]



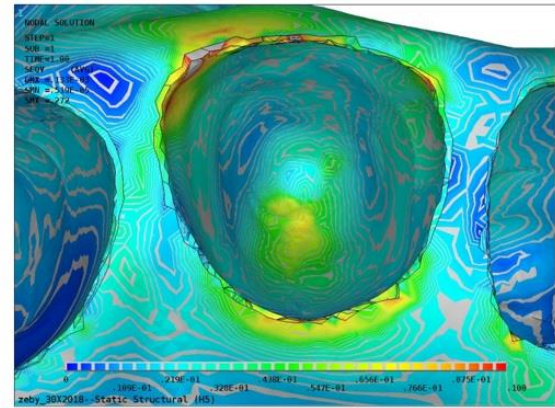
model A - ząb zdrowy



model B - ząb po leczeniu endodontycznym z wkładem z włókien szklanych



model C - ząb po leczeniu endodontycznym z wkładem indywidualnym ze stopu Cr-Co



Ryc. 18. Intruzja - Naprężenia zredukowane w kości [Seqy]

5.2 EKSTRUZJA

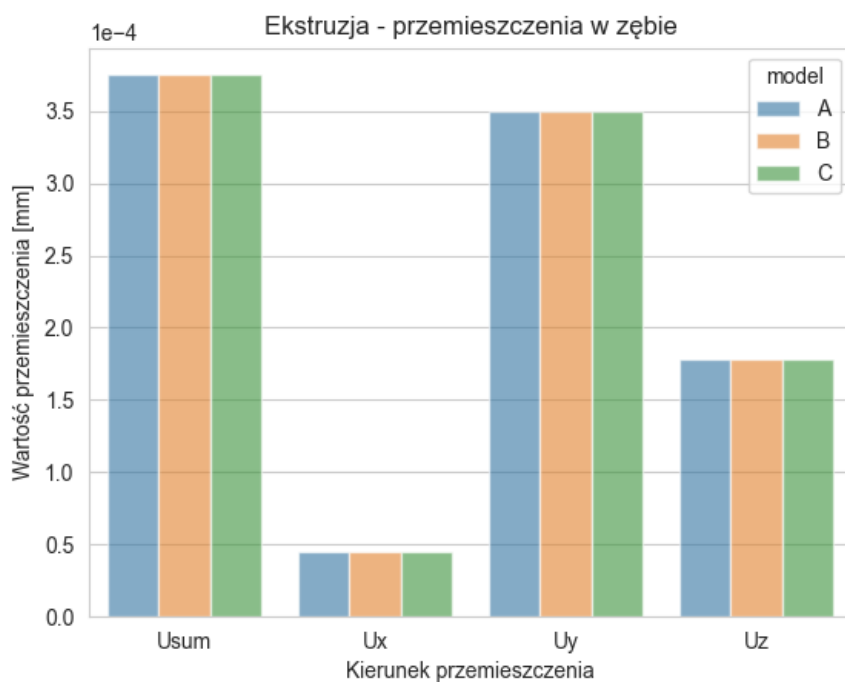
Ekstruzja jest ruchem zęba wzdłuż jego długiej osi (w tym przypadku jest to oś Z) w kierunku dokoronowym. Siła przykładana do zamka ortodontycznego miała wartość -1N (ok. -100 gram).

5.2.1. Stan przemieszczeń w zębie

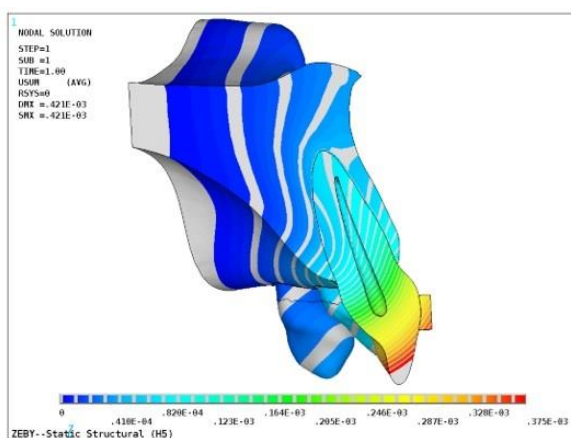
W Tabeli 12 przedstawiono przemieszczenia w zębie dla modeli A, B i C w trakcie ekstruzji, z której wynika że przemieszczenia całkowite (Usum) oraz przemieszczenia w każdej z osi X, Y, Z we wszystkich modelach są takie same. Wszystkie wartości z Tabeli 12 są przedstawione w postaci wykresu na Ryc. 19. Na Ryc. 20 przedstawione są mapy przemieszczeń (Usum).

Tabela 12. Ekstruzja - Przemieszczenia w zębie [mm]

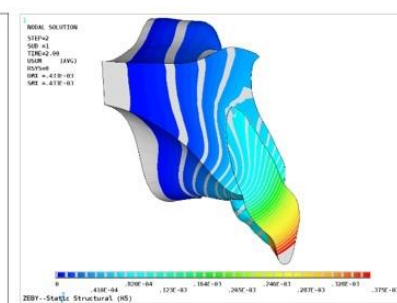
| model | Usum | Ux | Uy | Uz |
|-------|---------|----------|----------|----------|
| A | 3,8E-04 | -4,5E-05 | -3,5E-04 | -1,8E-04 |
| B | 3,8E-04 | -4,5E-05 | -3,5E-04 | -1,8E-04 |
| C | 3,8E-04 | -4,5E-05 | -3,5E-04 | -1,8E-04 |



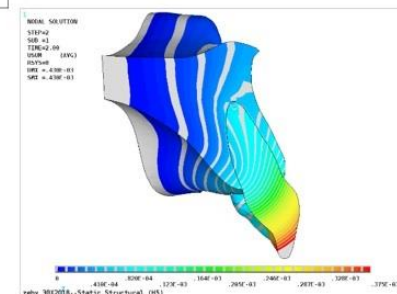
Ryc. 19. Ekstruzja - Przemieszczenia w zębie [mm]



model A - zqb zdrowy



model B - zqb po leczeniu endodontycznym z wkładem z włókien szklanych



model C - zqb po leczeniu endodontycznym z wkładem indywidualnym ze stopu Cr-Co

Ryc. 20. Ekstruzja - Przemieszczenia w zębie [Usum]

5.2.2. Stan naprężeń w zębie

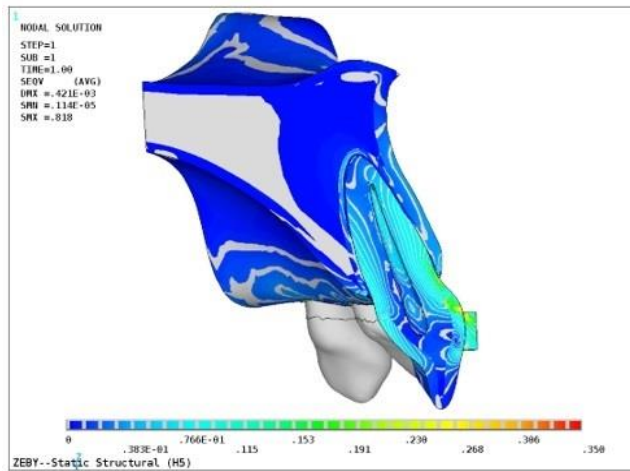
W Tabeli 13 przedstawiono naprężenia w zębie dla modeli A, B i C w trakcie ekstruzji, z której wynika że naprężenia zredukowane wg teorii Hubera von Misesa ($Seqv$), naprężenia 1 główne ($S1$ - rozciągające) oraz naprężenia 3 główne ($S3$ - ściskające) dla modelu C są najwyższe. Naprężenia w przypadku modeli A i B zlokalizowane były w koronie zęba, natomiast naprężenia w modelu C zlokalizowane były w okolicy wkładu indywidualnego. Dodatkowo, stwierdzono że naprężenia dla modeli A i B mają takie same wartości. Wszystkie wartości z Tabeli 13 są przedstawione w postaci wykresu na Ryc. 21. Na Ryc. 22 przedstawione są mapy naprężeń zredukowanych w zębie ($Seqv$).

Tabela 13. Ekstruzja - Naprężenia w zębie [MPa]

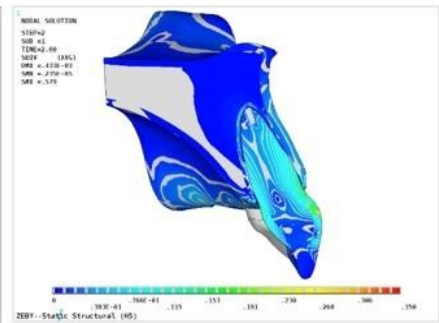
| Model | S1 | S3 | $Seqv$ | $Sx+$ | $Sx-$ | $Sy+$ | $Sy-$ | $Sz+$ | $Sz-$ |
|-------|-------|-------|--------|-------|-------|-------|-------|-------|-------|
| A | 0,147 | 0,104 | 0,230 | 0,027 | 0,017 | 0,023 | 0,000 | 0,137 | 0,125 |
| B | 0,147 | 0,104 | 0,230 | 0,027 | 0,017 | 0,023 | 0,000 | 0,137 | 0,125 |
| C | 0,434 | 0,227 | 0,350 | 0,000 | 0,022 | 0,040 | 0,000 | 0,500 | 0,300 |



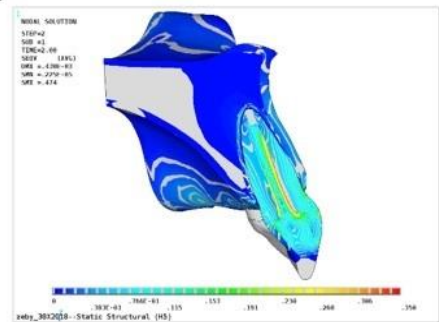
Ryc. 21. Ekstruzja - Naprężenia w zębie [MPa]



model A - ząb zdrowy



model B - ząb po leczeniu endodontycznym z wkładem z włókien szklanych



model C - ząb po leczeniu endodontycznym z wkładem indywidualnym ze stopu Cr-Co

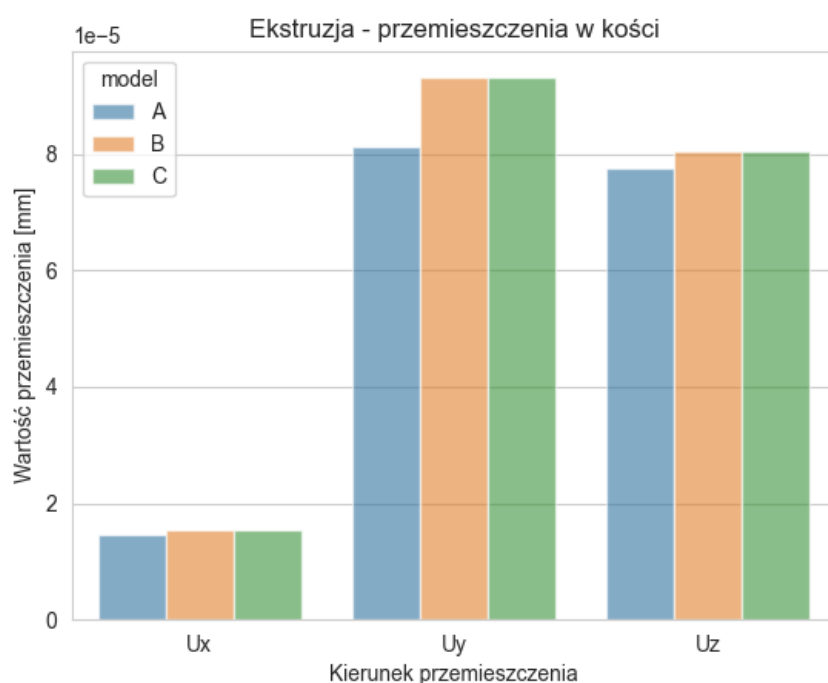
Ryc. 22. Ekstruzja - Naprężenia zredukowane w zębie [Seqv]

5.2.3. Stan przemieszczeń w kości zębodołu

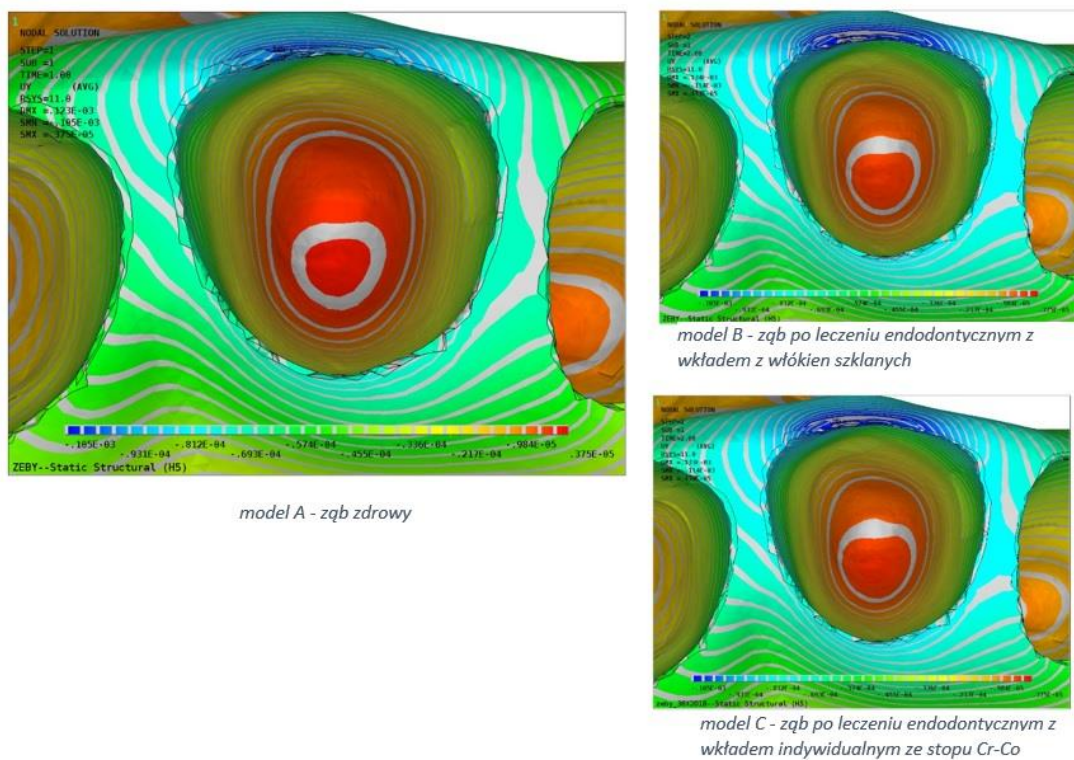
W Tabeli 14 przedstawiono przemieszczenia w kości dla modeli A, B i C w trakcie ekstruzji, z której wynika że przemieszczenia w przypadku modeli B i C są minimalnie wyższe porównując do modelu A. Wszystkie wartości z Tabeli 14 są przedstawione w postaci wykresu na Ryc. 23. Na Ryc. 24 przedstawione są przykładowe mapy przemieszczeń dla kości w osi Y (U_y).

Tabela 14. Ekstruzja - Przemieszczenia w kości [mm]

| model | U_x | U_y | U_z |
|-------|-----------|-----------|-----------|
| A | -1,45E-05 | -8,12E-05 | -7,75E-05 |
| B | -1,55E-05 | -9,31E-05 | -8,05E-05 |
| C | -1,55E-05 | -9,31E-05 | -8,05E-05 |



Ryc. 23. Ekstruzja - Przemieszczenia w kości [mm]



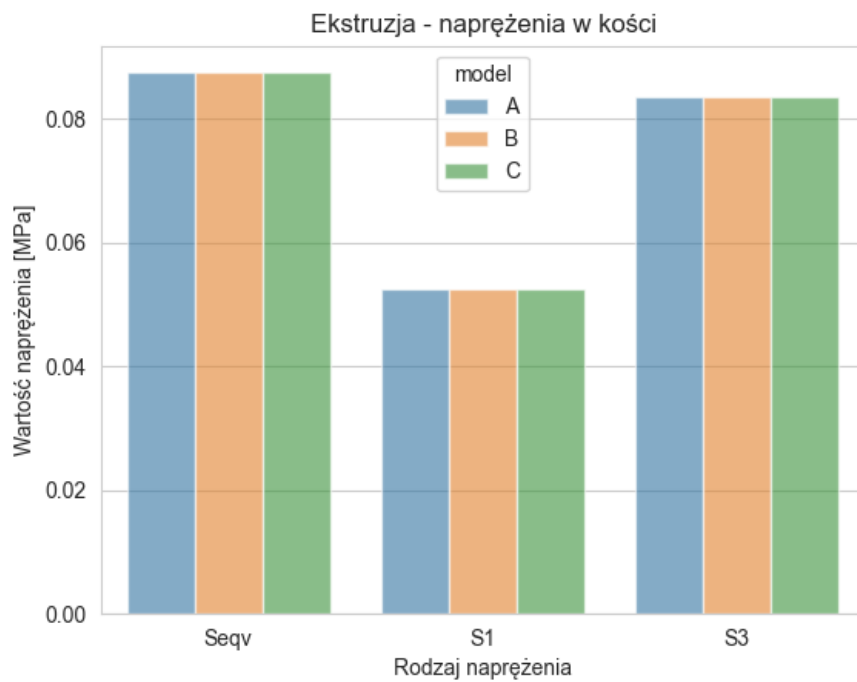
Ryc. 24. Ekstruzja - Przemieszczenia w kości w osi Y [Uy]

5.2.4. Stan naprężeń w kości zębodołu

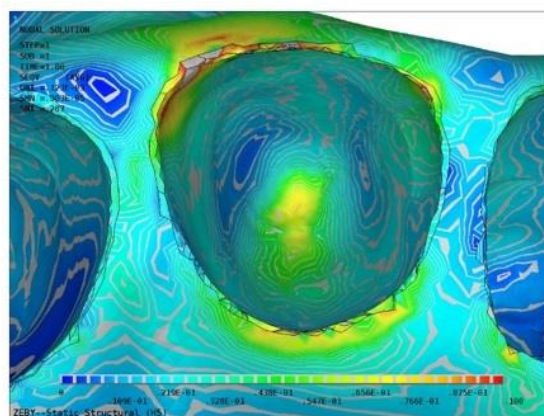
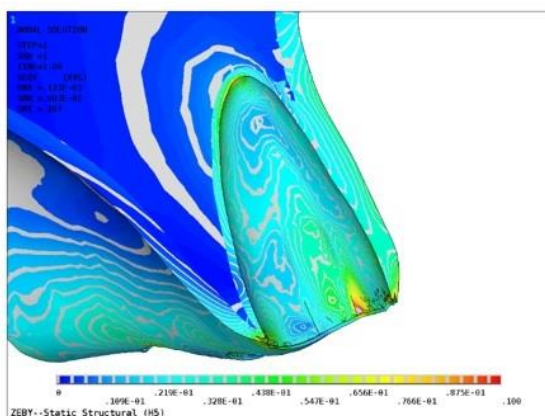
W Tabeli 15 przedstawiono naprężenia w kości zębodołu dla modeli A, B i C w trakcie ekstruzji, z której wynika że naprężenia zredukowane wg teorii Hubera von Misesa ($Seqv$), naprężenia 1 główne ($S1$ - rozciągające) oraz naprężenia 3 główne ($S3$ - ściskające) dla wszystkich modeli są takie same. Wszystkie wartości z Tabeli 15 są przedstawione w postaci wykresu na Ryc. 25. Na Ryc. 26 przedstawione są mapy naprężeń zredukowanych w kości ($Seqv$).

Tabela 15. Ekstruzja - Naprężenia w kości [MPa]

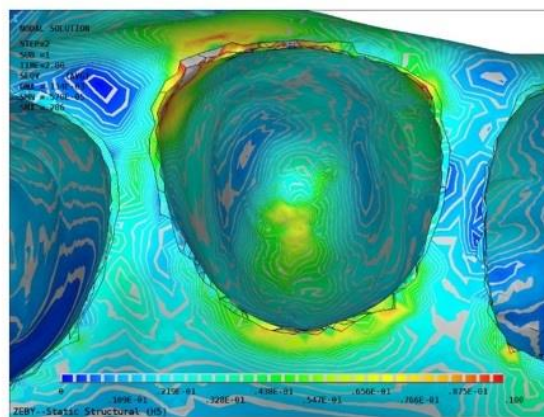
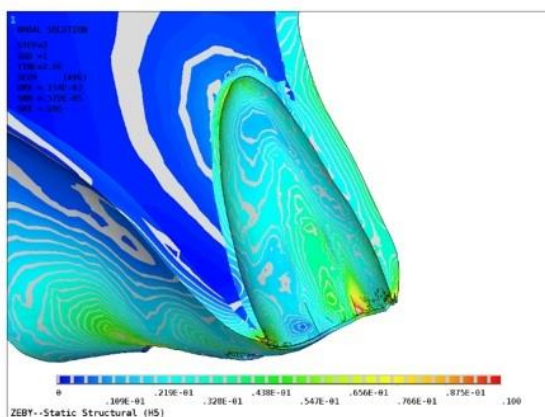
| Model | S1 | S3 | Seqv | Sx+ | Sx- | Sy+ | Sy- | Sz+ | Sz- |
|-------|-------|-------|-------|-------|-------|-------|-------|-------|-------|
| A | 0,053 | 0,084 | 0,088 | 0,038 | 0,032 | 0,026 | 0,042 | 0,042 | 0,015 |
| B | 0,053 | 0,084 | 0,088 | 0,038 | 0,032 | 0,026 | 0,042 | 0,042 | 0,015 |
| C | 0,053 | 0,084 | 0,088 | 0,038 | 0,032 | 0,026 | 0,042 | 0,042 | 0,015 |



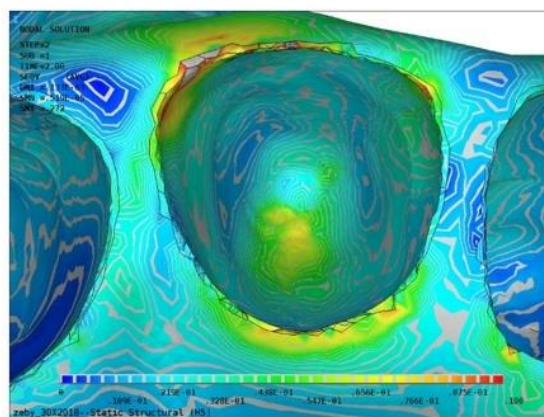
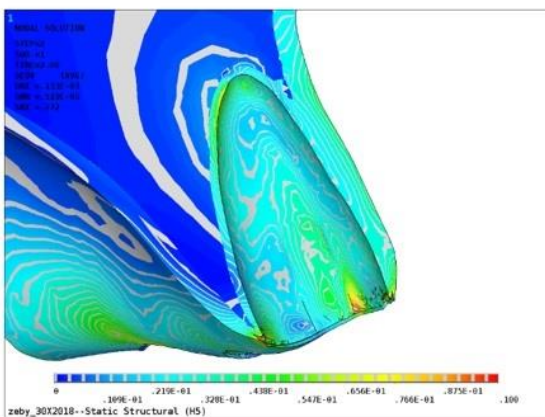
Ryc. 25. Ekstruzja - Naprężenia w kości [MPa]



model A - ząb zdrowy



model B - ząb po leczeniu endodontycznym z wkładem z włókien szklanych



model C - ząb po leczeniu endodontycznym z wkładem indywidualnym ze stopu Cr-Co

Ryc. 26. Ekstruzja - Naprężenia zredukowane w kości [Seqv]

5.3 PROTRUZJA

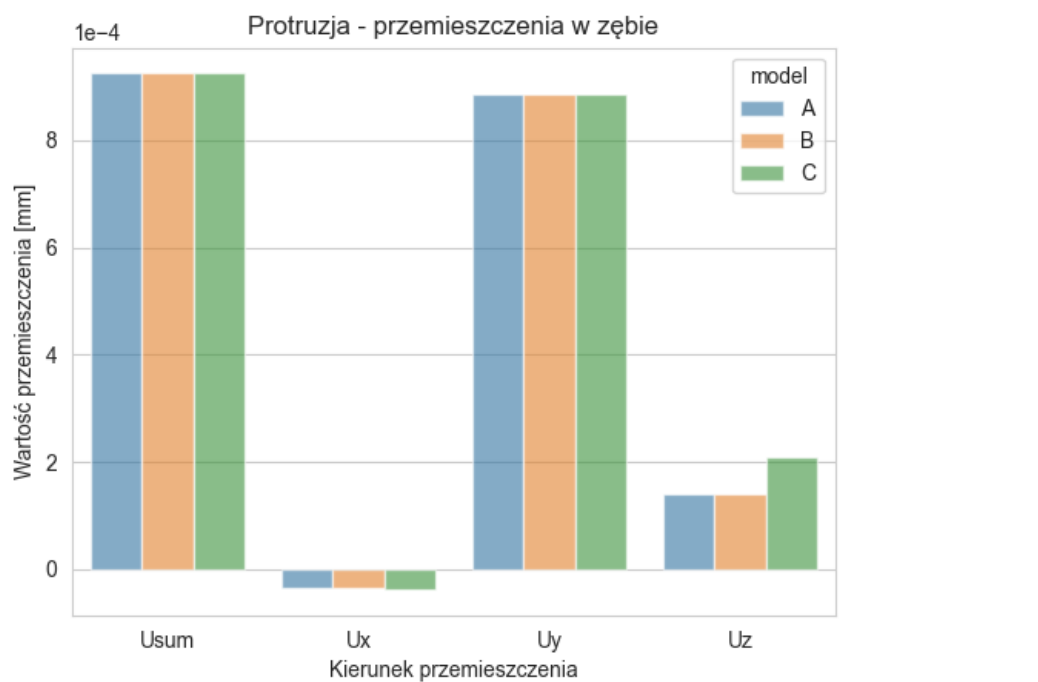
Protruzja jest ruchem zęba w osi przedsionkowo-podniebiennej lub przedsionkowo-językowej (w tym przypadku jest to oś Y) w kierunku przedsionkowym (wychylenie). Siła przykładana do zamka ortodontycznego miała wartość 1N (ok. 100 gram).

5.3.1. Stan przemieszczeń w zębie

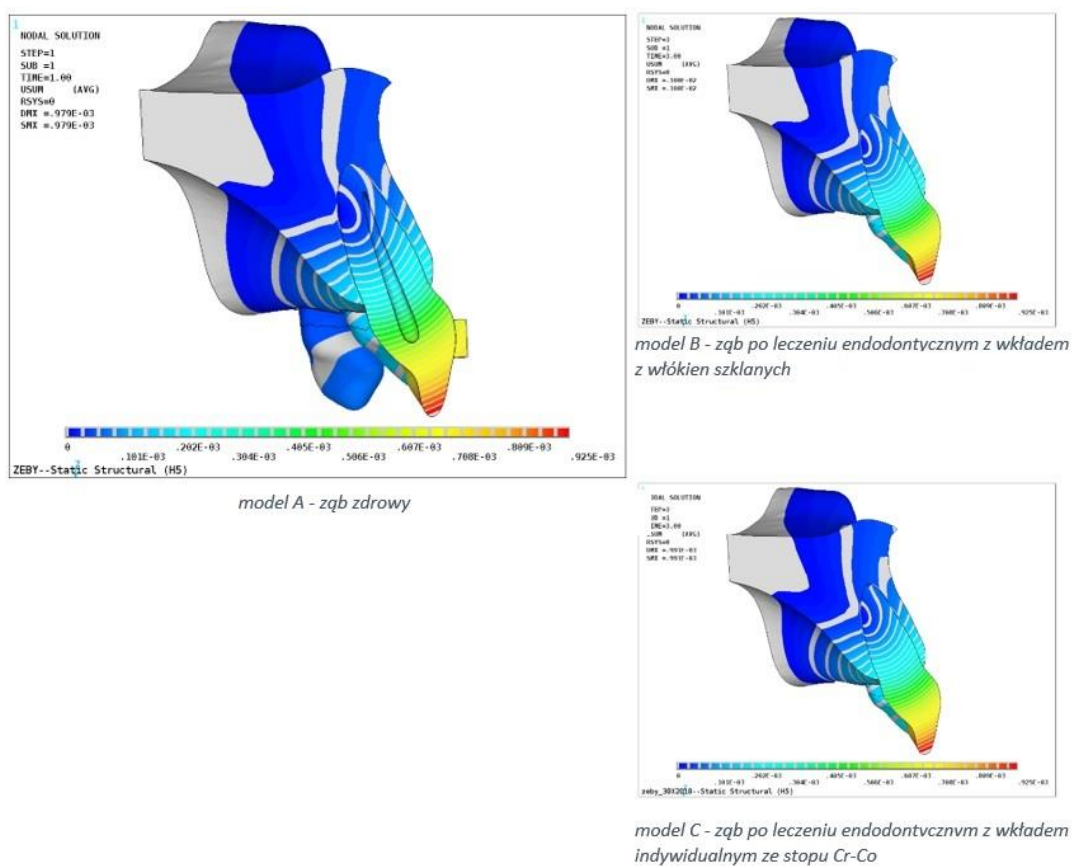
W Tabeli 16 przedstawiono przemieszczenia w zębie dla modeli A, B i C w trakcie protruzji, z której wynika że przemieszczenia całkowite (Usum) oraz przemieszczenia w osi X, Y we wszystkich modelach są takie same. Stwierdzono jedynie różnicę przemieszczeń w osi Z, gdzie minimalnie były większe dla modelu C. Wszystkie wartości z Tabeli 16 są przedstawione w postaci wykresu na Ryc. 27. Na Ryc. 28 przedstawione są mapy przemieszczeń (Usum).

Tabela 16. Protruzja - Przemieszczenia w zębie [mm]

| model | Usum | Ux | Uy | Uz |
|-------|---------|----------|---------|---------|
| A | 9,3E-04 | -3,6E-05 | 8,9E-04 | 1,4E-04 |
| B | 9,3E-04 | -3,6E-05 | 8,9E-04 | 1,4E-04 |
| C | 9,3E-04 | -3,9E-05 | 8,9E-04 | 2,1E-04 |



Ryc. 27. Protruzja - Przemieszczenia w zębie [mm]



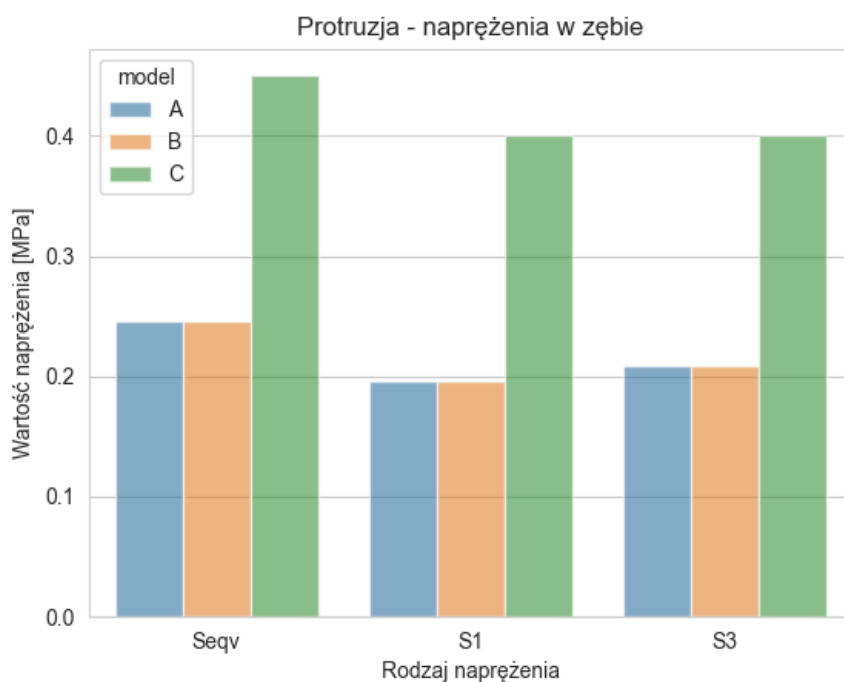
Ryc. 28. Protruzja - Przemieszczenia w zębie [Usum]

5.3.2. Stan naprężeń w zębie

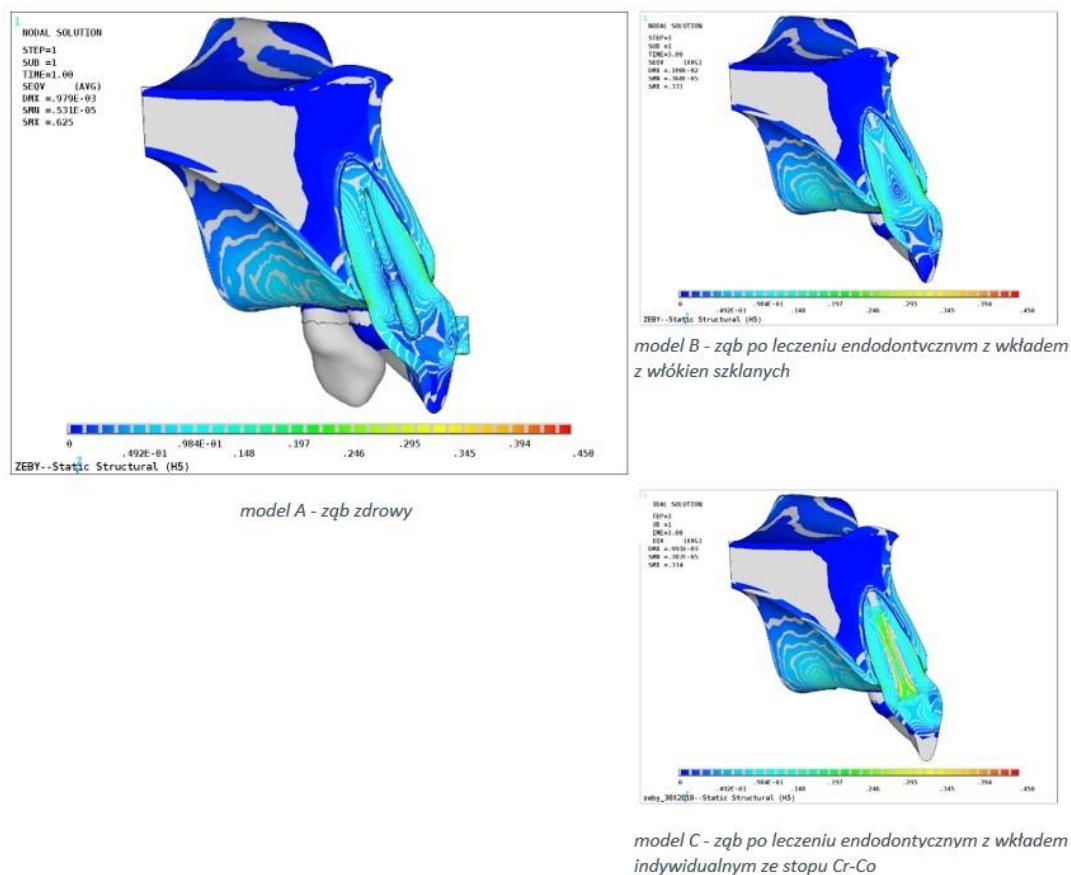
W Tabeli 17 przedstawiono naprężenia w zębie dla modeli A, B i C w trakcie protruzji, z której wynika że naprężenia zredukowane wg teorii Hubera von Misesa (Seqv), naprężenia 1 główne (S1 - rozciągające) oraz naprężenia 3 główne (S3 - ściskające) dla modelu C są najwyższe. Naprężenia w przypadku modeli A i B zlokalizowane były w koronie zęba, natomiast naprężenia w modelu C zlokalizowane były w okolicy wkładu indywidualnego. Dodatkowo, stwierdzono że naprężenia dla modeli A i B mają takie same wartości. Wszystkie wartości z Tabeli 17 są przedstawione w postaci wykresu na Ryc. 29. Na Ryc. 30 przedstawione są mapy naprężeń zredukowanych w zębie (Seqv).

Tabela 17. Protruzja - Naprężenia w zębie [MPa]

| Model | S1 | S3 | Seqv | Sx+ | Sx- | Sy+ | Sy- | Sz+ | Sz- |
|-------|-------|-------|-------|-------|-------|-------|-------|-------|-------|
| A | 0,196 | 0,208 | 0,246 | 0,105 | 0,035 | 0,050 | 0,040 | 0,160 | 0,158 |
| B | 0,196 | 0,208 | 0,246 | 0,105 | 0,035 | 0,050 | 0,040 | 0,160 | 0,158 |
| C | 0,400 | 0,400 | 0,450 | 0,105 | 0,070 | 0,050 | 0,040 | 0,350 | 0,300 |



Ryc. 29. Protruzja - Naprężenia w zębie [MPa]



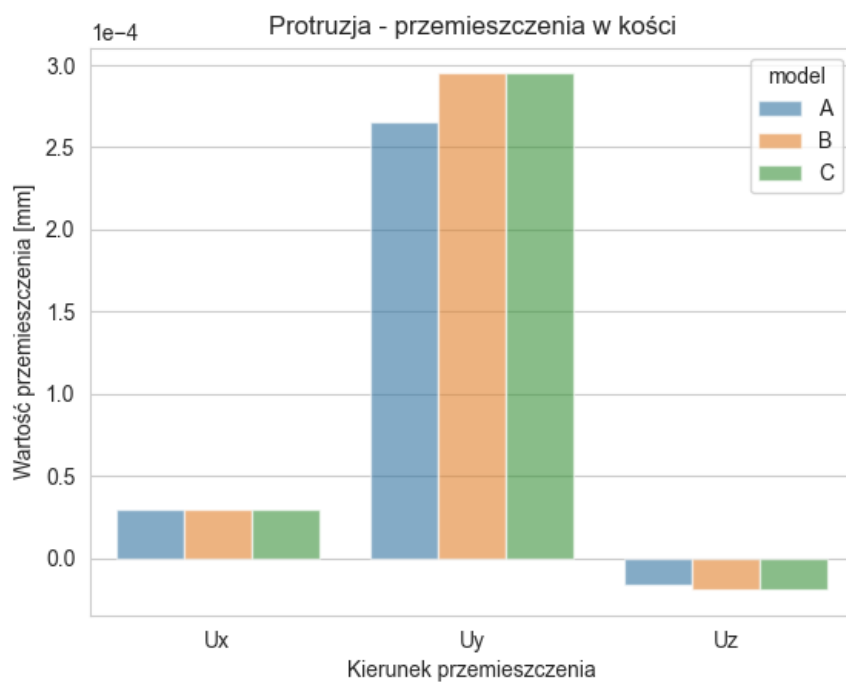
Ryc. 30. Protruzja - Naprężenia zredukowane w zębie [Seqv]

5.3.3. Stan przemieszczeń w kości zębodołu

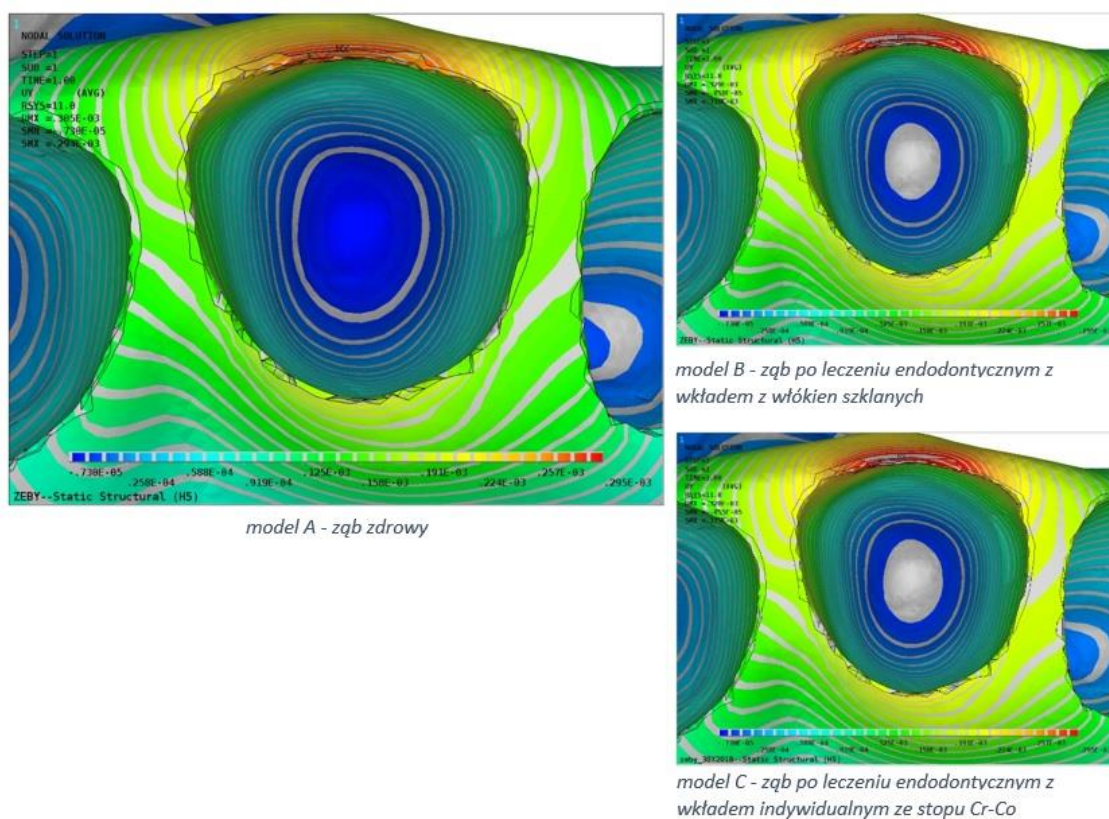
W Tabeli 18 przedstawiono przemieszczenia w kości dla modeli A, B i C w trakcie protruzji, z której wynika że przemieszczenia w przypadku modeli B i C są minimalnie wyższe porównując do modelu A w przypadku osi Y i Z. Wszystkie wartości z Tabeli 18 są przedstawione w postaci wykresu na Ryc. 31. Na Ryc. 32 przedstawione są przykładowe mapy przemieszczeń dla kości w osi Y (U_y).

Tabela 18. Protruzja - Przemieszczenia w kości [mm]

| model | U_x | U_y | U_z |
|-------|----------|----------|-----------|
| A | 2,95E-05 | 2,65E-04 | -1,65E-05 |
| B | 2,95E-05 | 2,95E-04 | -1,95E-05 |
| C | 2,95E-05 | 2,95E-04 | -1,95E-05 |



Ryc. 31. Protruzja - Przemieszczenia w kości [mm]



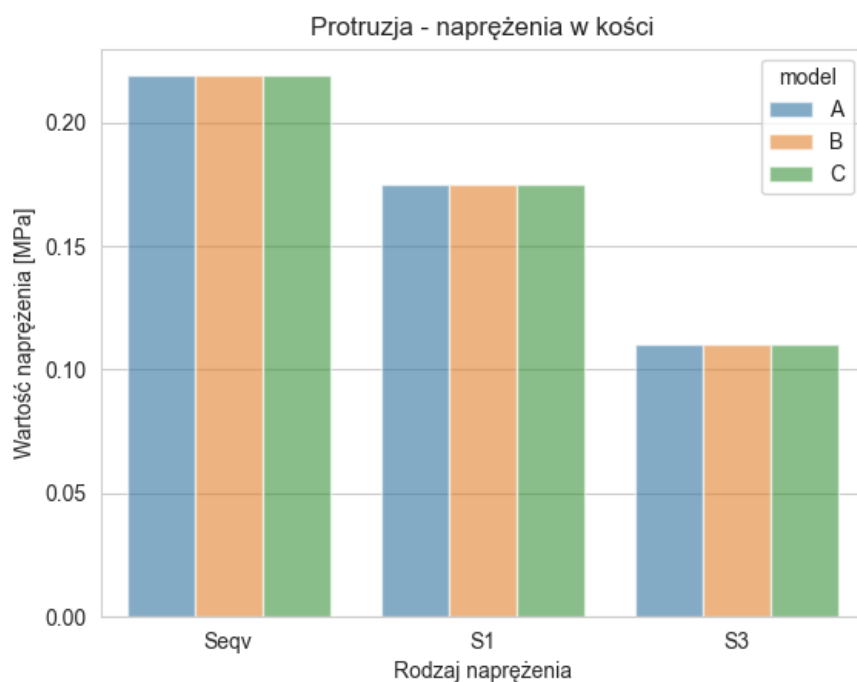
Ryc. 32. Protruzja - Przemieszczenia w kości w osi Y [Uy]

5.3.4. Stan naprężeń w kości zębodołu

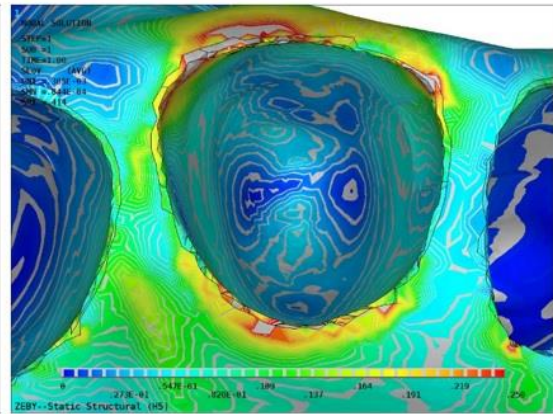
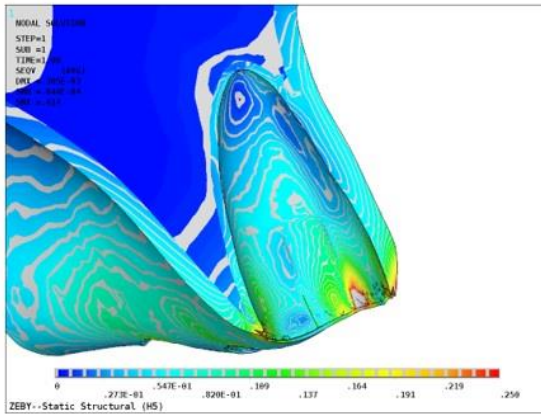
W Tabeli 19 przedstawiono naprężenia w kości zębodołu dla modeli A, B i C w trakcie protruzji, z której wynika że naprężenia zredukowane wg teorii Hubera von Misesa ($Seqv$), naprężenia 1 główne ($S1$ - rozciągające) oraz naprężenia 3 główne ($S3$ - ściskające) dla wszystkich modeli są takie same. Wszystkie wartości z Tabeli 19 są przedstawione w postaci wykresu na Ryc. 33. Na Ryc. 34 przedstawione są mapy naprężeń zredukowanych w kości ($Seqv$).

Tabela 19. Protruzja - Naprężenia w kości [MPa]

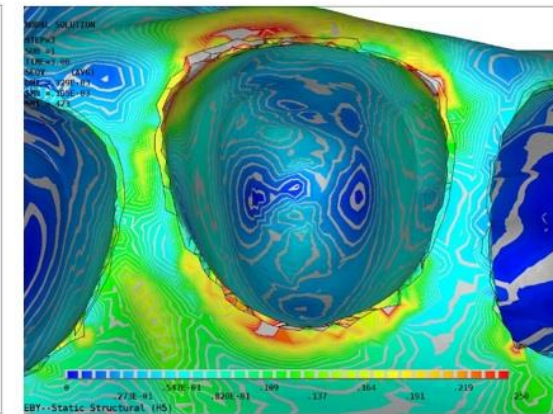
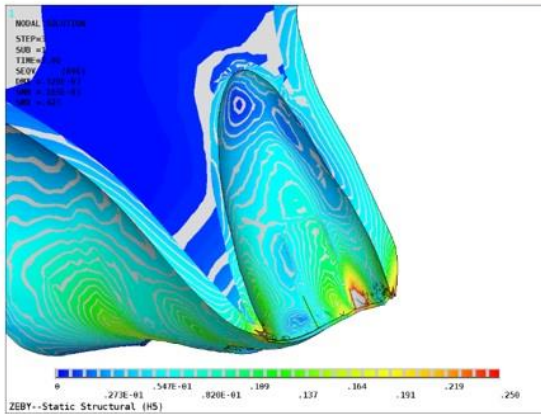
| Model | S1 | S3 | $Seqv$ | $Sx+$ | $Sx-$ | $Sy+$ | $Sy-$ | $Sz+$ | $Sz-$ |
|-------|-------|-------|--------|-------|-------|-------|-------|-------|-------|
| A | 0,175 | 0,110 | 0,219 | 0,200 | 0,075 | 0,125 | 0,050 | 0,070 | 0,080 |
| B | 0,175 | 0,110 | 0,219 | 0,200 | 0,075 | 0,125 | 0,050 | 0,070 | 0,080 |
| C | 0,175 | 0,110 | 0,219 | 0,200 | 0,075 | 0,125 | 0,050 | 0,070 | 0,080 |



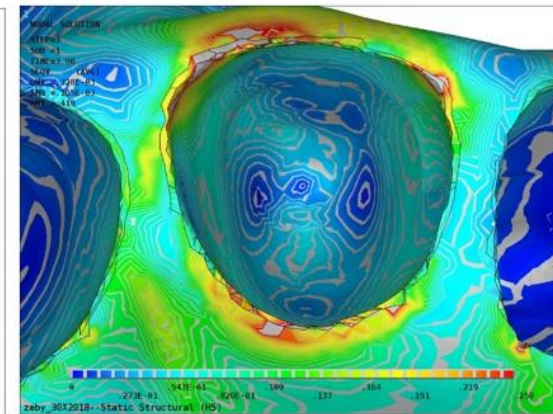
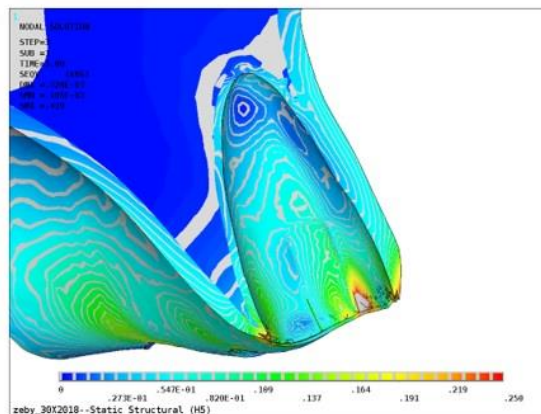
Ryc. 33. Protruzja - Naprężenia w kości [MPa]



model A - zęb zdrowy



model B - zęb po leczeniu endodontycznym z wkładem z włókien szklanych



model C - zęb po leczeniu endodontycznym z wkładem indywidualnym ze stopu Cr-Co

Ryc. 34. Protruzja - Naprężenia zredukowane w kości [Seqv]

5.4 RETRUZJA

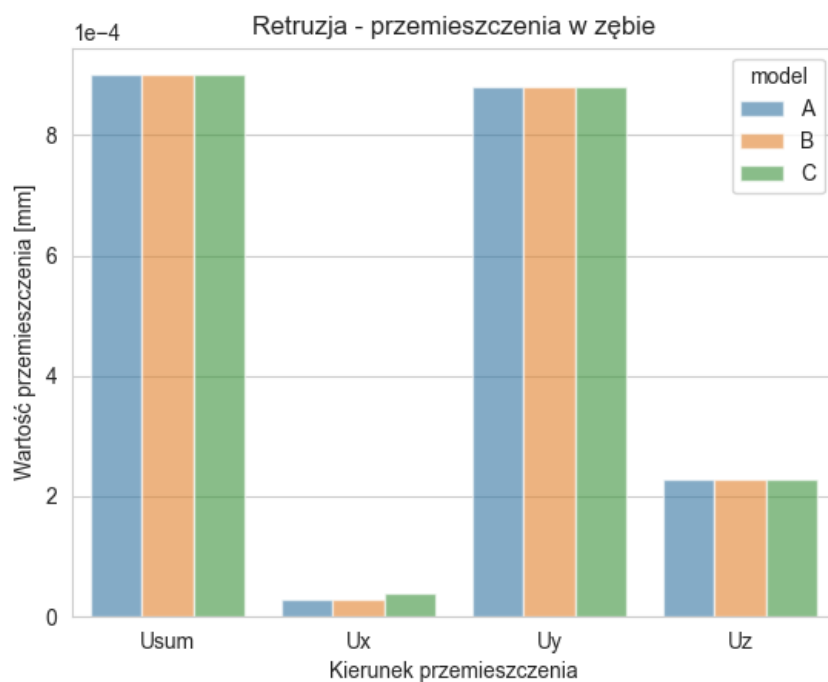
Retruzja jest ruchem zęba w osi przedsionkowo-podniebiennej lub przedsionkowo-językowej (w tym przypadku jest to oś Y) w kierunku podniebiennym lub językowym (przechylenie). Siła przykładana do zamka ortodontycznego miała wartość -1N (ok. -100 gram).

5.4.1. Stan przemieszczeń w zębie

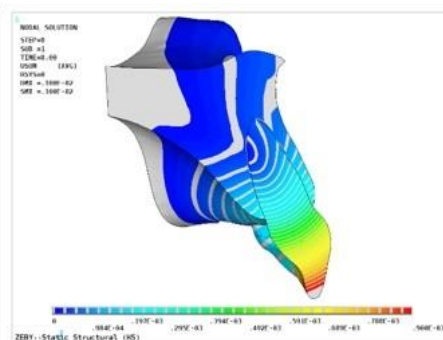
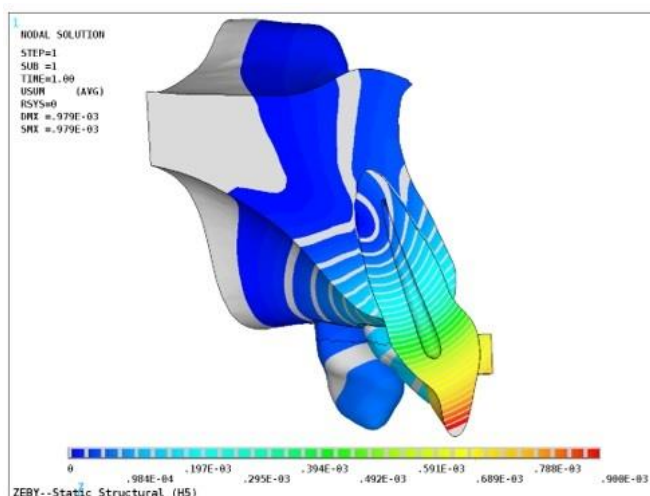
W Tabeli 20 przedstawiono przemieszczenia w zębie dla modeli A, B i C w trakcie retruzji, z której wynika że przemieszczenia całkowite (Usum) oraz przemieszczenia w osi X, Y i Z we wszystkich modelach są takie same. Wszystkie wartości z Tabeli 20 są przedstawione w postaci wykresu na Ryc. 35. Na Ryc. 36 przedstawione są mapy przemieszczeń (Usum).

Tabela 20. Retruzja - Przemieszczenia w zębie [mm]

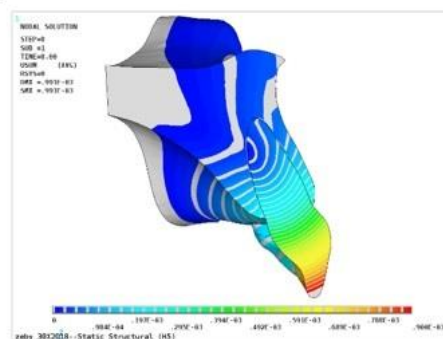
| model | Usum | Ux | Uy | Uz |
|-------|---------|---------|----------|----------|
| A | 9,0E-04 | 3,0E-05 | -8,8E-04 | -2,3E-04 |
| B | 9,0E-04 | 3,0E-05 | -8,8E-04 | -2,3E-04 |
| C | 9,0E-04 | 3,8E-05 | -8,8E-04 | -2,3E-04 |



Ryc. 35. Retruzja - Przemieszczenia w zębie [mm]



model B - zqb po leczeniu endodontycznym z wkładem z włókien szklanych



model C - zqb po leczeniu endodontycznym z wkładem indywidualnym ze stopu Cr-Co

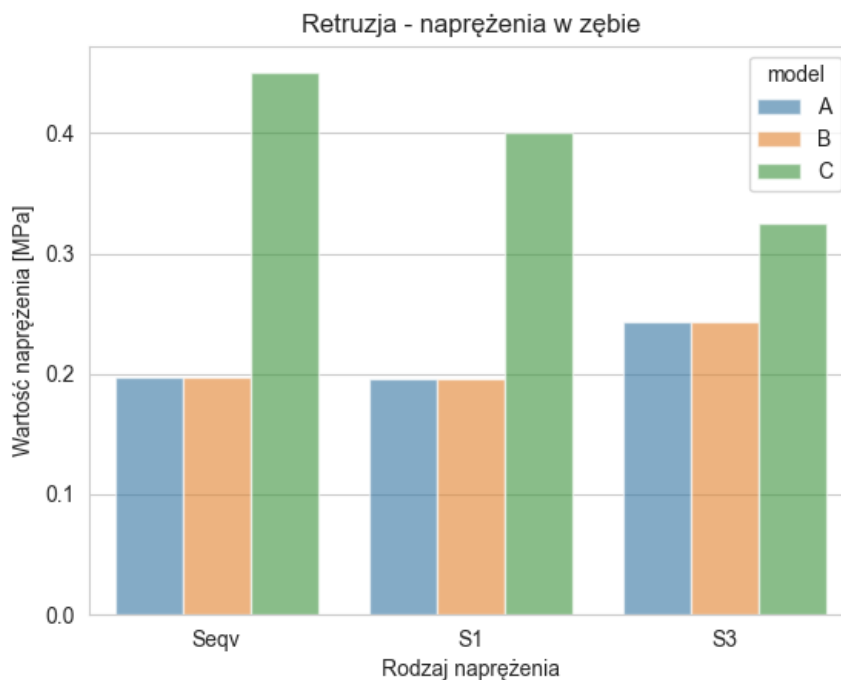
Ryc. 36. Retruzja - Przemieszczenia w zębie [Usum]

5.4.2. Stan naprężeń w zębie

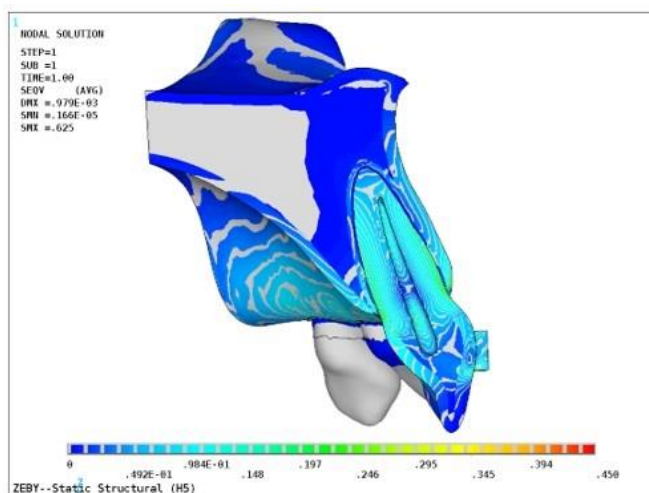
W Tabeli 21 przedstawiono naprężenia w zębie dla modeli A, B i C w trakcie retruzji, z której wynika że naprężenia zredukowane wg teorii Hubera von Misesa ($Seqv$), naprężenia 1 główne ($S1$ - rozciągające) oraz naprężenia 3 główne ($S3$ - ściskające) dla modelu C są najwyższe. Naprężenia w przypadku modeli A i B zlokalizowane były w koronie zęba, natomiast naprężenia w modelu C zlokalizowane były w okolicy wkładu indywidualnego. Dodatkowo, stwierdzono że naprężenia dla modeli A i B mają takie same wartości. Wszystkie wartości z Tabeli 21 są przedstawione w postaci wykresu na Ryc. 37. Na Ryc. 38 przedstawione są mapy naprężeń zredukowanych w zębie ($Seqv$).

Tabela 21. Retruzja - Naprężenia w zębie [MPa]

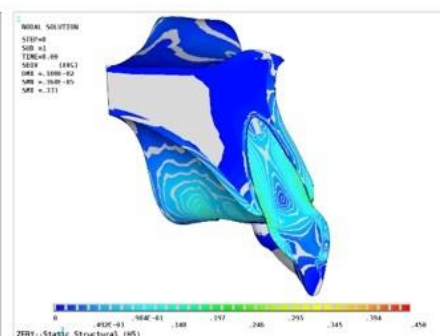
| Model | S1 | S3 | $Seqv$ | $Sx+$ | $Sx-$ | $Sy+$ | $Sy-$ | $Sz+$ | $Sz-$ |
|-------|-------|-------|--------|-------|-------|-------|-------|-------|-------|
| A | 0,196 | 0,243 | 0,197 | 0,034 | 0,062 | 0,034 | 0,061 | 0,213 | 0,225 |
| B | 0,196 | 0,243 | 0,197 | 0,034 | 0,062 | 0,034 | 0,061 | 0,213 | 0,225 |
| C | 0,400 | 0,325 | 0,450 | 0,075 | 0,062 | 0,050 | 0,075 | 0,400 | 0,400 |



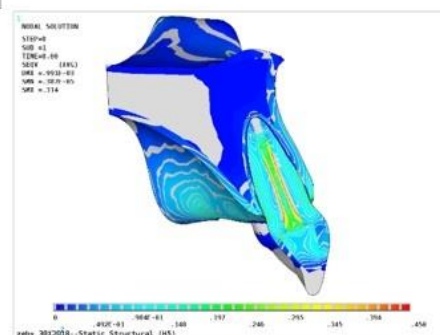
Ryc. 37. Retruzja - Naprężenia w zębie [MPa]



model A - zqb zdrowy



model B - zqb po leczeniu endodontycznym z wkładem z włókien szklanych



model C - zqb po leczeniu endodontycznym z wkładem indywidualnym ze stopu Cr-Co

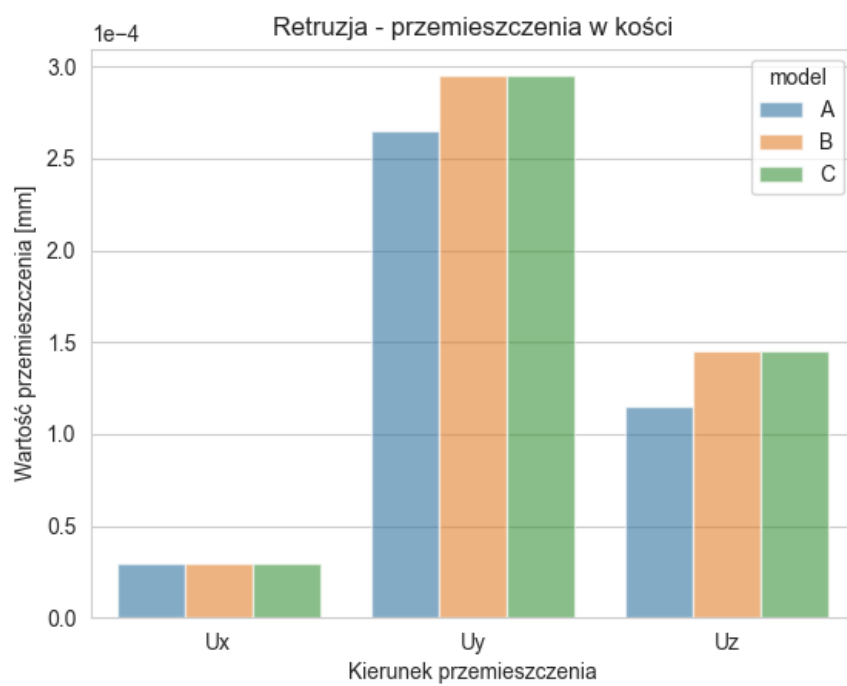
Ryc. 38. Retruzja - Naprężenia zredukowane w zębie [Seqv]

5.4.3. Stan przemieszczeń w kości żębodołu

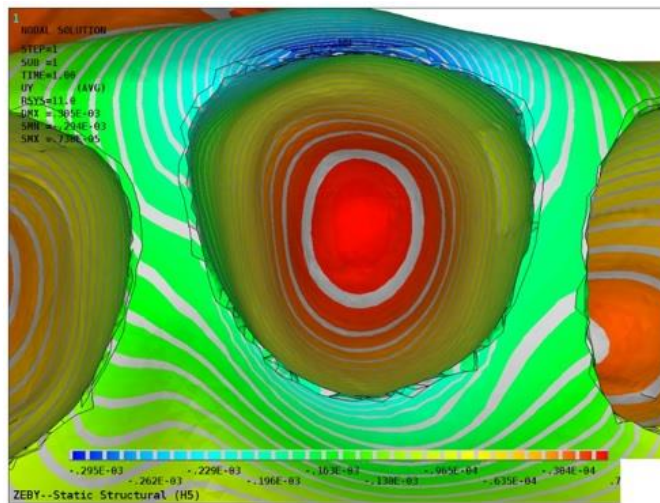
W Tabeli 22 przedstawiono przemieszczenia w kości dla modeli A, B i C w trakcie retruzji, z której wynika że przemieszczenia w przypadku modeli B i C są minimalnie wyższe porównując do modelu A w przypadku osi Y i Z. Wszystkie wartości z Tabeli 22 są przedstawione w postaci wykresu na Ryc. 39. Na Ryc. 40 przedstawione są przykładowe mapy przemieszczeń dla kości w osi Y (U_y).

Tabela 22. Retruzja - Przemieszczenia w kości [mm]

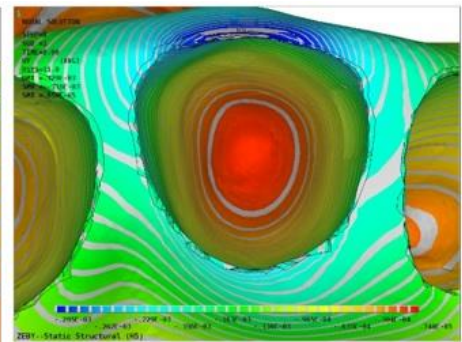
| model | U _x | U _y | U _z |
|-------|----------------|----------------|----------------|
| A | -2,95E-05 | -2,65E-04 | -1,15E-04 |
| B | -2,95E-05 | -2,95E-04 | -1,45E-04 |
| C | -2,95E-05 | -2,95E-04 | -1,45E-04 |



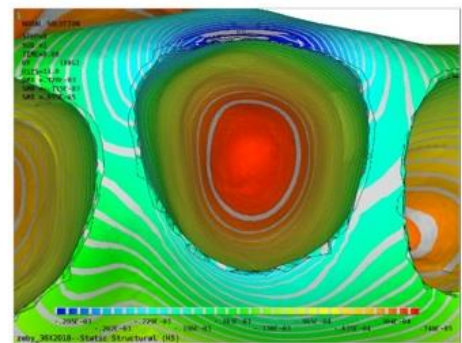
Ryc. 39. Retruzja - Przemieszczenia w kości [mm]



model A - zqb zdrowy



model B - zqb po leczeniu endodontycznym z wkładem z włókien szklanych



model C - zqb po leczeniu endodontycznym z wkładem indywidualnym ze stopu Cr-Co

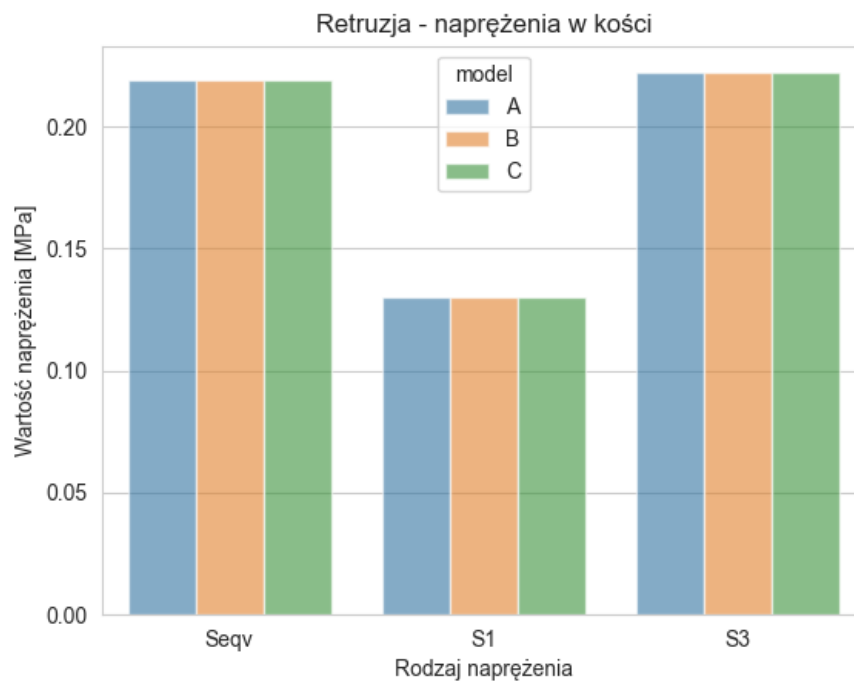
Ryc. 40. Retruzja - Przemieszczenia w kości w osi Y [Uy]

5.4.4. Stan naprężeń w kości zębodołu

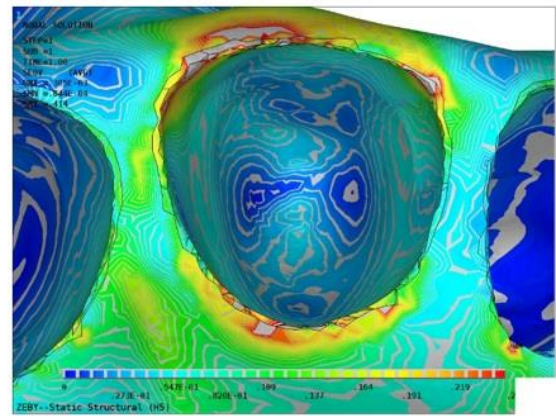
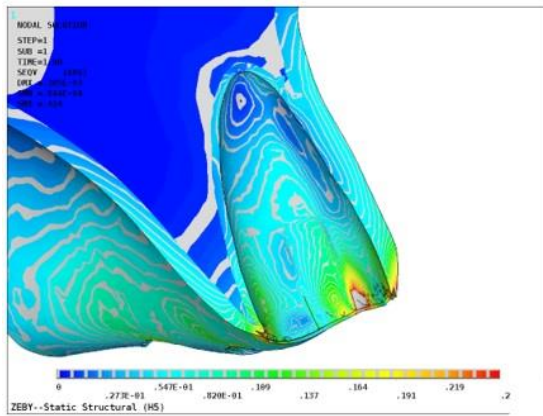
W Tabeli 23 przedstawiono naprężenia w kości zębodołu dla modeli A, B i C w trakcie retruzji, z której wynika że naprężenia zredukowane wg teorii Hubera von Misesa ($Seqv$), naprężenia 1 główne (S1 - rozciągające) oraz naprężenia 3 główne (S3 - ściskające) dla wszystkich modeli są takie same. Wszystkie wartości z Tabeli 23 są przedstawione w postaci wykresu na Ryc. 41. Na Ryc. 42 przedstawione są mapy naprężeń zredukowanych w kości ($Seqv$).

Tabela 23. Retruzja - Naprężenia w kości [MPa]

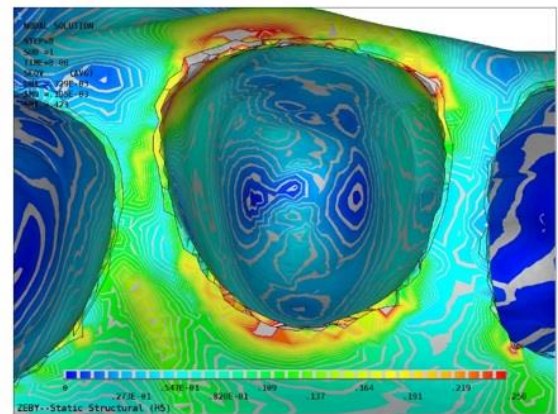
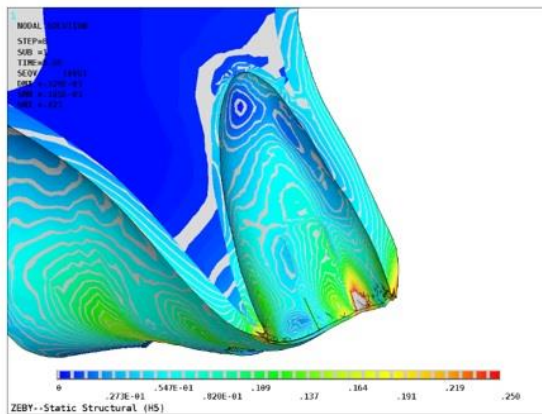
| Model | S1 | S3 | Seqv | Sx+ | Sx- | Sy+ | Sy- | Sz+ | Sz- |
|-------|-------|-------|-------|-------|-------|-------|-------|-------|-------|
| A | 0,130 | 0,222 | 0,219 | 0,060 | 0,125 | 0,019 | 0,055 | 0,060 | 0,047 |
| B | 0,130 | 0,222 | 0,219 | 0,060 | 0,125 | 0,019 | 0,055 | 0,060 | 0,047 |
| C | 0,130 | 0,222 | 0,219 | 0,060 | 0,125 | 0,019 | 0,055 | 0,060 | 0,047 |



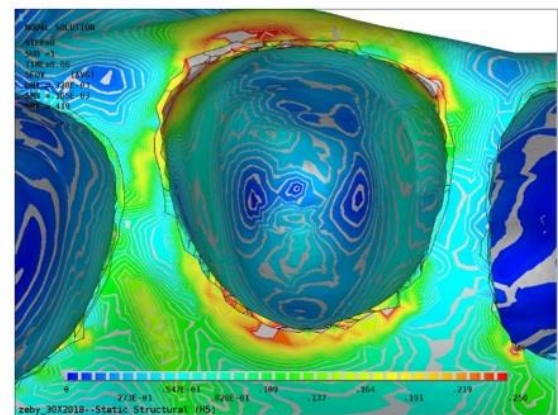
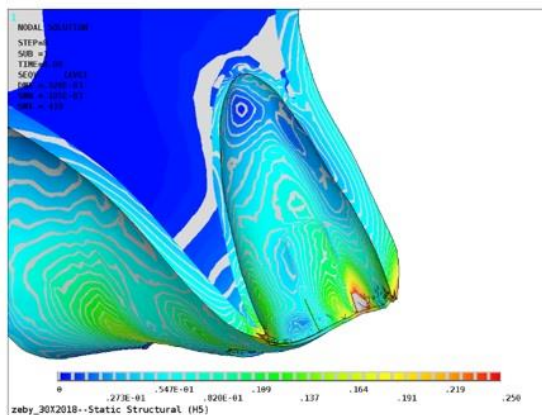
Ryc. 41. Retruzja - Naprężenia w kości [MPa]



model A - ząb zdrowy



model B - ząb po leczeniu endodontycznym z wkładem z włókien szklanych



model C - ząb po leczeniu endodontycznym z wkładem indywidualnym ze stopu Cr-Co

Ryc. 42. Retruzja - Naprężenia zredukowane w kości [Seqv]

5.5 TORQUE KORZENIOWY PRZEDSIONKOWY

Torque korzeniowy przedSIONKOWY jest ruchem ortodontycznym w osi przedSIONKOWO-podniebiennej lub przedSIONKOWO-językowej (w tym przypadku oś X jest osią rotacyjną), w którym następuje przesunięcie korzenia w stosunku do korony zęba w kierunku przedSIONKOWYM. W tym przypadku moment siły ma wartość 5Nmm (ok. 509,84gf*mm).

5.5.1. Stan przemieszczeń w zębie

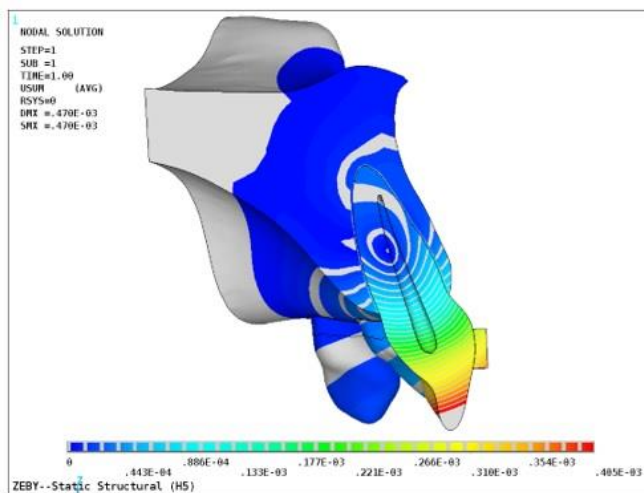
W Tabeli 24 przedstawiono przemieszczenia w zębie dla modeli A, B i C w trakcie torqu korzeniowego przedSIONKOWEGO, z której wynika że przemieszczenia całkowite (Usum) oraz przemieszczenia w osi X, Y i Z we wszystkich modelach są takie same. Wszystkie wartości z Tabeli 24 są przedstawione w postaci wykresu na Ryc. 43. Na Ryc. 44 przedstawione są mapy przemieszczeń (Usum).

Tabela 24. Torque korzeniowy przedSIONKOWY - Przemieszczenia w zębie [mm]

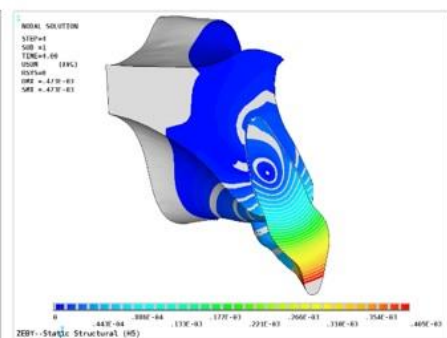
| model | Usum | Ux | Uy | Uz |
|-------|---------|---------|---------|---------|
| A | 4,1E-04 | 1,5E-05 | 3,5E-04 | 1,3E-04 |
| B | 4,1E-04 | 1,5E-05 | 3,5E-04 | 1,3E-04 |
| C | 4,1E-04 | 1,8E-05 | 3,5E-04 | 1,3E-04 |



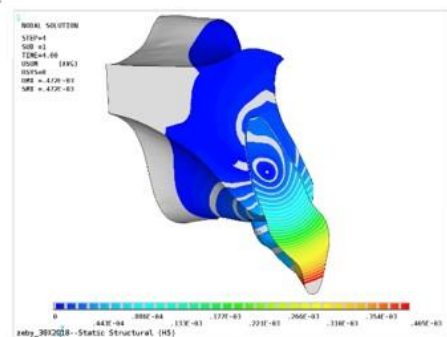
Ryc. 43. Torque korzeniowy przedsionkowy - Przemieszczenia w zębie [mm]



model A - zqb zdrowy



model B - zqb po leczeniu endodontycznym z wkładem z włókien szklanych



model C - zqb po leczeniu endodontycznym z wkładem indywidualnym ze stopu Cr-Co

Ryc. 44. Torque korzeniowy przedsionkowy - Przemieszczenia w zębie [Usum]

5.5.2. Stan naprężeń w zębie

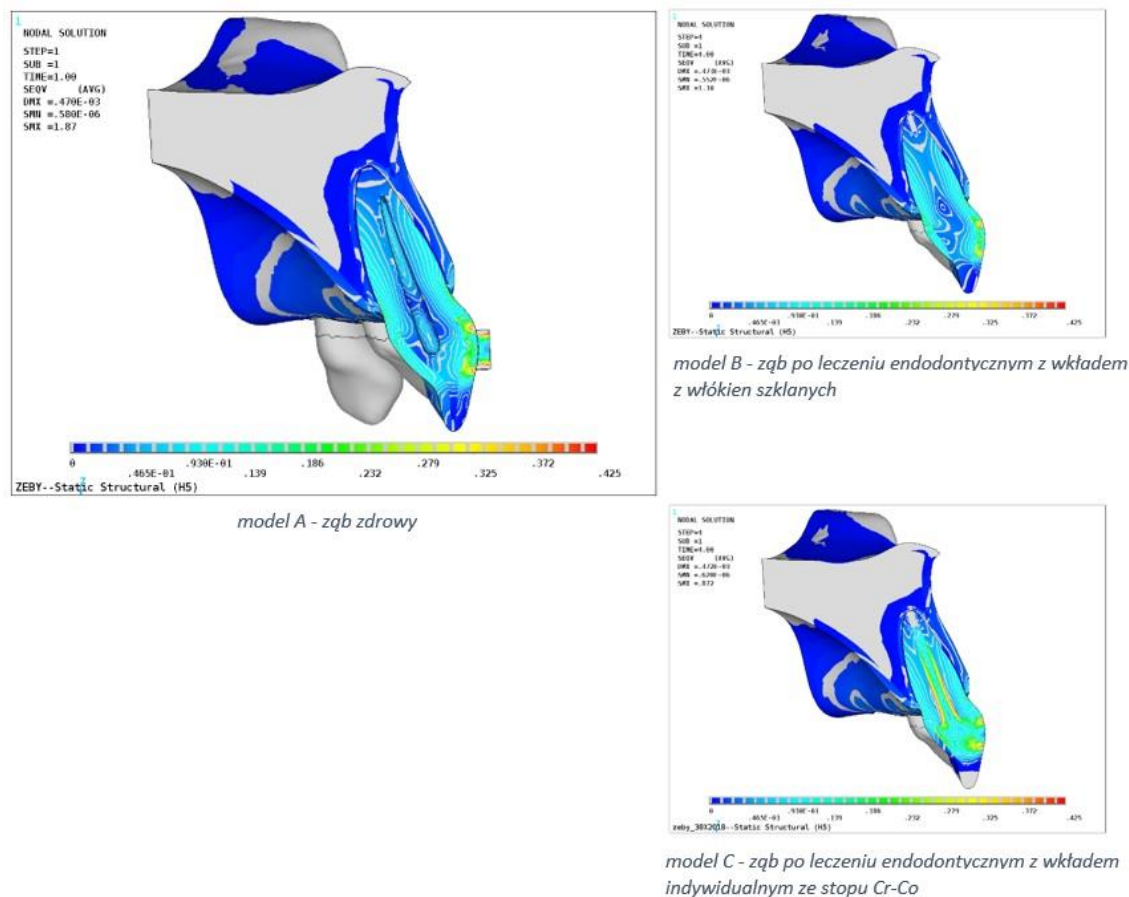
W Tabeli 25 przedstawiono naprężenia w zębie dla modeli A, B i C w trakcie torqu korzeniowego przedśionkowego, z której wynika że naprężenia zredukowane wg teorii Hubera von Misesa ($Seqv$), naprężenia 1 główne ($S1$ - rozciągające) oraz naprężenia 3 główne ($S3$ - ściskające) dla modelu C są najwyższe. Naprężenia w przypadku modeli A i B zlokalizowane były w koronie zęba, natomiast naprężenia w modelu C zlokalizowane były w okolicy wkładu indywidualnego. Dodatkowo, stwierdzono że naprężenia dla modeli A i B mają takie same wartości. Wszystkie wartości z Tabeli 25 są przedstawione w postaci wykresu na Ryc. 45. Na Ryc. 46 przedstawione są mapy naprężeń zredukowanych w zębie ($Seqv$).

Tabela 25. Torque korzeniowy przedśionkowy - Naprężenia w zębie [MPa]

| Model | S1 | S3 | $Seqv$ | $Sx+$ | $Sx-$ | $Sy+$ | $Sy-$ | $Sz+$ | $Sz-$ |
|-------|-------|-------|--------|-------|-------|-------|-------|-------|-------|
| A | 0,171 | 0,213 | 0,232 | 0,027 | 0,022 | 0,040 | 0,042 | 0,156 | 0,172 |
| B | 0,171 | 0,213 | 0,232 | 0,027 | 0,022 | 0,040 | 0,042 | 0,156 | 0,172 |
| C | 0,375 | 0,375 | 0,425 | 0,038 | 0,039 | 0,043 | 0,045 | 0,500 | 0,500 |



Ryc. 45. Torque korzeniowy przedśionkowy - Naprężenia w zębie [MPa]



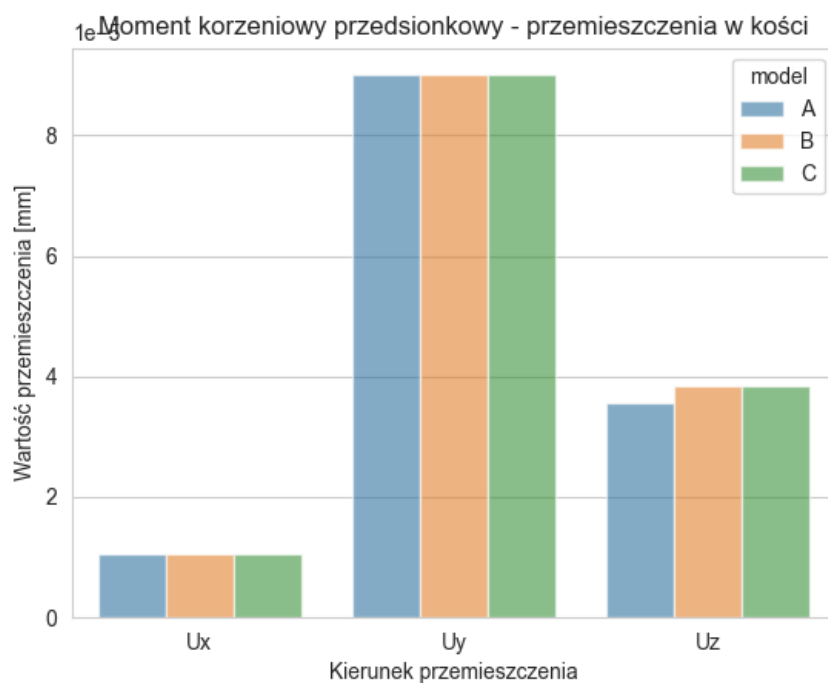
Ryc. 46. Torque korzeniowy przedsionkowy - Naprężenia zredukowane w zębie [Seqv]

5.5.3. Stan przemieszczeń w kości żębodołu

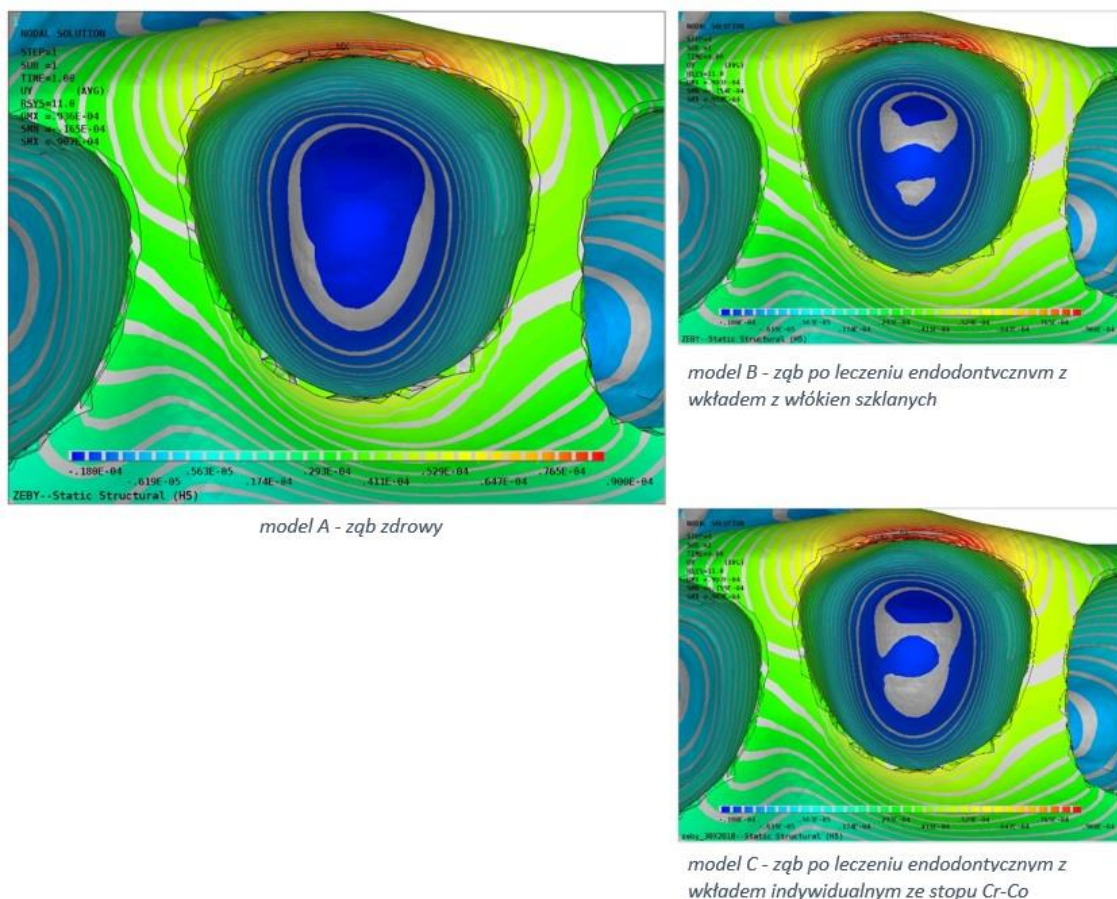
W Tabeli 26 przedstawiono przemieszczenia w kości dla modeli A, B i C w trakcie torqu korzeniowego przedsionkowego, z której wynika że przemieszczenia w przypadku modeli B i C są minimalnie wyższe porównując do modelu A w przypadku osi Z. Wszystkie wartości z Tabeli 26 są przedstawione w postaci wykresu na Ryc. 47. Na Ryc. 48 przedstawione są przykładowe mapy przemieszczeń dla kości w osi Y (Uy).

Tabela 26. Torque korzeniowy przedsionkowy - Przemieszczenia w kości [mm]

| model | U _x | U _y | U _z |
|-------|----------------|----------------|----------------|
| A | 1,05E-05 | 9,00E-05 | 3,55E-05 |
| B | 1,05E-05 | 9,00E-05 | 3,85E-05 |
| C | 1,05E-05 | 9,00E-05 | 3,85E-05 |



Ryc. 48. Torque korzeniowy przedsionkowy - Przemieszczenia w kości [mm]



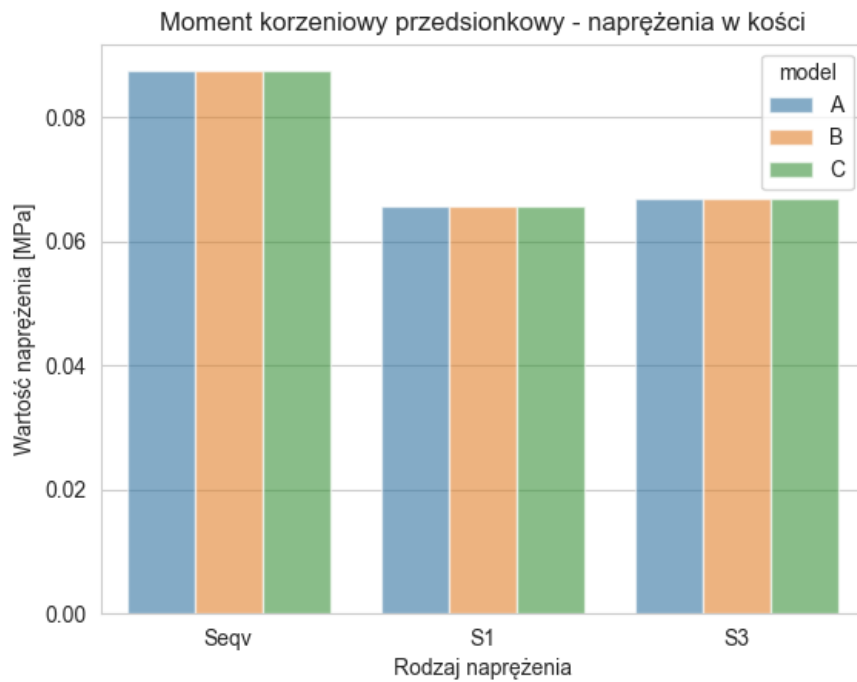
Ryc. 49. Torque korzeniowy przedsionkowy - Przemieszczenia w kości w osi Y [Uy]

5.5.4. Stan naprężeń w kości zębodołu

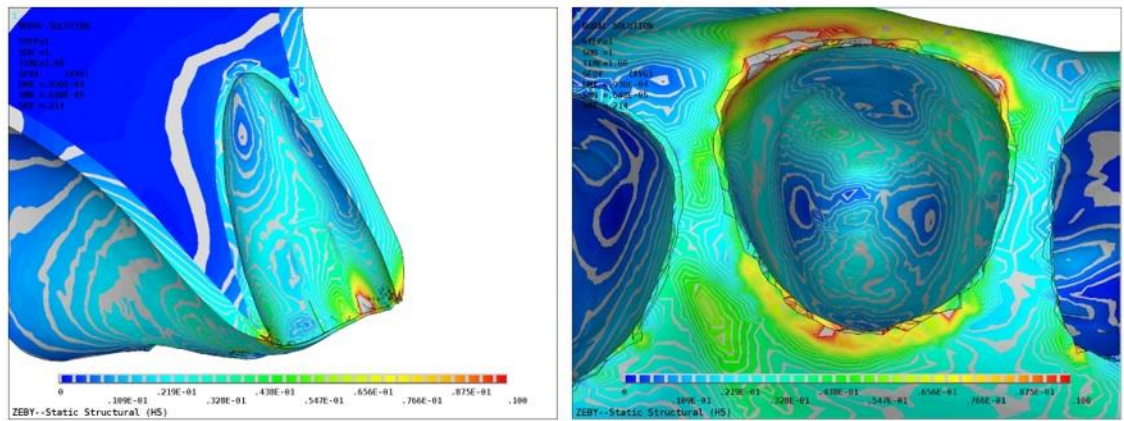
W Tabeli 27 przedstawiono naprężenia w kości zębodołu dla modeli A, B i C w trakcie torqu korzeniowego przedsionkowego, z której wynika że naprężenia zredukowane wg teorii Hubera von Misesa ($Seqv$), naprężenia 1 główne ($S1$ - rozciągające) oraz naprężenia 3 główne ($S3$ - ściskające) dla wszystkich modeli są takie same. Wszystkie wartości z Tabeli 27 są przedstawione w postaci wykresu na Ryc. 49. Na Ryc. 50 przedstawione są mapy naprężeń zredukowanych w kości ($Seqv$).

Tabela 27. Torque korzeniowy przedsionkowy - Naprężenia w kości [MPa]

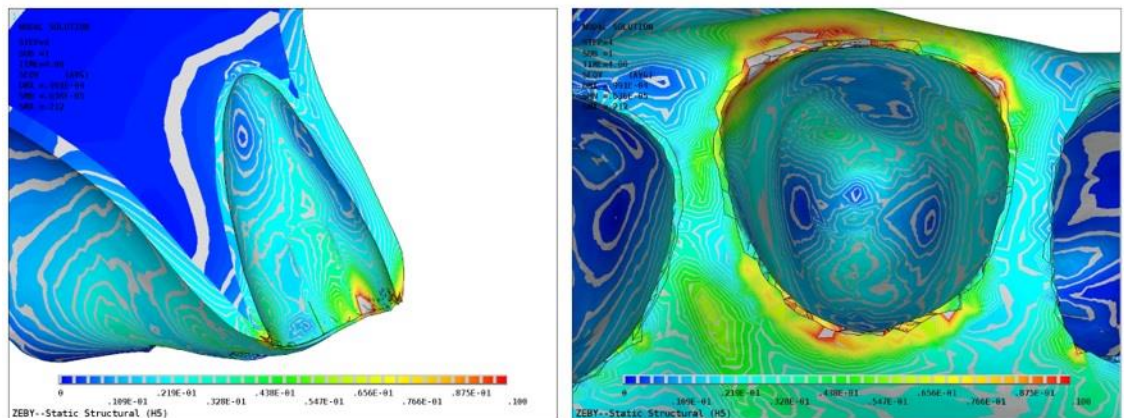
| Model | S1 | S3 | Seqv | Sx+ | Sx- | Sy+ | Sy- | Sz+ | Sz- |
|-------|-------|-------|-------|-------|-------|-------|-------|-------|-------|
| A | 0,066 | 0,067 | 0,088 | 0,050 | 0,022 | 0,075 | 0,025 | 0,050 | 0,039 |
| B | 0,066 | 0,067 | 0,088 | 0,050 | 0,022 | 0,075 | 0,025 | 0,050 | 0,039 |
| C | 0,066 | 0,067 | 0,088 | 0,050 | 0,022 | 0,075 | 0,025 | 0,050 | 0,039 |



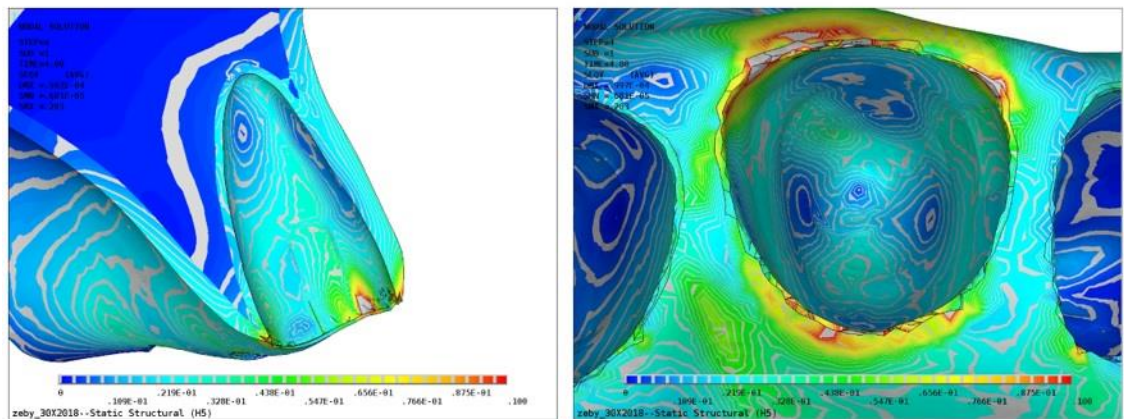
Ryc. 49. Torque korzeniowy przedsionkowy - Naprężenia w kości [MPa]



model A - ząb zdrowy



model B - ząb po leczeniu endodontycznym z wkładem z włókien szklanych



model C - ząb po leczeniu endodontycznym z wkładem indywidualnym ze stopu Cr-Co

Ryc. 50. Torque korzeniowy przedśionkowy - Naprężenia zredukowane w kości [Seqv]

5.6 TORQUE KORZENIOWY PODNIEBIENNY

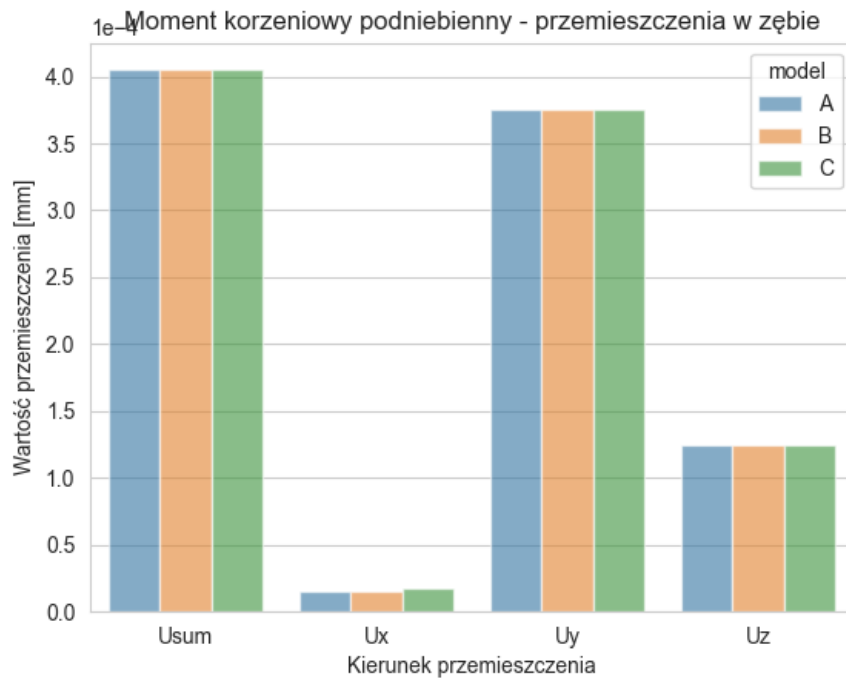
Torque korzeniowy podniebienny jest ruchem ortodontycznym w osi przedsionkowo-podniebiennej lub przedsionkowo-językowej (w tym przypadku oś X jest osią rotacyjną) w którym następuje przesunięcie korzenia w stosunku do korony zęba w kierunku podniebiennym lub językowym. W tym przypadku moment siły ma wartość -5Nmm (ok. -509,84gf*mm).

5.6.1. Stan przemieszczeń w zębie

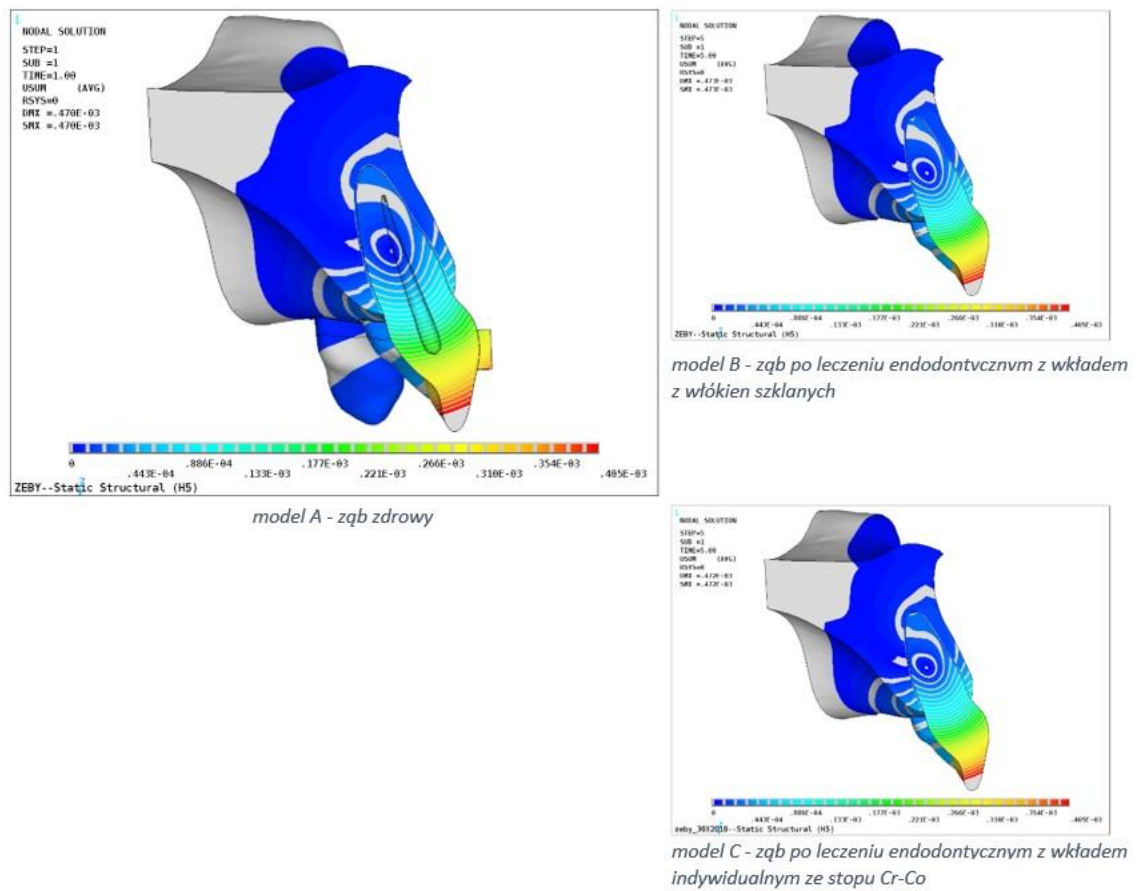
W Tabeli 28 przedstawiono przemieszczenia w zębie dla modeli A, B i C w trakcie torqu korzeniowego podniebiennego, z której wynika że przemieszczenia całkowite (Usum) oraz przemieszczenia w osi X, Y we wszystkich modelach są takie same. Wszystkie wartości z Tabeli 28 są przedstawione w postaci wykresu na Ryc. 51. Na Ryc. 52 przedstawione są mapy przemieszczeń (Usum).

Tabela 28. Torque korzeniowy podniebienny - Przemieszczenia w zębie [mm]

| model | Usum | Ux | Uy | Uz |
|-------|---------|---------|---------|----------|
| A | 4,1E-04 | 1,5E-05 | 3,8E-04 | -1,2E-04 |
| B | 4,1E-04 | 1,5E-05 | 3,8E-04 | -1,2E-04 |
| C | 4,1E-04 | 1,8E-05 | 3,8E-04 | -1,2E-04 |



Ryc. 51. Torque korzeniowy podniebienny - Przemieszczenia w zębie [mm]



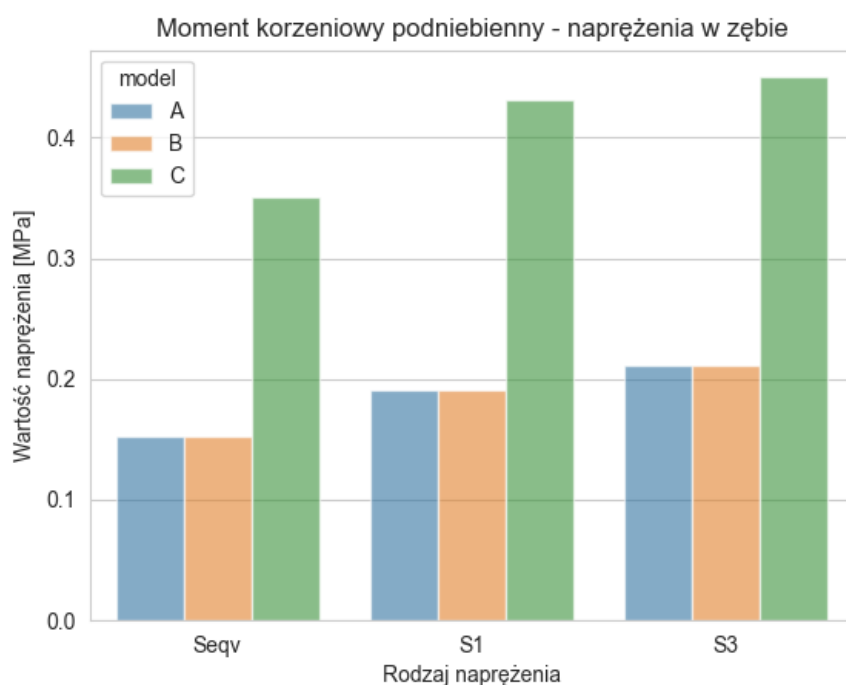
Ryc. 52. Torque korzeniowy podniebienny - Przemieszczenia w zębie [Usum]

5.6.2. Stan naprężeń w zębie

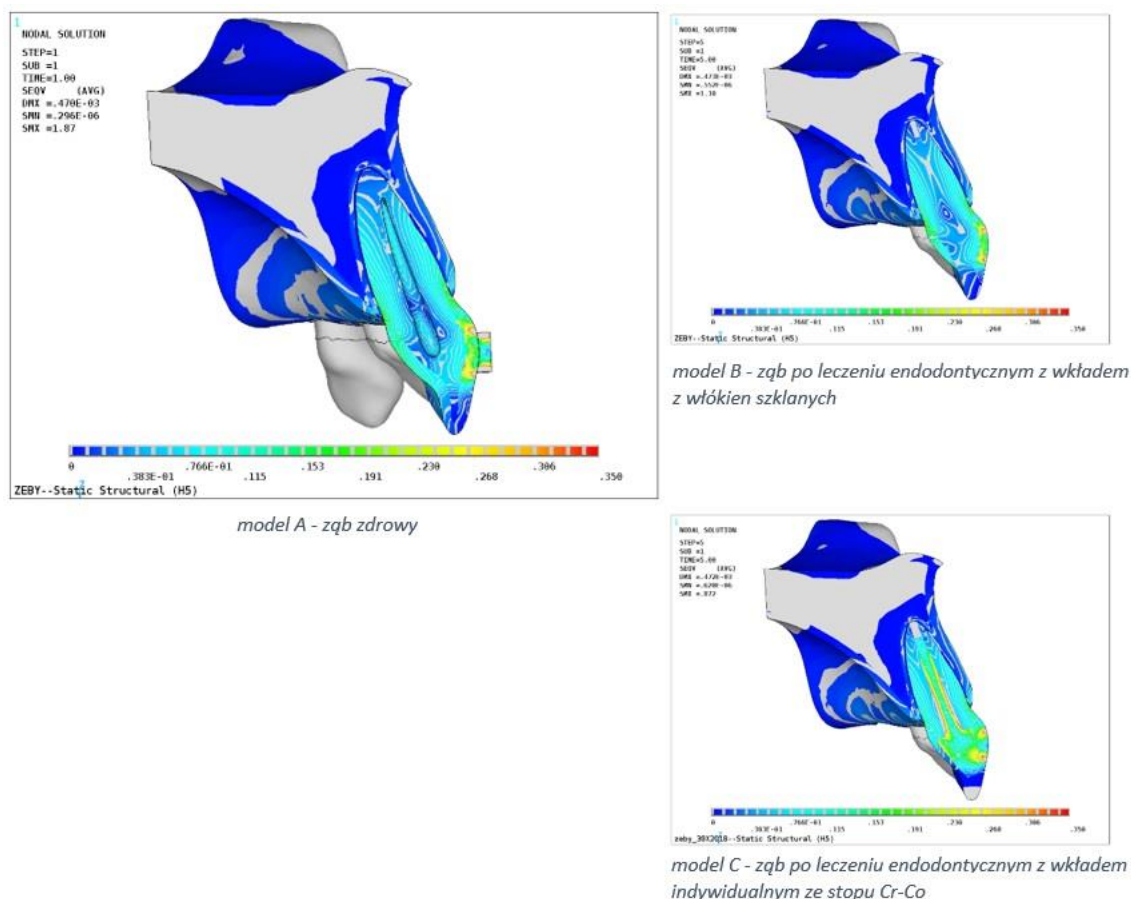
W Tabeli 29 przedstawiono naprężenia w zębie dla modeli A, B i C w trakcie torqu korzeniowego podniebiennego, z której wynika że naprężenia zredukowane wg teorii Hubera von Misesa ($Seqv$), naprężenia 1 główne ($S1$ - rozciągające) oraz naprężenia 3 główne ($S3$ - ściskające) dla modelu C są najwyższe. Naprężenia w przypadku modeli A i B zlokalizowane były w koronie zęba, natomiast naprężenia w modelu C zlokalizowane były w okolicy wkładu indywidualnego. Dodatkowo, stwierdzono że naprężenia dla modeli A i B mają takie same wartości. Wszystkie wartości z Tabeli 29 są przedstawione w postaci wykresu na Ryc. 53. Na Ryc. 54 przedstawione są mapy naprężeń zredukowanych w zębie ($Seqv$).

Tabela 29. Torque korzeniowy podniebienny - Naprężenia w zębie [MPa]

| Model | S1 | S3 | $Seqv$ | $Sx+$ | $Sx-$ | $Sy+$ | $Sy-$ | $Sz+$ | $Sz-$ |
|-------|-------|-------|--------|-------|-------|-------|-------|-------|-------|
| A | 0,191 | 0,211 | 0,153 | 0,023 | 0,042 | 0,053 | 0,078 | 0,159 | 0,169 |
| B | 0,191 | 0,211 | 0,153 | 0,023 | 0,042 | 0,053 | 0,078 | 0,159 | 0,169 |
| C | 0,431 | 0,450 | 0,350 | 0,056 | 0,075 | 0,056 | 0,078 | 0,300 | 0,300 |



Ryc. 53. Torque korzeniowy podniebienny - Naprężenia w zębie [MPa]



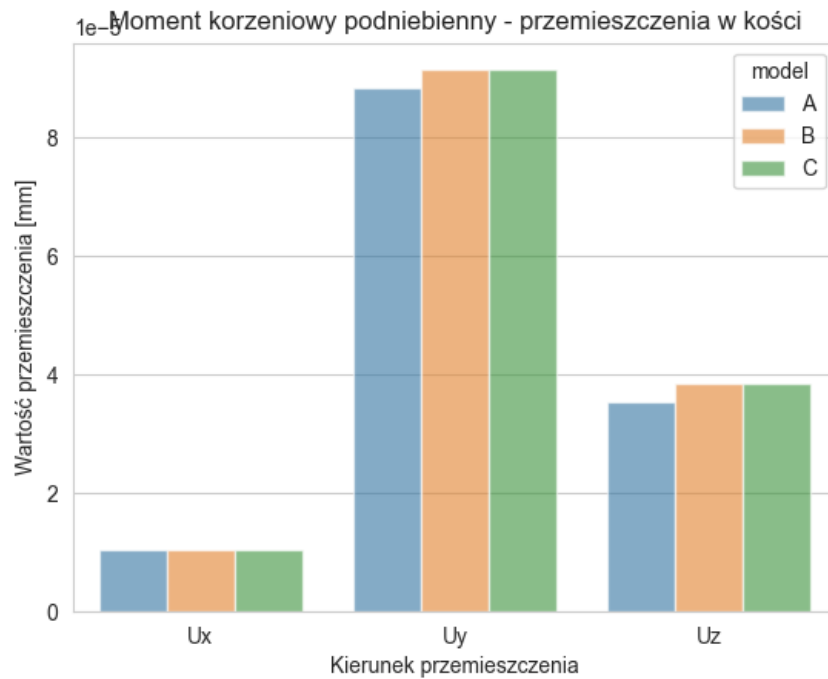
Ryc. 54. Torque korzeniowy podniebienny - Naprężenia zredukowane w zębie [Seqv]

5.6.3. Stan przemieszczeń w kości zębodołu

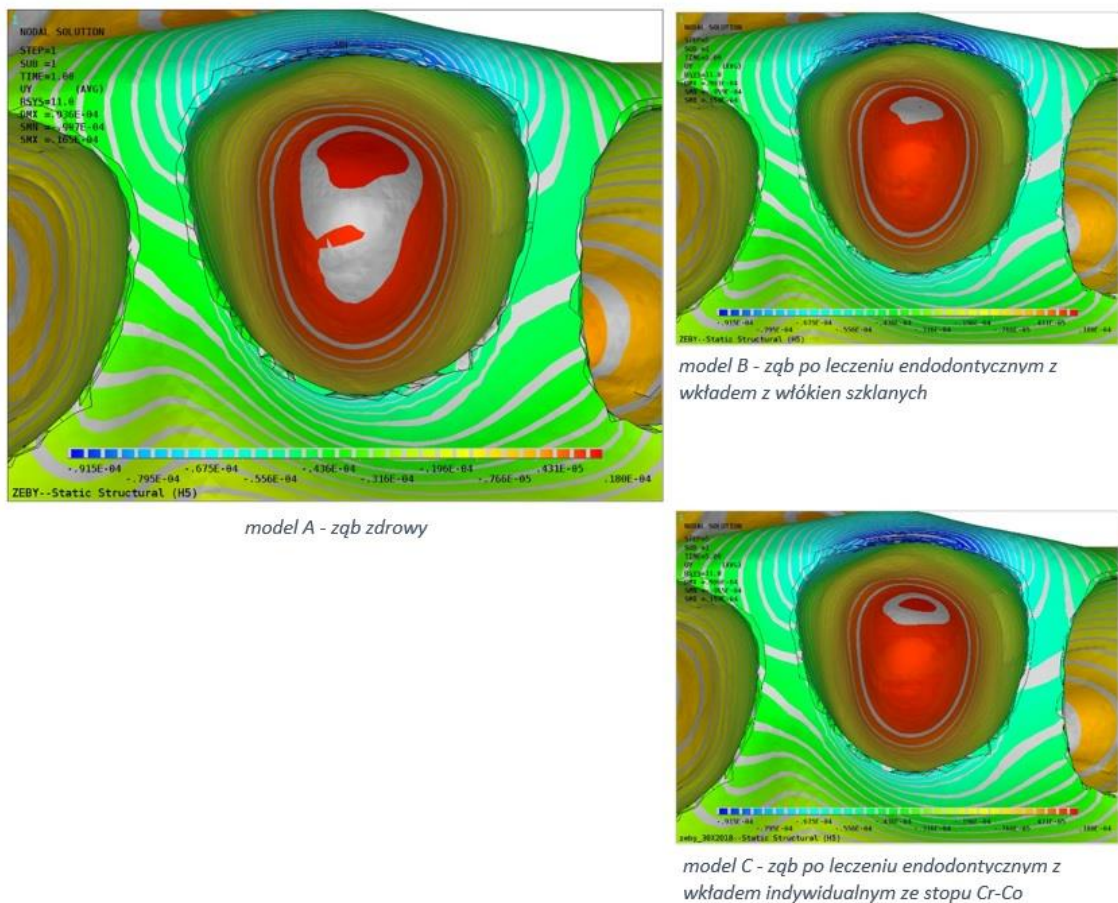
W Tabeli 30 przedstawiono przemieszczenia w kości dla modeli A, B i C w trakcie torqu korzeniowego podniebiennego, z której wynika że przemieszczenia w przypadku modeli B i C są minimalnie wyższe porównując do modelu A w przypadku osi Y i Z. Wszystkie wartości z Tabeli 30 są przedstawione w postaci wykresu na Ryc. 55. Na Ryc. 56 przedstawione są przykładowe mapy przemieszczeń dla kości w osi Y (U_y).

Tabela 30. Torque korzeniowy podniebienny- Przemieszczenia w kości [mm]

| model | Ux | Uy | Uz |
|-------|-----------|-----------|-----------|
| A | -1,05E-05 | -8,85E-05 | -3,55E-05 |
| B | -1,05E-05 | -9,15E-05 | -3,85E-05 |
| C | -1,05E-05 | -9,15E-05 | -3,85E-05 |



Ryc. 55. Torque korzeniowy podniebienny - Przemieszczenia w kości [mm]



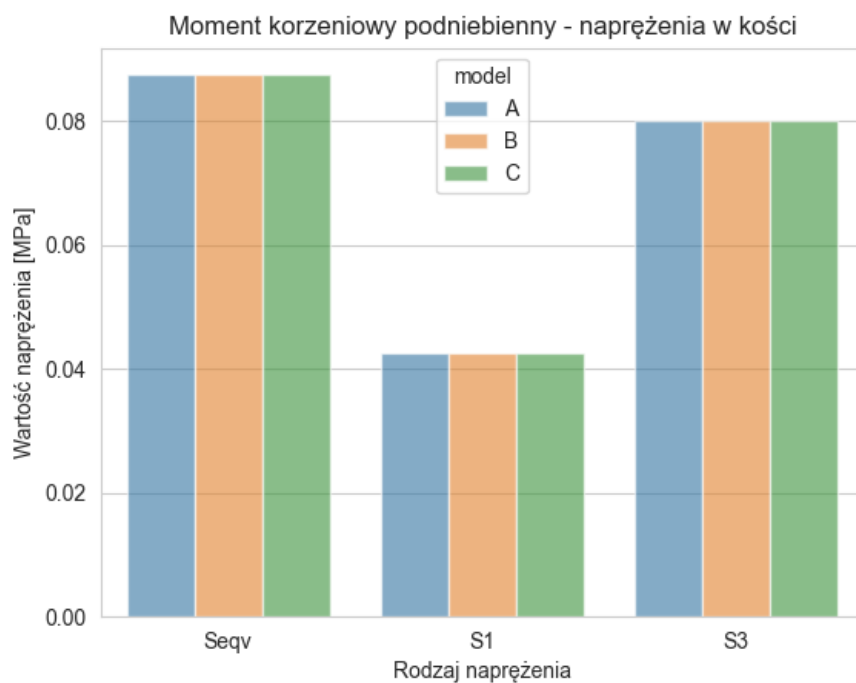
Ryc. 56. Torque korzeniowy podniebienny - Przemieszczenia w kości w osi Y [Uy]

5.6.4. Stan naprężeń w kości zębodołu

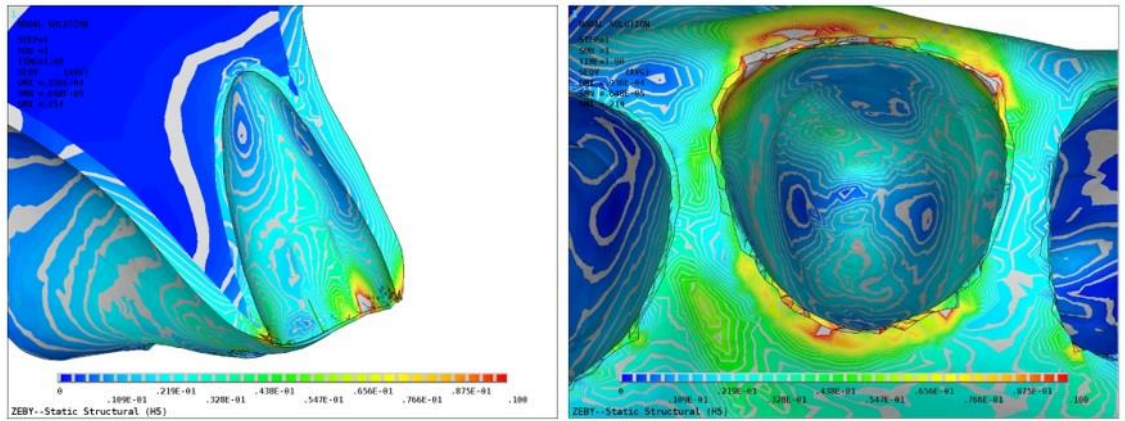
W Tabeli 31 przedstawiono naprężenia w kości zębodołu dla modeli A, B i C w trakcie torku korzeniowego podniebiennego, z której wynika że naprężenia zredukowane wg teorii Hubera von Misesa (Seqv), naprężenia 1 główne ($S1$ - rozciągające) oraz naprężenia 3 główne ($S3$ - ściskające) dla wszystkich modeli są takie same. Wszystkie wartości z Tabeli 31 są przedstawione w postaci wykresu na Ryc. 57. Na Ryc. 58 przedstawione są mapy naprężeń zredukowanych w kości (Seqv).

Tabela 31. Torque korzeniowy podniebienny - Naprężenia w kości [MPa]

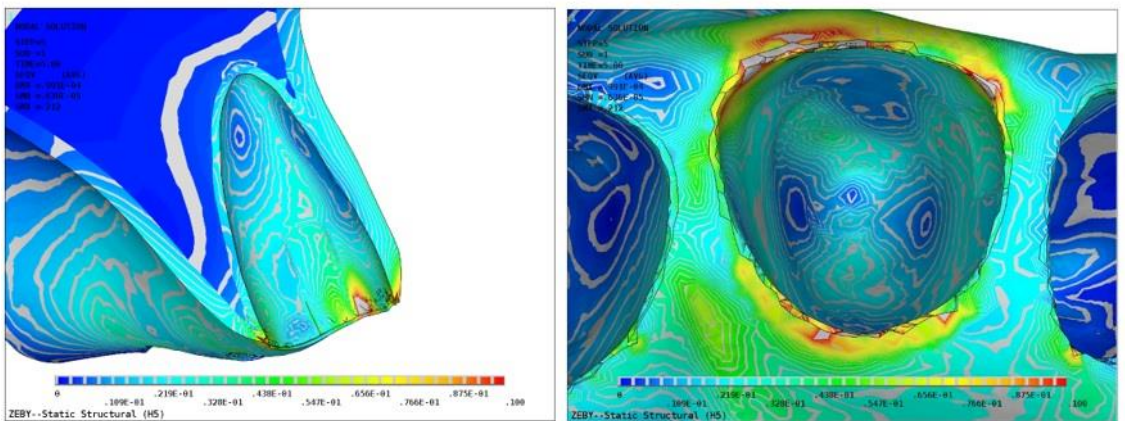
| Model | S1 | S3 | Seqv | Sx+ | Sx- | Sy+ | Sy- | Sz+ | Sz- |
|-------|-------|-------|-------|-------|-------|-------|-------|-------|-------|
| A | 0,043 | 0,080 | 0,088 | 0,050 | 0,050 | 0,027 | 0,050 | 0,050 | 0,022 |
| B | 0,043 | 0,080 | 0,088 | 0,050 | 0,050 | 0,027 | 0,050 | 0,050 | 0,022 |
| C | 0,043 | 0,080 | 0,088 | 0,050 | 0,050 | 0,027 | 0,050 | 0,050 | 0,022 |



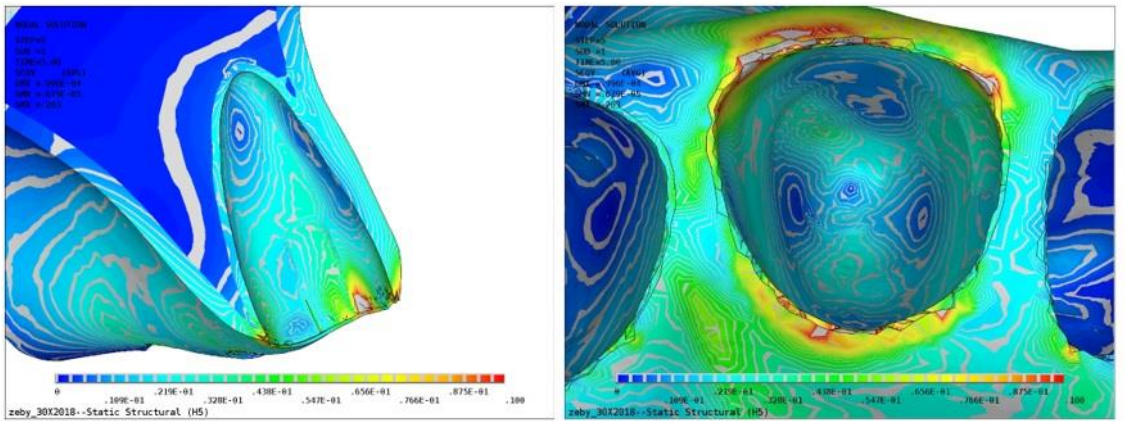
Ryc. 57. Torque korzeniowy podniebienny - Naprężenia w kości [MPa]



model A - zqb zdrowy



model B - zqb po leczeniu endodontycznym z wkładem z włókien szklanych



model C - zqb po leczeniu endodontycznym z wkładem indywidualnym ze stopu Cr-Co

Ryc. 58. Torque korzeniowy podniebienny - Naprężenia zredukowane w kości [Seqv]

5.7 ROTACJA

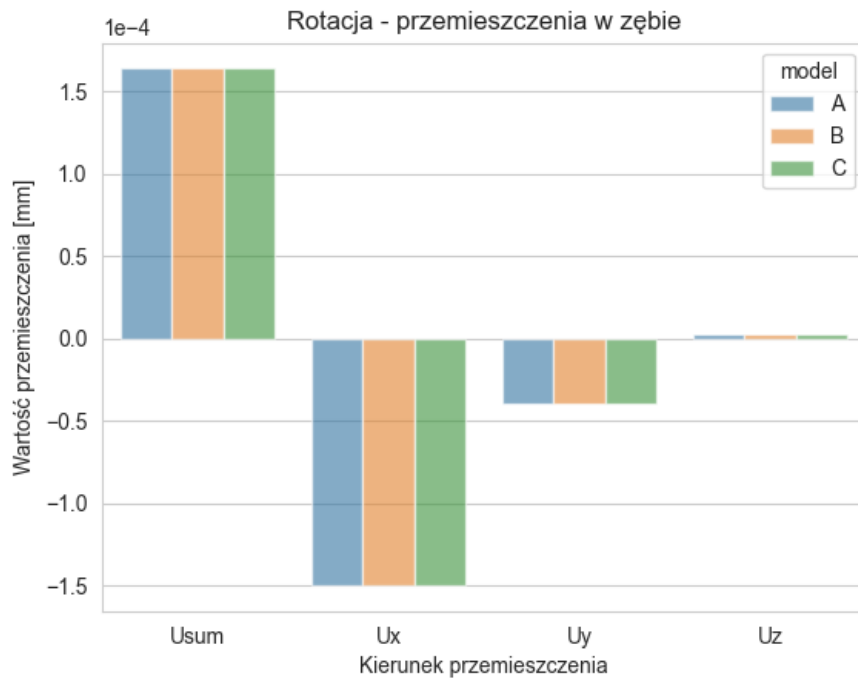
Rotacja mezialna lub dystalna jest ruchem ortodontycznym w którym ząb obraca się dookoła swojej długiej osi (w tym przypadku oś Z jest osią rotacyjną). W tym przypadku moment siły ma wartość 5Nmm (ok. 509,84gf*mm).

5.7.1. Stan przemieszczeń w zębie

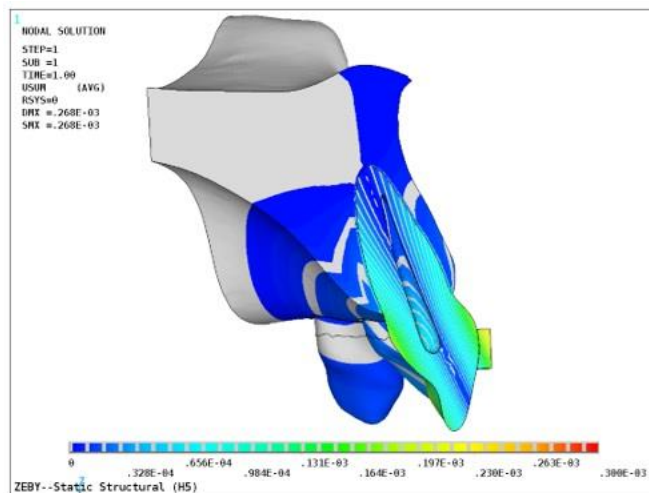
W Tabeli 32 przedstawiono przemieszczenia w zębie dla modeli A, B i C w trakcie rotacji, z której wynika że przemieszczenia całkowite (Usum) oraz przemieszczenia w osi X, Y we wszystkich modelach są takie same. Wszystkie wartości z Tabeli 32 są przedstawione w postaci wykresu na Ryc. 59. Na Ryc. 60 przedstawione są mapy przemieszczeń (Usum).

Tabela 32. Rotacja - Przemieszczenia w zębie [mm]

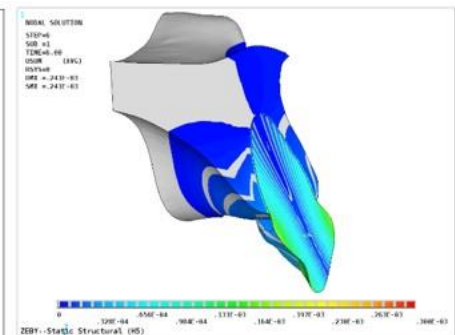
| model | Usum | Ux | Uy | Uz |
|-------|---------|----------|----------|---------|
| A | 1,6E-04 | -1,5E-04 | -3,9E-05 | 2,5E-06 |
| B | 1,6E-04 | -1,5E-04 | -3,9E-05 | 2,5E-06 |
| C | 1,6E-04 | -1,5E-04 | -3,9E-05 | 2,5E-06 |



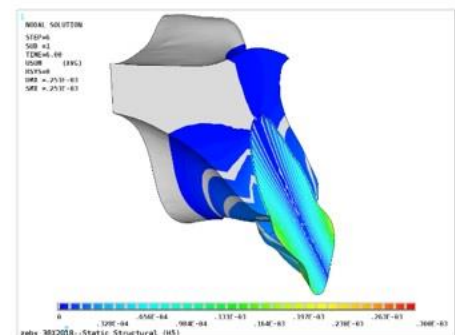
Ryc. 59. Rotacja - Przemieszczenia w zębie [mm]



model A - zqb zdrowy



model B - zqb po leczeniu endodontycznym z wkładem z włókien szklanych



model C - zqb po leczeniu endodontycznym z wkładem indywidualnym ze stopu Cr-Co

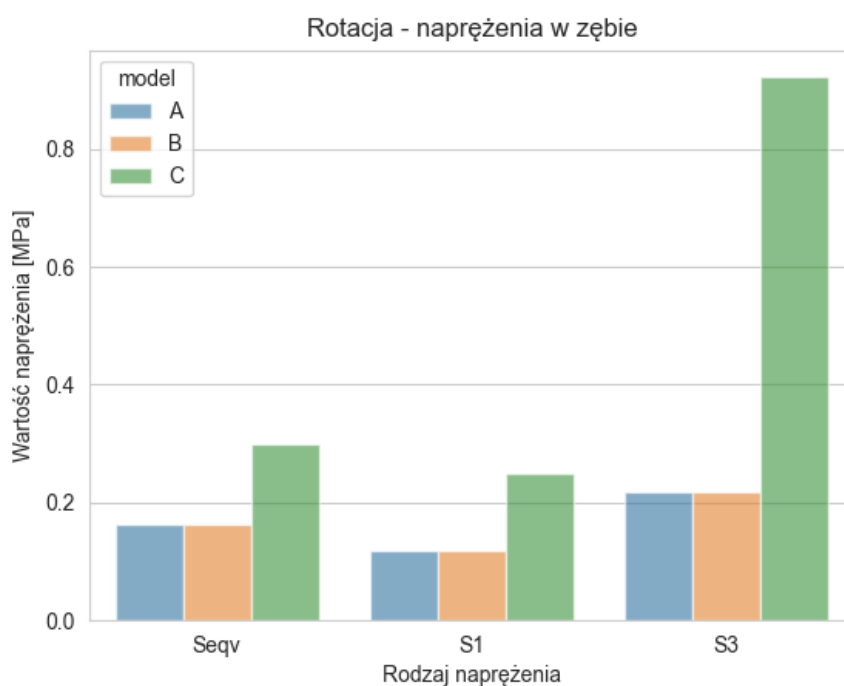
Ryc. 60. Rotacja - Przemieszczenia w zębie [Usum]

5.7.2. Stan naprężeń w zębie

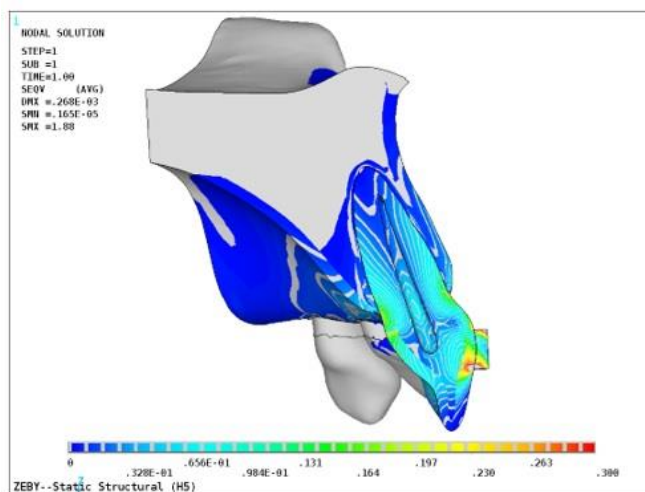
W Tabeli 33 przedstawiono naprężenia w zębie dla modeli A, B i C w trakcie rotacji, z której wynika że naprężenia zredukowane wg teorii Hubera von Misesa ($Seqv$), naprężenia 1 główne (S1 - rozciągające) oraz naprężenia 3 główne (S3 - ściskające) dla modelu C są najwyższe. Naprężenia w przypadku modeli A i B zlokalizowane były w koronie zęba, natomiast naprężenia w modelu C zlokalizowane były w okolicy wkładu indywidualnego. Dodatkowo, stwierdzono że naprężenia dla modeli A i B mają takie same wartości. Wszystkie wartości z Tabeli 33 są przedstawione w postaci wykresu na Ryc. 61. Na Ryc. 62 przedstawione są mapy naprężeń zredukowanych w zębie ($Seqv$).

Tabela 33. Rotacja - Naprężenia w zębie [MPa]

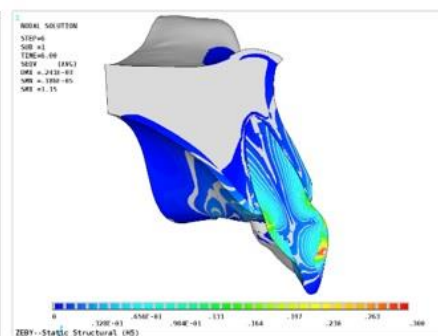
| Model | S1 | S3 | $Seqv$ | S_{x+} | S_{x-} | S_{y+} | S_{y-} | S_{z+} | S_{z-} |
|-------|-------|-------|--------|----------|----------|----------|----------|----------|----------|
| A | 0,119 | 0,217 | 0,164 | 0,020 | 0,020 | 0,018 | 0,041 | 0,011 | 0,020 |
| B | 0,119 | 0,217 | 0,164 | 0,020 | 0,020 | 0,018 | 0,041 | 0,011 | 0,020 |
| C | 0,250 | 0,922 | 0,300 | 0,019 | 0,020 | 0,000 | 0,041 | 0,011 | 0,027 |



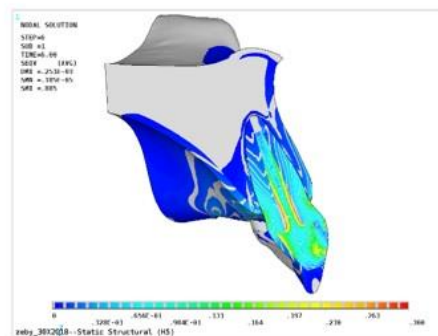
Ryc. 61. Rotacja - Naprężenia w zębie [MPa]



model A - zqb zdrowy



model B - zqb po leczeniu endodontycznym z wkładem z włókien szklanych



model C - zqb po leczeniu endodontycznym z wkładem indywidualnym ze stopu Cr-Co

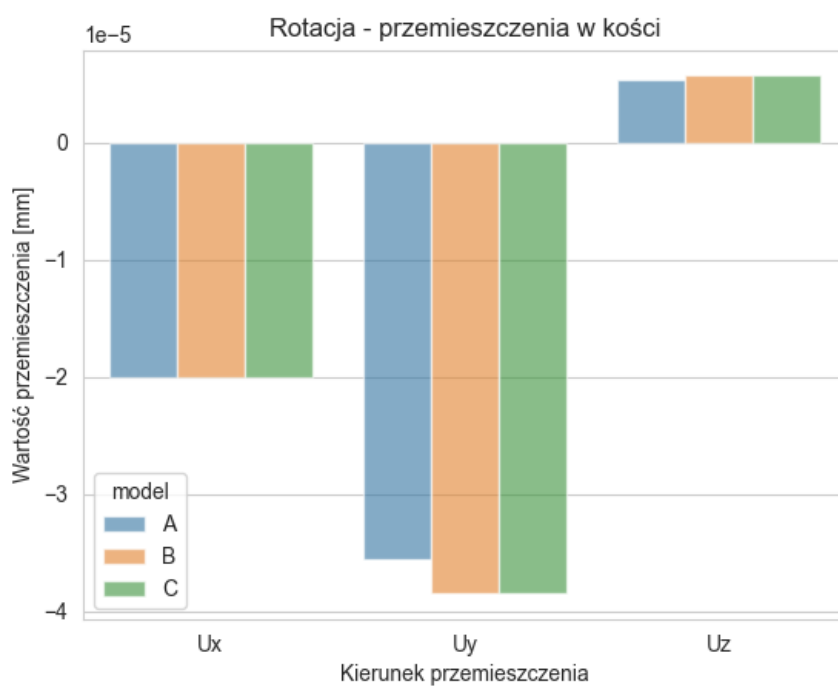
Ryc. 62. Intruzja - Naprężenia zredukowane w zębie [Seqv]

5.7.3. Stan przemieszczeń w kości zębodołu

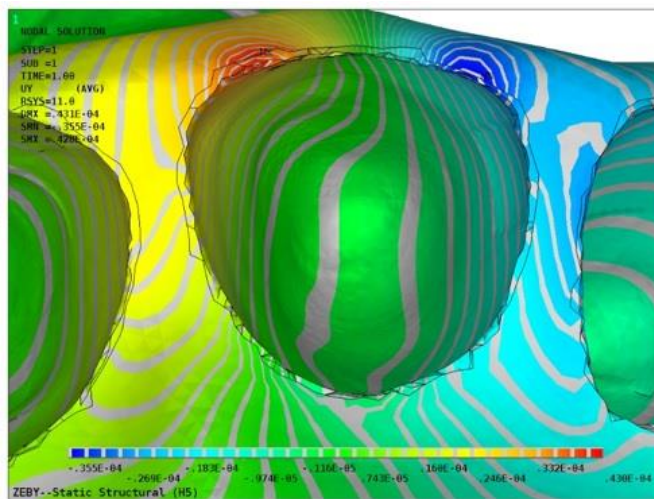
W Tabeli 34 przedstawiono przemieszczenia w kości dla modeli A, B i C w trakcie rotacji, z której wynika że przemieszczenia w przypadku modeli B i C są minimalnie wyższe porównując do modelu A w przypadku osi Y i Z. Wszystkie wartości z Tabeli 34 są przedstawione w postaci wykresu na Ryc. 63. Na Ryc. 64 przedstawione są przykładowe mapy przemieszczeń dla kości w osi Y (U_y).

Tabela 34. Rotacja - Przemieszczenia w kości [mm]

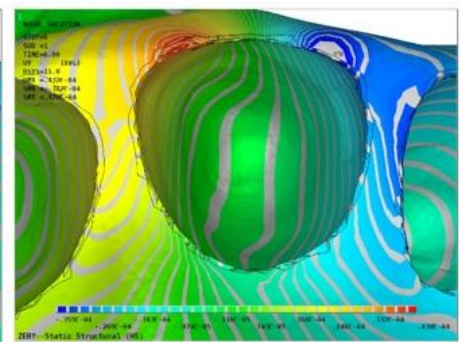
| model | U _x | U _y | U _z |
|-------|----------------|----------------|----------------|
| A | -2,00E-05 | -3,55E-05 | 5,44E-06 |
| B | -2,00E-05 | -3,85E-05 | 5,74E-06 |
| C | -2,00E-05 | -3,85E-05 | 5,74E-06 |



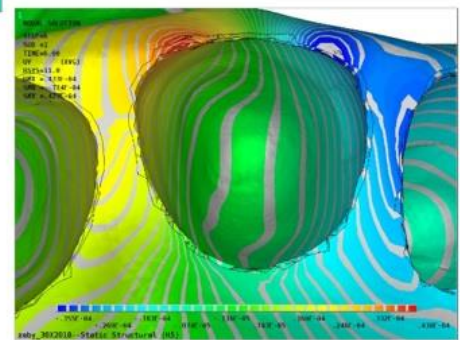
Ryc. 63. Rotacja - Przemieszczenia w kości [mm]



model A - ząb zdrowy



model B - ząb po leczeniu endodontycznym z wkładem z włókien szklanych



model C - ząb po leczeniu endodontycznym z wkładem indywidualnym ze stopu Cr-Co

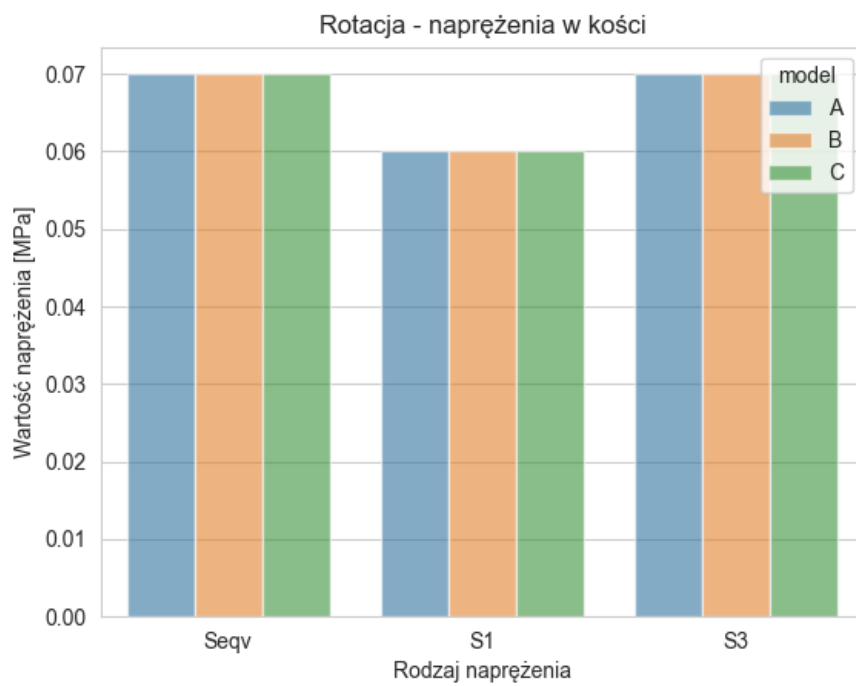
Ryc. 64. Rotacja - Przemieszczenia w kości w osi Y [Uy]

5.7.4. Stan naprężeń w kości zębodołu

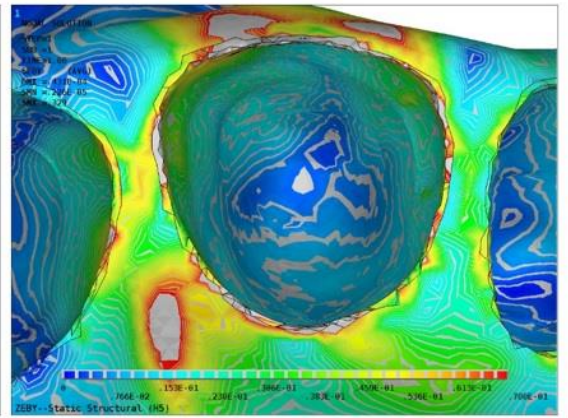
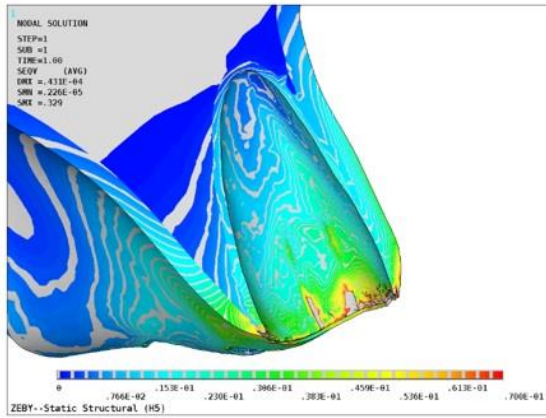
W Tabeli 35 przedstawiono naprężenia w kości zębodołu dla modeli A, B i C w trakcie rotacji, z której wynika że naprężenia zredukowane wg teorii Hubera von Misesa (Seqv), naprężenia 1 główne (S1 - rozciągające) oraz naprężenia 3 główne (S3 - ściskające) dla wszystkich modeli są takie same. Wszystkie wartości z Tabeli 35 są przedstawione w postaci wykresu na Ryc. 65. Na Ryc. 66 przedstawione są mapy naprężeń zredukowanych w kości (Seqv).

Tabela 35. Rotacja - Naprężenia w kości [MPa]

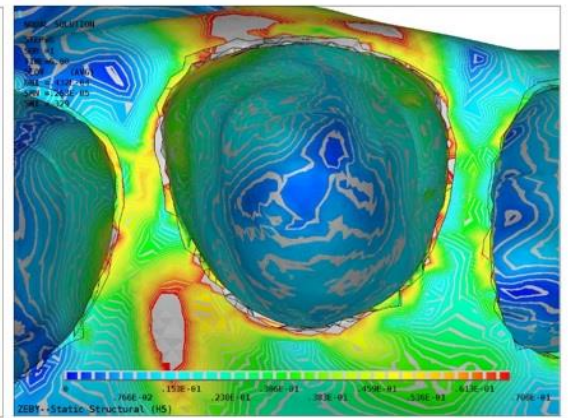
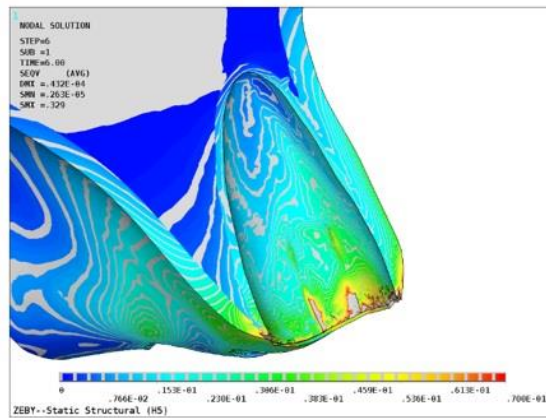
| Model | S1 | S3 | Seqv | Sx+ | Sx- | Sy+ | Sy- | Sz+ | Sz- |
|-------|-------|-------|-------|-------|-------|-------|-------|-------|-------|
| A | 0,060 | 0,070 | 0,070 | 0,038 | 0,039 | 0,043 | 0,039 | 0,000 | 0,017 |
| B | 0,060 | 0,070 | 0,070 | 0,038 | 0,039 | 0,043 | 0,039 | 0,000 | 0,017 |
| C | 0,060 | 0,070 | 0,070 | 0,038 | 0,039 | 0,043 | 0,039 | 0,000 | 0,017 |



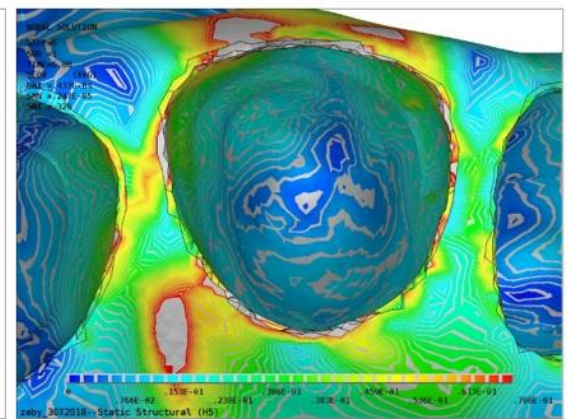
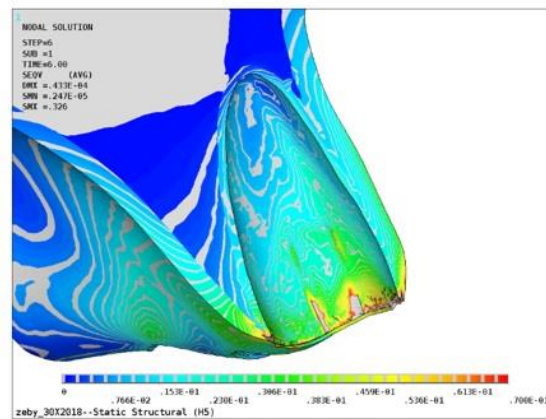
Ryc. 65. Rotacja - Naprężenia w kości [MPa]



model A - ząb zdrowy



model B - ząb po leczeniu endodontycznym z wkładem z włókien szklanych



model C - ząb po leczeniu endodontycznym z wkładem indywidualnym ze stopu Cr-Co

Ryc. 66. Rotacja - Naprężenia zredukowane w kości [Seqv]

5.8 MEZJALIZACJA

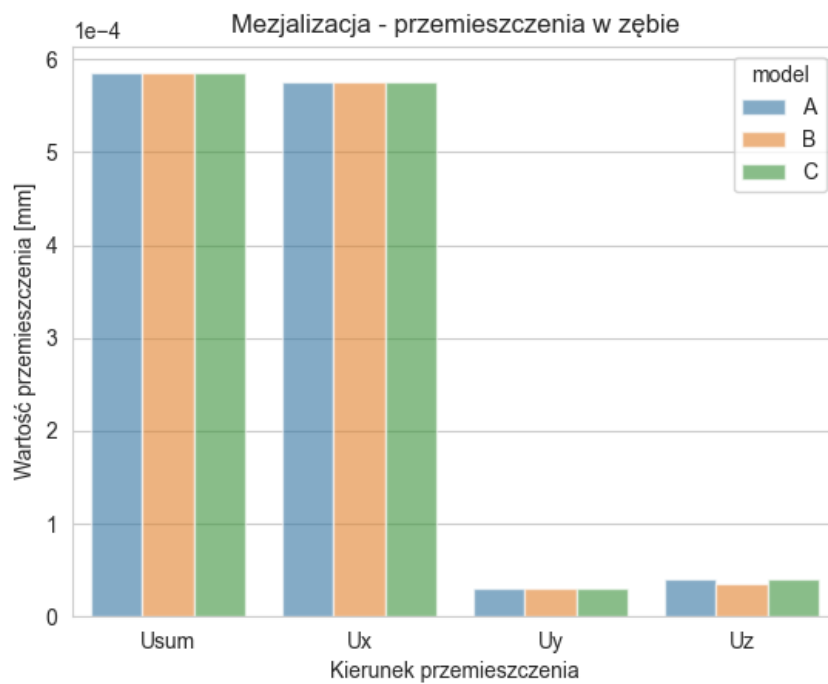
Mezjalizacja jest ruchem zęba w kierunku mezjalnym (bliższym) (w tym przypadku ruch odbywa się w osi X). Siła przykładana do zamka ortodontycznego miała wartość 1N (ok. 100 gram).

5.8.1. Stan przemieszczeń w zębie

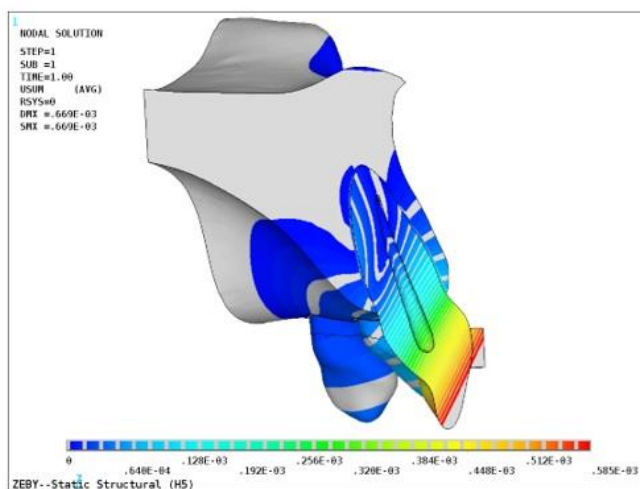
W Tabeli 36 przedstawiono przemieszczenia w zębie dla modeli A, B i C w trakcie mezjalizacji, z której wynika że przemieszczenia całkowite (Usum) oraz przemieszczenia w osi X, Y i Z we wszystkich modelach są takie same. Wszystkie wartości z Tabeli 36 są przedstawione w postaci wykresu na Ryc. 67. Na Ryc. 68 przedstawione są mapy przemieszczeń (Usum).

Tabela 36. Mezjalizacja - Przemieszczenia w zębie [mm]

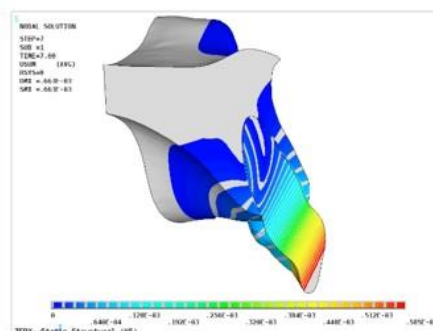
| model | Usum | Ux | Uy | Uz |
|-------|---------|---------|----------|----------|
| A | 5,9E-04 | 5,8E-04 | -3,0E-05 | -4,0E-05 |
| B | 5,9E-04 | 5,8E-04 | -3,0E-05 | -3,5E-05 |
| C | 5,9E-04 | 5,8E-04 | -3,0E-05 | -4,0E-05 |



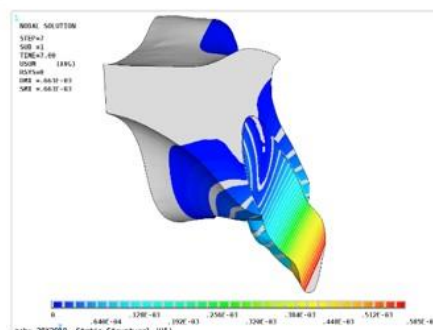
Ryc. 67. Mezjalizacja - Przemieszczenia w zębie [mm]



model A - zqb zdrowy



model B - zqb po leczeniu endodontycznym z wkładem z włókien szklanych



model C - zqb po leczeniu endodontycznym z wkładem indywidualnym ze stopu Cr-Co

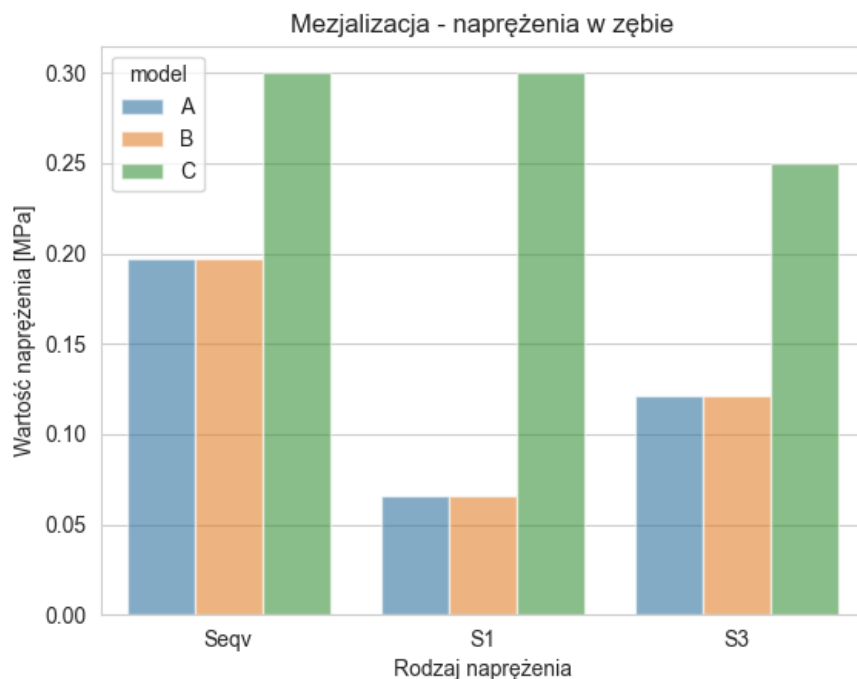
Ryc. 68. Mezjalizacja - Przemieszczenia w zębie [Usum]

5.8.2. Stan naprężeń w zębie

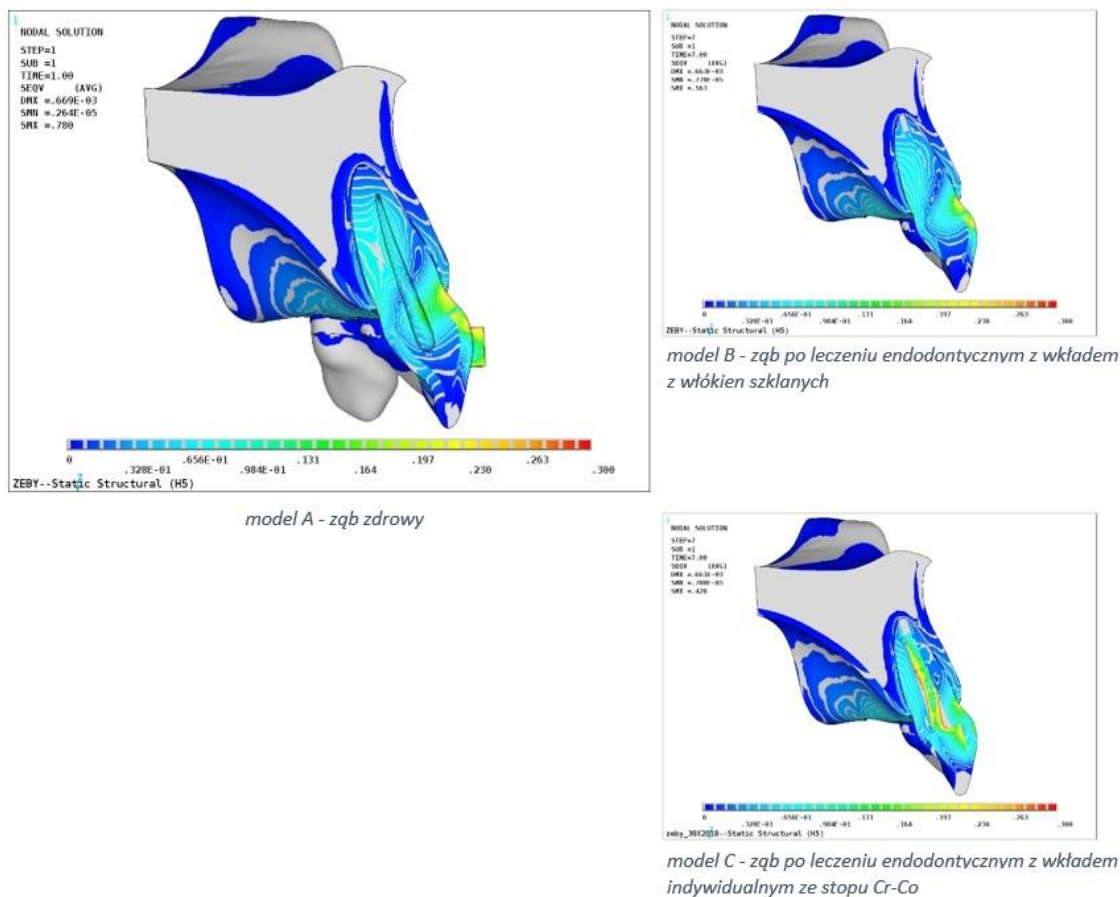
W Tabeli 37 przedstawiono naprężenia w zębie dla modeli A, B i C w trakcie mezjalizacji, z której wynika że naprężenia zredukowane wg teorii Hubera von Misesa (Seqv), naprężenia 1 główne (S1 - rozciągające) oraz naprężenia 3 główne (S3 - ściskające) dla modelu C są najwyższe. Naprężenia w przypadku modeli A i B zlokalizowane były w koronie zęba, natomiast naprężenia w modelu C zlokalizowane były w okolicy wkładu indywidualnego. Dodatkowo, stwierdzono że naprężenia dla modeli A i B mają takie same wartości. Wszystkie wartości z Tabeli 37 są przedstawione w postaci wykresu na Ryc. 69. Na Ryc. 70 przedstawione są mapy naprężeń zredukowanych w zębie (Seqv).

Tabela 37. Mezjalizacja - Naprężenia w zębie [MPa]

| Model | S1 | S3 | Seqv | Sx+ | Sx- | Sy+ | Sy- | Sz+ | Sz- |
|-------|-------|-------|-------|-------|-------|-------|-------|-------|-------|
| A | 0,066 | 0,121 | 0,197 | 0,015 | 0,020 | 0,011 | 0,000 | 0,063 | 0,000 |
| B | 0,066 | 0,121 | 0,197 | 0,015 | 0,020 | 0,011 | 0,000 | 0,063 | 0,000 |
| C | 0,300 | 0,250 | 0,300 | 0,033 | 0,020 | 0,020 | 0,000 | 0,200 | 0,069 |



Ryc. 69. Mezjalizacja - Naprężenia w zębie [MPa]



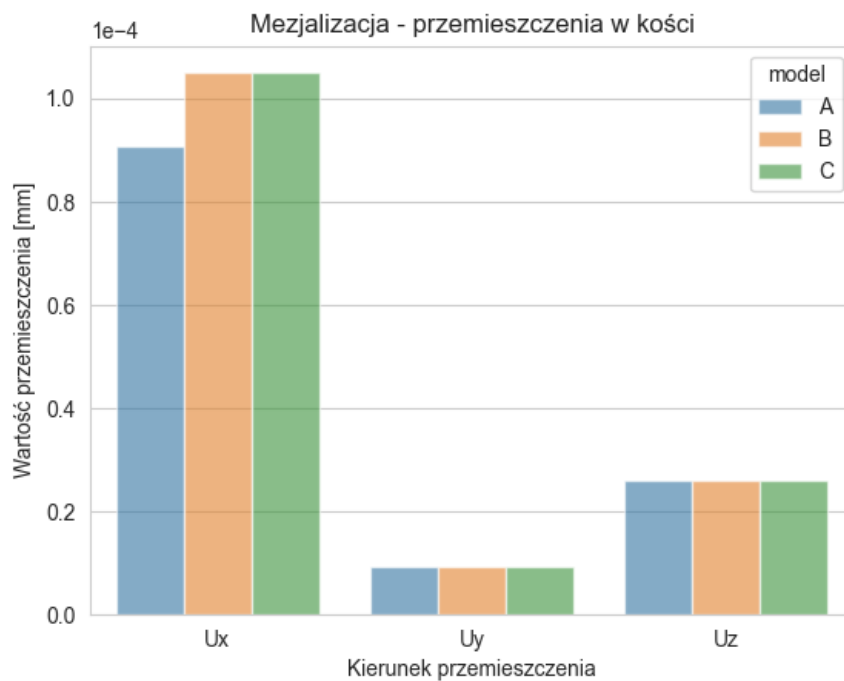
Ryc. 70. Mezjalizacja - Naprężenia zredukowane w zębie [Seqv]

5.8.3. Stan przemieszczeń w kości zębodołu

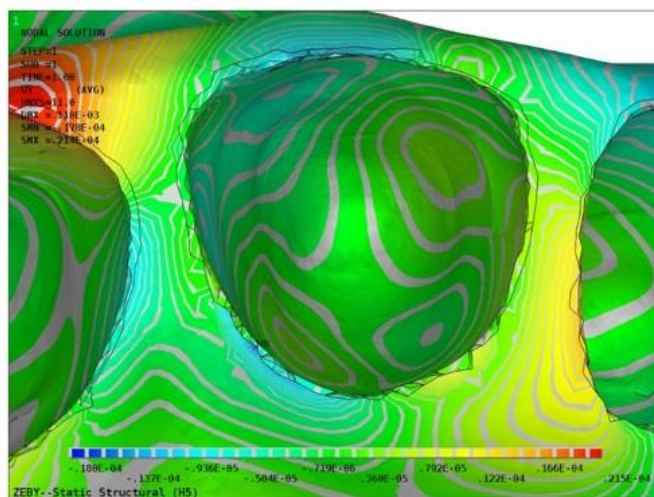
W Tabeli 38 przedstawiono przemieszczenia w kości dla modeli A, B i C w trakcie mezjalizacji, z której wynika że przemieszczenia w przypadku modeli B i C są minimalnie wyższe porównując do modelu A w przypadku osi X. Wszystkie wartości z Tabeli 38 są przedstawione w postaci wykresu na Ryc. 71. Na Ryc. 72 przedstawione są przykładowe mapy przemieszczeń dla kości w osi Y (U_y).

Tabela 38. Mezjalizacja - Przemieszczenia w kości [mm]

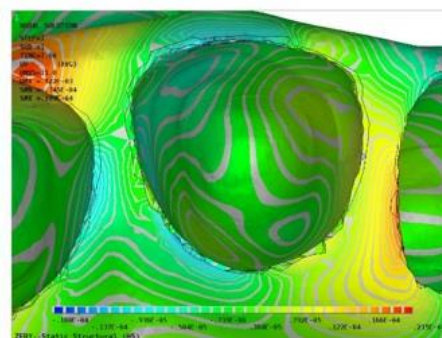
| model | U _x | U _y | U _z |
|-------|----------------|----------------|----------------|
| A | 9,06E-05 | -9,36E-06 | 2,59E-05 |
| B | 1,05E-04 | -9,36E-06 | 2,59E-05 |
| C | 1,05E-04 | -9,36E-06 | 2,59E-05 |



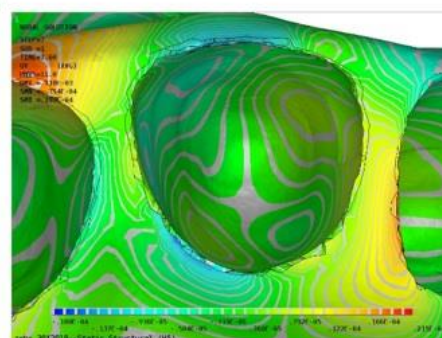
Ryc. 71. Mezjalizacja - Przemieszczenia w kości [mm]



model A - zqb zdrowy



model B - zqb po leczeniu endodontycznym z wkładem z włókien szklanych



model C - zqb po leczeniu endodontycznym z wkładem indywidualnym ze stopu Cr-Co

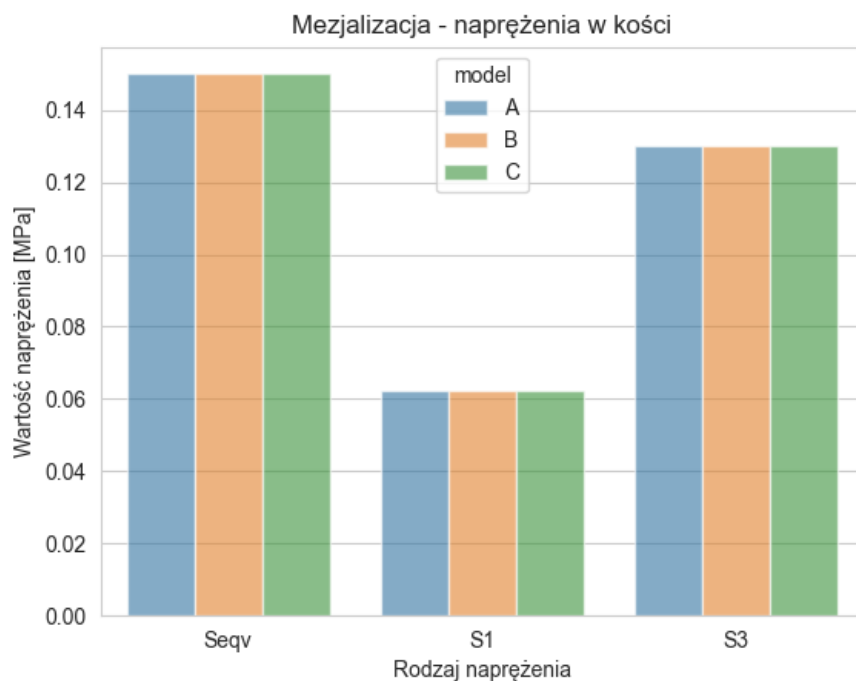
Ryc. 72. Mezjalizacja - Przemieszczenia w kości w osi Y [Uy]

5.8.4. Stan naprężeń w kości zębodołu

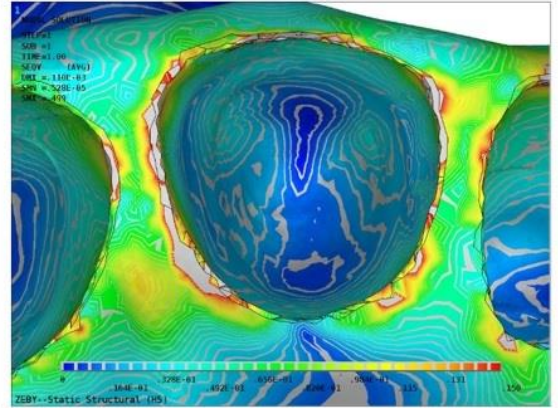
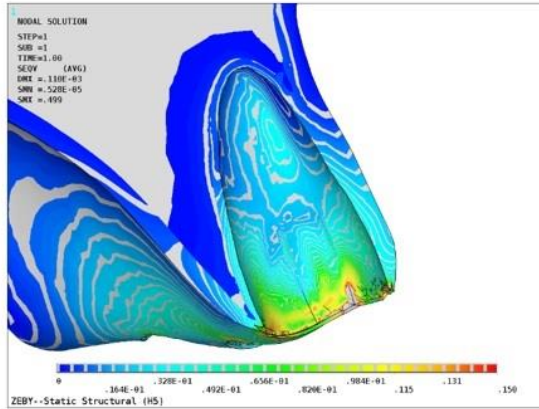
W Tabeli 39 przedstawiono naprężenia w kości zębodołu dla modeli A, B i C w trakcie mezjalizacji, z której wynika że naprężenia zredukowane wg teorii Hubera von Misesa ($Seqv$), naprężenia 1 główne ($S1$ - rozciągające) oraz naprężenia 3 główne ($S3$ - ściskające) dla wszystkich modeli są takie same. Wszystkie wartości z Tabeli 39 są przedstawione w postaci wykresu na Ryc. 73. Na Ryc. 74 przedstawione są mapy naprężeń zredukowanych w kości ($Seqv$).

Tabela 39. Mezjalizacja - Naprężenia w kości [MPa]

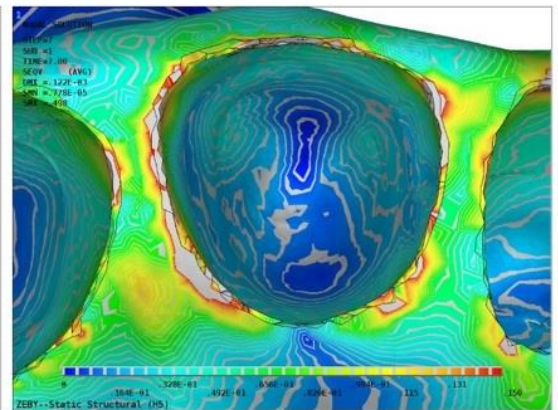
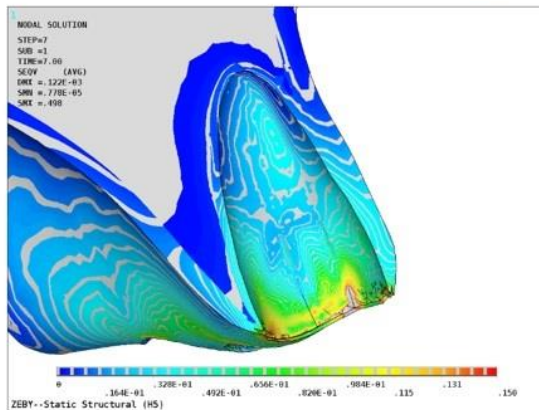
| Model | S1 | S3 | Seqv | Sx+ | Sx- | Sy+ | Sy- | Sz+ | Sz- |
|-------|-------|-------|-------|-------|-------|-------|-------|-------|-------|
| A | 0,062 | 0,130 | 0,150 | 0,048 | 0,050 | 0,075 | 0,042 | 0,100 | 0,000 |
| B | 0,062 | 0,130 | 0,150 | 0,048 | 0,050 | 0,075 | 0,042 | 0,100 | 0,000 |
| C | 0,062 | 0,130 | 0,150 | 0,048 | 0,050 | 0,075 | 0,042 | 0,100 | 0,000 |



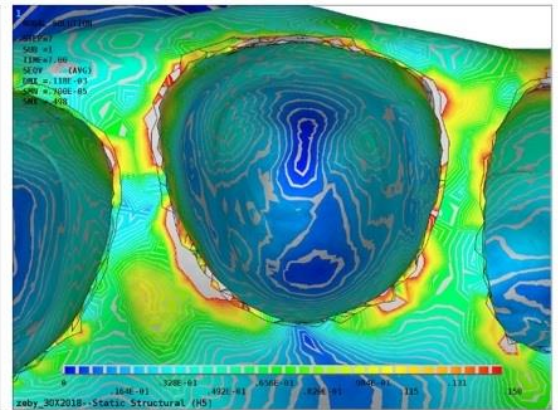
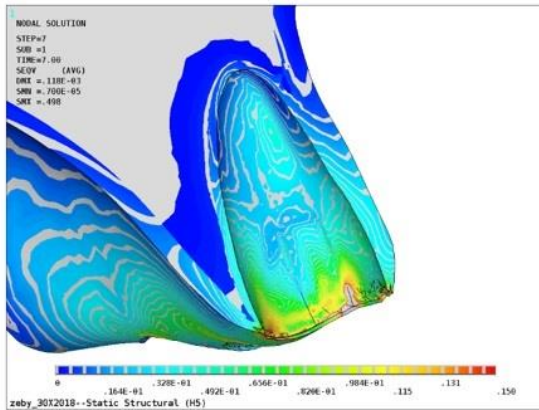
Ryc. 73. Mezjalizacja - Naprężenia w kości [MPa]



model A - zqb zdrowy



model B - zqb po leczeniu endodontycznym z wkładem z włókien szklanych



model C - zqb po leczeniu endodontycznym z wkładem indywidualnym ze stopu Cr-Co

Ryc. 74. Mezjalizacja - Naprężenia zredukowane w kości [Seqv]

5.9 DYSTALIZACJA

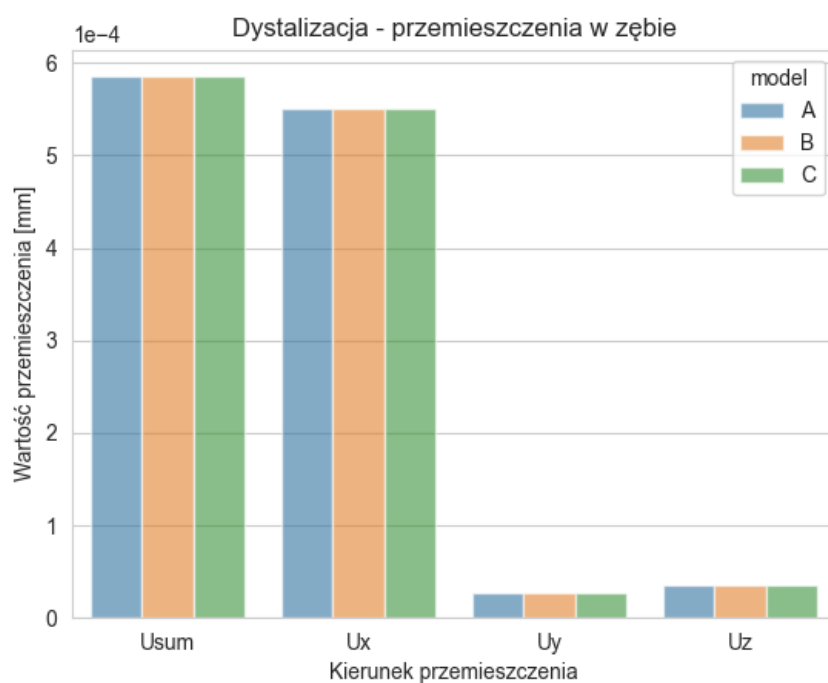
Dystalizacja jest ruchem zęba w kierunku dystalnym (dalszym) (w tym przypadku ruch odbywa się w osi X). Siła przykładana do zamka ortodontycznego miała wartość -1N (ok. -100 gram).

5.9.1. Stan przemieszczeń w zębie

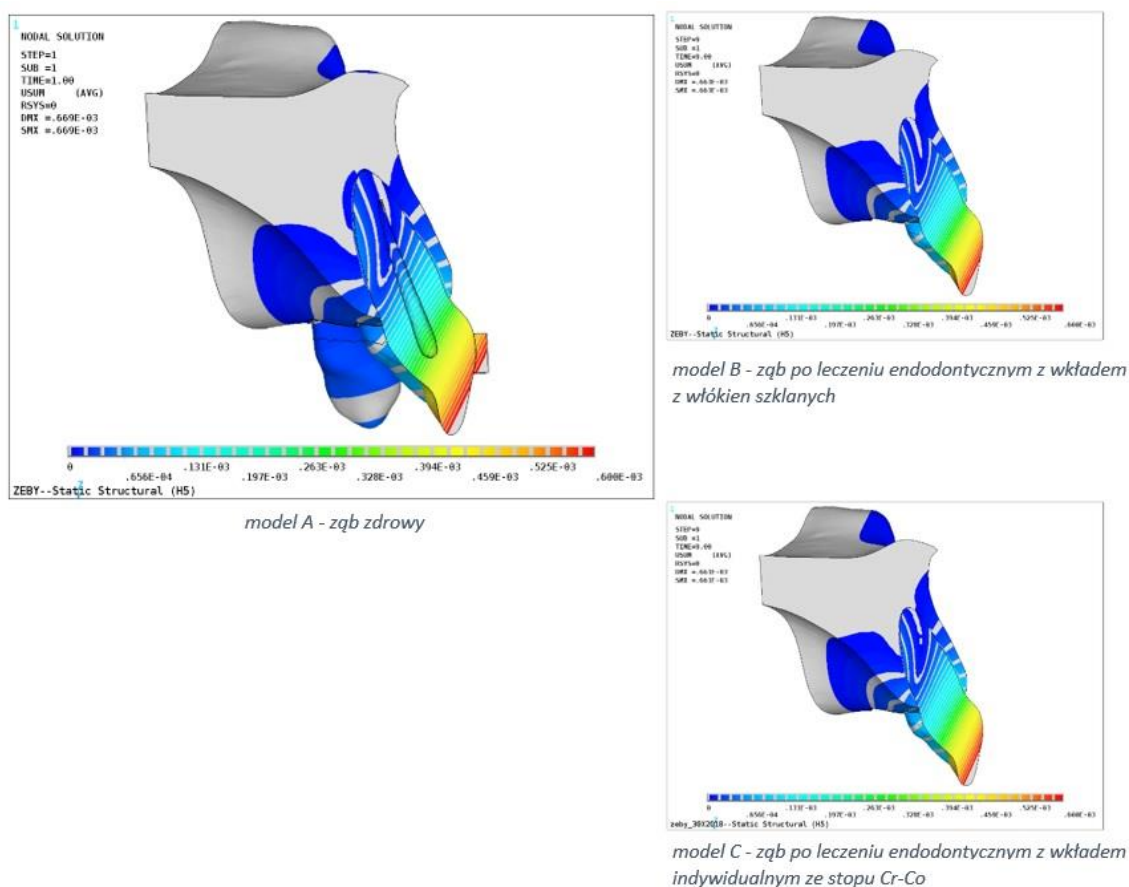
W Tabeli 40 przedstawiono przemieszczenia w zębie dla modeli A, B i C w trakcie dystalizacji, z której wynika że przemieszczenia całkowite (Usum) oraz przemieszczenia w osi X, Y i Z we wszystkich modelach są takie same. Wszystkie wartości z Tabeli 40 są przedstawione w postaci wykresu na Ryc. 75. Na Ryc. 76 przedstawione są mapy przemieszczeń (Usum).

Tabela 40. Dystalizacja - Przemieszczenia w zębie [mm]

| model | Usum | Ux | Uy | Uz |
|-------|---------|----------|----------|----------|
| A | 5,9E-04 | -5,5E-04 | -2,7E-05 | -3,5E-05 |
| B | 5,9E-04 | -5,5E-04 | -2,7E-05 | -3,5E-05 |
| C | 5,9E-04 | -5,5E-04 | -2,7E-05 | -3,5E-05 |



Ryc. 75. Dystalizacja - Przemieszczenia w zębie [mm]



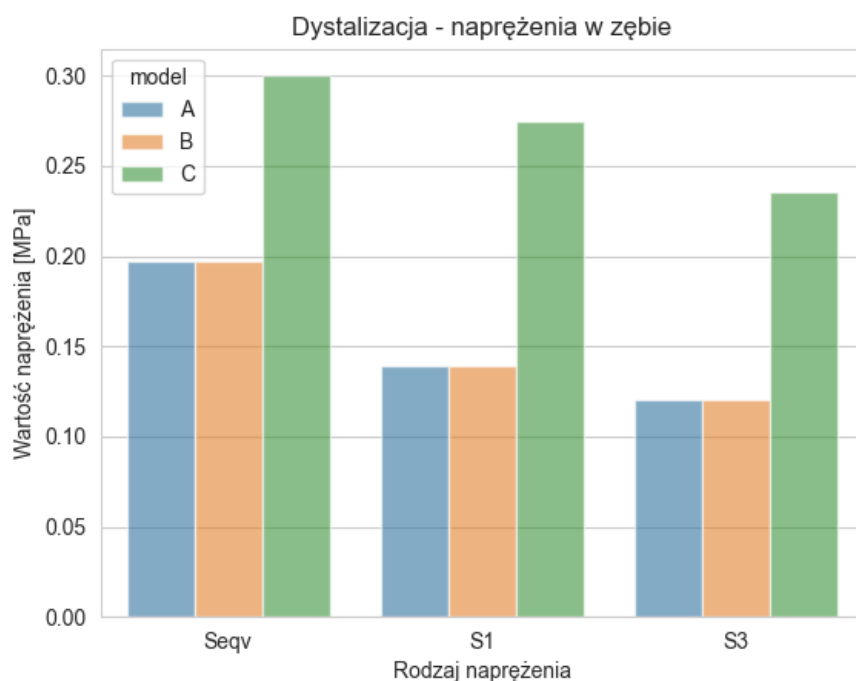
Ryc. 76. Dystalizacja - Przemieszczenia w zębie [Usum]

5.9.2. Stan naprężeń w zębie

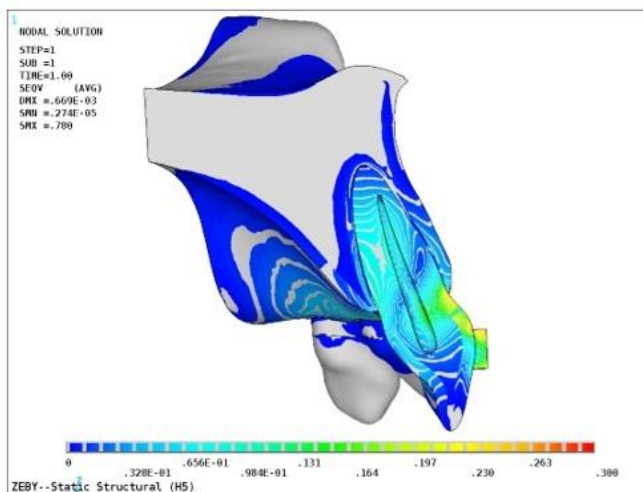
W Tabeli 41 przedstawiono naprężenia w zębie dla modeli A, B i C w trakcie mezjalizacji, z której wynika że naprężenia zredukowane wg teorii Hubera von Misesa ($Seqv$), naprężenia 1 główne ($S1$ - rozciągające) oraz naprężenia 3 główne ($S3$ - ściskające) dla modelu C są najwyższe. Naprężenia w przypadku modeli A i B zlokalizowane były w koronie zęba, natomiast naprężenia w modelu C zlokalizowane były w okolicy wkładu indywidualnego. Dodatkowo, stwierdzono że naprężenia dla modeli A i B mają takie same wartości. Wszystkie wartości z Tabeli 41 są przedstawione w postaci wykresu na Ryc. 77. Na Ryc. 78 przedstawione są mapy naprężeń zredukowanych w zębie ($Seqv$).

Tabela 41. Dystalizacja - Naprężenia w zębie [MPa]

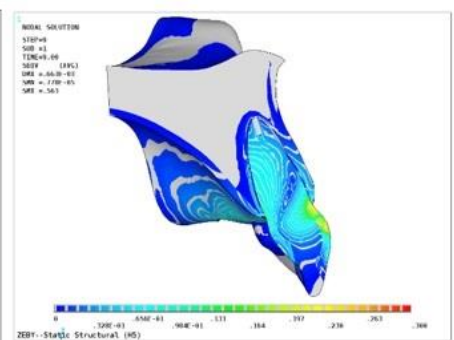
| Model | S1 | S3 | Seqv | Sx+ | Sx- | Sy+ | Sy- | Sz+ | Sz- |
|-------|-------|-------|-------|-------|-------|-------|-------|-------|-------|
| A | 0,139 | 0,120 | 0,197 | 0,014 | 0,025 | 0,000 | 0,011 | 0,000 | 0,090 |
| B | 0,139 | 0,120 | 0,197 | 0,014 | 0,025 | 0,000 | 0,011 | 0,000 | 0,090 |
| C | 0,275 | 0,235 | 0,300 | 0,014 | 0,040 | 0,000 | 0,020 | 0,061 | 0,150 |



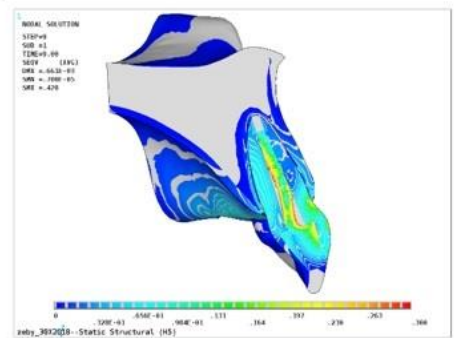
Ryc. 77. Dystalizacja - Naprężenia w zębie [MPa]



model A - ząb zdrowy



model B - ząb po leczeniu endodontycznym z wkładem z włókien szklanych



model C - ząb po leczeniu endodontycznym z wkładem indywidualnym ze stopu Cr-Co

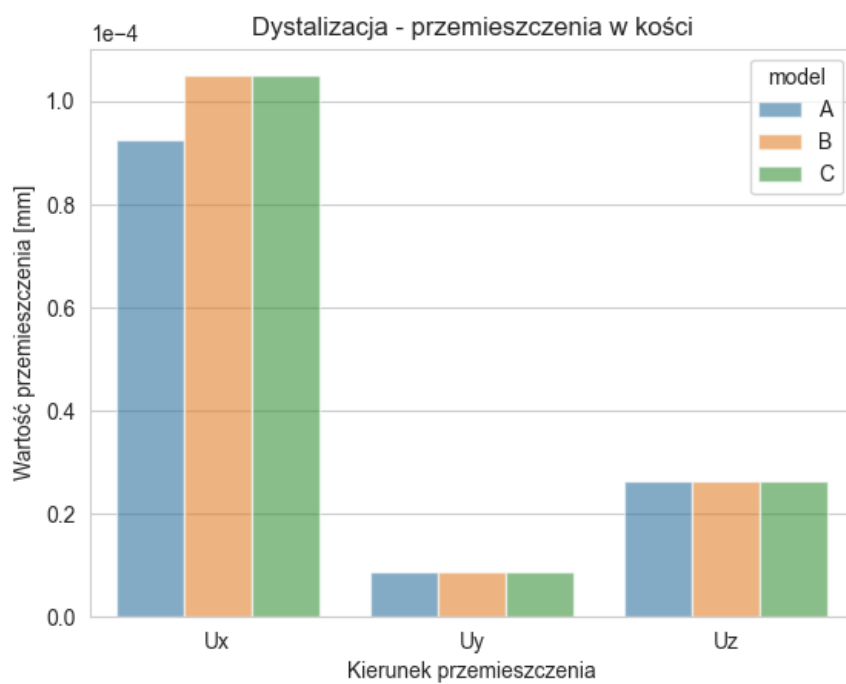
Ryc. 78. Dystalizacja - Naprężenia zredukowane w zębie [Seqv]

5.9.3. Stan przemieszczeń w kości żębodolu

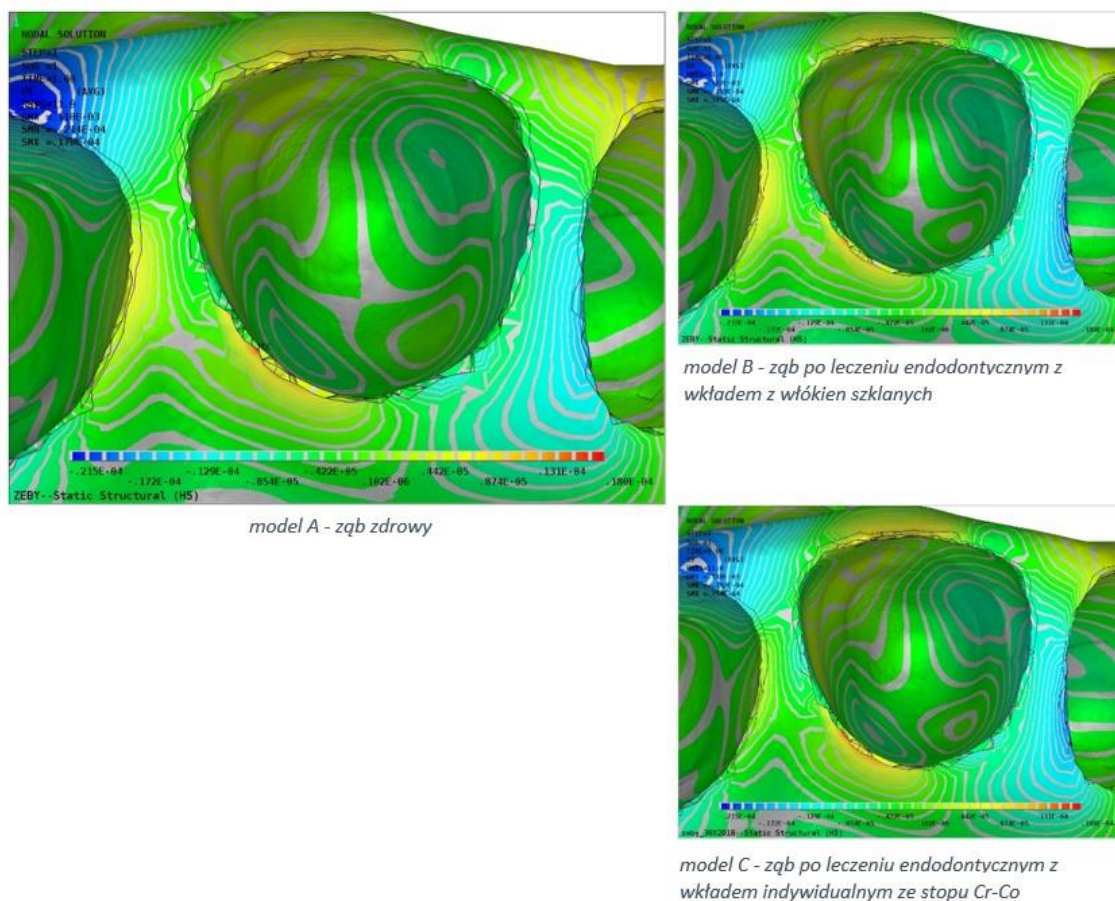
W Tabeli 42 przedstawiono przemieszczenia w kości dla modeli A, B i C w trakcie mezializacji, z której wynika że przemieszczenia w przypadku modeli B i C są minimalnie wyższe porównując do modelu A w przypadku osi X. Wszystkie wartości z Tabeli 42 są przedstawione w postaci wykresu na Ryc. 79. Na Ryc. 80 przedstawione są przykładowe mapy przemieszczeń dla kości w osi Y (Uy).

Tabela 42. Dystalizacja - Przemieszczenia w kości [mm]

| model | U _x | U _y | U _z |
|-------|----------------|----------------|----------------|
| A | -9,24E-05 | 8,74E-06 | -2,62E-05 |
| B | -1,05E-04 | 8,74E-06 | -2,62E-05 |
| C | -1,05E-04 | 8,74E-06 | -2,62E-05 |



Ryc. 79. Dystalizacja - Przemieszczenia w kości [mm]



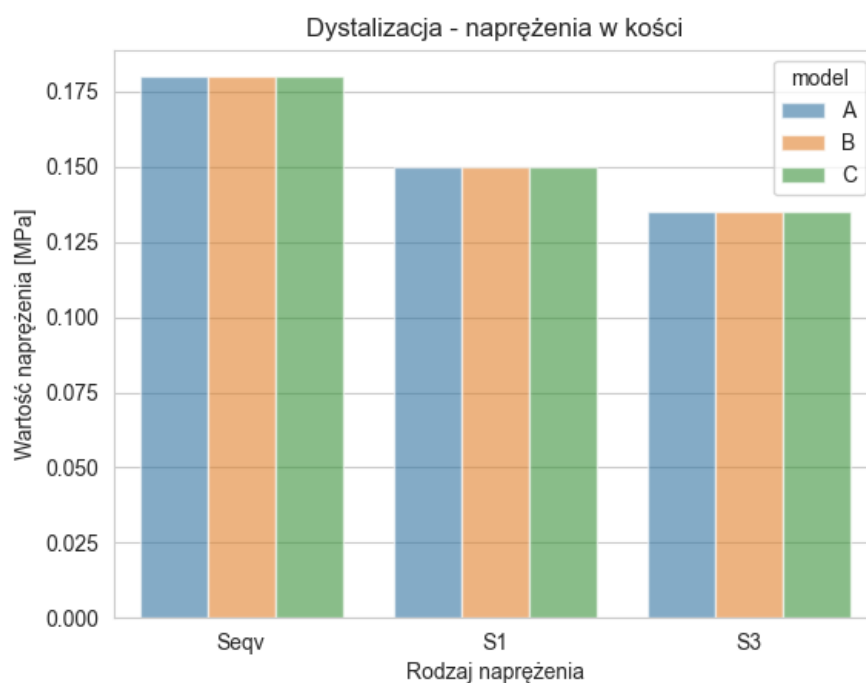
Ryc. 80. Dystalizacja - Przemieszczenia w kości w osi Y [Uy]

5.9.4. Stan naprężeń w kości zębodołu

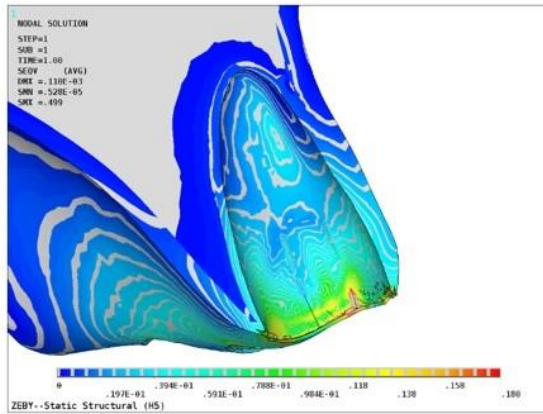
W Tabeli 43 przedstawiono naprężenia w kości zębodołu dla modeli A, B i C w trakcie mezjalizacji, z której wynika że naprężenia zredukowane wg teorii Hubera von Misesa ($Seqv$), naprężenia 1 główne ($S1$ - rozciągające) oraz naprężenia 3 główne ($S3$ - ściskające) dla wszystkich modeli są takie same. Wszystkie wartości z Tabeli 43 są przedstawione w postaci wykresu na Ryc. 81. Na Ryc. 82 przedstawione są mapy naprężeń zredukowanych w kości ($Seqv$).

Tabela 43. Dystalizacja - Naprężenia w kości [MPa]

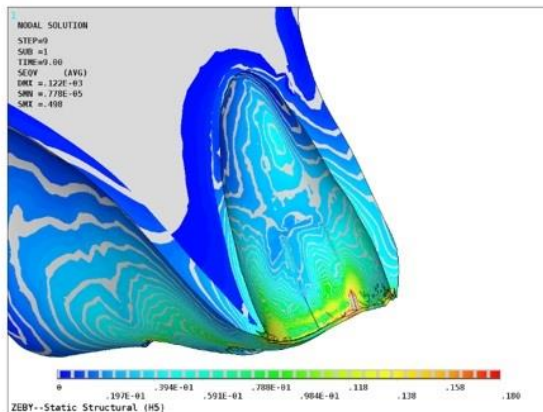
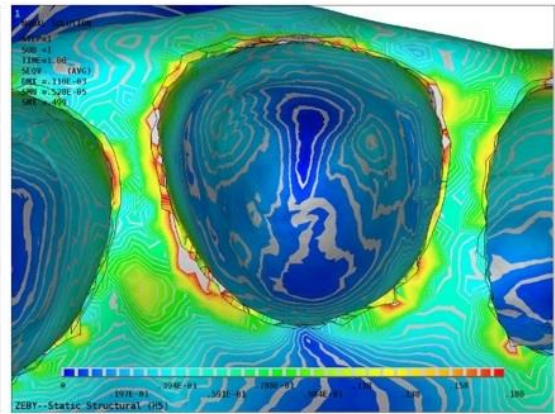
| Model | S1 | S3 | Seqv | Sx+ | Sx- | Sy+ | Sy- | Sz+ | Sz- |
|-------|-------|-------|-------|-------|-------|-------|-------|-------|-------|
| A | 0,150 | 0,135 | 0,180 | 0,048 | 0,050 | 0,075 | 0,042 | 0,100 | 0,000 |
| B | 0,150 | 0,135 | 0,180 | 0,048 | 0,050 | 0,075 | 0,042 | 0,100 | 0,000 |
| C | 0,150 | 0,135 | 0,180 | 0,048 | 0,050 | 0,075 | 0,042 | 0,100 | 0,000 |



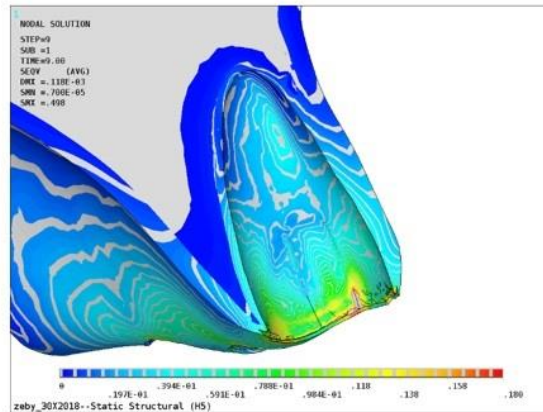
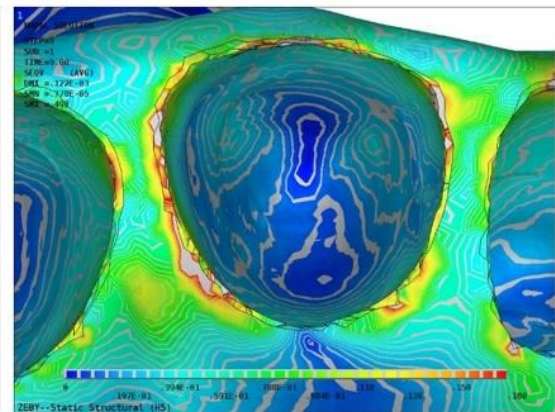
Ryc. 81. Dystalizacja - Naprężenia w kości [MPa]



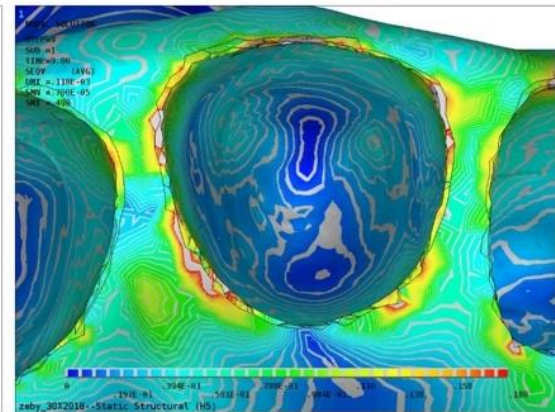
model A - zqb zdrowy



model B - zqb po leczeniu endodontycznym z wkładem z włókien szklanych



model C - zqb po leczeniu endodontycznym z wkładem indywidualnym ze stopu Cr-Co



Ryc. 82. Dystalizacja - Naprężenia zredukowane w kości [Seqv]

6. OMÓWIENIE WYNIKÓW I DyskusJA:

Przedmiotem wielu badań w bioinżynierii medycznej jest ocena wytrzymałości mechanicznej zębów odbudowanych wkładami k-k. W większości z nich stosowane metody badań zakładały wykorzystanie dużych sił, tylko w jednej osi lub pod wyznaczonym kątem. Nie znaleziono jednak badań, w których materiały do odbudowy protetycznej były oceniane w trakcie leczenia ortodontycznego, gdzie siły są znacznie niższe ale zadawane w różnych osiach. To połączenie oczekiwań zarówno ze strony stomatologów, protetyków jak i ortodontów skłoniło Autora do przeprowadzenia badań, których celem była ocena różnych rodzajów materiału do odbudowy protetycznej w zależności od rodzaju obciążeń i kierunków sił ortodontycznych. Badania *in vitro* miały na celu wykazanie, który z najczęściej wybieranych materiałów do rekonstrukcji jest najbardziej bezpieczny dla korzenia zęba przygotowywanego do leczenia ortodontycznego. Otrzymane rezultaty mogą ułatwić klinicyście zarówno zaplanowanie jak i wybór materiału przyszłej konstrukcji pracy protetycznej. Podobnie lekarze ortodonci, w przypadku pacjentów rozpoczynających leczenie ortodontyczne posiadających zęby po leczeniu endodontycznym i odbudowane protetycznie, będą świadomi naprężeń, które mogą generować wybrane materiały na tkanki zęba.

W przeprowadzonych badaniach własnych z analizą metodą elementów skończonych (MES) stwierdzono, że największe naprężenia w zębie w każdym przypadku obciążenia siłą ortodontyczną zaobserwowano w modelu zęba z indywidualnym wkładem lany z materiału Cr-Co. Naprężenia generowane przez wkład indywidualny lany zgromadzone były wzdłuż powierzchni kontaktu wkładu z zębiną korzeniową, a najwyższe wartości naprężeń zredukowanych według teorii Hubera Von Misesa, zaobserwowano w przypadku protruzji i retruzji (0,500 MPa). W zależności od ruchu ortodontycznego, naprężenia ściskające i rozciągające występowały na powierzchni kontaktu wkładu z zębiną korzeniową, od strony policzkowej lub podniebiennej. Podobne badania przeprowadzili Pegoretti i wsp. wykorzystując MES, natomiast różniły się rodzaje materiałów do odbudowy (wkład lany wykonany był ze złota). Dodatkowo, stosowane siły były w trzech osiach i miały różne wartości: pionowe siły miały wartość 100N, siły pod kątem 45° miały wartość 50N, a siły poziome 10N. Rezultaty badań, wykazały, że wkłady k-k wykonane ze złota o znacznie wyższym module sprężystości niż w przypadku włókna szklanego generowały największą koncentrację naprężeń na powierzchni kontaktu wkładu z zębiną. Wkłady z włókna szklanego, ze względu na ich większą

elastyczność, wykazały największe skoncentrowane naprężenia w okolicy szyjki zęba. Z wyjątkiem zgromadzenia naprężeń w okolicy szyjki zęba, wkład z włókna szklanego generował naprężenia podobne do tych co występują w zębie zdrowym posiadający podobne wartości modułu sprężystości [Pegoretti, 2002].

Analizę różnic pomiędzy zębami zdrowymi oraz zębami odbudowanymi materiałem kompozytowym i wkładem k-k z włókna szklanego, podjęli Abduljawad i wsp., których cel badań obejmował ocenę 40 usuniętych zębów siecznych szczęki. Zęby podzielono na 4 grupy w zależności od typu odbudowy:

- pierwsza grupa: zęby leczone endodontycznie bez wkładu k-k (grupa kontrolna),
- druga grupa: zęby leczone endodontycznie z 2 ubytkami klasy III wg Black'a,
- trzecia grupa: zęby leczone endodontycznie z 2 ubytkami klasy III wg Black'a oraz zacementowanym wkładem k-k z włókna węglowego,
- czwarta grupa: zęby leczone endodontycznie z 2 ubytkami klasy III wg Black'a i zacementowanym wkładem z włókna szklanego.

Wkłady k-k były adhezyjnie zacementowane cementem kompozytowym, ubytki zostały odbudowane materiałem kompozytowym. Po 3 miesiącach przechowywania zębów w wodzie, wszystkie zęby były obciążane pod kątem 45° w uniwersalnej maszynie wytrzymałościowej do momentu pęknięcia i oceniane były pod kątem typu pęknięć. Średnie obciążenia powodujące pęknięcia wynosiły od $687,5 \pm 84,0$ N do $943,8 \pm 93,1$ N. Grupa kontrolna wykazała największą odporność na złamania w porównaniu do pozostałych grup. Ustalono, że cementowanie wkładu k-k z włókna węglowego lub włókna szklanego nie ma wpływu na zwiększenie odporności zęba na złamania [Abduljawad, 2016]. W badaniach własnych, chociaż cele i metodologia różniły się od Abduljawad i wsp., to wnioski były podobne. Celem badań była ocena wpływu odbudowy na tkanki zęba oraz analiza stanu przemieszczeń i naprężeń, w zależności od rodzaju materiału do odbudowy, natomiast badania Abduljawad miały na celu ocenę wytrzymałości zęba odbudowanego wkładem k-k z włókna szklanego lub węglowego i sprawdzenie, jaka jest największa wartość siły, która powoduje złamanie w zębie zdrowym i zębie odbudowanym protetycznie. Jednocześnie użyte siły miały o wiele wyższe wartości niż w badaniach własnych, a kierunek przykładanych sił występował tylko w jednej osi i pod kątem 45°. Na podstawie obu badań ustalono, że wkład z włókna szklanego nie wzmacnia struktury zęba i w przypadku zachowanej obręczy protetycznej jego użycie jest zbędne.

Istotnym elementem badawczym jest ilość zachowanych tkanek zęba zarówno w części korzeniowej jak i koronowej po leczeniu endodontycznym i wpływ na odporność na złamanie. Veeraganta i wsp. przeprowadzili badania na temat wpływu materiału wkładu k-k, jego średnicy oraz utraty substancji na odporność na złamanie zębów po leczeniu endodontycznym. Głównym problemem badawczym był nieokreślony wpływ modułu elastyczności prefabrykowanych wkładów k-k na odporność zębów na złamanie po leczeniu endodontycznym. Wpływ utraty tkanek zęba oceniono porównując jedną lub dwie ściany resztkowe zębiny. Przeleczono endodontycznie 64 usunięte pierwsze zęby dolne przedtrzonowe i podzielono na 8 grup. Wkłady k-k, które zostały użyte wykonane były z tytanu oraz z włókna szklanego, o średnicy ISO 70 lub 90. Po zacementowaniu wkładów część koronowa zębów została odbudowana kompozytem. Zęby oszlifowano w taki sposób żeby pozostało 2mm obręczy protetycznej i zacementowano korony protetyczne Co-Cr. Po wykonaniu 1.200.000 cykli żucia przy obciążeniu 49N, próbki były obciążane pod kątem 30° do długiej osi zęba, aż do złamania. Obciążenia powodujące pęknięcia wahały się od 954 ± 35 N (jedna resztkowa ściana – włókno szklane ISO 70) do 1286 ± 202 N (jedna resztkowa ściana – włókno szklane ISO 90). Wkłady tytanowe wykazały statystycznie wyższą odporność na złamania niż wkłady z włókna szklanego. Stwierdzono również zwiększenie odporności na złamanie wraz ze wzrostem średnicy wkładu, natomiast nie stwierdzono istotnej różnicy w odniesieniu do liczby ścian resztkowych. Ustalono, że zęby odbudowane wkładami tytanowymi wykazywały wyższą odporność na złamania niż zęby z wkładami z włókna szklanego, szczególnie gdy zastosowano wkłady o mniejszej średnicy. Pod względem klinicznym otrzymane wyniki wskazują na to, że w przypadku wkładów o małej średnicy, materiałem z wyboru powinien być tytan, a w przypadku wkładów o dużej średnicy włókno szklane [Veeraganta, 2020]. Wydaje się, że takie postępowanie jest zgodne z biomechaniką naprężeń, ponieważ podobnie jak w badaniach własnych stwierdzono, że wkład indywidualny lany z materiału Cr-Co może powodować największe naprężenia w kontakcie z zębiną korzeniową. Jeżeli ściany korzeniowe są bardzo cienkie, czyli w efekcie wkład lany ma dużą średnicę istnieje duże prawdopodobieństwo, że to doprowadzi do poważnego powikłania – pęknięcia korzenia z brakiem możliwości rekonstrukcji. W takich sytuacjach klinicznych, szerszy wkład powinien być wykonany z włókna szklanego. Wyniki badań Balkaya i wsp. również potwierdzają, że materiały na bazie żywic kompozytowych samoadhezyjnych (self-adhesive) mogą być z

powodzeniem stosowane w odbudowie zębów po leczeniu endodontycznym, w których ściany korzeniowe są bardzo cienkie [Balkaya, 2013].

Pod względem niepowodzeń lub powikłań, które mogą powodować odbudowy endodontyczno-protetyczne w zależności od zastosowanego materiału do odbudowy, przeprowadzili Franco, Akkayan, Pereira oraz Figueiredo. Ustalono na podstawie przeprowadzonych badań Akkayan'a, że wkłady k-k z tytanu wykazały najmniejszą odporność na obciążenia pękające oraz najbardziej poważne niepowodzenia. Istotnie wyższą wytrzymałość na złamanie wykazały wkłady z włókna kwarcowego. Wszystkie próbki w grupie z wkładami cyrkonowymi uległy złamaniu a analiza statystyczna sposobu złamania wykazała, że próbki grupy z włóknem kwarcowym i szklanym pękały korzystnie (złamania nadające się do rekonstrukcji), natomiast złamania, które zaobserwowano w grupach z tytanowymi i cyrkonowymi wkładami nie nadawały się do rekonstrukcji [Akkayan, 2002]. Badania Franco z kolei wykazały, że długość wkładu k-k nie była czynnikiem niszczącym w obciążaniu zębów leczonych endodontycznie. Złamania korzeni nie nadające się do rekonstrukcji wystąpiły w grupie z indywidualnymi wkładami lanymi, podczas gdy możliwe do odbudowy złamania wystąpiły w przypadku włókna szklanego [Franco, 2014]. Podobne wnioski uzyskali Pereira i wsp.. Udowodnili, że prefabrykowane wkłady z włókna szklanego i stali wykazały znacznie niższą wytrzymałość i prawdopodobieństwo „przeżycia” (survival rate) niż wkłady indywidualne lane. Jednakże korzenie odbudowane wkładami lanymi prezentowały wyższą skalę powikłanych złamań, podczas gdy we wszystkich innych grupach odbudowy najczęściej dawały możliwość ich odbudowy [Pereira, 2014]. Przegląd literatury i metaanaliza wykonana przez Figueiredo i wsp. nie zaleca stosowania wkładów z włókna szklanego, w celu zmniejszenia liczby powikłań. Autorzy badań wskazali potrzebę przeprowadzenia większej liczby dobrze zaprojektowanych badań klinicznych oceniających wkłady k-k [Figueiredo, 2014]. Niezmiernie ważne w przypadku planowanego leczenia ortodontycznego jest wykorzystanie zębów po zakończonym leczeniu endodontycznym. Wielu badaczy zajmowało się wyznaczeniem maksymalnej wielkości siły powodującej pęknięcie struktur zęba, natomiast w przeprowadzonych badaniach własnych skoncentrowano się na ocenie naprężeń generowanych w zębie podczas ruchów ortodontycznych. Porównując naprężenia generowane w przypadku wkładu indywidualnego lanego Cr-Co ze zdrowym zębem i z wkładem z włókna szklanego ustalono, że były one wyższe średnio o ok. 43,5% dla wszystkich ruchów ortodontycznych. Odpowiednio: największą różnicę w generowanych naprężeniach

zaobserwowano w przypadku ruchu retruzji oraz momentu korzeniowego podniebiennego, (około 57%) kolejno w przypadku ruchu protruzji, rotacji oraz momentu korzeniowego przedsionkowego (około 46%), natomiast w przypadku ruchów intruzji, ekstruzji, mezjalizacji oraz dystalizacji różnica generowanych naprężeń wynosiła 35%. We wszystkich przypadkach obciążenia siłą ortodontyczną i we wszystkich modelach stan przemieszczeń w zębie był taki sam.

W piśmiennictwie nie znaleziono badań oceniających związku pomiędzy rodzajem zastosowanego materiału do odbudowy a naprężeniami i przemieszczeniami powstałymi w kości zębodołu. W badaniach własnych stwierdzono, że stan naprężeń w kości dla wszystkich modeli zęba i we wszystkich przypadkach obciążenia siłą ortodontyczną był taki sam, jednakże analiza stanu przemieszczeń w kości wykazała, że w niektórych przypadkach przemieszczenia były minimalnie wyższe w przypadku zębów odbudowanych protetycznie. Różnice te, z uwagi na bardzo niskie wartości nie mają znaczenia klinicznego, dlatego można podsumować, że rodzaj materiału do odbudowy protetycznej nie ma wpływu na naprężenia i przemieszczenia w kości wyrostka zębodołowego.

Wielu autorów wspomina o obręczy protetycznej (*ferrule effect*), jako najważniejszym czynnikiem kwalifikującym zęby do odbudowy wkładem k-k. W przypadku braku obręczy należy odbudować ząb wkładem k-k, natomiast zęby zdrowe wykazują najwyższą wytrzymałość na złamanie [Akkayan, 2002; Franco, 2014; Pereira, 2014; Abduljawad, 2016; Veeraganta, 2020]. Samo wykonanie dostępu endodontycznego osłabia ząb, a dodatkowo preparacja pod wkład k-k może prowadzić do większej utraty twardych tkanek. Można więc spodziewać się, że o ile moduł elastyczności Younga zęba jest parametrem stałym, wytrzymałość mechaniczna proporcjonalnie zmniejsza się co w efekcie zwiększa podatność na powikłania w postaci pęknięć. Moduł Younga dla zębiny wynosi 18.6 GPa, dla szkliwa 85 GPa. Biorąc pod uwagę wyniki badań dysertacji i fakt, że wkład indywidualny lany powoduje największe naprężenia zredukowane wg teorii Hubera von Misesa o wartości 0,500 MPa w przypadku protruzji i retruzji, można stwierdzić, że sama odbudowa w efekcie przykładanej siły ortodontycznej nie doprowadzi do pęknięcia korzenia. Siły ortodontyczne mają o wiele niższe wartości stąd można przypuszczać, że najprawdopodobniej samo leczenie ortodontyczne nie przyczyni się do powstania powikłań, ewentualnie może do nich doprowadzić jeżeli jest połączone z niewyrównaną płaszczyzną okluzyjną lub urazem zgryzowym.

Przedstawione w wynikach mapy naprężeń potwierdzają, że materiały o wysokim module sprężystości – w tym przypadku wkład indywidualny lany – mają najbardziej jednolity rozkład naprężeń. Jednocześnie obręcz protetyczna zapewnia ich równomierny rozkład i zmniejsza naprężenia w okolicy szyjki zęba. Natomiast należy również brać pod uwagę grubość zachowanych tkanek korzenia po opracowaniu pod wkład k-k, ponieważ w przypadku cienkich ścian długoterminowo odbudowa z wysokim modulem sprężystości (sztywny materiał) może prowadzić do pęknięć. Podobnie jak Akkyan i Franco ustalili, że wkłady o wysokim module sprężystości wykazują największą wytrzymałość na pęknięcie, natomiast częściej przyczyniają się do dużych niepowodzeń i nie rekonstruowalnych pęknięć korzeni. Ponadto naprężenia dla zęba zdrowego i zęba z wkładem z włókna szklanego we wszystkich przypadkach mają podobne wartości co potwierdza, że w przypadku zachowanej obręczy protetycznej cementowanie wkładu k-k nie jest wymagane.

W przeszłości i często do dzisiaj spotykana jest teza, że każdy ząb zakwalifikowany jako filar do odbudowy pojedynczą koroną lub do mostów protetycznych, musi w pierwszej kolejności być leczony endodontycznie, oraz wzmocniony za pomocą wkładu k-k. Współcześnie ta teoria wydaje się błędną ponieważ wyniki wielu badań potwierdzają, że wkłady k-k nie wzmocniają struktury zęba. Ekkasak i Stannard udowadniają, że jedynie zdrowe zęby posiadają najwyższą wytrzymałość na złamania. Ponadto trendy współczesnej stomatologii małoinwazyjnej i adhezyjnej coraz częściej zalecają stosowanie licówek porcelanowych/kompozytowych oraz bezpośrednią odbudowę wykorzystującą materiały kompozytowe w odcinku przednim i nakładów porcelanowych lub kompozytowych w odcinku bocznym. Spowodowało to ograniczenie stosowania tradycyjnych koron protetycznych oraz wkładów k-k tylko i wyłącznie do przypadków, w których brak obręczy protetycznej (wystarczającej obecności zdrowych tkanek zęba o wysokości co najmniej 2mm wokół korony zęba) może doprowadzić do pęknięcia zęba i w efekcie ryzyko jego utraty. Alternatywnie, tradycyjne korony protetyczne mogą być stosowane w przypadkach, kiedy zęby po leczeniu endodontycznym są przebarwione i pomimo zastosowania wybielania cienka odbudowa w postaci licówki porcelanowej lub bezpośredniej odbudowy kompozytovej nie zagwarantuje dobrego efektu estetycznego, szczególnie w odcinku przednim. Według innych badań i zaleceń Polskiego Towarzystwa Endodontycznego wkłady k-k nie wzmocniają zęby, dlatego samo przygotowanie przed zacementowaniem wkładu k-k powinno ograniczać się tylko i wyłącznie do usuwania materiału wypełniającego kanał

korzeniowy z pozostawieniem materiału wypełniającego okolice wierzchołka korzenia, bez dodatkowego poszerzania kanału i dodatkowej redukcji tkanek zęba [zalecenia ze strony internetowej PTE].

Z własnych obserwacji klinicznych, w przypadku zębów bocznych po leczeniu endodontycznym lub zębów żywych z rozległymi ubytkami MOD, najczęściej dochodzi do pęknięcia ścian podniebiennych, sporadycznie dochodzi również do pęknięcia ścian policzkowych. Jeżeli granica takiego pęknięcia zlokalizowana jest naddziąsłowo czyli zachowana jest obręcz protetyczna, taki ząb powinien być odbudowany metodą pośrednią nakładem kompozytowym lub porcelanowym z pokryciem powierzchni zęba (redukcja pozostałych ścian). Dopuszczalna również jest odbudowa bezpośrednia kompozytem pod warunkiem, że i w tym przypadku pozostałe ściany są zredukowane i pokryte materiałem kompozytowym. Tego rodzaju odbudowa pozwala na lepszy rozkład naprężeń i zminimalizowanie prawdopodobieństwa pęknięcia w przyszłości. W przypadku kiedy granica takiego pęknięcia zlokalizowana jest poddziąsłowo, w pierwszej kolejności potrzebny jest zabieg chirurgicznego wydłużenia korony klinicznej polegający na plastyce dziąsła i kości (osteogingiwektomia) lub samego dziąsła (gingiwektomia). Pozwala to na uzyskanie obręczy protetycznej i w takiej sytuacji po zacementowaniu wkładów k-k korona protetyczna obejmuje całego zęba, co daje gwarancję trwałej i szczelnej odbudowy. W przypadku leczenia pacjentów z tzw. „uśmiechem dziąsłowym” zamiast chirurgicznego wydłużenia korony klinicznej można wykonać ekstruzję ortodontyczną, co również pozwala na uzyskanie właściwej obręczy protetycznej nie zaburzając właściwych proporcji mikroestetyki. Również badania Ding i wsp. potwierdzają, że zęby odbudowane koronami protetycznymi z zachowaną obręczą protetyczną mają najwyższą odporność na złamanie i mniej skoncentrowane naprężenia. Natomiast interesująca wydaje się konkluzja, która odnosi się do pozostałości korzeniowych. Nie stwierdzono istotnych różnic pomiędzy zębami z preparacją pod wkład metodą „*inner shoulder retention*” (pozwala na podparcie schodkowe wkładu, podczas gdy dalsza preparacja kanału korzeniowego odbywa się cieńszym wiertłem), a zębami po ekstruzji ortodontycznej, jednakże zęby po chirurgicznym wydłużeniu korony klinicznej wykazały niższą odporność na złamanie i więcej skoncentrowanych naprężeń [Ding, 2020]. Wydaje się, że jest to ważne, szczególnie dla pacjentów, którzy pragną zachować ząb o słabym rokowaniu protetycznym, a często takie postępowanie jest rozwiązaniem kompromisowym.

Rezultaty badań własnych pozwalają na sformułowanie sugestii klinicznych dla postępowania terapeutycznego w zakresie ortodoncji i protetyki. Istotne dla ortodontów powinno być zachowanie ostrożności podczas wykonywania ruchów protruzji, retruzji, toru korzeniowego przedśionkowego i podniebiennego. Dla protetyków ważny jest dobór materiału wkładu k-k, wtedy kiedy konieczne jest jego zastosowanie. W przypadku cienkich ścian korzeniowych materiałem z wyboru powinien być wkład z włókna szklanego, ponieważ niski moduł sprężystości pozwoli zminimalizować naprężenia powstające w korzeniu i w efekcie zmniejszenie prawdopodobieństwa katastrofalnych powikłań prowadzących do utraty zęba. Natomiast w każdym innym przypadku zaleca się stosowanie wkładów tytanowych lub indywidualnych lanych np. ze stopu Cr-Co, które posiadają wysoki moduł sprężystości (sztywny materiał). Wkłady o wysokim module sprężystości pozwalają na bardziej jednolity rozkład naprężeń w zębie. Zarówno w zębach przednich jak i bocznych, jeżeli zachowana jest obręcz protetyczna, w pierwszej kolejności preferowane powinny być odbudowy adhezyjne takie jak: nakłady kompozytowe/porcelanowe, licówki kompozytowe/porcelanowe. W sytuacjach kiedy planowana jest poprawa estetyki zębów przebarwionych, a metody wybielania nie przynoszą oczekiwanych rezultatów, można zastosować tradycyjne korony protetyczne na podbudowie z tlenku cyrkonu. Kluczowa jest również współpraca ortodonty i protetyka w trakcie planowania leczenia interdyscyplinarnego, pod kątem szczegółowej analizy zwarcia i eliminacji przedwczesnych kontaktów okluzyjnych (stosowanie łuku twarzowego i artykulatora).

7. WNIOSKI:

Na podstawie przeprowadzonych badań można sformułować następujące wnioski:

1. Indywidualny wkład lany generuje większe naprężenia w porównaniu do wkładu z włókna szklanego, w różnych typach obciążeń siłami ortodontycznymi w trzech płaszczyznach.
2. W zębie zdrowym i z odbudową wkładem k-k z włókna szklanego największe zgromadzone naprężenia występują w okolicy korony zęba, natomiast w zębie z wkładem indywidualnym lanym występują w okolicy wkładu k-k, które wykazują bardziej jednolity rozkład naprężeń.
3. Przemieszczenia we wszystkich zębach i w różnych typach obciążeń siłami ortodontycznymi, niezależnie od wybranego materiału do odbudowy protetycznej są podobne.
4. Stwierdzono brak wpływu materiału do odbudowy protetycznej zęba na naprężenia i przemieszczenia w kości zębodołu.
5. Zastosowane materiały do odbudowy korzenia po leczeniu endodontycznym są bezpieczne pod względem generowanych naprężeń przez siły ortodontyczne, z zachowaniem szczególnej ostrożności w przypadku ruchów protruzji i retruzji, biorąc pod uwagę odpowiednią ilość zachowanych tkanek zęba.

8. PIŚMIENNICTWO

1. 3M ESPE. RelyX Fiber Post. Product Brochure.
2. Abduljawad M, Samran A, Kadour J, Karzoun W, Kern M. Effect of fiber posts on the fracture resistance of maxillary central incisors with Class III restorations: An in vitro study. *J Prosthet Dent*. 2017 Jul;118(1):55-60. doi: 10.1016/j.prosdent.2016.09.013. Epub 2016 Nov 15. PMID: 27863859.
3. Akkayan B, Gülmez T. Resistance to fracture of endodontically treated teeth restored with different post systems. *J Prosthet Dent*. 2002 Apr;87(4):431-7. doi: 10.1067/mpr.2002.123227. PMID: 12011860.
4. Alzamzami ZT, Abulhamael AM, Talim DJ, Khawaji H, Barzanji S, Roges RA: Cone-beam Computed Tomographic Usage: Survey of American Endodontists. *J Contemp Dent Pract*. 2019 Oct 1;20(10):1132–1137. PMID: 31883245.
5. Amarante MV, Pereira MV, Darwish FA, Camarao AF: Stress prediction in a central incisor with intraradicular restorations. *Mat Res*. 2011, 214.
6. Amarnath GS, Swetha MU, Muddugangadhar BC: Effect of Post Material and Length on Fracture Resistance of Endodontically Treated Premolars: An In-Vitro Study. *J Int Oral Health* 2015 Jul; 7(7):22–28.
7. Anthony, L.P., and Grossman, L.T. A brief history of root canal therapy in the United States. *JADA* 32:43-50, 1945.
8. Balkaya MC, Birdal IS. Effect of resin-based materials on fracture resistance of endodontically treated thin-walled teeth. *J Prosthet Dent*. 2013 May;109(5):296-303. doi: 10.1016/S0022-3913(13)60304-2. PMID: 23684279.
9. Biały M, Dąbrowa T, Napadłek P: Wybrane aspekty mechaniczne wkładów koronowo-korzeniowych z włókna szklanego – przegląd piśmiennictwa. *Protet Stomatol*. 2015, 65(6): 548–553.
10. Brodin P, Linge L, Aars H: Instant assessment of pulpal blood flow after orthodontic force application. *J Orofacial Orthop*. 1996, 57, 306–309.
11. Bud M, Jitaru S, Lucaciu O, Korkut B, Dumitrascu-Timis L, Ionescu C, Cimpean S, Delean A: The advantages of the dental operative microscope in restorative dentistry. *Med Pharm Rep*. 2021 Jan; 94(1):22-27. doi: 10.15386/mpr-1662. Epub 2021 Jan 29. PMID: 33629044; PMCID: PMC7880065.

12. Cervino G, Fiorillo L, Arzukanyan AV, Spagnuolo G, Campagna P, Cicciù M. Application of bioengineering devices for stress evaluation in dentistry: the last 10 years FEM parametric analysis of outcomes and current trends. *Minerva Stomatol.* 2020 Feb;69(1):55-62. doi: 10.23736/S0026-4970.19.04263-8. PMID: 32214067.
13. Chaushu S, Shapira J, Heling I, Becker A: Emergency orthodontic treatment after the traumatic intrusive luxation of maxillary incisors. *Am J Orthod Dentofacial Orthop.* 2004; 126: 162–172.
14. Cheung W: A review of the management of endodontically treated teeth: Post, core and the final restoration. *J Am Dent Assoc.* 2005, 136, May.
15. Coachman C, Bohner L, Jreige CS, Sesma N, Calamita M: Interdisciplinary guided dentistry, digital quality control, and the "copy-paste" concepts. *J Esthet Restor Dent.* 2021, Apr 26. doi: 10.1111/jerd.12736. Epub ahead of print. PMID: 33899323.
16. Coolidge ED: Past and present concepts in endodontics. *J Am Dent Assoc.* 1960, 61:676–688.
17. Costich, E.R., and others. Plantation of teeth: a review of the literature. *NY State Dent J* 29:3-13, 1963.
18. Craig GC, Powers JM, Wataha JC: *Materiały stomatologiczne: cementy, dentystyczne stopy odlewowe i lutowia.* Wyd. Med. Urban & Partner Wrocław 2000.
19. Cruse WP, Bellizzi R (a): A historic review of endodontics, 1689–1963, part 1. *J Endod.* 1980, Mar; 6, 3: 495–499.
20. Cruse WP, Bellizzi R (b): A historic review of endodontics, 1689–1963, part 2. *J Endod.* 1980, April; 6, 4: 532–535.
21. Cruse WP, Bellizzi R (c): A historic review of endodontics, 1689–1963, part 3. *J Endod.* 1980, May; 6, 5: 576–580.
22. Curson, I. History and endodontics. *Dent Pratt* 15(12):435-439, 1965.
23. Dammaschke T: The history of direct pulp capping. *J Hist Dent.* 2008, Spring; 56(1):9–23. PMID: 18578224.
24. Darcey J, Taylor C, Roudsari RV, Jawad S, Hunter M: Modern endodontic principles. Part 3: preparation. *Dental Update* 2015; 42: 810–822.
25. Del Fabbro M, Taschieri S, Lodi G, Banfi G, Weinstein RL: Magnification devices for endodontic therapy. *Cochrane Database Syst Rev.* 2015 Dec 9; 2015(12):CD005969. doi: 10.1002/14651858.CD005969.pub3. PMID: 26650099; PMCID: PMC7389255.
26. Denton GB, Zachariou C: The history of vitalism in pulp treatment. *Dent Cosmos* 1931, 73: 267–273.

27. Ding X, Li J, Zhang X, Yan X. Effects of 3 different residual root treatments after post-and-core restoration: An in vitro fracture resistance experiment and finite element analysis. *J Prosthet Dent.* 2020 Oct;124(4):485.e1-485.e10. doi: 10.1016/j.prosdent.2020.03.008. Epub 2020 Jun 7. PMID: 32522363.
28. Dominguez-Veilleux MS, Gutmann JL: Absence of apical resorption during orthodontic treatment on a tooth with a complicated crown fracture and root canal treatment: a case report. *Singapore Dent J.* 2004; 26: 44–48.
29. Duke WW: *Oral sepsis in its relationship to systemic disease.* Mosby, St. Louis, 1918.
30. Eisenbacher Dentalwaren ED GmbH. Tener IT. Product brochure.
31. Ekkasak S, Stannard JG: Strength of Roots before and after Endodontic Treatment and Restoration. *J Endodont.* 1992, 18, 9 (440–443) Sept.
32. Farley, J.R. Brief history of endodontics *Tex Dent J* 92(2):9, 1974.
33. Ferrari M, Breschi L, Grandini S: *Fiber post and endodontically treated teeth. A compendium of scientific and clinical perspectives.* Modern Dentistry Media, South Africa 2008.
34. Figueiredo FE, Martins-Filho PR, Faria-E-Silva AL. Do metal post-retained restorations result in more root fractures than fiber post-retained restorations? A systematic review and meta-analysis. *J Endod.* 2015 Mar;41(3):309-16. doi: 10.1016/j.joen.2014.10.006. Epub 2014 Nov 11. PMID: 25459568.
35. Francke OC: William tlunter's "Oral Sepsis" and American odontology. *Bull Hist Dent.* 1973, 21(2):73–79.
36. Franco EB, Lins do Valle A, Pompéia Fraga de Almeida AL, Rubo JH, Pereira JR. Fracture resistance of endodontically treated teeth restored with glass fiber posts of different lengths. *J Prosthet Dent.* 2014 Jan;111(1):30-4. doi: 10.1016/j.prosdent.2013.09.013. Epub 2013 Oct 22. PMID: 24161260.
37. Gavini G, Santos MD, Caldeira CL, Machado MEL, Freire LG, Iglecias EF, Peters OA, Candeiro GTM. Nickel-titanium instruments in endodontics: a concise review of the state of the art. *Braz Oral Res.* 2018; Oct 18; 32 (suppl 1): e67. doi: 10.1590/1807-3107bor-2018.vol32.0067. PMID: 30365608.
38. Glick DH: Endodontics: past, present and future. *Alpha Omegan* 1968, 124–126.
39. Grossman LI: A brief history of endodontics. *J Endodont.* 1982; Special Issue, 8 (36–40) Jan.
40. Grossman LI: A personal history of dental practice: 1920–1980. *J Am Dent Assoc.* 1981, 102:360.

41. Grzebieluch W, Będziński R, Czaplinski T, Kaczmarek U. The mechanical properties of human dentin for 3-D finite element modeling: Numerical and analytical evaluation. *Adv Clin Exp Med*. 2017 Jul;26(4):645-653. doi: 10.17219/acem/67441. PMID: 28691430.
42. Guzy GE, Nicholls JI: In vitro comparison of intact endodontically treated teeth with and without endo-post reinforcement. *J Prosthet Dent*. 1979; 42:39–44.
43. Haapasalo M, Shen Y, Wang Z, Gao Y: Irrigation in endodontics. *Br Dent J*. 2014, Mar; 216(6):299–303. doi: 10.1038/sj.bdj.2014.204. PMID: 24651335.
44. Heydecke G, Butz F, Strub JR: Fracture strength and survival rate of endodontically treated maxillary incisors with approximal cavities after restoration with different post and core systems: an in-vitro study. *J Dent*. 2001; 29:427–433.
45. Ikawa M, Fujiwara M, Horiuchi H, Shimauchi H: The effect of short-term tooth intrusion on human pulpal blood flow measured by laser Doppler flowmetry. *Arch Oral Biol*. 2001, 46, 781–787.
46. Ingle J: *Endodontics*. Lea & Febiger, Philadelphia, 1965.
47. Ioannidou I: Orthodontic movement of endodontically treated teeth: Contemporary views. *Hellenic Orthod Rev*. 2010; 13:69–82.
48. Isaacson RJ, Lindauer SJ, Davidovitch M: On tooth movement. *Angle Orthod*. 1993; Winter; 63(4):305–309. doi: 10.1043/0003-3219(1993)063<0305:OTM>2.0.CO;2. PMID: 8297056.
49. Isaacson RJ, Lindauer SJ, Davidovitch M: The ground rules for arch wire design. *Semin Orthod*. 1995, Mar; 1(1):3–11. doi: 10.1016/s1073-8746(95)80083-2. PMID: 8935038.
50. Jacobshon PH, Fedran RJ: Making darkness visible: The discovery of X-ray and its introduction to dentistry. *J Am Dent Assoc*. 1995, 126:1359–1370.
51. Juge H: Resorbable pastes for root canal. *Int Dent J*. 1959, 9:461–476.
52. Karłowska I: *Zarys współczesnej ortodoncji. Podręcznik dla studentów i lekarzy stomatologów*. PZWL, Warszawa, 2001, 253–260.
53. Kera N-material brochure; non-precious dental cast alloy for ceramics on nickel-base, Type 3.
54. Keyoung JCh, Jong YL: Comparative study of mechanical properties of dental restorative materials and dental hard tissues in compressive loads. *J Dent Biomech*. 2014.
55. Kokich VG, Artun J: Long-term effect of root proximity on periodontal health after orthodontic treatment. *Am J Orthod Dentofac Orthop*. 1987; 91: 125–130.

56. Komorowska A: Ewolucja poglądów na zęby leczone endodontycznie u pacjentów ortodontycznych. *Forum Ortod.* 2006; 2:33–38.
57. Kondo T, Hotokezaka H, Hamanaka R, Hashimoto M, Nakano-Tajima T, Arita K, Kurohama T, Ino A, Tominaga JY, Yoshida N: Types of tooth movement, bodily or tipping, do not affect the displacement of the tooth's center of resistance but do affect the alveolar bone resorption. *Angle Orthod.* 2017, Jul; 87(4):563–569. doi: 10.2319/110416-794.1. Epub 2017 Feb 16. PMID: 28206811.
58. Kusy RP, Tulloch JF: Analysis of moment/force ratios in the mechanics of tooth movement. *Am J Orthod Dentofac Orthop.* 1986, Aug; 90(2):127–131. doi: 10.1016/0889-5406(86)90044-2. PMID: 3461706.
59. Kusy RP: Influence of force systems on archwire-bracket combinations. *Am J Orthod Dentofac Orthop.* 2005, Mar; 127(3):333–342. doi: 10.1016/j.ajodo.2004.07.037. PMID: 15775948.
60. Lasek K, Okoński P, Mierzwińska-Nastalska E: Tlenek cyrkonu – właściwości fizyczne i zastosowanie kliniczne. *Protet Stomatol.* 2009, 59, 6, 415–422.
61. Lightfoot VC, Jr: A brief history of root canal therapy. *Dent Student* 1955, 33(9):11–17, 42.
62. Liu C, Eser A, Albrecht T, Stournari V, Felder M, Heintze S, Broeckmann C. Strength characterization and lifetime prediction of dental ceramic materials. *Dent Mater.* 2021 Jan;37(1):94-105. doi: 10.1016/j.dental.2020.10.015. Epub 2020 Nov 15. PMID: 33208262.
63. Machado J, Almeida P, Fernandes S, Maques A, Vaz M: *Currently used systems of dental posts for endodontic treatment.* 2nd International Conference on Structural Integrity, ICSI 2017, 4–7 September 2017, Funchal, Madeira, Portugal. Elsevier 2017.
64. Mattison GD, Delivanis HP, Delivanis PD, Johns PJ: Orthodontic root resorption of vital and endodontically treated teeth. *J Endod.* 1984; 10: 354–358.
65. McCoy JD: *Dental and oral radiography.* Mosby, St. Louis, 1923.
66. Mirabella AD, Artun J: Prevalence and severity of apical root resorption of maxillary anterior teeth in adult orthodontic patients. *Eur J Orthod.* 1995; 17: 93–99.
67. Morgano SM: Restoration of pulpless teeth: application of traditional principles in present and future contexts. *J Prosthet Dent.* 1996;75:375–380.
68. Mozo S, Llana C, Forner L: Review of ultrasonic irrigation in endodontics: increasing action of irrigating solutions. *Med Oral Patol Oral Cir Bucal.* 2012, May 1;17(3):e512-6. doi: 10.4317/medoral.17621. PMID: 22143738; PMCID: PMC3476090.

69. Noyes, E. Fifty years of root-canal fillings. *JADA* 9:784-794, 1922.
70. Olczak-Kowalczyk D, Mielczarek A, Kaczmarek U, Turska-Szybka A, Rusyan E, Adamczyk K, Gozdowski D: *Monitorowanie stanu zdrowia jamy ustnej populacji polskiej w latach 2016–2020: Choroba próchnicowa i stan tkanek przyzębia populacji polskiej. Podsumowanie wyników badań z lat 2016–2019*. Wyd. WUM, Warszawa 2021.
71. Ong MA, Wang HL, Smith FN: Interrelationship between periodontics and adult orthodontics. *J Clin Periodontol*. 1998, Apr; 25(4):271–277. doi: 10.1111/j.1600-051x.1998.tb02440.x. PMID: 9565276.
72. Ostrander, F.D. The practice of endodontics: past, present and future. *J Dent Educ* 31(3):386-388, 1967.
73. Owman-Moll P: Orthodontic tooth movement and root resorption with special reference to force magnitude and duration. A clinical and histological investigation in adolescents. *Swed Dent J Suppl*. 1995; 105:1–45. PMID: 7638765.
74. Parker RJ, Harris EF: Direction of orthodontic tooth movements associated with external apical root resorption of the maxillary central incisor. *Am J Orthod Dentofac Orthop*. 1998; 114: 677–683.
75. Pegoretti A, Fambri L, Zappini G, Bianchetti M: Finite element analysis of a glass fibre reinforced composite endodontic post. *Biomaterials* 2002; 23:2667–2682.
76. Pereira JR, do Valle AL, Shiratori FK, Ghizoni JS, Bonfante EA. The effect of post material on the characteristic strength of fatigued endodontically treated teeth. *J Prosthet Dent*. 2014 Nov;112(5):1225-30. doi: 10.1016/j.prosdent.2014.03.014. Epub 2014 May 14. PMID: 24836285.
77. Pirmoradian M, Naeeni HA, Firouzbakht M, Toghraie D, Khabaz MK, Darabi R. Finite element analysis and experimental evaluation on stress distribution and sensitivity of dental implants to assess optimum length and thread pitch. *Comput Methods Programs Biomed*. 2020 Apr;187:105258. doi: 10.1016/j.cmpb.2019.105258. Epub 2019 Dec 2. PMID: 31830699.
78. Prinz, H. Electro-sterilization of root canals. *Dent Cosmos* 59(4):373-388, 1917.
79. Proffit WR, Fields HW: *Ortodoncja współczesna*. Elsevier, Lublin, 2007, t. 2 (3–31).
80. Quinn RS, Yoshikawa DK: A reassessment of force magnitude in orthodontics. *Am J Orthod*. 1985, Sep; 88(3):252–260. doi: 10.1016/s0002-9416(85)90220-9. PMID: 3862348.

81. Reddy MS, Sundram R, Eid Abdemagyd HA. Application of Finite Element Model in Implant Dentistry: A Systematic Review. *J Pharm Bioallied Sci.* 2019 May;11(Suppl 2):S85-S91. doi: 10.4103/JPBS.JPBS_296_18. PMID: 31198318; PMCID: PMC6555377.
82. Reeh ES, Messer HH, Douglas WH: Reduction in tooth stiffness as a result of endodontic and restorative procedures. *J Endod.* 1989; 15(11):512–516.
83. Rosenstiel SF, Land MF, Fujimoto J: *Współczesne protezy stałe*. Wyd. Czelej, Lublin 2002: 287–326.
84. Sano Y, Ikawa M, Sugawara J, Horiuchi H, Mitani H: The effect of continuous intrusive force on human pulpal blood flow. *Eur J Orthod.* 2002, 24, 159–166.
85. Satoh I: Root resorption of vital and endodontically treated teeth in orthodontic movement. *Kanagawa Shigaku* 1990; 24: 601–617.
86. Schwendicke F, Göstemeyer G: Single-visit or multiple-visit root canal treatment: systematic review, meta-analysis and trial sequential analysis. *BMJ Open.* 2017, Feb 1; 7(2):e013115. doi: 10.1136/bmjopen-2016-013115. PMID: 28148534; PMCID: PMC5293988.
87. Shofu Inc. Ceramage. Product brochure.
88. Sjogren U, Hagglund B, Sundquist G, Wing K: Factors affecting the long-term results of endodontic treatment. *J Endod.* 1990; 16(10):498–504.
89. Smith RJ, Burstone CJ: Mechanics of tooth movement. *Am J Orthod.* 1984, Apr; 85(4):294–307. doi: 10.1016/0002-9416(84)90187-8. PMID: 6585147.
90. Spiechowicz E: *Protetyka stomatologiczna*. PZWL, Warszawa 2008.
91. Śpikowska-Szostak J, Dąbrowa T: Nowoczesne systemy prefabrykowanych wkładów koronowo-korzeniowych w praktyce stomatologicznej – przegląd piśmiennictwa. *Dent Med Probl.* 2009, 46, 4, 494–500.
92. Spurrier SW, Hall SH, Joondeph DR, Shapiro PA, Riedel RA: A comparison of apical root resorption during orthodontic treatment in endodontically treated and vital teeth. *Am J Orthod Dentofacial Orthop.* 1990; 97: 130–134.
93. Steadman SR.: Resume of the literature on root resorption. *Angle Orthod.* 1942; 12: 29–36.
94. Steiner DR, West JD: Orthodontic-endodontic treatment planning of traumatized teeth. *Semin Orthod.* 1997; 3: 39–44.
95. Szumielewicz M: Changes in the Pulpal Blood Flow During Orthodontic Treatment – Case Report. *Dent Med Probl.* 2008, 45, 2, 215–219.

96. Tagger M: Endodontics: a review of the past and its present status. *Alpha Omegan* 1967, 107.
97. Tomson RM, Polycarpou N, Tomson PL: Contemporary obturation of the root canal system. *Br Dent J.* 2014, Mar; 216(6):315–322. doi: 10.1038/sj.bdj.2014.205. PMID: 24651337.
98. Torres A, Boelen GJ, Lambrechts P, Pedano MS, Jacobs R: Dynamic navigation: a laboratory study on the accuracy and potential use of guided root canal treatment. *Int Endod J.* 2021, Sep; 54(9):1659–1667. doi: 10.1111/iej.13563. Epub 2021 Jun 12. PMID: 33991122.
99. Trope M, Maltz DO, Tronstad L: Resistance to fracture of restored endodontically treated teeth. *Endod Dent Traumatol.* 1985; 1(3):108–111.
100. Upadhyaya V, Bhargava A, Parkash H: A finite element study of teeth restored with post and core: Effect of design, material and ferrule. *Dent Res J.* 2015.
101. Veeraganta SK, Samran A, Wille S, Kern M. Influence of post material, post diameter, and substance loss on the fracture resistance of endodontically treated teeth: A laboratory study. *J Prosthet Dent.* 2020 Dec;124(6):739.e1-739.e7. doi: 10.1016/j.prosdent.2020.05.002. Epub 2020 Aug 2. PMID: 32758371.
102. Vire DE: Failure of endodontically treated teeth: classification and evaluation. *J Endod.* 1991; 17(7):338–342.
103. Vlaskalic V, Boyd RL, Baumrind S: Etiology and sequelae of root resorption. *Semin Orthod.* 1998; 4: 124–131.
104. Wickwire NA, McNeil MH, Norton LA, Duell RC: The Effects of Tooth Movement Upon Endodontically Treated Teeth. *Angle Orthod.* 1974; 44: 235–242.
105. Żarow M: *Endoprotetyka*. Wyd. Kwintesencja, Warszawa 2013: 5–6.

9. STRESZCZENIE

Współczesne metody leczenia endodontycznego i protetycznego, jak również nowoczesne technologie stosowane w dziedzinie stomatologii, pozwalają na dłuższe zachowanie pełnego uzębienia. Także leczenie ortodontyczne jest obecnie kierowane do coraz starszych osób, których uzębienie składa się w dużej mierze z zębów po leczeniu endodontycznym. W celu umożliwienia leczenia ortodontycznego i uniknięcia powikłań, takie zęby powinny być odpowiednio odbudowane.

Niezmiernie istotna jest możliwość przewidywania zjawisk, które mogą zachodzić w zębach leczonych endodontycznie w trakcie leczenia ortodontycznego. Analizy powinny obejmować różne metody i materiały do odbudowy protetycznej, ponieważ każdy materiał wykazuje inne właściwości fizyczne. W literaturze wiele prac poświęcono problematyce naprężeń generowanych przez odbudowy endodontyczno-protetyczne, jednakże najczęściej są w nich analizowane siły przykładane tylko w jednej płaszczyźnie, podczas gdy ruchy zębów w trakcie leczenia ortodontycznego odbywają się w trzech płaszczyznach. We współczesnej literaturze jest niewiele badań, w których porównuje się wpływ wybranych materiałów do odbudowy zębów na tkanki zęba oraz kość zębodołu z uwzględnieniem wszystkich trzech płaszczyzn przesunięć. Obserwacje kliniczne i wyniki niewielu dotychczas przeprowadzonych badań laboratoryjnych stały się przesłanką do rozpoczęcia poniższej dysertacji.

Cele pracy:

1. Badanie przemieszczeń i naprężeń w zębie i kości zębodołu w różnych typach obciążeń siłami ortodontycznymi w trzech płaszczyznach.
2. Porównanie wielkości przemieszczeń i naprężeń pomiędzy: zębem zdrowym, zębami po leczeniu endodontycznym, oraz kością zębodołu uwzględniając dwa różne materiały do odbudowy protetycznej.
3. Porównanie wpływu rodzaju zastosowanego materiału do odbudowy protetycznej na kość zębodołu.
4. Wykazanie, który z zastosowanych materiałów do odbudowy protetycznej jest najbardziej bezpieczny dla tkanek korzenia zęba.

Material i metody:

Badania przeprowadzono na trójwymiarowych modelach zęba z użyciem oprogramowania do analiz MES (metoda elementów skończonych, ang. FEM-finite element method) Ansys R18.2. Model szczęki i zęba powstał na podstawie badania CBCT – tomografii komputerowej.

Na potrzeby analiz wykonano trzy modele MES zęba 21 (lewa górna jedyńka), różniące się rodzajem odbudowy protetycznej zębów leczonych endodontycznie:

1. ząb zdrowy (*model A*)
2. ząb po leczeniu endodontycznym z wkładem z włókna szklanego (*model B*)
3. ząb po leczeniu endodontycznym z wkładem indywidualnym lanym ze stopu Cr-Co (stop chromo-kobaltowy) i koroną z kompozytu laboratoryjnego (*model C*)

Trójwymiarowy model geometryczny powstał na podstawie skanów CBCT. Dla każdego z modeli zęba przeprowadzono obliczenia dla następujących ruchów ortodontycznych:

1. Intruzja
2. Ekstruzja
3. Protruzja
4. Retruzja
5. Torque korzeniowy przedzionkowy
6. Torque korzeniowy podniebienny
7. Rotacja
8. Mezjalizacja
9. Dystalizacja

Analiza przypadków polegała na odczytaniu ze skali chromatograficznej otrzymanych map wartości maksymalnych przemieszczeń i naprężeń w zębie i kości zębodołu.

Wyniki:

Wyniki badań przedstawiono osobno dla zęba i dla kości zębodołu oraz określono poszczególne wartości naprężeń i przemieszczeń dla każdego modelu zęba w różnych ruchach ortodontycznych. Największe naprężenia w zębie w każdym przypadku obciążenia siłą ortodontyczną zaobserwowano w modelu zęba z indywidualnym wkładem lanym. Zgromadzone były wzdłuż powierzchni kontaktu wkładu z zębina korzeniową, a największe wartości występowały w przypadku protruzji i retruzji (0,500

MPa). W przypadku zęba zdrowego i zęba odbudowanego wkładem z włókna szklanego, naprężenia były zlokalizowane w koronie zęba a ich wartości były znacznie niższe w porównaniu do tych z indywidualnego wkładu lanego. Stan przemieszczeń w zębie z kolei we wszystkich przypadkach obciążenia siłą ortodontyczną i w wszystkich modelach był taki sam. Analiza stanu przemieszczeń i naprężeń dla kości zębodołu wykazała, że we wszystkich grupach zębów wartości były podobne. Rezultaty badań wskazują na stosowanie wkładów k-k tylko w przypadku kiedy ząb nie występuje obręcz protetyczna. Preferowane powinny być wkłady z wysokim modułem sprężystości (sztywne: tytanowe, indywidualne lane np. ze stopu Cr-Co), natomiast w przypadku kiedy ściany korzeniowe są cienkie i istnieje duże prawdopodobieństwo poważnych powikłań, zaleca się stosowanie wkładów z modułem sprężystości podobnym do tkanek zęba (np. włókno szklane). Szczególną ostrożność należy zachować podczas protruzji lub retruzji, ponieważ w tych ruchach ortodontycznych generowane są największe naprężenia.

Wnioski:

1. Indywidualny wkład lany generuje większe naprężenia w porównaniu do wkładu z włókna szklanego, w różnych typach obciążeń siłami ortodontycznymi w trzech płaszczyznach.
2. W zębie zdrowym i z odbudową wkładem k-k z włókna szklanego największe zgromadzone naprężenia występują w okolicy korony zęba, natomiast w zębie z wkładem indywidualnym lanym występują w okolicy wkładu k-k, które wykazują bardziej jednolity rozkład naprężeń.
3. Przemieszczenia we wszystkich zębach i w różnych typach obciążeń siłami ortodontycznymi są podobne, niezależnie od wybranego materiału do odbudowy protetycznej.
4. Stwierdzono brak wpływu materiału do odbudowy protetycznej zęba na naprężenia i przemieszczenia w kości zębodołu.
5. Zastosowane materiały do odbudowy korzenia po leczeniu endodontycznym są bezpieczne pod względem generowanych naprężeń przez siły ortodontyczne, z zachowaniem szczególnej ostrożności w przypadku ruchów protruzji i retruzji, biorąc pod uwagę odpowiednią ilość zachowanych tkanek zęba.

10. SUMMARY

The modern methods of the endodontic and dental prosthetic treatment, as well as modern technologies used in the field of dentistry, allow for longer preservation of full dentition. The orthodontic treatment is also currently aimed at the growing number of older people, whose dentition consists mostly of teeth that underwent the endodontic treatment. In order to allow orthodontic treatment and to avoid complications, such teeth should be properly restored.

It is extremely important to be able to predict the phenomena that may occur in the endodontically treated teeth during the orthodontic treatment. The analyzing processes should cover various methods and materials for prosthetic reconstruction, as each material exhibits different physical properties. In the literature, many works are devoted to the issues of stresses generated by endodontic - prosthetic restorations, however, most often they analyze the forces applied only in one plane, while the movements of the teeth during orthodontic treatment take place in three planes. There are few studies, in the modern literature, comparing the effect of selected materials for tooth reconstruction on the tooth tissue and the alveolar bone, taking into account all three shifting planes. The clinical observations and the results of the few laboratory tests conducted so far have become the premise for the opening the following dissertation.

Aims of the study:

1. The examination of the displacements and stresses in the tooth and alveolar bone in various types of orthodontic loads in three planes.
2. The comparison of the size of displacements and stresses between: a healthy tooth, the teeth after endodontic treatment, and the alveolar bone, taking into account two different materials for prosthetic reconstruction.
3. The comparison of the influence of the type of material used for prosthetic reconstruction on the alveolar bone.
4. Demonstrating which of the materials used for prosthetic reconstruction is the most safe for the tooth root tissues.

Materials and methods:

The tests were carried out on three-dimensional tooth models with the use of FEM (finite element method) Ansys R18.2 software for analysis. The jaw and tooth model was created on the basis of the CBCT examination - computed tomography.

For the purposes of the analysis, three FEM models of tooth 21 (upper left incisor) were made, differing in the type of prosthetic reconstruction of endodontically treated teeth:

1. the healthy tooth (*model A*)
2. the tooth that underwent the endodontic treatment with a glass fiber post (*model B*)
3. the tooth that underwent endodontic treatment with an individual cast post, made of Cr-Co alloy (chromium-cobalt alloy) and a dental crown made of a laboratory composite (*model C*)

The three-dimensional geometric model was based on the CBCT scans. For each of the tooth models, the calculations were conducted for the following orthodontic movements:

1. Intrusion
2. Extrusion
3. Protrusion
4. Retrusion
5. Vestibular root torque
6. Palatal root torque
7. Rotation
8. Mesialization
9. Distalization

The analysis of the cases was based on reading from the chromatographic scale of the obtained maps of the values of the maximum displacements and stresses in the tooth and alveolar bone.

Results:

The test results were presented separately for the tooth and for the alveolus bone, and individual values of stresses and displacements were established for each tooth model in different orthodontic movements. The highest stresses in the tooth in each case of loading with orthodontic force were observed in the tooth model with an individual cast post. They were collected along the contact surface of the post with the root dentine and

the highest values were found in protrusion and retrusion (0.500 MPa). In the case of a healthy tooth and a tooth restored with a glass fiber post, the stresses were located in the tooth crown and their values were much lower compared to those of an individual cast post. The state of displacements in the tooth was the same in all cases of orthodontic force loading and in all models. The analysis of the state of displacements and stresses for the alveolus bones showed that the values were similar in all groups of teeth. The results of the research indicate the use of posts only when the tooth does not have a prosthetic rim (*ferrule effect*). The preference should be given to the posts with a high module of elasticity (stiff: titanium, individual cast post, e.g. made of Cr-Co alloy), while in the case when the root walls are thin and there is a high probability of serious complications, it is recommended to use posts with a modulus of elasticity similar to tooth tissue (e.g. glass fiber). There should be a particular caution applied during protrusion or retrusion, as these orthodontic movements generate the greatest stresses.

Conclusions:

1. An individual cast post generates greater stresses compared to a glass fiber post, in various types of orthodontic loads in three planes.
2. In a healthy tooth and a tooth with a restoration of a glass fiber post, the highest accumulated stresses occur in the area of the tooth crown, while in a tooth with an individual cast post they occur in the area of the post, which show a more uniform distribution of stresses.
3. The displacements in all teeth and in different types of orthodontic loads are similar, regardless of the selected material for the prosthetic restoration.
4. There was no effect of the material for the prosthetic reconstruction of the tooth on the stresses and displacements in the alveolar bone.
5. The materials used for root reconstruction after endodontic treatment are safe in terms of stresses generated by orthodontic forces, with particular care in the case of protrusion and retrusion movements, taking into account the appropriate amount of preserved tooth tissues.

11. SPIS RYCIN:

- Ryc. 1. Częstość występowania próchnicy zębów niezależnie od rodzaju zębów (mleczne/stałe) w poszczególnych grupach wiekowych określona na podstawie badań przeprowadzonych w latach 2016–2019.
- Ryc. 2. Odsetki badanych spośród dzieci i młodzieży z potrzebami leczenia endodontycznego chorób miazgi i ekstrakcji zęba ustalone na podstawie badań z lat 2016–2019 przeprowadzonych w Polsce.
- Ryc. 3. Odsetek osób w wieku 65–74 lat ze zdrowym przyzębiem w latach 2009 i 2019.
- Ryc. 4. Widok modelu geometrycznego.
- Ryc. 5. Przekrój przez ząb i szczękę dla modelu zęba zdrowego.
- Ryc. 6. Przekrój przez ząb dla kolejnych modeli.
- Ryc. 7. Sposób przyłożenia warunków brzegowych. U-utwierdzenie, F-siła.
- Ryc. 8. Lokalny układ współrzędnych do wprowadzenia sił.
- Ryc. 9. Płaszczyzna w przekroju.
- Ryc. 10. Kierunki lokalnego układu współrzędnych, w którym prezentowane są przemieszczenie i naprężenia.
- Ryc. 11. Intruzja - Przemieszczenia w zębie [mm].
- Ryc. 12. Intruzja - Przemieszczenia w zębie [Usum].
- Ryc. 13. Intruzja - Naprężenia w zębie [MPa].
- Ryc. 14. Intruzja - Naprężenia zredukowane w zębie [Seqv].
- Ryc. 15. Intruzja - Przemieszczenia w kości [mm].
- Ryc. 16. Intruzja - Przemieszczenia w kości w osi Y [Uy].
- Ryc. 17. Intruzja - Naprężenia w kości [MPa].
- Ryc. 18. Intruzja - Naprężenia zredukowane w kości [Seqv].
- Ryc. 19. Ekstruzja - Przemieszczenia w zębie [mm].
- Ryc. 20. Ekstruzja - Przemieszczenia w zębie [Usum].
- Ryc. 21. Ekstruzja - Naprężenia w zębie [MPa].
- Ryc. 22. Ekstruzja - Naprężenia zredukowane w zębie [Seqv].
- Ryc. 23. Ekstruzja - Przemieszczenia w kości [mm].
- Ryc. 24. Ekstruzja - Przemieszczenia w kości w osi Y [Uy].
- Ryc. 25. Ekstruzja - Naprężenia w kości [MPa].
- Ryc. 26. Ekstruzja - Naprężenia zredukowane w kości [Seqv].
- Ryc. 27. Protruzja - Przemieszczenia w zębie [mm].

Ryc. 28. Protruzja - Przemieszczenia w zębie [Usum].

Ryc. 29. Protruzja - Naprężenia w zębie [MPa].

Ryc. 30. Protruzja - Naprężenia zredukowane w zębie [Seqv].

Ryc. 31. Protruzja - Przemieszczenia w kości [mm].

Ryc. 32. Protruzja - Przemieszczenia w kości w osi Y [Uy].

Ryc. 33. Protruzja - Naprężenia w kości [MPa].

Ryc. 34. Protruzja - Naprężenia zredukowane w kości [Seqv].

Ryc. 35. Retruzja - Przemieszczenia w zębie [mm].

Ryc. 36. Retruzja - Przemieszczenia w zębie [Usum].

Ryc. 37. Retruzja - Naprężenia w zębie [MPa].

Ryc. 38. Retruzja - Naprężenia zredukowane w zębie [Seqv].

Ryc. 39. Retruzja - Przemieszczenia w kości [mm].

Ryc. 40. Retruzja - Przemieszczenia w kości w osi Y [Uy].

Ryc. 41. Retruzja - Naprężenia w kości [MPa].

Ryc. 42. Retruzja - Naprężenia zredukowane w kości [Seqv].

Ryc. 43. Torque korzeniowy przedśionkowy - Przemieszczenia w zębie [mm].

Ryc. 44. Torque korzeniowy przedśionkowy - Przemieszczenia w zębie [Usum].

Ryc. 45. Torque korzeniowy przedśionkowy - Naprężenia w zębie [MPa].

Ryc. 46. Torque korzeniowy przedśionkowy - Naprężenia zredukowane w zębie [Seqv].

Ryc. 47. Torque korzeniowy przedśionkowy - Przemieszczenia w kości [mm].

Ryc. 48. Torque korzeniowy przedśionkowy - Przemieszczenia w kości w osi Y [Uy].

Ryc. 49. Torque korzeniowy przedśionkowy - Naprężenia w kości [MPa].

Ryc. 50. Torque korzeniowy przedśionkowy - Naprężenia zredukowane w kości [Seqv].

Ryc. 51. Torque korzeniowy podniebienny - Przemieszczenia w zębie [mm].

Ryc. 52. Torque korzeniowy podniebienny - Przemieszczenia w zębie [Usum].

Ryc. 53. Torque korzeniowy podniebienny - Naprężenia w zębie [MPa].

Ryc. 54. Torque korzeniowy podniebienny - Naprężenia zredukowane w zębie [Seqv].

Ryc. 55. Torque korzeniowy podniebienny - Przemieszczenia w kości [mm].

Ryc. 56. Torque korzeniowy podniebienny - Przemieszczenia w kości w osi Y [Uy].

Ryc. 57. Torque korzeniowy podniebienny - Naprężenia w kości [MPa].

Ryc. 58. Torque korzeniowy podniebienny - Naprężenia zredukowane w kości [Seqv].

Ryc. 59. Rotacja - Przemieszczenia w zębie [mm].

Ryc. 60. Rotacja - Przemieszczenia w zębie [Usum].

Ryc. 61. Rotacja - Naprężenia w zębie [MPa].

Ryc. 62. Rotacja - Naprężenia zredukowane w zębie [Seqv].
Ryc. 63. Rotacja - Przemieszczenia w kości [mm].
Ryc. 64. Rotacja - Przemieszczenia w kości w osi Y [Uy].
Ryc. 65. Rotacja - Naprężenia w kości [MPa].
Ryc. 66. Rotacja - Naprężenia zredukowane w kości [Seqv].
Ryc. 67. Mezjalizacja - Przemieszczenia w zębie [mm].
Ryc. 68. Mezjalizacja - Przemieszczenia w zębie [Usum].
Ryc. 69. Mezjalizacja - Naprężenia w zębie [MPa].
Ryc. 70. Mezjalizacja - Naprężenia zredukowane w zębie [Seqv].
Ryc. 71. Mezjalizacja - Przemieszczenia w kości [mm].
Ryc. 72. Mezjalizacja - Przemieszczenia w kości w osi Y [Uy].
Ryc. 73. Mezjalizacja - Naprężenia w kości [MPa].
Ryc. 74. Mezjalizacja - Naprężenia zredukowane w kości [Seqv].
Ryc. 75. Dystalizacja - Przemieszczenia w zębie [mm].
Ryc. 76. Dystalizacja - Przemieszczenia w zębie [Usum].
Ryc. 77. Dystalizacja - Naprężenia w zębie [MPa].
Ryc. 78. Dystalizacja - Naprężenia zredukowane w zębie [Seqv].
Ryc. 79. Dystalizacja - Przemieszczenia w kości [mm].
Ryc. 80. Dystalizacja - Przemieszczenia w kości w osi Y [Uy].
Ryc. 81. Dystalizacja - Naprężenia w kości [MPa].
Ryc. 82. Dystalizacja - Naprężenia zredukowane w kości [Seqv].

12. SPIS TABEL:

Tab. 1. Odsetek i liczba osób z zachowanym pełnym uzębieniem w podziale na województwa w badaniach przeprowadzonych w latach 2010 i 2017.

Tab. 2. Stan przyzębia badanej populacji w 2010 i 2017 roku.

Tab. 3. Odsetek osób bezzębnych w poszczególnych województwach w latach 2009 i 2019.

Tab. 4. Odsetek osób bezzębnych w wieku 65–74 lat w roku 2009 i 2019 z uwzględnieniem badanych czynników socjomedycznych.

Tab. 5. Przedstawienie optymalnej siły dla poszczególnych ruchów zębów.

Tab. 6. Stałe materiałowe wykorzystane w modelu dyskretnym.

Tab. 7. Przypadki obciążenia, kierunku sił i momentów w lokalnym układzie współrzędnych.

Tab. 8. Intruzja - Przemieszczenia w zębie [mm].

Tab. 9. Intruzja - Naprężenia w zębie [MPa].

Tab. 10. Intruzja - Przemieszczenia w kości [mm].

Tab. 11. Intruzja - Naprężenia w kości [MPa].

Tab. 12. Ekstruzja - Przemieszczenia w zębie [mm].

Tab. 13. Ekstruzja - Naprężenia w zębie [MPa].

Tab. 14. Ekstruzja - Przemieszczenia w kości [mm].

Tab. 15. Ekstruzja - Naprężenia w kości [MPa].

Tab. 16. Protruzja - Przemieszczenia w zębie [mm].

Tab. 17. Protruzja - Naprężenia w zębie [MPa].

Tab. 18. Protruzja - Przemieszczenia w kości [mm].

Tab. 19. Protruzja - Naprężenia w kości [MPa].

Tab. 20. Retruzja - Przemieszczenia w zębie [mm].

Tab. 21. Retruzja - Naprężenia w zębie [MPa].

Tab. 22. Retruzja - Przemieszczenia w kości [mm].

Tab. 23. Retruzja - Naprężenia w kości [MPa].

Tab. 24. Torque korzeniowy przedsionkowy - Przemieszczenia w zębie [mm].

Tab. 25. Torque korzeniowy przedsionkowy - Naprężenia w zębie [MPa].

Tab. 26. Torque korzeniowy przedsionkowy - Przemieszczenia w kości [mm].

Tab. 27. Torque korzeniowy przedsionkowy - Naprężenia w kości [MPa].

Tab. 28. Torque korzeniowy podniebienny - Przemieszczenia w zębie [mm].

- Tab. 29. Torque korzeniowy podniebienny - Naprężenia w zębie [MPa].
- Tab. 30. Torque korzeniowy podniebienny - Przemieszczenia w kości [mm].
- Tab. 31. Torque korzeniowy podniebienny - Naprężenia w kości [MPa].
- Tab. 32. Rotacja - Przemieszczenia w zębie [mm].
- Tab. 33. Rotacja - Naprężenia w zębie [MPa].
- Tab. 34. Rotacja - Przemieszczenia w kości [mm].
- Tab. 35. Rotacja - Naprężenia w kości [MPa].
- Tab. 36. Mezjalizacja - Przemieszczenia w zębie [mm].
- Tab. 37. Mezjalizacja - Naprężenia w zębie [MPa].
- Tab. 38. Mezjalizacja - Przemieszczenia w kości [mm].
- Tab. 39. Mezjalizacja - Naprężenia w kości [MPa].
- Tab. 40. Dystalizacja - Przemieszczenia w zębie [mm].
- Tab. 41. Dystalizacja - Naprężenia w zębie [MPa].
- Tab. 42. Dystalizacja - Przemieszczenia w kości [mm].
- Tab. 43. Dystalizacja - Naprężenia w kości [MPa].