

# 1. Streszczenie

lek., lek. dent. Rafał Zieliński

PORÓWNANIE WŁAŚCIWOŚCI BIOMECHANICZNYCH RESORBOWALNYCH ORAZ TYTANOWYCH PŁYTEK DO OSTEOSYNTAZY W ZŁAMANIACH WYROSTKÓW KŁYKCIOWYCH

*Streszczenie*

*Klinika Chirurgii Szcękowo-Twarzowej, Uniwersytet Medyczny w Łodzi*

Promotor: prof. dr hab. n. med. Marcin Kozakiewicz

**Cele pracy:** Pierwszym celem badania było porównanie w testach wytrzymałościowych wszystkich spośród trzydziestu dostępnych kształtów dedykowanych płytek dla złamań podstawy oraz niskich i wysokich złamań szyjki wyrostka kłykciowego żuchwy.

Drugim celem była ocena wytrzymałości mechanicznej płytek resorbowalnych i tytanowych metodą elementów skończonych.

**Materiały i metody:** Twarde, poliuretanowe, piankowe żuchwy (Sawbones, Vashon, WA, USA: gęstość 0.16 g/cc, moduł kompresji 58 MPa) zostały użyte do badania. Zebrano dane na temat wszystkich dostępnych płytek do osteosyntezy złamań wyrostka kłykciowego. Następnie wykonano rysunki techniczne płytek i wycięto laserem z medycznie certyfikowanego stopu tytanu (grade 23, grubość 1-milimetrowa). Wyrostki kłykciowe przecięto na 3 różnych wysokościach zgodnie z aktualną klasyfikacją w każdym modelu. Wyrostki kłykciowe ustawiono pod kątem 15 stopni ku dołowi w płaszczyźnie strzałkowej oraz pod kątem 10 stopni bocznie w płaszczyźnie czołowej, aby zasymulować aktualną siłę żucia poprzez staw skroniowo-żuchwowy. Ustawienie modelu wynika z wywieranych sił ku górze, do przodu i przyśrodkowo. Osteosyntezę zaprojektowano według fizjologii i obciążono siłami z kierunkiem oraz wartościami opisanymi przez Ramos. Płytki do osteosyntezy zostały zafiksowane z żuchwą na podstawie stałego przemieszczenia. Stan początkowy odkształcenia istniał pomiędzy śrubami i kością z powodu wkręcania śruby. Kontakt może zmniejszać sztywność połączenia śruba-kość i przedstawiać ciągłe przemieszczenia pomiędzy uproszczonym modelem śruby i kości. Dla celów testowania użyto maszyny uniwersalnej ZwickRoell Z020 (Zwick-Roell, Ulm, Niemcy) z indywidualnie wykonanym systemem chwytającym. Za pomocą programu Instron były zapisywane wykresy dla: stosunku pomiędzy siłą a przemieszczeniem, obciążeniem dla stałej deformacji i maksymalnym obciążeniem podczas złamania. Ilość otworów, wysokość, szerokość i powierzchnia płytki, która ma kontakt z kością były zapisywane celem interpretacji danych. Matematycznym celem analizy było osiągnięcie małej liczby czynników, które liczyły największą różnorodność

dla 4 podstawowych zmiennych opisujących cechy: wysokość (mm), szerokość (mm), powierzchnia płytek (mm<sup>2</sup>), łączna ilość śrub fiksujących.

Badania MES użyto dla płytki ACP [ang. A-shapecondylarplate] celem porównania odłamów kości tuż po otwartym nastawieniu złamania z wewnętrzną stabilizacją za pomocą zestawu do osteosyntezy wykonanego ze stopu tytanu oraz PLLA.

**Wyniki:** Dla złamań wyrostka kłykciowego wyłoniono sześć najlepszych projektów 20, 23, 10, 13, 18, 22 i sześć najgorszych projektów płytek 14, 11, 28, 8, 21, 2 (Kruskal Wallis statystyka = 179.77;  $p < 0,05$ ). Obserwowane przypadki wyrwanej śruby z wyrostka kłykciowego (Kruskal Wallis statistics = 1.81;  $p = 0.178$ ) lub fragmentu gałęzi (Kruskal-Wallis statistics = 0.001;  $p=0.976$ ) nie były powiązane z siłami obciążeniowymi, ale liczba śrub wyrwanych z wyrostka kłykciowego (Chi-Squarestatistic = 142.4;  $p < 0.05$ ) i z gałęzi były powiązane z projektami płytek (Chi-Squarestatistic = 121.7;  $p < 0.05$ ). Najmniej śrub w miejscach wyrostków kłykciowych utracono dla projektów płytek 1, 2, 5, 6, 7, 8, 9, 10, 11, 13, 21, 22, 23, 24, 28 natomiast najmniej śrub utraconych w gałęzi żuchwy zaobserwowano w projektach płytek 1, 5, 12, 21, 22, 23, 25. Siła powodująca przemieszczenie 1 mm w linii złamania po osteosyntezie zależała od rozmiarów użytej płytki bezpośrednio proporcjonalnej do: wysokości (współczynnik korelacji = 0.35, współczynnik determinacji  $R^2=13\%$ ,  $p < 0.05$ ), szerokości (współczynnik korelacji = 0.52, współczynnik determinacji  $R^2=27\%$ ,  $p < 0.05$ ) i obszaru płytki (współczynnik korelacji = 0.58, współczynnik determinacji  $R^2=35\%$ ,  $p < 0.05$ ). Tylko zespolenie za pomocą dwóch płytek wytrzymało do końca testów [tab. 4]. Trzy inne projekty płytek do osteosyntezy utraciły śruby we fragmencie proksymalnym jak i w dystalnym. Jeżeli chodzi o siłę połączenia płytki, podwójne płytki uległy złamaniu podczas obciążenia (w  $160.6\pm 27.3N$ ) w przeciwieństwie do trzech innych zespołów.

Badania MES potwierdziły, że zmniejszony rozkład naprężeń według teorii von Mises na płytce wykonanej z PLLA ze śrubami wykonanymi ze stopu tytanu Ti-6Al-4V i PLLA były odpowiednio następujące  $\sigma_{red\ max} = 234\ MPa$  i  $\sigma_{red\ max} = 76\ MPa$ . Zmniejszone naprężenia są 4 razy niższe dla śrub wykonanych z PLLA niż dla śrub wykonanych ze stopu tytanu Ti-6Al-4V. Płytki i śruby wykonane ze stopu tytanu Ti-6Al-4V wskazują centrum naprężeń dookoła ostatnich śrub w niższej części żuchwy. W płytce wykonanej z PLLA najwyższe naprężenie jest dookoła otworu, który jest zlokalizowany w pobliżu złamania.

**Wnioski:** Bez względu na typ złamania wyrostka kłykciowego złotym standardem pod względem wytrzymałości są dwie proste płytki, zaś z płytek dedykowanych najbardziej wytrzymałymi są typy: ACP i XCP.

Zarówno płytki jak i śruby stosowane do osteosyntezy w złamaniach wyrostków kłykciowych nie powinny być wykonane z polimleczanowych materiałów

bioresorbowalnych, ponieważ nie wytwarzają one wystarczająco sztywnego zespolenia, co uniemożliwia prawidłowy proces gojenia.

## 2. Streszczenie – wersja w języku angielskim

Rafał Zieliński M.D., D.D.S.

### COMPARISON OF BIOMECHANICAL PROPERTIES OF BIORESORBABLE AND TITANIUM PLATES FOR OSSEOFIXATION IN CONDYLAR PROCESS FRACTURES

*Abstract*

*Department of Maxillofacial Surgery, Medical University of Lodz, Poland*

Supervisor: prof. dr hab. med.sci. Marcin Kozakiewicz

**Aims:** The first aim of my research was comparison in fatigue tests of all among 30 available plates dedicated for base, low and high condylar process fractures. The second aim was assessment of mechanical endurance of bioresorbable and titanium plates in finite element analysis

**Materials and methods:** Solid porous polyurethane mandibles (Sawbones, Vashon, WA, USA: density 0.16 g/cc, compression modulus 58 MPa) were used into the research. Information about all available plates for osteosynthesis of condylar process fractures have been gathered. Next step was preparing of technical drawings of plates and then laser cutting from medical certified titanium sheet (grade 23, 1 mm of thickness). Condylar processes were cut on 3 different heights according to actual classification in every single model. Condylar processes were set 15 degree inferior in sagittal plane and 10 degree lateral in frontal plane in order to simulate actual masticatory force by means of temporomandibular joint. Set of model results

from forehead, upward, medial forces. Osteosynthesis was set according to physiology and loaded by forces with direction and values described by Ramos. Plates to osseofixation were fixed to mandible. Initial state of deformation was between screws and bone because of screwing of a screw. Contact may decrease stiffness of connection between screw and bone and present constant displacement between simple model of screw and bone. For testing purposes universal machine ZwickRoell Z020 (Zwick-Roell, Ulm, Germany) was used with individual clamping system. By means of Instron program some charts were recorded for: relationship between force and displacement, loading for constant deformation and maximal loading during fracture. Quantity of holes,

height, width and surface of plate were recorded. Mathematical aim of analysis was achievement small number of factors that varied the most for basic 4 variables describing features: height [mm], width [mm], surface [mm<sup>2</sup>], total number of fixation screws.

Finite element analysis was used for ACP plate [A-shapecondylarplate] for comparison of bone ends just after open reduction internal fixation by means of osseosynthesis set made in titanium and polylactide.

**Results:** For condylar process fractures the best 6 designs of plates - 20, 23, 10, 13, 18, 22 and the worst 6 designs - 2, 8, 11, 14, 21, 28 (Kruskal Wallis statystyka = 179.77;  $p < 0,05$ ) were selected. Observed incidents of pull the screw out from the condyle fragment (Kruskal Wallis statistics = 1.81;  $p = 0.178$ ) or ramus fragment (Kruskal-Wallis statistics = 0.001;  $p = 0.976$ ) were not related to loaded force, but the number of pull out condyle screws (Chi-Square statistic = 142.4;  $p < 0.05$ ), and ramus screws was related to the design (Chi-Square statistic = 121.7;  $p < 0.05$ ). The least condyle screws were lost in plate designs 1, 2, 5, 6, 7, 8, 9, 10, 11, 13, 21, 22, 23, 24, and 28, the least Ramus screws was observed in plate designs 1, 5, 12, 21, 22, 23, and 25. The force causing 1 millimeter displacement in fracture line after fixation depended on dimensions of used plate directly proportional: on height (correlation coefficient = 0.35, R-squared = 13%,  $p < 0.05$ ), on width (correlation coefficient = 0.52, R-squared = 27%,  $p < 0.05$ ), and plate surface area (correlation coefficient = 0.58, R-squared=35%,  $p < 0.05$ )

Only two single plates tend to break after rigid screws fixation. However, double plates fixation endured the highest loading ( $14.02 \pm 1.24$  N/mm;  $p < 0.05$ ) comparing to the three small plates. Three other osteosynthesis plates design lost screws in proximal fragment, as well as in distal fragment. As far as the plate integration was considered, the double plates broke during loading (in  $160.6 \pm 27.3$  N) contrary to three other plates. Finite element analysis research proved reduced stresses distribution according to von Mises on PLLA plate with fixing screws made in Ti-6Al-4V and PLLA were the following:  $\sigma_{red\ max} = 234$  MPa and  $\sigma_{red\ max} = 76$  MPa respectively. Reduced stresses are 4 times lower for screws made in PLLA screws than in Ti-6Al-4V grade 5 plate. Plates and screws made in Ti-6Al-4V indicate center of stresses around last screws in the lowest part of mandible. In plate made in PLLA the highest stress was around a hole that is localized near fracture.

**Conclusions:** Regardless of fracture type of condylar process gold standard in terms of durability are two straight plates whereas from dedicated plates the most durable are types: ACP and XCP.

Both plates and screws used in osteosynthesis in condylar processes should not be made from bioresorbable polylactide materials because they do not make enough stiff osseofixation that unable proper healing process.