

**ANNALES
ACADEMIAE MEDICAE
GEDANENSIS
TOM XLIII
2013
SUPPLEMENT 12**

GDAŃSKI UNIWERSYTET MEDYCZNY

Andrzej Skorek

**DYNAMICZNA ANALIZA URAZÓW
OCZODOŁU TYPU *BLOW-OUT* NA PODSTAWIE
NUMERYCZNEGO MODELU OCZODOŁU
ORAZ OBSERWACJI KLINICZNYCH**

*Dynamic analysis orbital injury blow-out type based on
numerical model of the orbit and clinical observations*

Rozprawa habilitacyjna

Katedra i Klinika Otolaryngologii
Gdańskiego Uniwersytetu Medycznego
Kierownik: prof. dr hab. med. Czesław Stankiewicz

GDAŃSK 2013

Wydano za zgodą
Senackiej Komisji Wydawnictw Gdańskiego Uniwersytetu Medycznego

REDAKTOR NACZELNY
EDITOR-IN-CHIEF
Marek Grzybiak

HONOROWY REDAKTOR NACZELNY
HONORARY EDITOR-IN-CHIEF
Stefan Raszeja

KOMITET REDAKCYJNY
EDITORIAL BOARD
z-ca redaktora naczelnego – Adam Szarszewski
sekretarz redakcji – Włodzimierz Kuta
redaktor techniczny – Tadeusz Skowyrza
Tomasz Bączek, Zdzisław Bereznowski, Dariusz Kozłowski, Anna Grygorowicz,
Andrzej Hellmann, Jerzy Kuczkowski, Krzysztof Narkiewicz, Michał Obuchowski,
Zbigniew Kmieć, Julian Świerczyński, Aleksandra Żurowska

ADRES REDAKCJI
ADDRESS OF EDITORIAL OFFICE
Annales Academiae Medicae Gedanensis
Zakład Anatomii Klinicznej
Gdańskiego Uniwersytetu Medycznego
ul. Dębinki 1, 80-211 Gdańsk, Poland
e-mail: annales@gumed.edu.pl

Artykuły opublikowane w Annales Academiae Medicae Gedanensis
są zamieszczane w bazie EMBASE
Articles published in Annales Academiae Medicae Gedanensis are covered
by the Excerpta Medica database (EMBASE)

PL ISSN 0303–4135

Gdański Uniwersytet Medyczny

Szczególne podziękowania składam

Panu prof. dr. hab. inż. Pawłowi Kłosowskiemu za szczególne zaangażowanie, wsparcie i wszechstronną pomoc podczas tworzenia tej pracy oraz pokazanie tego, że za pomocą fizyki można wytłumaczyć wiele zjawisk medycznych.

Panu prof. dr. hab. med. Czesławowi Stankiewiczowi za wiele cennych uwag udzielonych mi podczas tworzenia tej pracy.

Pracę dedykuję mojej Żonie Mirce, Ani, Piotrkowi, Pawłowi oraz Mamie.

Spis treści

1. WSTĘP.....	9
1.1. Objawy złamania ścian kostnych oczodołu oraz patomechanizm ich powstania	9
1.2. Podziały złamań ścian kostnych oczodołu, podstawy diagnostyki, wskazania do leczenia, wybór terminu operacji.....	17
2. CELE PRACY.....	33
3. MATERIAŁ I METODY	34
3.1. Ocena wymiarów oczodołu.....	34
3.2. Wyznaczenie modułu Younga kości budujących oczodół.....	37
3.3. Stworzenie modelu numerycznego oczodołu.....	42
4. WYNIKI BADAŃ.....	50
4.1. Ocena wielkości ścian kostnych oczodołu.....	50
4.2. Ocena grubości ścian kostnych oczodołu.....	51
4.3. Ocena wielkości kątów pomiędzy ścianami oczodołu	57
4.4. Wyniki badań modułu Younga	60
4.5. Wyniki badań doświadczalnych na modelu numerycznym	66
4.5.1. Próba I – uderzenie w ścianę dolną z równomiernie rozłożoną siłą	66
4.5.2. Próba II – uderzenie w ścianę dolną z siłą zmniejszającą się ku przyśrodkowi	68
4.5.3. Próba III – uderzenie punktowe w ścianę dolną	71
4.5.4. Próba IV – dwa uderzenia jednoczesne w dolny brzeg oczodołu i w ścianę boczną.....	73
4.5.5. Próba V – dwa uderzenia niejednoczesne w dolny brzeg oczodołu i w ścianę boczną.....	75
4.5.6. Próba VI – uderzenia według modelu hydraulicznego	77
4.5.7. Próba VII – jednoczesne uderzenie w ścianę dolną ze zmiennym rozkładem sił oraz według modelu hydraulicznego.....	81
4.5.8. Próba VIII – uderzenie w ścianę dolną z siłą 14400 N oraz 14400 N według modelu hydraulicznego.....	84
4.5.9. Podsumowanie prób	86
4.6. Odma oczodołu – numeryczny model powstania	87
5. OBRAZ RADIOLOGICZNY URAZÓW OCZODOŁU TYPU <i>BLOW-OUT</i> – PORÓWNANIE Z MODELEM NUMERYCZNYM	97
5.1. Przypadek 1.....	97
5.2. Przypadek 2.....	99
5.3. Przypadek 3.....	101
5.4. Przypadek 4.....	102
5.5. Przypadek 5.....	105
5.6. Przypadek 6.....	106
5.7. Przypadek 7.....	107
5.8. Przypadek 8.....	108
5.9. Przypadek 9.....	110
5.10. Przypadek 10.....	111
6. DYSKUSJA	114

6.1. Wielkości oczodołu, grubości jego ścian oraz kąty pomiędzy nimi	114
6.2. Wartość modułu Younga	117
6.3. Model numeryczny oczodołu.....	124
6.4. Uderzenie w brzeg kostny ściany dolnej - model numeryczny i badania kliniczne.....	129
6.4.1. Przyczyny pęknięcia ściany dolnej przy urazie typu blow-out.....	129
6.4.2. Obecność powietrza w oczodole po urazach typu <i>blow-out</i>	132
6.4.3. Mechanizmy urazu oczodołu.....	136
6.4.4. Urazy z komponentą hydrauliczną	142
7. PODSUMOWANIE	147
8. WNIOSKI.....	150
9. PIŚMIENNICTWO	152
10. STRESZCZENIE	171
11. SUMMARY	174

1. WSTĘP

Urazy oczodołu stanowią trudny problem diagnostyczny i terapeutyczny, a ich liczba ze względu na postęp cywilizacyjny wciąż rośnie pomimo stosowania różnych sposobów zabezpieczenia głowy przed skutkami urazu (kaski, poduszki powietrzne, okulary ochronne) oraz pomimo zwiększającej się świadomości społecznej. Istnieją cztery podstawowe przyczyny urazów oczodołu: wypadek komunikacyjny, pobicie, wypadki w pracy lub w trakcie uprawianiu sportu. Następstwem urazu tej okolicy jest zwykle złamanie ściany dolnej i/lub przyśrodkowej oczodołu, któremu może towarzyszyć przemieszczenie struktur wewnątrzoczodołowych, przede wszystkim mięśnia prostego dolnego i przyśrodkowego, rzadziej skośnego dolnego oraz zmiana ustawienia gałki ocznej. Wystąpieniu złamań ścian kostnych oczodołu może towarzyszyć (lub nie) złamanie jego zewnętrznych obramowań kostnych. Converse i Smith w 1950 r. wprowadzili określenie *blow-out* (złamanie rozprężające oczodołu, odosobnione rozprężające złamanie dna oczodołu, izolowane złamanie dna oczodołu) dla opisu złamań, przy których brzeg kostny oczodołu pozostaje nienaruszony zaś całość zmian destrukcyjnych toczy się w pewnej odległości od niego [42]. Złamania te dotyczą ludzi w każdym wieku, ale najczęściej występują u ludzi młodych pomiędzy 30 a 39 r. ż. [2]. Leczenie jest problemem interdyscyplinarnym, którym zajmują się okuliści, chirurdzy szczękowo-twarzowi, neurochirurdzy, anestezjolodzy, chirurdzy plastycy oraz otolaryngolodzy [111].

1.1. Objawy złamania ścian kostnych oczodołu oraz patomechanizm ich powstania

Główne objawy pourazowego uszkodzenia oczodołu to: zapadnięcie i/lub przemieszczenie ku dołowi gałki ocznej (*enophthalmos/hypoglobus*), podwójne widzenie (*diplopia*), dysfunkcja mięśni zewnątrzgałkowych, zaburzenia czucia w obrębie nerwu szczękowego (n.V₂), obecność powietrza w oczodole, krwawienie z nosa, zaburzenia czynności układu łzowego, podbiegnięcia krwawe i/lub krwiaki powiek i skóry twarzy, powietrze w powłokach twarzy (*crepitatio*), wylew krwi do komory przedniej oka, recessja (rozerwanie) kąta przesączania, uszkodzenie tęczówki, naczyńiówki i soczewki,

krwotok do ciała szklistego, pogorszenie widzenia oraz ból w okolicy oczodołu (łącznie z bólami podczas poruszania oczami) [24, 28, 51, 91, 104, 160].

Objawy związane z posadowieniem gałki ocznej w oczodole mogą się rozwijać bezpośrednio po urazie lub nawet w kilka miesięcy po nim i występują częściej u chorych ze złamaniem dwóch ścian (dolnej i przyśrodkowej) niż jednej [20]. Przy złamaniach obejmujących większą powierzchnię możliwość wystąpienia zmiany ustawienia gałki jest większa [112, 122]. Inaczej uważają Manson i wsp., którzy nie wiążą rozległości złamania ściany kostnej z wystąpieniem *enophtalmos/hypoglobus* [138]. Inni autorzy zauważają, że czasem nawet małe złamania (szczególnie ściany przyśrodkowej) mogą prowadzić do ich wystąpienia [171]. Niektóre doniesienia, choć oparte na małym materiale, sugerują że *enophtalmos* (przy podobnych objętościach przemieszczonych tkanek) częściej towarzyszy urazom ściany przyśrodkowej niż dolnej [171, 223]. Z patofizjologicznego punktu widzenia do wystąpienia tego objawu konieczne jest uszkodzenie zarówno kości jak i tkanek miękkich oczodołu, przede wszystkim okostnej oczodołu (*periorbita*) [138]. Wystąpienie *enophtalmos* może być związane ze zmniejszeniem objętości oczodołu, a właściwie ze zmianą jej dystrybucji w postaci przemieszczenia części jego zawartości do zatoki sitowej i/lub szczękowej albo rozerwaniem więzadeł przytrzymujących okostną oczodołu i/lub samą gałkę oczną. Zwykle dzieje się to w trybie ostrym i prowadzi do wystąpienia tego objawu bezpośrednio po urazie [35]. Jin i wsp. analizując złamania ściany przyśrodkowej stwierdzili, że *enophtalmos* (większy niż 2 mm) występował wówczas gdy powierzchnia złamania wynosiła 1,9 cm² lub gdy objętość przemieszczonych poza oczodół tkanek miękkich była większa niż 0,9 ml (około 3% całej objętości tkanek miękkich oczodołu przy założeniu że objętość ta wynosi około 30 ml) [98]. Inni autorzy uważają, że w przypadku złamań ściany dolnej objętość ta jest większa i wynosiła od 1,62 do 2 ml (około 5-7% objętości oczodołu) [167, 201, 223]. Whitehouse i wsp. twierdzą że zmniejszeniu objętości oczodołu o 1 cm³ towarzyszy powstanie *enophtalmos* około 0,8 mm [219]. Schuknecht i wsp. uważają że wielkość *enophtalmos* nie rośnie liniowo wraz ze wzrostem objętości tkanek przemieszczonych poza oczodół [190]. Jako przykład podają, że zapadnięcie gałki ocznej o 3,5-5 mm towarzyszy zmniejszeniu objętości o około 7 ml, podczas gdy *enophtalmos* wynosi 2,5-3 mm – objętość ta jest mniejsza i wynosi „tylko” 3,4 ml. Ocena ta była retrospektywna i dotyczyła jedynie 11 pacjentów. Opinia Ploder i wsp. jest odmienna, uważają oni że wraz ze

wzrostem wielkości przemieszczenia tkanek poza oczodół rośnie *enophthalmos*: przy objętości 0,8-1 cm³ – wynosi około 1 mm zaś przy pojemności 1,6-2 cm³ rośnie do 2 mm, choć nie była to zależność statystyczna [167]. Autorzy ci oprócz objętości przepukliny ocenili jej głębokość (odległość brzegu kości dna do przedniej – tylnej części złamania). Wcześniejsze prace sugerowały, że przepuklinie wielkości 1 ml odpowiada 1 mm *enophthalmos*, chociaż inne nie potwierdzają tej zależności [6, 131, 138, 167]. Przemieszczenie gałki ocznej występujące po pewnym czasie od urazu jest związane z zanikiem tkanki tłuszczowej (np. jej martwicą) lub wytworzeniem blizn ciągnących zawartość oczodołu do jego wnętrza [35, 37, 103]. Inni autorzy uważają, że zmniejszenie wewnątrzoczodołowej tkanki tłuszczowej nie zmienia objętości oczodołu, zaś za zapadnięcie gałki ocznej bardziej odpowiada zerwanie więzadeł podtrzymujących ją niż liczba innych elementów wypełniające oczodół [137, 170]. Prace Mansona i wsp. wykluczają udział zaniku tkanki tłuszczowej w oczodole w rozwoju *enophthalmos* [138]. Obserwacje Kunza i wsp. wiążą zapadnięcie gałki ocznej z lokalizacją złamania – u wszystkich chorych, u których obserwowali oni ten objaw złamania dotyczyły przednich odcinków ścian dolnej i bocznej [122]. Burm i wsp. obserwowali późny *enophthalmos* aż u 76% chorych ze złamaniem w obrębie ściany przyśrodkowej, podczas gdy Banerjee i wsp. jedynie u 7-10% chorych [13, 27]. Jin i wsp. uważają, że nieleczone złamanie w obrębie ściany przyśrodkowej prowadzi do rozwoju wtórnego *enophthalmos* [98].

Okostna oczodołu jest ściśle związana z obramowaniem kostnym w okolicy szwów kostnych, otworów (sitowych przednich i tylnych), kanału wzrokowego, szczelin (oczodołowej górnej i dolnej), grzebienia łzowego tylnego oraz łuku brzeżnego (*arcus marginalis*) – gdzie łączy się ona z okostną kości twarzoczaszki, przegrodą oczodołową oraz więzadłami oczodołowo-policzkowymi, zaś ku tyłowi okostna przechodzi w oponę twardą. W pozostałych miejscach przylega ona dość luźno do kości tworząc potencjalną przestrzeń dla rozwoju krwiaka, ropnia lub ewentualnej ekspansji guzów. Dzięki obecności włókien kolagenowych wyrastających z okostnej i wrastających do kości (włókna Sharpeya) obie struktury (kość i okostna) są jednak ze sobą zintegrowane i nie można przesuwac swobodnie jednej w stosunku do drugiej [230]. Łuk brzeżny stanowi wraz ze skórą i tkanką podskórną, powiekami (z zawartymi w nich mięśniami, tarczką oraz więzadłami), ciałem tłuszczowym oczodołu oraz więzadłami Lockwooda i Whitnalla skomplikowany instrument ochronny dla oka i jednocześnie przestrzeń tłumiącą urazy [26,

134, 138]. Wieloelementowy mechanizm (niekiedy z przewagą jednego z nich), wywołujący powstanie objawów związanych z przemieszczeniem gałki ocznej, jednocześnie tłumaczy brak zadowalającego efektu leczenia w przypadku wykonania tylko repozycji struktur kostnych oraz brak korelacji pomiędzy wielkością przepukliny a wielkością *enophthalmos* [63].

Zaburzenia ruchomości gałki ocznej, czego następstwem może być podwójne widzenie, jest związane z dysfunkcją mięśni prostych (przysiódkowego lub dolnego) lub rzadziej struktur nerwowych. Patomechanizm powstania tych objawów nie jest do końca jasny. Najbardziej wytłumaczalne (choć nie do końca oczywiste) jest przemieszczenie mięśnia do światła zatok w postaci przepukliny, nierzadko w mechanizmie *trapdoor* (złamanie pułapka, złamanie z uwięzieniem tkanek) – gdy fragmenty tkanek np. *periorbita* lub mięśnie gałkoruchowe są przemieszczone poza oczodoł i zablokowany przez „wrota kostne” przepukliny. Innymi przyczynami wystąpienia *diplopii* mogą być: krwiak wewnątrz- lub okołomięśniowy, pourazowy obrzęk tkanek miękkich oczodołu [133, 135, 163]. Mechanizm *trapdoor* złamania częściej występuje w przypadku urazu ściany dolnej oczodołu u dzieci (40-93%) [36, 46]. Istnieją jedynie pojedyncze opisy tego mechanizmu złamania w przypadku urazu ściany przysiódkowej [105, 143]. Inna teoria wiąże zmianę kształtu, a tym samym funkcji mięśnia co wynika z utratą przez niego „podparcia”, z jego przemieszczeniem do zatoki kostnej ściany dolnej, jednak badania potwierdzające tę teorię były przeprowadzone jedynie na zwłokach [13]. Budowa tkanek miękkich oczodołu, która ma wpływ na rozwój podwójnego widzenia, jest bardzo skomplikowana. W oczodole oprócz nerwów, naczyń, mięśni oraz tkanki tłuszczowej znajduje się tkanka łączna włóknista „oplatająca” mięśnie łącząc je tworząc aparat mięśniowo-przegrodowy nazywanym niekiedy okostną wewnętrzną (*periorbita interior*) oraz budująca system podwieszający gałkę oczną [34, 117, 175]. Taki układ struktur mięśniowych tłumaczy z jednej strony powstanie zaburzeń ruchomości gałki ocznej nie wynikających bezpośrednio z miejsca urazu a z drugiej strony brak korelacji takich zaburzeń z wielkością urazu [117, 122].

Ciekawym i nie do końca rozwikłanym problemem klinicznym jest ocena zachowania zawartości oczodołu bezpośrednio po urazie: czy jest ona „zabierana” przez przemieszczające się ściany kostne, czy też „wypycha się” na zewnątrz po przemieszczeniu ściany kostnej.

Smith i wsp. porównują stan mięśni prostych po urazie typu *blow-out* do obrazu przykurczu Volkamanna, rozwijającego się w niedokrwionych mięśniach kończyn po urazie, repozycji lub niekiedy po założeniu opatrunku usztywniającego [196]. Zwracają uwagę na to, że ciśnienie w mięśniu prostym dolnym bezpośrednio po urazie jest niekiedy znacznie wyższe niż w normalnym mięśniu. Taka sytuacja na zasadzie „błędnego koła” zmniejsza przepływ krwi, co prowadzi do niedokrwienia i rozwoju zmian degeneracyjnych a w dalszej kolejności – do włóknienia jak w przykurczu. Mięsień i jego otoczenie zamknięte w łącznotkankowej torebce „wypycha” niestabilną po złamaniu ścianę kostną na zewnątrz. Z drugiej strony wzrost ciśnienia (powyżej 30 mmHg) w mięśniu „nieodbarczonym”, tzn. takim, który nie może przemieścić się do zatoki, może prowadzić paradoksalnie do rozwoju dużych zmian w zakresie jego funkcji [157]. Opisana przez Jordana i wsp., w 1998 r. postać złamania *white eyed blow-out* (złamanie ściany oczodołu bez zaburzeń ze strony gałki ocznej) jest szczególną formą złamania typu *trapdoor* u dzieci, choć rzadziej również u dorosłych, w którym przy braku pourazowych objawów ze strony gałki ocznej (obrzęku, wybroczyn) oraz przy braku przemieszczeń połamanych (zwykle liniowo) odłamów kostnych mamy do czynienia z pogorszeniem ruchomości gałki ocznej zwykle w płaszczyźnie pionowej [57, 103, 125]. Mechanizm tego złamania jest związany z pourazowym odkształceniem ściany kostnej, która pęka, ale wraca po chwili do pozycji wyjściowej. Taka sytuacja u dzieci jest związana z większą elastycznością i giętkością oraz mniejszym uwapnieniem, kruchością i łamliwością kości [103, 163, 166]. Paradoksalnie dziecięcy oczodół jest jednak bardziej wytrzymały (grubsze ściany kostne i okostna), bardziej plastyczny (niekompletnie zrosnięte szwy kostne, niecałkowicie rozwinięte zatoki) oraz bardziej chroniony (grubsza poduszka tłuszczowa w policzku, mniejsza i bardziej płaska część środkowa twarzy) niż u osób dorosłych [116, 157, 218]. Naciągnięty mięsień lub tkanka łączna w jego okolicy są uwięzione w szczelinie złamania i mimo braku przemieszczeń kości w ścianie dolnej na obrazie tomografii komputerowej (TK) (objaw *double bubble* w zatoce szczękowej – krwiak, który odwarstwia błonę śluzową i niewielka przepuklina w jego wnętrzu oraz złamana ale nie przemieszczona kość) ruchomość pionowa gałki ocznej jest ograniczona. Taki typ złamania dotyczący zwykle ściany dolnej jest wskazaniem do pilnej interwencji chirurgicznej, gdyż pozostawienie mięśnia w szczelinie skutkuje niedokrwieniem

oraz możliwością rozwoju blizny i/lub przykurczu mięśnia prostego dolnego [46, 157, 166].

Kunz i wsp. donoszą, że *diplopia* występuje częściej, gdy złamanie dotyczy przedniego odcinka ściany kostnej, co wiąże się z obecnością w tym miejscu systemu podwieszającego gałkę oczną, są zaś mniej dokuczliwe i rzadsze, gdy złamanie dotyczy odcinka tylnego, nawet gdy powierzchnia złamania jest większa [122]. Loba i wsp. u pacjentów z pourazową *diplopią* znajdowali tylko zaburzenia związane z porażeniem lub ograniczeniem ruchomości mięśnia prostego dolnego i /lub ograniczeniem ruchomości mięśnia skośnego dolnego [135].

Pourazowe zmiany patologiczne skutkują zwykle zmianą pozycji i kształtu mięśni w badaniu tomografii komputerowej. Kształt mięśnia zmienia się z podłużnego na okrągły (ocena w płaszczyźnie czołowej), co jest niekorzystnym czynnikiem rokowniczym (wraz z wielkością obszaru złamania) dla rozwoju późnego *enophthalmos/hypoglobus* [37, 133, 141, 211]. Kim i wsp. oceniają stosunek wysokości do szerokości mięśnia prostego przyśrodkowego (TK – płaszczyzna czołowa), który był wyższy u chorych z *enophthalmos* (0,97) niż u chorych bez tego objawu (0,33). Różnica była statystycznie znamienne [112]. Również spadek objętości oczodołu po urazie w odniesieniu do badania strony przeciwnej jest niekorzystnym czynnikiem rokowniczym ewentualnego rozwoju zaburzeń osadzenia gałki ocznej [65]. Przemieszczenie mięśnia poza miejsce typowe jest związane z możliwością rozwoju w nim zmian niedokrwiennych, co prowadzi do rozwoju zmian degeneracyjnych (martwicy, włóknienia, bliznowacenia) – *compartment syndrome* (zespół ciasnoty wewnątrzoczodołowej) [135]. Wiąże się to z utrwaleniem położenia mięśnia w nietypowym miejscu.

Mechanizm powstania złamania w obrębie ścian kostnych oczodołu jest tyleż skomplikowany i intrygujący, co wciąż nie do końca wyjaśniony. O ile patomechanizm złamania obejmującego brzeg oczodołu i penetrującego dalej w jego głąb jest bardziej zrozumiałe o tyle złamanie ściany oczodołu (zwykle przyśrodkowej i/lub dolnej) przy nienaruszonym jego brzegu pozostaje wciąż trudny do rozstrzygnięcia. Osobnym problemem jest zasięg złamania. Niewielkiemu urazowi brzegu, mogą towarzyszyć masywne zmiany w głębi. Rozległe złamanie brzegu nierzadko powodujące znaczne przemieszczenie jego ścian „kończą się” tuż za nim mijając oczodół. Badania wielu autorów dowodzą, że istnieje zależność między strukturą anatomiczną ściany kostnej oczodołu a

jej wytrzymałością na złamania. Sztywność ścian kostnych, inna na brzegach i inna na ich położonych głębiej powierzchniach, obecność w nich naturalnych otworów, odmienny sposób połączenia w innymi kośćmi twarzo- i mózgowcowej determinuje kształt oczodołu. Te elementy wyznaczają jednak punkty/pola, które są zarówno najsłabszymi miejscami oporu, jaki i drogą chirurgiczną do wnętrza oczodołu.

Od czego to zależy, co powoduje taki a nie inny przebieg linii złamania, dlaczego niektóre złamania pomimo małej siły urazu czynią wielkie spustoszenia a inne „zatrzymują się” już na brzegu oczodołu? Jak możemy się przed nimi chronić i jak skutecznie próbować minimalizować ich skutki? Każda praca, która choć trochę przybliżyła do odpowiedzi na te pytania ma głęboki sens.

Pierwsze prace doświadczalne o złamaniach oczodołu Smitha i Regana, doprowadziły do powstania dwóch ogólnie akceptowanych teorii opisujących patomechanizm powstania urazu: teorii wyboczeniowej i teorii hydraulicznej [197]. Teoria wyboczeniowa opisuje powstanie złamania ściany kostnej, gdy siła przyłożona jest do jej brzegu (równoległe do płaszczyzny osiowej tej ściany). Wzrost siły prowadzi do wzrostu naprężeń w całej ścianie, co w zestawieniu z indywidualnymi cechami każdej z nich (strukturą, grubością, obecnością dodatkowych otworów, jej specyficznym wygięciem oraz geometrią – szczególnie wielkością kątów, pod jakimi łączą się całe ściany lub poszczególne jej elementy) oraz kierunkiem i wielkością działania siły, prowadzi do jej pęknięcia zwykle z przemieszczeniem jej odłamów. Teoria hydrauliczna (posiłkując się doświadczeniem z piłką uderzającą bezpośrednio w gałkę oczną) opisuje powstanie złamania ściany dolnej i/lub przyśrodkowej przy nienaruszonych brzegach kostnych oczodołu. Siły działające na gałkę oczną (bezpośrednio lub przez powieki) przemieszczają ją ku tyłowi doprowadzając do powstania wewnątrzoczodołowego ciśnienia, które (dzięki obecności okostnej) przenosi się równomiernie na wszystkie ściany oczodołu. Według tej teorii pęka zwykle ściana najcieńsza (dolna – w części przedniej/środkowej i/lub przyśrodkowa – w części tylnej). Inne prace zdają się potwierdzać te spostrzeżenia [61, 62, 215]. Czy taki mechanizm jest związany z obroną gałki ocznej? Prace doświadczalne Fujino i Sato określają, że potrzeba trzykrotnie większej siły, aby doprowadzić do złamania ściany dolnej, gdy działa ona na gałkę oczną niż bezpośrednio na brzeg lub na brzeg i gałkę, co przeczy teorii, że złamanie ściany kostnej ma chronić gałkę oczną przed pęknięciem w wyniku urazu [60]. W badaniach doświadczalnych prowadzonych na

zwłokach przez Ahmada i wsp. stwierdzono przeciwnie, że mniej siły wystarczyło do wywołania złamania ścian kostnych przy sile działającej bezpośrednio na gałkę oczną niż na brzeg oczodołu [2]. Inna, nie potwierdzona, teoria mówi, że gałka oczna w wyniku cofnięcia się do wnętrza oczodołu uderza bezpośrednio w ścianę kostną, która łamie się pod jej naciskiem [56]. Wytrzymałość na uraz ścian oczodołu wiąże się nie tylko z grubością jego ścian, ale również z kształtem oczodołu. Warwar i wsp. porównali kształt oczodołu do kształtu ściętego stożka, co wpływa na jego stabilność oraz podnosi wytrzymałość jego ścian na urazy [215]. Odwoływali się oni do pracy Seide'a o wytrzymałości na ściskanie podłużne ściętego stożka, która leży u podstawy budowy kabin pasażerskich statków lotniczych, silników raketowych, statków kosmicznych, dzięki kształtom którego możliwa jest redukcja grubości ścian bez utraty ich wytrzymałości [215].

Obie teorie (mechanizmy) – hydrauliczna i wyboczeniowa – opisują zmiany w oczodole powstałe pod wpływem urazów, jednak udział każdego z tych mechanizmów w jego powstaniu i wpływ na jego zakres jest trudny do rozstrzygnięcia. Z pewnością zakres zmian pourazowych w oczodole i jego ścianach zależy od wielkości i kierunku działania siły, punktu jej przyłożenia oraz indywidualnych cech strukturalnych oczodołu [200]. Szczególnie interesujące jest zagadnienie budowy morfologicznej ściany przyśrodkowej i jej wpływu na wytrzymałość. Song i wsp. oraz Jo i wsp. analizując budowę kości sitowej po stronie złamania i porównując ją ze stroną zdrową zauważyli że ściana przyśrodkowa jest mniej podatna na złamanie gdy jest mniejsza, gdy „podpiera” ją więcej przegród kostnych kości sitowej, gdy liczba komórek sitowych obok niej jest większa a ich średnia wielkość jest mniejsza [100, 200]. W takich sytuacja w przypadku urazu typu *blow-out* częściej pęka ściana dolna.

Pojedyncze opisy przypadków jako przyczynę powstania urazu typu *blow-out* podają wydmuchiwanie nosa, podczas którego generuje się ciśnienie od około 1,95 MPa (nozdrza nieuciśnięte) do 7,16 MPa (przy nozdrzach obustronnie uciśniętych) [40, 169, 216]. W tych przypadkach złamania dotyczyły środkowego odcinka dna oczodołu, położonego przyśrodkowo od kanału nerwu podoczodołowego.

Podstawą diagnostyki złamań typu *blow-out* jest przede wszystkim wielopłaszczyznowe badanie tomografii komputerowej (TK) w płaszczyźnie czołowej, strzałkowej i poziomej, niekiedy uzupełniona o obrazowanie metodą rezonansu magnetycznego (MRI), szczególnie w przypadkach przemieszczenia tkanek miękkich oczodołu. Obo-

wiązuje nas ograniczone zaufanie do zwykłych badań radiologicznych: prześwietlenie zatok w projekcji Watersa, zdjęcie przeglądowe czaszki, zdjęcie czaszki w projekcji bocznej (50% wyników fałszywie negatywnych i 30% badań niediagnostycznych), podczas gdy w badaniach komputerowych (TK, MRI) liczba wyników zgodnych ze stanem klinicznym sięga prawie 100% [65, 95].

1.2. Podziały złamań ścian kostnych oczodołu, podstawy diagnostyki, wskazania do leczenia, wybór terminu operacji

Pierwsze prace naukowe podejmujące próby klasyfikacji urazów ze względu na ich zakres oraz symptomatologię pojawiały się w XIX wieku. Francuski lekarz – chirurg Rene Le Fort w 1901 roku podał zwięzłą i praktyczną klasyfikację złamań twarzoczaszki, która do dziś wciąż jest wykorzystywana i cieszy się dużym uznaniem wśród lekarzy praktyków [128]. Klasyfikacja ta bazuje na ocenie zakresu urazów i przebiegu linii złamań w obrębie kości twarzy dzieląc złamania według trzystopniowego podziału: oderwanie wyrostka zębodołowego (Le Fort I); uraz pośredni, w którym linia złamania przebiega przez przyśrodkową i dolną ścianę oczodołu (Le Fort II) i najbardziej zaawansowane – oderwania twarzo- od mózgowoczaszki (Le Fort III). Późniejsze podziały opisywały zwykle złamania poszczególnych ścian (dolnej, przyśrodkowej) lub przedstawiały obraz radiologiczny i kliniczny z/bez objawów ograniczenia czynności oka (*trapdoor* – częstsze u dzieci, *nontrapdoor/opendoor* – jego odpowiednik u dorosłych) [46, 163, 199].

Wanyura przedstawił własną klasyfikację złamań oczodołu wyróżniając w niej 7 głównych grup: złamanie jarzmowo-oczodołowe, złamanie jarzmowo-szczękowo-oczodołowe, złamanie izolowane dna oczodołu, dyslokację oczodołowo-nosową, przemieszczenie górnego masywu twarzy, złamanie czołowo-oczodołowo-nosowe oraz złamanie czaszkowo-oczodołowe. Wśród złamań izolowanych dna oczodołu wyróżnił dodatkowo: złamanie typu *blow-out*, złamanie typu *en clapet* (złamanie wentylowe – złamanie w którym wylamany fragment kostny złączony jest jednym brzegiem z nieuszkodzoną kością a z drugiej strony wtłoczony do zatoki wraz z fragmentem tkanek miękkich oczodołu, proste odprowadzenie złamania powoduje zaklinowanie tkanek oczodołu)

oraz złamanie typu *trapdoor*. Podział ten jest wciąż aktualny i odnosi się do złamań oczodołu (poszczególnych jego ścian) oraz jego okolic (kości jarzmowej, czołowej, nosowej, sitowej) [213].

Kwon i wsp. podzielili złamania ściany dolnej ze względu na zakres urazu na przednie, tylne i przednio-tylne [124]. Lokalizacja determinuje wybór dojścia chirurgicznego. Do zmian w przednim odcinku autorzy preferują dojście zewnętrzne (przezoczołowe), zaś w przypadku złamań w tylnym odcinku – dojście transantralne. Każdemu z typów urazu towarzyszyć może *trapdoor* lub *nontrapdoor*. Wiąże się to z przemieszczeniem zawartości oczodołu (okostnej, powięzi lub samego mięśnia prostego dolnego lub skośnego dolnego) i z zakleszczeniem tego odcinka między odłamami złamania, co bezpośrednio prowadzi do ograniczenia ruchomości gałki ocznej, zwykle w płaszczyźnie pionowej [46].

W odniesieniu do ściany przyśrodkowej Nolasco i Mathong wprowadzili cztero-stopniowy podział złamań, w którym w stopniu I złamanie obejmuje tylko ścianę przyśrodkową, w stopniu II dołącza się do niej złamanie ściany dolnej, w III obie poprzednie ściany i zespół jarzmowo-szczękowy, zaś w IV obie ściany oczodołu oraz złamanie szczęki, kości czołowej i nosowej [161]. Podział ten może odnosić się do złamań całego oczodołu, gdyż obejmuje on obie ściany (dolną i przyśrodkową). Podział ściśle koreluje zarówno z objawami klinicznymi jak i obrazem radiologicznym (TK), co skutkuje możliwością wdrożenia odpowiedniej procedury chirurgicznej, zarówno dojścia chirurgicznego jak i sposobu rekonstrukcji.

Podobna do klasyfikacji Nolasco i Mathonga klasyfikacja Gabrielli i wsp. bazuje na podziale ścian dolnej i przyśrodkowej na trzy strefy położone promieniście wokół wyznaczonej przez nerw wzrokowy osi oczodołu: zewnętrzną, środkową i wewnętrzną [63]. Pięciostopniowy podział zakresów urazów wyróżnia: w I kategorii złamanie izolowane obejmujące ścianę dolną lub przyśrodkową o powierzchni 1-2 cm²; w II kategorii złamanie zlokalizowane w strefie zewnętrznej lub środkowej o powierzchni ponad 2 cm² oddzielone od szczeliny oczodołowej dolnej; w III kategorii powierzchnia urazu ponad 2 cm² złamanie obejmuje ścianę dolną, przyśrodkową oraz szczelinę oczodołową dolną; w IV kategorii złamanie obejmuje ścianę dolną i przyśrodkową, szczelinę oczodołową dolną oraz strefę trzecią (wewnętrzną). W kategorii V złamanie powoduje zniszczenia ściany dolnej i przyśrodkowej z objęciem stropu oczodołu.

Analogiczny bazujący na trzech strefach podział złamań został przedstawiony przez Jaquier i wsp. (z późniejszą modyfikacją Kuntza i wsp.). W podziale tym wyróżniono trzy kategorie złamań: A, B, C. A oznacza złamanie ściany dolnej (od złamań bez przemieszczenia – A0, poprzez złamania o powierzchni 1-2 cm² obejmujący strefę zewnętrzną i środkową – A1, złamania powyżej 2 cm² z objęciem dodatkowo ściany przyśrodkowej – A2, złamanie o podobnym zakresie ale obejmujące dodatkowo szczelinę oczodołową dolną – A3, złamanie o podobnym zakresie jak poprzednie, ale obejmujące strefę wewnętrzną – A4, aż po złamanie podobne do poprzedniego ale dodatkowo zajmujące ścianę górną – A5). Złamania ściany przyśrodkowej – typu B (gdzie B1 – oznacza złamania w strefie zewnętrznej, B2 – obejmujący strefę środkową oraz B3 – obejmujący strefę wewnętrzną). Złamania typu C, gdzie C1 – to złamania ściany bocznej, C2 – ściany górnej, C3 – kości jarzmowej. Ten kompleksowy podział klasyfikuje złamania obejmujące wszystkie cztery ściany oczodołu [94, 122].

Ploder i wsp. wprowadzili prostą ocenę wielkości złamania na podstawie analizy obrazów badania TK [167]. Oceniali oni wielkość złamania na obrazach w płaszczyźnie czołowej a następnie na kolejnych, sąsiednich obrazach oceniali odpowiednie jego wymiary. W ten sposób powstawał dwuwymiarowy obraz złamanej powierzchni (wyrażonej w mm²) ściany dolnej. Analogicznie do tego oceniali oni ewentualną powierzchnię i objętość tkanek przemieszczonych poza oczodoł. Uzyskane dane korelowały z wystąpieniem objawu podwójnego widzenia oraz z wielkością *enophthalmos*. Na podstawie analizy stwierdzają oni, że złamania dna oczodołu zwykle mają kształt eliptyczny.

Złamania ograniczone do ściany dolnej mogą wiązać się z powstaniem „przepukliny” do zatoki szczękowej, której może towarzyszyć przemieszczenie mięśnia prostego dolnego poza granice okostnej oczodołu. Schouman i wsp. podzielili złamania ściany dolnej z uwzględnieniem pozycji mięśnia prostego dolnego [189]. Gdy mięsień jest wewnątrz oczodołu, a do zatoki przemieszczają się jedynie tkanki miękkie mamy do czynienia z stopniem I. Gdy mięsień dochodzi lub obejmuje płaszczyznę dna oczodołu jest to stopień II lub III. Gdy ją przekracza – stopień IV. Autorzy zalecają przeprowadzenie oceny wielkości przepukliny, jej wysokości i powierzchni oraz analizują stosunek powierzchni złamania do całkowitej powierzchni dna oczodołu. Jest to pomocne do oceny wskazań do operacji oraz rokowania powrotu do pełnej sprawności oczodołu po

urazie. Jednak tylko czterostopniowy podział według położenia mięśnia prostego dolnego jest niezależnym czynnikiem rokowniczym w statystycznej ocenie wielowariantowej.

Kirby i wsp. przedstawiając swój materiał obejmujący 317 chorych dokonali kliniczno-radiologicznego podziału złamań oczodołu według dwóch kryteriów: typu i modelu [114]. W pierwszym wyróżnili złamania: linearne, rozdrobnione, *trapdoor* i *blow-out*. Stosując drugie kryterium wyróżnili: obejmujące tylko dno oczodołu, obejmujące brzeg oczodołu, obejmujące złamania zespołu jarzmowo-szczękowego oraz kompleksowe złamania twarzy.

Noda i wsp. wprowadzili trójstopniowy podział złamań ściany dolnej ze względu na stan kości oraz okostnej [160]. Do pierwszego typu zaliczyli linearne złamania kości z liniowym rozerwaniem okostnej, do drugiego – rozfragmentowanie kości z rozdarciem okrężnym okostnej i przepukliną tkanki oczodołu do wnętrza zatoki szczękowej, do trzeciego typu – złamania z głębokim rozerwaniem okostnej obejmujące więcej niż 2/3 powierzchni dna oczodołu.

Egbert i wsp. wprowadzili w przypadku *enophthalmos* i zaburzeń ruchomości gałki ocznej, subiektywną 5-stopniową skalę bazującą na teście pociągania, gdzie 0 – oznacza brak ograniczeń w ruchomości a 4 – całkowite zablokowanie gałki. Skala ta służyła zarówno do przed-, śród- jak i pooperacyjnej oceny ruchomości gałki ocznej [51].

Baumann i wsp. przedstawili syntetyczny podział złamań dna oczodołu na dwie grupy: złamania typu *blow-out* oraz złamania dna oczodołu, którym towarzyszą złamania innych kości twarzoczaszki. W każdej grupie wyróżnili ponadto (ze względu na powierzchnię złamania w obrazie TK) złamania małe ($\leq 1 \text{ cm}^2$), średnie ($> 1 \text{ cm}^2$ oraz $\leq 2,5 \text{ cm}^2$) oraz duże ($> 2,5 \text{ cm}^2$) [16].

W 53-87% przypadków urazów oczodołu towarzyszą im złamania innych kości twarzoczaszki i/lub mózgowczaszki lub odwrotnie złamania okolicznych kości rozprzestrzeniają się na oczodół [63, 89, 185]. Standardowe postępowanie u chorych po urazach twarzoczaszki ze złamaniem ścian/y kostnej musi zawierać: precyzyjne anatomiczne umiejscowienie złamania, jego dokumentację radiologiczną, sztywne i trwałe ich zespolenie, repozycję tkanek miękkich oczodołu i podparcie ich sztywnymi przeszczepami uniemożliwiającymi ich powrót w miejsce gdzie znalazły się tuż po urazie [35]. Oceny chorego dokonuje się w oparciu o badanie kliniczne (niekiedy wzbogacone o porówna-

nie fotografii pacjenta przed i po zdarzeniu) oraz obrazowe badania radiologiczne (TK, prześwietlenie oczodołów, MRI, USG). Badanie kliniczne głowy musi uwzględnić:

- ocenę okulistyczną (krwiaki, obrzęki powiek, posadowienie gałek ocznych, egzoftalmometrię, ruchomość czynną i bierną gałek ocznych – test pociągania, ocenę ostrości widzenia, pola widzenia, dwojenie, ocenę ciśnienia śródgałkowego, drożności dróg łzowych oraz ocenę dna oka);
- neurologiczną (czynność nerwu trójdzielnego, objawy ogniskowe, oponowe);
- laryngologiczną (złamanie kości nosa, uszkodzenie naczyń sitowych przednich i tylnych, drożność nosa, ocena zatok przynosowych ewentualny wpływ płynu mózgowodzeniowego przez nos);
- ocenę chirurga szczękowego (szczękoscisk, ocenę żuchwy i kości jarzmowej) [35, 91, 134].

Pierwszy opis leczenia chirurgicznego złamania ściany dolnej oczodołu polegający na stosowaniu przeszczepu kostnego przedstawił Converse w 1944 r. (wg [55]).

Leczenie chirurgiczne wiąże się z wyborem drogi dojścia chirurgicznego i miejsca cięcia, wizualizacją miejsca złamania, repozycją (czasem usunięciem luźnych) fragmentów kostnych, odtworzenie ściany dolnej oraz ewentualnym drenażem rany. Wszystkie te decyzje należy podjąć indywidualnie w odpowiednim czasie oraz z uwzględnieniem aspektów kosmetycznych.

Celem leczenia chirurgicznego jest rekonstrukcja struktur kostnych oczodołu w taki sposób, aby przywrócić anatomiczne, czynnościowe i estetyczne ustawienie gałki ocznej i innych struktur oczodołu oraz odtworzenie jego objętości. Repozycja złamanych kości musi odbywać się pod kontrolną wzroku, aby wyeliminować ryzyko niekorzystnego ustawienia luźnych fragmentów kości do światła oczodołu (*blow-in*) [229].

Wybór czasu i sposobu leczenia jest sprawą otwartą. Rosado i wsp., przedstawiając swój materiał obejmujący 314 chorych z urazem oczodołu, stwierdzają że: leczenie chirurgiczne otwarte (z cięcia zewnętrznego) zrealizowali u 61,8% spośród nich, leczenie chirurgiczne zamknięte (endoskopowe) u 14,3% dalszych, zaś leczenie zachowawcze (obserwacja i ćwiczenia ortoptystyczne) u 23,9% pozostałych [179]. Hwang i wsp. w swoim zestawieniu liczącym 391 chorych z urazami oczodołu leczenie chirurgiczne przeprowadzili u 63,2% chorych zaś pozostali byli leczeni zachowawczo [89]. Podobne

dane przedstawiają Ellis i wsp. [53]. W pracy Haltona i wsp. przedstawiającej urazy oczodołu u dzieci odsetek chorych operowanych był mniejszy i wynosił 51% [72].

Leczenie operacyjne stanowi wyzwanie dla chirurga ze względu na trudny dostęp, utrudnioną wizualizację miejsca operowanego, skomplikowaną budowę anatomiczną tej okolicy, obecność wczesnych (obrzęk, krwiak) i późnych (blizny) zmian pourazowych. Szczególne trudności sprawiają operacje dotyczące szczytu oczodołu. Użycie nowych technik operacyjnych, a przede wszystkim nawigacji śródoperacyjnej w sposób znaczący poprawiło dokładność rekonstrukcji, bezpieczeństwo zabiegu i uwierzytelniało zniszczone nierzadko w trakcie urazu punkty orientacyjne (*landmarks*) [18, 55].

Wskazania do leczenia chirurgicznego można podzielić na: natychmiastowe, wczesne i późne [28, 103]. Wśród wskazań do interwencji natychmiastowej są:

1. złamanie ściany kostnej oczodołu generujące wystąpienie odruchu oczno-sercowego (z bradykardią, hipotensją, blokiem serca, nudnościami, wymiotami, omdleniem – związanymi z stymulacją nerwu błędnego i nerwu trójdzielnego – objawy te występuje częściej u dzieci – dotyczą 28% urazów w tej grupie wiekowej i zdarzają się u jednego na 3500 przypadków);
2. objawy zaburzenia ruchomości gałki ocznej u dzieci przy minimalnych zmianach w badaniu TK – „*white eyed blow-out fracture*”;
3. znaczna pourazowa asymetria twarzy z przemieszczeniem gałki ocznej w kierunku zatoki szczękowej [19, 28, 41, 51, 92, 194, 191, 204, 218].

Do wskazań wczesnych, tj. takich, w których interwencja powinna być wykonana w czasie do 2 tygodni po urazie, zalicza się:

1. podwójne widzenie (z patologicznym wynikiem testu pociągania) z potwierdzonym radiologicznie na TK uwięzieniem mięśnia prostego lub tkanek miękkich oczodołu zwykle nie ustępującym w trakcie obserwacji;
2. duże złamanie ściany kostnej z rozwijającym się *enophthalmos*;
3. znaczny *hypoglobus*;
4. narastające zaburzenia czucia w obrębie nerwu podoczodołowego (n. V₂) [28, 75, 114, 181, 204].

May i wsp. w przypadku urazów u dzieci zalecają wdrożenie leczenia chirurgicznego w ciągu jednego tygodnia po urazie, szczególnie w przypadku zaburzeń ruchomości gałki ocznej, gdyż aż u 80% takich chorych mięsień prosty jest „uwięziony” w szczelinie

złamania [142]. W złamaniu typu *trapdoor* nudności i wymioty występują częściej jeśli złamaniu towarzyszy uwięźnięcie mięśnia prostego w szczelinie złamania i niekoniecznie objawy te muszą być związane z drażnieniem nerwu błędnego [14, 41]. W zestawieniu Wei i Durairaja objawy te występują niezależnie i trzykrotnie częściej niż bradykardia [218].

Jordan i wsp. są zwolennikami dwu strategii leczenia: wczesnej i późnej [103]. Pierwsza powinna być zrealizowana w ciągu 2-3 tygodni od urazu. Jej celem jest odtworzenie wcześniejszej objętości oczodołu oraz normalnych stosunków anatomicznych. Śródoperacyjnie należy odprowadzić tkanki przepuklinowe, odbudować (z użyciem różnych materiałów) dno lub ścianę przyśrodkową oczodołu. Natomiast utrzymujące się ponad 4-6 miesięcy podwójne widzenie i/lub *enophthalmos* jest wskazaniem do interwencji chirurgicznej późnej (w trybie odroczonej). Autorzy uważają, że przemieszczenie gałki ocznej do zatoki szczękowej jest wskazaniem do natychmiastowej (godzinnej) interwencji chirurgicznej.

Warunkowym wskazaniem do operacji jest minimalne podwójne widzenie (bez zaburzeń ostrości widzenia) z dobrą ruchomością i anatomicznym ustawieniem gałki ocznej [28]. Te dolegliwości zwykle ustępują z czasem i nie wymagają leczenia chirurgicznego.

Wskazania do operacji podane przez Kirby'ego i wsp. są podobne z tym, że autorzy ci do wskazań zaliczają również złamanie o powierzchni większej niż 1 cm² [114]. Natomiast Schouman i wsp. jako wskazanie do operacji wymieniają dodatkowo takie złamanie, które obejmuje ponad 50% powierzchni dna oczodołu [189]. Inni autorzy uważają że wskazaniem do leczenia jest defekt większy niż 2 cm², któremu towarzyszy *enophthalmos* większy niż 3 mm lub *enophthalmos* większe niż 2 mm i wielkość złamania ponad 50% ściany kostnej [96, 163]. Porównując populacje dzieci i dorosłych Parbhu i wsp. określili, że wśród dzieci najczęstszym wskazaniem do operacji są zaburzenia ruchomości gałki ocznej (związane z zablokowaniem tkanek oczodołu w szczelinie złamania), natomiast u dorosłych utrzymujący się *enophthalmos* i duża powierzchnia złamania. Szczególnie cenna jest uwaga autorów o ograniczonym zaufaniu do badań TK u dzieci. Według nich gorsza ruchomość klinicznie lub śródoperacyjnie tylko w około 40% ma swoją „widoczną” przyczynę w badaniu radiologicznym [163].

Zaburzenia czucia w obrębie nerwu szczękowego (n.V₂) do niedawna nie były wskazaniem do operacji. Jednak Boush i wsp. zaliczyli je do pierwotnych wskazań do leczenia chirurgicznego [21]. Podobnie uważają inni autorzy [33, 206].

Wanyura uważa że najkorzystniejsze wyniki uzyskuje się wdrażając leczenie chirurgiczne pomiędzy 7 a 14 dniem od urazu [213]. Według niego podstawową zasadą chirurgii w złamaniach oczodołu winna sprowadzać się do schematu 4×W – „Wcześniej”, „Wszystko”, „W całości”, „W tym samym czasie”.

W materiale Kliniki Gdańskiej leczenie chirurgiczne realizowano w trzech odstępach czasowych od urazu: do 2 tygodni, 2-4 tygodni od urazu oraz w okresie późniejszym. Naruszenia ciągłości tkanek (rana skóry, spojówek, rozerwanie gałki ocznej) i/lub pourazowe pogorszenie wzroku (spowodowane krwiakiem wewnątrzgałkowym lub uciskiem fragmentów kości na nerwy wzrokowy) traktowano jako wskazanie do interwencji pilnej [195]. W przypadku *enophthalmos*, utrzymującego się podwójnego widzenia, leczenie realizowano po około 2 tygodniach po urazie. Celem leczenia było uwolnienie tkanek oczodołu oraz rekonstrukcja dna. Termin leczenia chirurgicznego zależy również od stanu ogólnego chorego (uraz wielonarządowy) oraz uzyskania zgody chorego na proponowany sposób terapii. Z naszych doświadczeń wynika, że im później zostaje wdrożone leczenie tym (pomimo uzyskania poprawy ruchomości biernej gałki ocznej – w teście pociągania) jego ostateczne wyniki czynnościowe są gorsze [195]. Jednak nawet w terapii odroczonej, wykonując zabieg po 60 dniach (i później) od urazu u części chorych uzyskaliśmy poprawę ruchomości gałki ocznej. Uzasadnia to celowość zabiegu naprawczego, gdyż nawet długi czas po urazie nie przekreśla szansy na poprawę ruchomości gałki ocznej. Podobną opinię przedstawiają inni autorzy [15, 28, 75, 115, 163, 198]. Niektórzy autorzy u pacjentów z podwójnym widzeniem i zaburzeniami ruchomości gałki ocznej zalecają przesunięcie operacji o 2 tygodnie [227].

W grupie dzieci z urazem oczodołu niektórzy autorzy zalecają wcześniejszą interwencję – do 5 dni po urazie [51, 103, 125, 228].

Neinstein i wsp. przedstawili dwie grupy chorych: pierwsza, w której operację wykonano średnio 6 dni po urazie i druga, którą operowano średnio 14 dni po urazie [157]. Znacząco lepsze wyniki uzyskali oni w pierwszej grupie a różnica była statystycznie znamienne. Opóźnienie leczenia zawsze wiąże się z koniecznością prowadzeniem operacji w trudnym polu (zrosty), gorszymi wynikami leczenia (czynnościowymi i kosme-

tycznymi) oraz większą ilością powikłań pooperacyjnych [13, 55]. Kunz i wsp., podobnie jak inni autorzy, uważają że wcześniejsza interwencja poprawia wyniki czynnościowe [42, 122].

Postępowanie chirurgiczne w złamaniu ściany dolnej opiera się na dwóch metodach. Pierwsza polegająca na uniesieniu (repozycji) ściany kostnej poprzez napompowanie umieszczonego w zatoce szczękowej cewnika Foleya, który w sposób mechaniczny podnosi jej ścianę górną [55, 167, 183]. Metoda ta stosowana wcześniej w złamaniach z małym przemieszczeniem, ma obecnie mniejsze zastosowanie ze względu na konieczność reoperacji. Niedogodności są związane z utrzymywaniem cewnika przez 10-14 dni w zatoce i jego działaniem destrukcyjnym na błonę śluzową – możliwość rozwoju zapalenia zatoki [96]. Druga metoda (stosowana współcześnie) polega na odtworzeniu (rekonstrukcji) ściany dolnej z użyciem różnych materiałów [96, 167].

Rekonstrukcja struktur kostnych wykonywana zewnątrzokostnowo polega na odtworzeniu ciągłości ściany kostnej z użyciem: materiałów autogennych (kości, chrząstek, powięzi, okostnej), materiałów allogennych (liofilizowanej opony twardej, demineralizowanej kości, chrząstki), ksenograftów (kości zwierzęcych, żelatyny) i/lub materiałów alloplastycznych: płytek metalowych (tytanowych, tantalowych lub stalowych), materiałów bioceramicznych (hydroxyapatytu, bioglassów), polimerów (silasticu, teflonu, poliwinyłu, poliuretanu, polietylenu, nylonu, kwasu polilaktydowego, polidioxanonu, poliglaktyny) oraz materiałów kompozytowych [4, 12, 35, 96, 111, 114, 176, 226]. Niektóre materiały bioaktywne, np. bioglass, cechują się nie tylko wysoką twardością i biokompatybilnością (przy małej plastyczności), ale również mają działanie bakteriostatyczne, co istotnie ogranicza częstość infekcji w ranie [4]. Arkuszewski i wsp. uważają że najwłaściwszym materiałem do rekonstrukcji jest dzianina polipropylenowa, która charakteryzuje się dużą wytrzymałością, sprężystością oraz plastycznością a jednocześnie stanowi ona rusztowanie, po którym mogą wrastać fibroblasty, co sprzyja lepszej biointegralności i wzmocnieniu ściany [11]. Dodatkowo materiał ten jest niealergizujący i nie sprzyja rozwojowi grzybów.

Materiały biodegradowalne są w opinii wielu autorów łatwiejsze do implantacji i bardziej naturalne. Rozpuszczają się one zwykle w ciągu średnio roku (od 3-4 miesięcy do kilku lat), chociaż pewne niebezpieczeństwo w stosowaniu tych materiałów wiąże się z możliwością utraty kształtu oczodołu (i przemieszczeniu gałki ocznej) po ich rozpusz-

czeniu [55, 80, 111]. Natomiast materiały nieresorbowalne mogą z czasem doprowadzić do rozwoju stanu zapalnego, reakcji organizmu typu „ciało obce” i w dalszej konsekwencji do ich odrzucenia [184].

Idealny materiał rekonstrukcyjny powinien być: biokompatybilny, dostępny w wystarczającej ilości, wystarczająco silny na tyle, aby podtrzymywać zawartość oczodołu, plastyczny (łatwy do kształtowania i dostosowania do sytuacji anatomicznej), łatwy do umieszczenia w oczodole oraz łatwy do kotwiczenia, indukujący procesy osteointegracyjne, nietoksyczny (nie prowadzący do rozwoju neuropatii nerwu wzrokowego), niekancerogenny, bioresorbowalny (bez pozostałości resztek), z minimalną reakcją typu „ciało obce” oraz tani [12, 55, 226]. Jako autograftów używa się zwykle kości pobranej z przedniej lub bocznej ściany zatoki szczękowej, żuchwy, żebra, talerza biodrowego, sklepienia czaszki. Wybór miejsca pobrania kości musi uwzględnić aspekt kosmetyczny, łatwość pobrania oraz osłabienie wytrzymałości tkanek w miejscu pobrania [55, 120, 155, 184]. Nie bez znaczenia jest krótszy czas zbiegu w przypadku stosowania kości z sąsiedztwa. Wielu autorów zaleca stosowanie autogennych kości jako materiału z wyboru, choć inni rezerwują ten sposób rekonstrukcji do małych ubytków [38, 39, 67, 120]. Chrząstki (z ucha lub przegrody nosa) oraz powięź (zwykle szeroka uda lub powięź mięśnia skroniowego) są rzadziej stosowane i zarezerwowane odpowiednio dla średnich, mniejszych niż 2-3 cm² i małych, mniejszych niż 1 cm² – ubytków [17, 32, 119, 226]. Castellani i wsp. zalecają stosowanie chrząstki pobranej z małżowiny ucha jedynie w rekonstrukcji małych ubytków, korzystając z jej naturalnego kształtu [31]. Materiały autogenne poza wieloma zaletami, takimi jak dobra tolerancja, brak reakcji immunologicznych na ciało obce, dostępność mają też wady. Są nimi trudności w dostosowaniu kształtu przeszczepu, możliwość przemieszczenia (szczególnie w dużych ubytkach), dodatkowa rana, zniekształcenie, możliwość zakażenia w miejscu pobrania, a przede wszystkim fakt, że własna kość umieszczona w innym miejscu może się resorbować. Ważnym problemem w rekonstrukcji kością własną jest także zaplanowanie wielkości przeszczepu, które musi uwzględnić jego resorpcję. Może ona dotyczyć nawet 30% przeszczepu (licząc w wielu płaszczyznach) [12, 55, 114]. Nieco inaczej zachowuje się chrząstka (szczególnie małżowiny usznej), która (ze względu na ubogie unaczynienie) jest materiałem mniej poddającym się resorpcji niż kość [31, 126]. Bayat i wsp. uważają, że chrząstki są autogennym materiałem mniej degradowanym niż kości i polecają stoso-

wanie chrząstki z przegrody nosa ze względu na: bliskość miejsca pobrania, lepsze wyniki kosmetyczne (brak dodatkowych blizn) oraz lepsze wyniki czynnościowe [17]. W przypadku powięzi materiał ten jest praktycznie niebiodegradowalny, wymaga stosowania techniki *inlay*, ale jednocześnie nie posiada odpowiedniej sztywności stąd wynika jego ograniczone zastosowanie, tylko do małych ubytków (nie większych niż 2 cm²) [226]. Obraz mikroskopowy przeszczepionej tkanki (zobrazowany na podstawie doświadczeń na zwierzętach z użyciem liofilizowanej opony twardej) w początkowym okresie wykazuje jej częściowy rozkład przez napęczające od zewnątrz makrofagi a następnie stopniowe zastępowanie go przez włókna kolagenowe [202].

Stosowanie allograftów i ksenograftów ze względu na możliwość transferu wirusów HIV oraz WZW typ B i C oraz choroby Creutzfelda-Jacoba jest obecnie bardzo ograniczona [24]. Praktycznie stosuje je się w wybranych przypadkach małych, liniowych złamań płatki żelatynowe (Gelfilm®) [12, 145].

Materiały bioceramiczne są dobrze tolerowane, wolno biodegradowalne, bioaktywne, dostępne i stosowane z dobrym skutkiem od lat 90. ubiegłego stulecia [12, 156]. Przeszczepy metalowe stosowane są z dobrym skutkiem od wielu lat. Są one cienkie, biokompatybilne, trwałe, wytrzymałe oraz łatwe do założenia i zakotwiczenia w oczodołu. W ocenie Ellisa i wsp. porównujących skuteczność rekonstrukcji siatką metalową i autogenną kością – ten pierwszy sposób terapii daje lepsze rezultaty, choć autorzy wspominają o możliwości rozwoju pooperacyjnej infekcji w ranie po implantacji metalu [52]. W przypadku złamania oczodołu w tylnym odcinku łatwiejsza do umieszczenia i wymagająca mniejszego dojścia operacyjnego jest siatka tytanowa [52]. Zaletą zastosowania siatek metalowych jest niewątpliwie ich wytrzymałość, ale również grubość (0,4-1,2 mm) [188]. Duże nadzieje wiąże się z wprowadzeniem indywidualnie dobieranych siatek tytanowych, których wielkość i kształt przygotowuje się na podstawie badań TK po obróbce komputerowej w technologii 3D [12, 188]. Kozakiewicz i wsp. przedstawili metodę modelowania komputerowego 3D, a następnie odtwarzania i wykonania z materiałów polimerowych zindywidualizowanego elementu rusztowania twarzy (kość jarzmowa, dno oczodołu) [118]. Elementy te były następnie implantowane śródoperacyjnie. Autorzy uzyskali dobre wyniki czynnościowe (powrót obuocznego widzenia) i kosmetyczne.

Materiały polimerowe stosowane od 50 lat są dobrze tolerowane, plastyczne, bezodczynowe, trwałe i wytrzymałe. Można je z powodzeniem stosować w małych i dużych ubytkach. Pewne niebezpieczeństwo stosowania niektórych materiałów może być związane z możliwością rozwoju w okolicy rekonstruowanej ściany: torbieli, przetoki lub nadmiernego włóknienia, nawet wiele lat po zabiegu [127]. Od czasu, gdy są stosowane coraz nowocześniejsze materiały liczba niepowodzeń zmalała [12]. Noda i wsp. zalecają unikalną technikę rekonstrukcji dna oczodołu polegającą na repozycji a następnie zszyciu rozerwanej okostnej oczodołu szwami chirurgicznymi 7-0, nierozpuszczalnymi po wcześniejszym uniesieniu zawartości oczodołu, łącznie z mięśniami: prostym dolnym i skośnym dolnym [160]. Warunkiem powodzenia tej techniki jest szczelne zamknięcie „worka” okostnowego. Wyniki osiągnięte przez autorów są dobre a niepowodzenia rzadkie.

Osobnym problemem jest konieczność antybiotykoterapii przed- i pooperacyjnej oraz stosowanie sterydów (szczególnie przy pogorszeniu widzenia, *enophthalmos* oraz innych zaburzeniach związanych z gorszą czynnością nerwów czaszkowych) [96].

Wei i Durairaja przedstawili wyniki leczenia chorych z urazami oczodołu poniżej 18 roku życia. [218]. W pracy omówiono 25 doniesień z wielu ośrodków o sposobach rekonstrukcji i materiałach wykorzystywanych do niej. Najczęściej stosowano polietylen, silikon, teflon lub nylon – 12 prac oraz materiały biologiczne: chrząstkę, kość, powięź, liofilizowaną oponę – 7 prac, natomiast rzadko (1 artykuł) płytki tytanowe.

Złoty standard leczenia nie istnieje. Wszystko zależy od indywidualnego doświadczenia chirurga, dostępności materiału, jego ceny oraz wielkości potrzebnego przeszczepu – wynikającego z wielkości ubytku pourazowego oraz ewentualnego złamania w obrębie brzegu kostnego oczodołu.

Jank i wsp., w oparciu o swój materiał, liczący 435 chorych leczonych z powodu złamań dna oczodołu (o podobnej wielkości 2×2 cm) z użyciem różnych materiałów (wchłanianych, niewchłanianych oraz allogennyh – liofilizowana opona twarda), nie zauważyli istotnych statystycznie różnic w wynikach leczenia w zależności od zastosowanego materiału, zarówno we wczesnym jak i późnym okresie pooperacyjnym [93]. Natomiast Dietz i wsp., porównując wyniki leczenia z użyciem folii PDF i siatki tytanowej, zalecają: do małych ubytków do 2 cm² w obrębie dna oczodołu – folię PDF, zaś do ubytków większych lub w przypadku złamań obejmujących dno i ścianę przyśrodkową

oczodołu i/lub kość jarzmową – siatkę tytanową [47]. Enislidis uważa, że przy małych ubytkach (do 2 cm²) materiałem rekonstrukcyjnym może być zarówno materiał miękki (folia, powięź) jaki i twardy oraz rozpuszczalny i nierozpuszczalny. Wszystko zależy od indywidualnych doświadczeń zespołu leczącego [55]. Natomiast w przypadku złamań większych (ponad 2 cm²) materiałem z wyboru powinna być płytką tytanową (vitallinowa) – twarda, nierozpuszczalna, nieresorbowana. Podobnie uważają inni autorzy [52, 185].

Sposób terapii musi uwzględnić również stan zatok przynosowych, podstawy czaszki oraz czynność narządu wzroku (gałki ocznej, nerwu wzrokowego). Zabezpieczenie drożności ujść zatok ma zarówno cele bliższe/wczesne – możliwości samooczyszczenia zatoki z krwi, która może w niej zalegać po urazie jak i ustrzeżenia chorego przed możliwym rozwojem śluzowiaaka (*mucocoele*). Bezpośrednim celem chirurgii podstawy czaszki jest zamknięcie ewentualnego ubytku powodującego płynotok nosowy oraz oddzielenie błony śluzowej od opony twardej. W przypadku pogorszenia widzenia z podejrzeniem zespołu szczytu oczodołu, zespołu szczeliny oczodołowej górnej lub rozwoju neuropatii nerwu wzrokowego (związanej z obrzękiem w kanale wzrokowym) leczenie chirurgiczne musi być poszerzone o dekompresję odpowiedniej okolicy [123, 204].

Bardzo ważnym celem operacji jest również poprawa wyglądu chorego. Dojście chirurgiczne do miejsca złamania (przespojówkowe, przepowiekowe – podrzęskowe, podpowiekowe, endoskopowe wewnątrznosowe, przezantralne, dojścia kombinowane) musi uwzględnić lokalizację tego miejsca i zakres/sposób rekonstrukcji oraz ewentualne rany lub urazy innych kości twarzy [35, 111, 124]. Dobrze kosmetycznie dojście przez mięsko łzowe pozwala na uwidocznienie przede wszystkim przyśrodkowej ściany oczodołu oraz kąta zawartego pomiędzy ścianą dolną i przyśrodkową [50]. Bez względu na sposób dojścia zewnętrznego w następnym etapie operacji należy uwidocznić brzeg kostny oczodołu – w tym miejscu nacina się okostną a następnie odpreparowuje się ją od kości poruszając się w głąb oczodołu między kością a okostną. Dochodzi się w ten sposób do miejsca złamania. Luźne fragmenty kostne usuwa się lub reponuje, odprowadzając przepuklinę do wnętrza oczodołu a następnie między kością a okostną umieszcza się materiał rekonstrukcyjny podtrzymujący zawartość oczodołu i wzmacniający ścianę oddzielającą zatokę szczękową od oczodołu. Dodatkowe ufiksowanie przeszczepu nie

jest zwykle konieczne. Operację należy przeprowadzać na zewnątrz od okostnej oczodołu bez niepotrzebnego otwierania wnętrza oczodołu, z którym może wiązać się możliwość wystąpienia krwawienia, uszkodzenia mięśnia prostego dolnego i/lub skośnego dolnego lub rozwoju zakażenia zarówno śród- jak i pooperacyjnego. Zabieg kończy się repozycją okostnej i zaszcyciem rany. Operację można poszerzyć o uwolnienie nerwu podoczodołowego (w jego kanale lub ujściu) oraz ewentualną ewakuację krwiaka śród- lub zewnątrzoczodołowego. W przypadku dojsć endoskopowych przezantralnych po wytworzeniu otworu w ścianie przedniej zatoki szczękowej (średnicy około 1-2 cm – płytkę kostną zachowuje się do ewentualnej rekonstrukcji [58, 99, 164]) i uwidocznieniu miejsca złamania usuwa się odcinkowo błonę śluzową i luźne fragmenty kostne i reponuje przepukliną do wnętrza oczodołu. Następnie zakłada się materiał rekonstrukcyjny w miejsce złamania między okostną oczodołu a kość podpierając go o sztywne, niepołamane elementy. Ze względu na trudną wizualizację miejsca złamania oraz konieczność używania technik bimanualnych, niektórzy autorzy zalecają „pracę na cztery ręce”, niezadko z torem wizyjnym lub przy użyciu mikroskopu operacyjnego. Zabieg kończy się w sposób typowy, tamponada nosa nie jest zwykle konieczna. Park i Diaz stosowali z powodzeniem dojsć chirurgiczne kombinowane [164]. Po przezantralnym (zewnętrznym) otwarciu zatoki i uwidocznieniu jej ściany górnej następny etap operacji wykonywany był przez nich pod kontrolą mikroskopu i endoskopu. Wyniki leczenia są w opinii autorów bardzo dobre.

Nowe metody operacji z użyciem śródoperacyjnej nawigacji i wykorzystaniem technologii 3D wprowadzone zostały przez Gellricha i wsp. w 2002 r. [64]. Pozwoliły one z jednej strony zwiększyć bezpieczeństwo i precyzję operacji a z drugiej przeprowadzać z powodzeniem zabiegi rekonstrukcyjne nawet wiele lat po urazie. Komputerowy model 3D pozwala na określenie objętości obu oczodołów (pourazowego i zdrowego), a jednocześnie określenie (dzięki znalezieniu indywidualnych wymiarów) miejsc, w których należy prowadzić rekonstrukcję. Autorzy podkreślają, że nowe technologie uzupełniają egzoftalmometrię i pozwalają określić na ile przemieszczenie poszczególnych kości wpływa na pozycję gałki ocznej. W późniejszych pracach Metzger i wsp. zaprezentowali standardowy model dna oczodołu (w technologii 3D) z aluminium, na którym w sposób zindywidualizowany dopasowywali płytki rekonstrukcyjne z siatki tytanowej

[146]. W ten sposób z twardej i nieelastycznej siatki kształtowano indywidualnie dopasowany element.

Drogi dojścia z cięcia zewnętrznego jak i wewnątrznosowego muszą uwzględnić skomplikowaną budowę oczodołu oraz trudną i nierzadko zmienną anatomię tej okolicy. Rontala i wsp. wprowadzili pojęcie „bezpiecznych odległości w zewnętrznej eksploracji oczodołu” [178]. Wynoszą one na ścianie przyśrodkowej 30 mm od przedniego grzebienia łowego, na ścianie dolnej 25 mm od otworu podoczodołowego, na ścianie górnej 30 mm od otworu nadoczodołowego oraz 25 mm na ścianie bocznej od szwu kostnego jarzmowo-czołowego. Za tą granicą znajdują się okolice niebezpieczne: szczeliny oczodołowe górna i dolna, otwory naczyń sitowych tylnych i krytyczne: kanał i nerw wzrokowy. Odległość do szczytu oczodołu (początku wewnątrzoczodołowego odcinka nerwu wzrokowego) odcinka wynosi średnio przy ścianie dolnej – 48 mm, górnej 45 mm, przyśrodkowej 42 mm i bocznej 43 mm [175, 178]. Inni autorzy przedstawiają podobne dane [45, 144]. Nitek w swojej pracy prowadzonej na materiale polskim podał, że odległości te wynosiły odpowiednio: przyśrodkowa – 30 mm, boczna – 38 mm, dolna i górna – po 37,5 mm [159].

Jin i wsp. [99] porównując wyniki leczenia metodą endoskopową (przez nosowo, przezantralnie) z wynikami leczenia z dojścia zewnętrznego, podkreślają że lepsze wyniki oceniane jako zmniejszenie pourazowego podwójnego widzenia i *enophthalmos* oraz mniejszą ilość powikłań pooperacyjnych i lepsze wyniki estetyczne uzyskali stosując metodę endoskopową.

Powikłania po leczeniu chirurgicznym obserwuje się u 2-18% chorych [35, 137, 179, 186]. Są nimi wytworzenie blizny podwijającej powiekę (*entropion*), utrwalenie patologicznego ustawienia gałki ocznej, przemieszczenie przeszczepu rekonstrukcyjnego, który uciska na mięśnie zewnętrznoząłkowe lub inne struktury oczodołu, wytworzenie krwiaka w przestrzeni zagałkowej, rozwój pooperacyjnej neuropatii nerwu wzrokowego. Przetrzywały po leczeniu *enophthalmos* występuje u 3,7% chorych, zaś *diplopia* u 37-52% [179]. Wymaga to zwykle uzupełniającego leczenia ortoptystycznego [20, 82, 124, 135]. Folkestad i Granström przedstawiły wyniki leczenia jednośrodkowego, z zastosowaniem różnych technik operacyjnych i materiałów rekonstrukcyjnych [59]. Powikłania polegające na zaburzeniu ruchomości gałki ocznej przed operacją obserwowano u 57%, po roku od operacji u 9,5%; zaburzenia czucia w obrębie nerwu podoczodołowego przed

operacją u 82%, po roku u 60%, *enophthalmos* przed operacją u 11% chorych, po roku 19%. Zestawienie obejmowało różne urazy w obrębie kości twarzoczaszki (Le Fort II i III, złamania zespołu jarzmowo-szczękowego oraz złamania oczodołu typu *blow-out*). Wzrost (z 11% do 19%) *enophthalmos* w okresie pooperacyjnym, autorki tłumaczą brakiem pełnych danych o wszystkich chorych. Kwon i wsp., jako sposób postępowania chirurgicznego, który ma ustrzec przed tymi powikłaniami zalecają dojście przez oczodołowe (u żadnego chorego nie obserwowali przetrwałych objawów) podczas gdy przy zastosowaniu dojścia przez zatokę szczękową (lub mieszanego – przez zatokę i oczodoł) objawy takie wystąpiły u 19,7% chorych [124].

Osobnym problemem pozostaje udział terapii zachowawczej w leczeniu złamania ścian kostnych oczodołu. Istnieje konsensus co do faktu, że wczesna interwencja chirurgiczna przy rozległych urazach ścian oczodołu jest podstawą do osiągnięcia dobrych wyników czynnościowych [94, 98, 138]. W urazach małych lub umiarkowanych zaleca się postępowanie zachowawcze [54, 103, 122, 168]. Kunz i wsp. jako złamania małe lub umiarkowane określają takie, przy których powierzchnia złamania jest mniejsza niż 3 cm³, zaś *enophthalmos* mniejszy niż 2 mm. Według tych autorów podwójne widzenie występujące bezpośrednio po urazie i utrzymujące się do 2-3 tygodni również nie jest wskazaniem do leczenia chirurgicznego [122]. Niektórzy autorzy przed podjęciem decyzji o leczeniu chirurgicznym zalecają nawet 6 miesięczną obserwację chorych z *enophthalmos* i podwójnym widzeniem [168]. *Diplopia* występująca po urazie u 5-37% chorych, zaś jako objaw przetrwały utrzymuje się u około 5-14% chorych [4, 35]. Rosado i de Vicente uważają, że u pozostałych chorych objaw ten ustępuje po leczeniu ortoptycznym lub dzięki okularom pryzmatycznym [179].

Przy bezobjawowym złamaniu ścian kostnych oczodołu wielu autorów uważa, że powinny być one leczone zachowawczo przez okres 14 dni i przy braku objawów późnych zalecają oni jedynie okresowe badania kontrolne [22, 54, 122]. Natomiast Putermani i wsp. u tych pacjentów podnoszą problem osłabienia wytrzymałości połamanej ściany kostnej i rekomendują uwzględnienie tego w zaleceniach [168].

2. CELE PRACY

Celem niniejszej pracy jest:

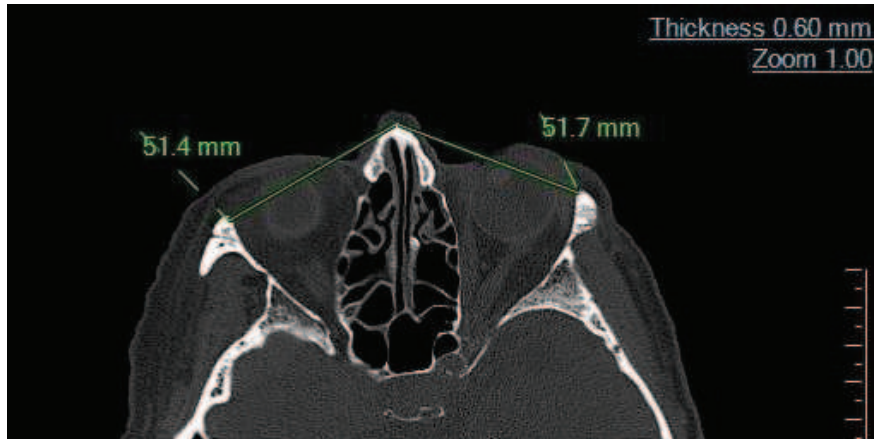
1. Ocena wielkości oczodołu na podstawie obrazów TK z uwzględnieniem długości ścian, ich grubości, kątów zawartych pomiędzy nimi oraz kątów zawartych pomiędzy ścianą dolną i płaszczyzną frankfurcką oraz ścianą dolną i płaszczyzną poziomą – poprowadzoną przez górne ograniczenia wejścia do zatok szczękowych obustronnie.
2. Wyznaczenie modułu Younga dla kości budujących ściany oczodołu.
3. Stworzenie modelu numerycznego z elementów skończonych oczodołu.
4. Ocena zachowania modelu z wyznaczeniem strefy zniszczeń pod wpływem uderzeń dynamicznych:
 - według modelu wyboczeniowego
 - w ścianę dolną (w jeden punkt położony centralnie na jej brzegu oraz w sześć punktów rozłożonych równomiernie na jej brzegu – z siłą równomiernie rozłożoną oraz siłą zmniejszającą się ku przyśrodkowi);
 - w ścianę dolną i boczną równocześnie (jednocześnie i niejednocześnie);
 - według modelu hydraulicznego;
 - według modelu łączącego oba poprzednie.
5. Ocena na modelu numerycznym przemieszczeń ściany dolnej po uderzeniu dynamicznym w jej brzeg według modelu wyboczeniowego z siłą przyłożoną równomiernie do jej dolnego brzegu.
6. Porównanie obrazów TK chorych po urazach oczodołu ze zniszczeniami po uderzeniu w modelu numerycznym.

3. MATERIAŁ I METODY

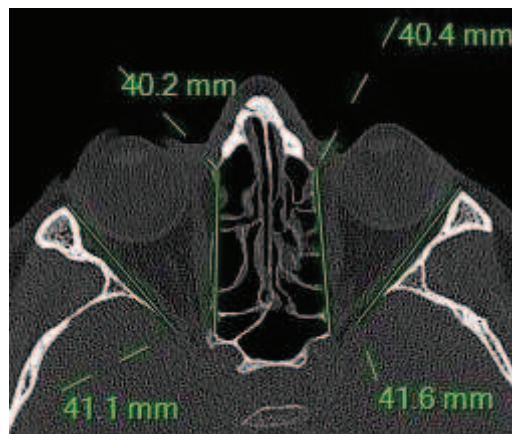
3.1. Ocena wymiarów oczodołu

Ocenie poddano badania tomografii komputerowej głowy (w zakresie oczodołów – TKo) u chorych bez wcześniejszego urazu tej okolicy, przewlekłych chorób kości i zatok oraz przebytych operacji chirurgicznych w zakresie twarzo- i mózgowiczaszki. Chorzy zgłaszali się na Kliniczny Oddział Ratunkowy GUMed (kierownik: prof. dr hab. med. A. Basiński) z powodów neurologicznych (ból głowy, zawroty głowy, stan po napadzie padaczkowym lub podejrzenie zaburzeń krążeniowych w zakresie CUN). Grupa obejmowała 100 chorych (50 kobiet i 50 mężczyzn) w wieku od 18 do 93 lat (średnia wieku 60,3 lata). Oceniano badanie TK głowy wykonane w Zakładzie Radiologii GUMed (kierownik: dr hab. med. E. Szurowska). Badania były wykonywane w trzech płaszczyznach: czołowej, strzałkowej oraz poziomej na warstwach 0,6 mm. Wszystkie wyniki badanych odległości podawano w milimetrach oraz zapisywano w arkuszu kalkulacyjnym Microsoft Office Excel wersja 2007. Badanie oceniali niezależnie dwóch specjalistów z zakresu radiologii i rentgenodiagnostyki. Każde badanie rozpoczynano od korekty ustawienia głowy tak, aby odległość grzbiet nosa (punkt *nasion*) do skrajnego bocznego punktu oczodołu po obu stronach była równa (z marginesem różnicy pomiędzy stronami poniżej 0,5 mm czyli poniżej 0,6%). Gdy wartość był większy niż 0,5 mm (z powodu trudnego do korekcji ustawienia głowy) badanie odrzucano (ryc. 3.1).

Następnie dokonywano pomiarów odległości od bocznego brzegu oczodołu na wysokości przyczepu gałkowego mięśnia prostego bocznego do początku ograniczenia bocznego kanału wzrokowego (*Ob*) oraz od brzegu grzebienia łzowego tylnego do początku ograniczenia przyśrodkowego kanału wzrokowego (*Op*) (ryc. 3.2). Różnice odległości pomiędzy stronami dyskwalifikujące do dalszych pomiarów wynosił 0,5 mm (co stanowi odpowiednio 1,13% i 1,15% uzyskanych wyników z obu stron).

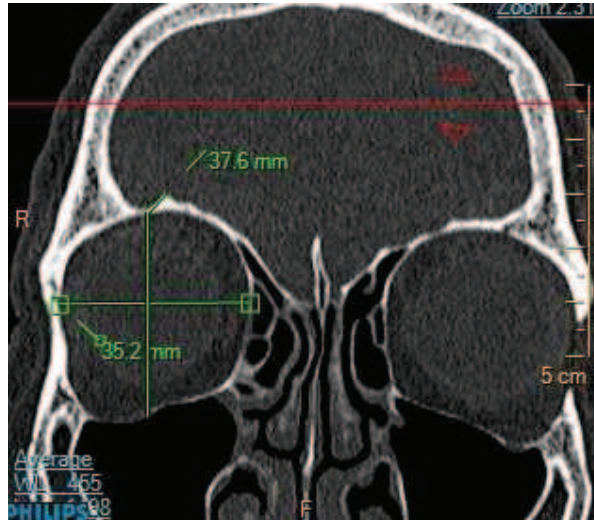


Ryc. 3.1. Obraz TKo w płaszczyźnie poziomej – pomiar odległości od punktu *nasion*
Fig. 3.1. Computed tomography, horizontal (transverse) scan – measurement of the distance from nasion



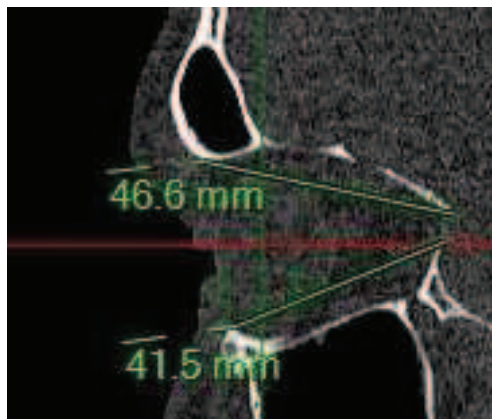
Ryc. 3.2. Obraz TKo w płaszczyźnie poziomej pomiar odległości *Ob* i *Op*
*Fig. 3.2. Computed tomography, horizontal (transverse) scan – measurement of *Ob* and *Op**

W badaniu TKo w płaszczyźnie czołowej wyznaczano wymiary zewnętrzne oczodołu. Wymiary były prowadzone w najszerszej części oczodołu – prostopadle do środka gałki ocznej. Punktem orientacyjnym był szew czołowo-jarzmowy (ryc. 3.3).



Ryc. 3.3. Pomiary wysokości oraz szerokości oczodołu
Fig. 3.3. Measurement of the height and width of the orbit

Przy ustawieniu obrazów TKo w płaszczyźnie strzałkowej przy takiej projekcji wyjściowym jak do pomiaru szerokości i wysokości oczodołu dokonywano pomiaru głębokości oczodołu, tj. odległości od brzegu górnego do szczytu oczodołu (górny brzeg kanału wzrokowego) Og oraz od brzegu dolnego oczodołu do szczytu oczodołu (dolny brzeg kanału wzrokowego) Od (ryc. 3.4).



Ryc. 3.4. TKo w płaszczyźnie strzałkowej pomiar odległości Og i Od
Fig. 3.4. Computed tomography, sagittal scan. Measurement of Og and Od

Po wyznaczeniu odległości Ob , Op , Og i Od dokonywano pomiaru grubości struktury kostnej w ścianach: bocznej, przyśrodkowej, górnej i dolnej. Pomiarów dokonywano co 10 mm uzyskując po 5 wyników dla każdej ze ścian. Badania wykonywano prostopadłe do płaszczyzn mierzących odległość brzegu do kanału wzrokowego z wyjątkiem płaszczyzny zewnętrznej w ścianie górnej, którą mierzono prostopadłe do płaszczyzny wejścia do oczodołu.

Na badaniu TKo oceniano również kąty zawarte między ścianą boczną i przyśrodkową oraz górną i dolną oczodołu. Oceny dokonywano odpowiednio w płaszczyźnie poziomej oraz strzałkowej przyjmując za wierzchołek kąta środek kanału wzrokowego zaś końce ich ramion opierając na ograniczeniach kostnych oczodołu. Do badania wykorzystywano tę samą płaszczyznę, na której oceniano grubości ścian przyśrodkowej i bocznej.

W płaszczyźnie strzałkowej badano również kąta w ścianie dolnej utworzonego przez odcinek przed szczeliną oczodołową dolną oraz za nią. Za wierzchołek kąta przyjęto ograniczenia kostne szczeliny oczodołowej dolne. Oceniano wielkość kąta utworzonego pomiędzy płaszczyzną frankfurką (płaszczyzną poprowadzoną przez górna krawędź otworów słuchowych zewnętrznych – *porion* oraz najniższy punkt na brzegu oczodołu – *orbitale*) a ścianą dolną oczodołu. W płaszczyźnie czołowej oceniano wartość kąta zawartego pomiędzy płaszczyzną poziomą (poprowadzoną przez górne ograniczenia wejścia do zatok szczękowych obustronnie) a ścianą dolną oczodołu. Za wierzchołek przyjęto punkt będący dolno/przyśrodkowym punktem skrajnym oczodołu.

Miejsca pomiarów przedstawiono na rycinach a ich wartości podano w tabelach

3.2. Wyznaczenie modułu Younga kości budujących oczodół

Moduł Younga – jest to wartość fizyczna wyrażająca sprężystość wzdłużną materiału i opisująca jego fizyczną i mechaniczną wytrzymałość. Moduł oznacza hipotetyczne naprężenie, jakie wystąpiłoby przy dwukrotnym wydłużeniu badanego materiału przy założeniu, że jego przekrój nie ulegnie zmianie. Moduł Younga – E wyraża stosunek naprężenia – σ do względnego odkształcenia liniowego – ϵ .

$$E = \frac{\sigma}{\varepsilon}; \quad \varepsilon = \frac{\Delta l}{l}$$

gdzie l jest długością badanej próbki, Δl przyrostem tej długości [232].

Jednostką (w układzie SI) modułu Younga jest paskal (1 Pa=1 N/m²). Wielkość modułu Younga jest najmniejsza dla materiałów łatwo odkształcalnych (np. gumy), zaś wysoka dla materiałów twardych, trudno odkształcalnych (np. diament, tytan). Im wartość modułu Younga jest większa, tym materiał jest bardziej wytrzymały. Wartość modułu Younga nie zależy od grubości badanej próbki, a jedynie od indywidualnych właściwości badanego materiału. W wielu doniesieniach wyznaczano wartość modułu Younga dla różnych kości. W doniesieniu Morgana i wsp. wyznaczano jego wielkość dla kości długich – udowej, strzałkowej oraz kręgow Th10 i L5 i wynosiła ona od 4730 MPa – dla kręgow do 15520 MPa dla kości strzałkowej [148]. Nawet w przypadku kości położonych blisko siebie i spełniających podobne funkcje, np. żuchwa i szczęka, a także w odniesieniu do różnych odcinków tych kości (np. przedni – tylna, czy ich warstw: korowa – gąbczasta) stwierdza się różne wartości modułu Younga, a różnice są znamienne statystycznie [192]. Istnieje również korelacja pomiędzy wartościami modułu Younga dla danego odcinka tych kości, a innymi jej cechami fizycznymi jak twardość czy gęstość bezwzględna [192]. Ma to bezpośredni wpływ na ewentualny postęp biointegralności implantów wkręcanych do odpowiednich odcinków żuchwy i szczęki. Wpływ różnych właściwości kości na ich wytrzymałość i odporność na złamanie pozostaje wciąż nie do końca wyjaśniony. Wang i wsp. oceniali, że odporność na złamanie spada wraz z wiekiem, ale spośród właściwości fizycznych kości towarzyszy temu zjawisku jedynie spadek ich mikrohardości podczas gdy inne właściwości takie jak: gęstość mineralna kości, moduł sprężystości, granica plastyczności i porowatość nie ulegają zmianie. Badania dotyczyły kości udowych pawianów [212].

W przypadku małych kości płaskich – budujących obramowania kostne oczodołu przyjmowano, że wartość ta wynosiła od 11800 do 15200 MPa zaś w innych doniesieniach 11000 MPa [153, 187]. Jednak badania te wykonywano z reguły na suchych czaszkach lub bazowano jedynie na ogólnych wartościach stałej Younga dla innych kości, a następnie korelowano te wartości z obrazami w badaniu TK (jednostki Houns-

fielda) [187]. Wydaje się szczególnie celowe określenie rzeczywistej wartości modułu Younga do kości oczodołu.

Na badania doświadczalne uzyskano zgodę Wydziałowej Komisji Bioetycznej a w trakcie ich wykonywania przestrzegano zaleceń Deklaracji Helsińskiej (2008) [83]. W celu oceny wartości stałej Younga pobierano fragmenty kości obramowań kostnych ze świeżych zwłok (Zakład Medycyny Sądowej, kierownik: dr hab. med. Z. Jankowski). Kości pobierano w trakcie sekcji sądowo-lekarskiej, przeprowadzanej 2-5 dni po zgonie. Przez cały czas zwłoki były przechowywane w lodówkach. Po otwarciu jamy czaszki i pobraniu mózgu do rutynowych badań histologicznych odsłaniano strop oczodołu a następnie (po usunięciu opony mózgowo-rdzeniowej) pobierano w jednym fragmencie kości ze stropu oczodołu lub jego ściany przyśrodkowej bez okostnej oczodołowej, po stronie lewej i prawej. Kość cięto w płaszczyźnie strzałkowej na fragmenty o szerokości 0,7-1,5 cm, a następnie zanurzano w roztworze 0,9% NaCl. Badania kości były wykonywane w czasie 6-36 godzin po pobraniu ze zwłok. W okresie poprzedzającym badanie preparaty przechowywano w temperaturze -20°C , co jest zgodne z protokołem zaproponowanym przez innych autorów [148, 217]. Kości pobierano jedynie od osób, które zmarły nagle z przyczyn zewnętrznych zaś z możliwego do przeprowadzenia wywiadu udało się wykluczyć tych, którzy wcześniej chorowali na choroby przewlekłe lub przebyli uraz głowy. Materiał pobierano w sumie od 14 osób w wieku od 20 do 51 lat, wśród których było 11 mężczyzn oraz 3 kobiety. Badania właściwości mechanicznych kości wykonywano w Pracowni Civitroniki Wydziału Inżynierii Lądowej i Środowiskowej Politechniki Gdańskiej (ryc. 3.5, ryc. 3.6) we współpracy z prof. dr hab. inż. P. Kłosowskim.



Ryc. 3.5. Pracownia Civitroniki Wydziału Inżynierii Lądowej i Środowiskowej. Maszyna wytrzymałościowa (Zwick Roell Z020) wraz z ekstensometrem
Fig. 3.5. Civitronic Laboratory – Faculty of Civil and Environmental Engineering Gdansk University of Technology. The strength machine (Zwick Roell Z020) with extensometer



Ryc. 3.6. Szczęki maszyny wytrzymałościowej (Zwick Roell Z020)
Fig. 3.6. Specimen holding jaws of the strength machine (Zwick Roell Z020)

Próby wykonywano po rozmrożeniu kości w temperaturze pokojowej (od 18 do 20°C). Po dokładnych pomiarach istotnych wymiarów próbek kości (szerokość oraz grubość z użyciem suwmiarki cyfrowej) i wyznaczeniu pola przekroju czynnego A , oznaczono dwoma kropkami długość czynną próbki L_0 , która była śledzona przez ekstensometr optyczny (czuła kamera z dodatkowym oświetleniem lampą na podczerwień). Następnie umieszczono próbkę w szczękach maszyny wytrzymałościowej tak, aby kierunek badanego fragment kości był zgodny z jej płaszczyzną strzałkową (ryc. 3.7). Próbkę poddawano wstępnemu obciążeniu siłą $F_0 = 20$ N z prędkością 2 mm/s aby wyeliminować ewentualne luzy w mocowaniu, wartość tę następnie pomijano, aby zredukować efekt zakleszczenia się próby w szczękach maszyny. Próbę przeprowadzono przemieszczając trawersę maszyny wytrzymałościowej z prędkością $v = 0,01$ mm/s, aż do zerwania lub wyraźnego spadku siły działającej na próbkę. Rejestrowano komputerowo wielkości przemieszczeń d punktów zaznaczonych na próbce oraz aktualną wielkość siły F . Otrzymywano w każdej próbce od kilkuset do kilku tysięcy par wyników.



Ryc. 3.7. Próbka kości umieszczona w szczękach maszyny wytrzymałościowej z naniesionymi kropkami wyznaczającymi odcinek badany

Fig. 3.7. Orbital bone specimen in the jaws of the strength machine. Between black dots marking the tested segment

Całość danych matematycznych opracowano używając programu Sigma Plot wersja 12 193.. Analizę wyników rozpoczynano od wyznaczenia wielkości odkształceń ε oraz naprężeń σ :

$$\varepsilon = \frac{d}{L_0}; \quad \sigma = \frac{F}{A}$$

Następnie sporządzono wykres zależności naprężeń od odkształceń i wyznaczono liniowy zakres zależności tych wielkości. Dla tego zakresu przeprowadzono identyfikację modułu Younga E metodą najmniejszych kwadratów w wariancie Marquada-Levenberga [139]. Identyfikowano funkcję liniową

$$\sigma = E \cdot \varepsilon + \sigma_0$$

gdzie σ_0 oznacza naprężenie początkowe dla tej funkcji.

3.3. Stworzenie modelu numerycznego oczodołu

W celu oceny i poznania właściwości wytrzymałościowych konstrukcji przestrzennych zarówno na etapie ich konstruowania, oceny eksploatacyjnej jak i przy próbie znalezienia ewentualnych przyczyn zniszczenia od wielu lat korzysta się z metody elementów skończonych. Pozwala to z jednej strony na znajdowanie sił wewnętrznych oddziałujących na daną bryłę lub jej poszczególne powierzchnie (z oceną wielkości tych sił oraz ich kierunku działania), a z drugiej strony pozwala określić warunki graniczne użytkowania bądź nośności zarówno całości konstrukcji jak i jej poszczególnych elementów [232]. Metoda elementów skończonych jest obecnie jednym z podstawowych i uniwersalnych narzędzi komputerowych, mająca szerokie zastosowanie zarówno w naukach ścisłych (fizyce, matematyce) jak i praktyce (w architekturze, mechanice, projektowaniu konstrukcji, budownictwie, drogownictwie, inżynierii środowiskowej). Polega na podziale obszaru badanego, nawet bardzo skomplikowanego, na małe podobszary, którym nadaje się proste kształty np. kwadratów, trójkątów, graniastosłupów, ostrosłupów itp. o zdefiniowanych właściwościach fizycznych, np. grubości, gęstości, module Younga i opisywaniu ich zachowania pod wpływem różnych sił za pomocą parametrów będących funkcjami położenia w przestrzeni oraz w czasie punktów węzłowych, w których te podobszary się łączą. Zastosowanie oprogramowania komputerowego pozwala ocenić z dużym prawdopodobieństwem zachowanie pojedynczego elementu, a następnie przenieść to na zachowanie fragmentu i całości badanej bryły. Wykorzystanie metody elementów skończonych pozwala na ocenę badanej konstrukcji jedynie w warunkach

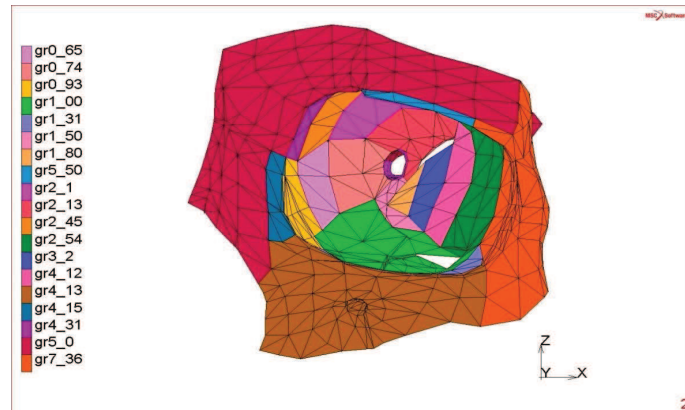
obliczeń komputerowych bez konieczności budowania prototypu (całości badanej konstrukcji lub jej elementów) [136, 232].

Metoda elementów skończonych w medycynie ma zastosowanie przede wszystkim w modelowaniu tkanek kostnych, mięśniowych oraz skóry, implantów stawowych, zębowych oraz w modelowaniu przepływu krwi. W bardziej zaawansowanych przykładach przedstawiano poszczególne elementy (kość udową, piszczelową, kręgi szyjne) lub całe regiony anatomiczne (oko, miednica). Stosowano tę metodę do oceny wytrzymałości siatki wszywanej podczas operacji przepukliny pachwinowej i szwów łączących ją z tkankami chorego. Podjęte próby obrazowania anatomicznych struktur kostnych metodą elementów skończonych miały przede wszystkim na celu ocenę ich zachowania pod wpływem sił wywołujących i prowadzących do złamania lub rozerwania czyli utraty właściwości funkcjonalnych [23, 44, 77, 150, 210].

Przedstawienie oczodołu za pomocą metody elementów skończonych wiąże się z pracami Nagasao i wsp., Schallera i wsp. oraz Al-Sukhuna i wsp. [7, 8, 9, 153, 154, 155, 187]. Wcześniejsze prace opisujące mechanizm prowadzący do złamania ściany kostnej bazowały na badaniach doświadczalnych. Na oczodół, otoczony innymi kośćmi twarzoczaszki lub na preparat anatomiczny mokry głowy ustabilizowane od tyłu, działano zrzuconymi z określonej wysokości odważnikami – odpowiednio na brzeg kostny i/lub gałkę oczną. Powstałe w ten sposób urazy (złamania) w obrębie ścian kostnych następnie oceniano i określano ich wielkość, rozległość, lokalizację oraz ewentualny kierunek przemieszczenia fragmentów kostnych [197]. W pracy Nagasao i wsp z 2006 r. po raz pierwszy oczodół został przedstawiony za pomocą metody elementów skończonych jako zbiór składający się z 824 powłokowych trójkątnych elementów o określonej (zadanej) grubości, która korespondowała z grubością kości czaszki suchej [153]. Autorzy porównywali odkształcenia i zniszczenia struktur kostnych pod wpływem uderzenia z obrazem komputerowym rozkładu największych naprężeń w kości (siła przekraczająca naprężenie graniczne, powodowała zniszczenie klinicznie wyrażające się złamaniem kości). Zakres zniszczeń był zależny od kierunku działania siły w odniesieniu do płaszczyzny frankfurckiej. W następnych pracach ci sami autorzy wykonali model numeryczny skanując suchą czaszkę nanosząc na nią uprzednio punkty znacznikowe [152]. Powstałe w ten sposób dane przenoszono do programu obliczeniowego, w którym uzupełniano grubości poszczególnych elementów. W innych pracach tego zespołu określano na ile antrostomia

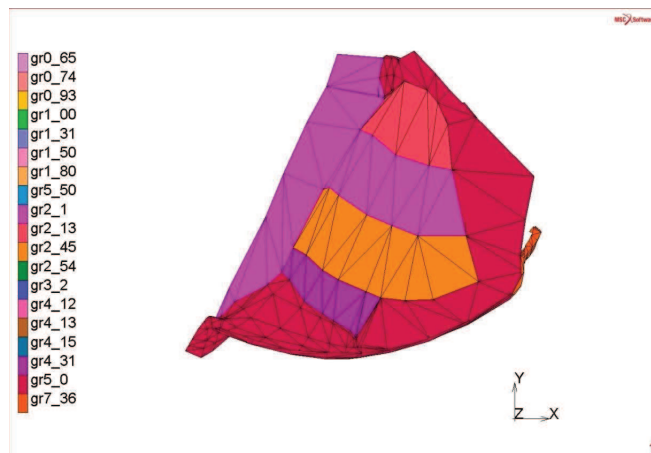
w przewodzie nosowym środkowym lub dolnym wpływa na dynamiczną stabilność oczodołu pod wpływem urazu oraz jaki jest udział mechanizmu wyboczeniowego w porównaniu do mechanizmu hydraulicznego w powstaniu złamania ściany dolnej oczodołu w przypadku gdy siła działa na brzeg dolny oczodołu i bezpośrednio na gałkę oczną [154, 155]. W pracy Schallera i wsp. został wykonany model numeryczny czaszki na podstawie obrazu TK grupy pacjentów bez urazów oraz innych patologii w obrębie głowy, który importowano do programu obliczeniowego a następnie ręcznie dostosowywano do modelu naturalnego kości modelując otwory, szczeliny oraz grubości poszczególnych elementów [187]. Niektóre elementy autorzy pomijali, np. żuchwę. Schaller i wsp. oceniali również zakres zniszczeń w ścianach kostnych oczodołu w zależności od siły, która działała bezpośrednio na gałkę oczną, na ścianę dolną oraz na obie struktury [187]. Istnieją nieliczne doniesienia o wykorzystaniu metody elementów skończonych do symulacji wielkości implantów kostnych odbudowujących ścianę przyśrodkową oczodołu po urazach [8].

W oparciu o badania nad wielkością oczodołu, grubością jego ścian, kątami zawartymi pomiędzy poszczególnymi ścianami stworzono własny model numeryczny lewego oczodołu. W celu uniknięcia sytuacji zbyt małej odległości punktu przyłożenia siły i punktu podporowego modelu, poszerzono go o sąsiadujące struktury – kość nosową, łuk jarzmowy oraz przednie powierzchnie kości czołowej i szczęki. Model stworzony został w programie komputerowym AutoCAD 2012. W modelu uwzględniono szczelinę oczodołową dolną i górną oraz kanał nerwu podoczodołowego, kanał wzrokowy oraz ujście kanału nosowo-łzowego. Model składał się z 969 trójkątnych elementów powłokowych, którym zadano grubości zgodne z ich lokalizacją (ryc. 3.8, ryc. 3.9, ryc. 3.10). Elementy były połączone w 517 węzłach. Za wartość modułu Younga (całego modelu) wykorzystywanego do dalszych obliczeń przyjęto średnią z wykonanych badań własnych: $E = 1,2 \cdot 10^9 \text{ N/m}^2$.



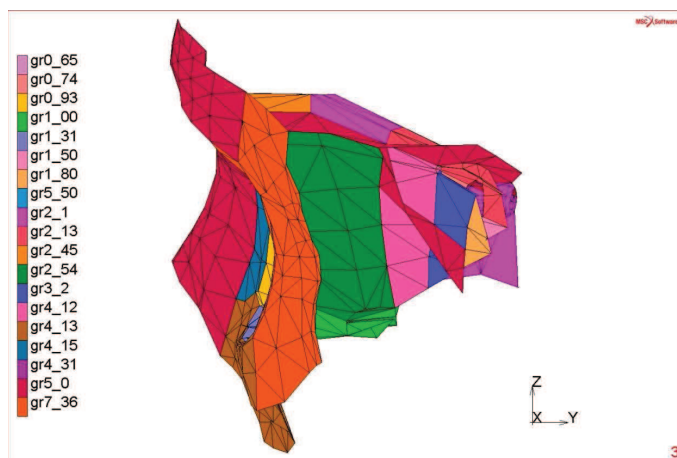
Ryc. 3.8. Model numeryczny oczodołu (widok od przodu) z uwzględnieniem grubości elementów [mm]

Fig. 3.8. Numerical model of the orbit (frontal view) taking into account the thickness of the elements [mm]



Ryc. 3.9. Model numeryczny oczodołu (widok od góry) z uwzględnieniem grubości elementów [mm]

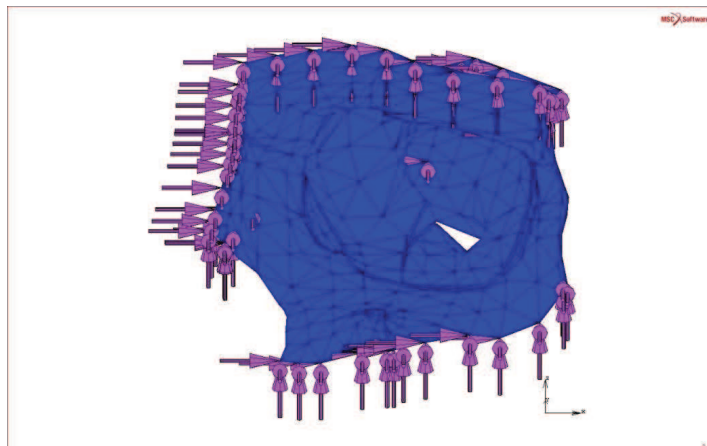
Fig. 3.9. Numerical model of the orbit (superior view) taking into account the thickness of the elements [mm]



Ryc. 3.10. Model numeryczny oczodołu (widok od doku) z uwzględnieniem grubości elementów [mm]

Fig. 3.10. Numerical model of the orbit (lateral view) taking into account the thickness of the elements [mm]

Następnie model numeryczny (geometrię) zaimportowano do programu obliczeniowego MSC. Marc/Mentat System 2012. Określono warunki brzegowe (tzn. miejsca, które po zadziałaniu sił nie będą się przemieszczały lub będą miały przemieszczenia pomijalnie małe), zlokalizowane w miejscach połączenia modelu z innymi kośćmi twarzo- i mózgowiczaszki. Określone punkty przedstawia ryc. 3.11.



Ryc. 3.11. Model oczodołu z uwzględnieniem warunków brzegowych, strzałkami zaznaczone punkty podparcia modelu (odpowiadające miejscom połączenia z innymi kośćmi)
Fig. 3.11. Numerical model of the orbit accounting for boundary conditions. Arrows showing points of support of the model (corresponding to the location of connections to other bones)

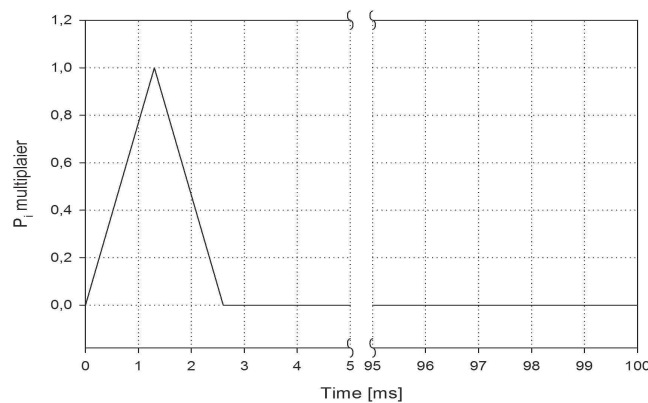
W modelu wyznaczono linię stanowiącą jego oś długą i przebiegającą przez środek kanału wzrokowego oraz środek otworu zewnętrznego oczodołu (oś Y na ryc. 3.11). Kierunek działania sił, którymi oddziaływano na model określano w stosunku do tej osi.

Następnie zdefiniowano siły, działające na model, ich redystrybucję oraz czas ich działania. Jako wielkość łączną siły w początkowym okresie badań przyjęto 7200 N, co było zgodne z badaniami innych autorów [187]. Siłę rozdzielono (stosując różne rozkłady) i przykładano do wyznaczonych punktów na brzegu dolnym oraz bocznym oczodołu. W kolejnych etapach doświadczeń siłę zwiększano aż do osiągnięcia takiej wartości, przy której wielkość naprężeń (i przemieszczeń) prowadziła do deformacji ścian oczodołu – kliniczny obraz złamania (naprężenie graniczne – *yield criterion*) przy nienaruszonych obramowaniach kostnych stanowiących brzeg oczodołu (uraz typu *blow-out*) (14400 N). Zgodnie z doniesieniami innych autorów jako wartość naprężeń powodujących zniszczenie kości przyjęto $\sigma_{ye} = 150$ MPa [153, 154, 187]. Następnie dokonywano pomiarów powierzchni okolic, na których naprężania przekraczały *yield criterion*. Dane podawano w centymetrach kwadratowych.

Obliczenia w programie MSC. Marc/Mentat System 2012 były wykonywane w zakresie geometrycznie nieliniowym, przy zachowaniu stałych właściwości mechanicz-

nych modelu oczodołu (izotropowy model sprężysty, w zakresie małych odkształceń). Oddzielnie przeanalizowano działanie statyczne sił jak i bardziej realistyczne oddziaływanie dynamiczne. Na podstawie wstępnych wyników uznano, że działanie siły w modelu dynamicznym jest bardziej zbliżone do rzeczywistego i do dalszych badań użyto obrazu zniszczeń po zadziałaniu takiego sposobu obciążeń [215].

W obliczeniach statycznych realizowanych metodą przyrostowo-iteracyjną obciążenia powiększano proporcjonalnie w każdym przyroście aż do osiągnięcia zadanych wartości. Rozkład obciążenia w czasie w dynamicznym wariancie obliczeń pokazano na ryc. 3.12. Wartość 1,0 na wykresie funkcji odpowiada maksymalnej wielkości obciążenia w danym schemacie obciążenia. Na podstawie badań innych badaczy przyjęto, że maksymalne działania siły następowało po około $1,3 \cdot 10^{-3}$ s, zaś całkowite ustanie działania siły osiągnano po około $2,6 \cdot 10^{-3}$ s [187].



Ryc. 3.12. Zależność czasu od siły działania w modelu dynamicznym
Fig. 3.12. Time as a function of force in the dynamic model

W obliczeniach uwzględniano tłumienie drgań według sformułowania Rayleigha. Przed dokonaną analizą obliczono dwie pierwsze częstości drgań własnych uzyskując wartości:

$$\omega_1 = 103,83 \frac{1}{s}$$

$$\omega_2 = 143,09 \frac{1}{s}$$

Aby uzyskać macierz tłumienia \mathbf{C} macierzy w podejściu Rayleigha należy posłużyć się formułą:

$$\mathbf{C} = \alpha \mathbf{M} + \beta \mathbf{K}$$

gdzie \mathbf{M} jest macierzą masy badanego układu, \mathbf{K} jest jego macierzą sztywności [85].

W celu wyznaczenia wartości α i β w równaniu Rayleigha skorzystano z wzoru:

$$\alpha = \frac{2\omega_1\omega_2\xi}{\omega_1 + \omega_2}; \quad \beta = \frac{2\xi}{\omega_1 + \omega_2}$$

gdzie $\xi = 0,053$ jest logarytmicznym współczynnikiem tłumienia dla kości przyjętym zgodnie z innymi autorami [84, 221].

W warunkach statycznych i dynamicznych wykonywania prób naprężenia określano według wieloosiowej oceny średnich naprężenia zredukowanych σ_M , model naprężeń von Misesa (*von Mises stress*) [25]:

$$\sigma_M = \sqrt{\frac{1}{2}[(\sigma_x - \sigma_y)^2 + (\sigma_y - \sigma_z)^2 + (\sigma_z - \sigma_x)^2] + 3(\tau_{xy}^2 + \tau_{yz}^2 + \tau_z^2)}$$

gdzie:

$\sigma_x, \sigma_y, \sigma_z$ – naprężenia normalne w kierunku osi układu współrzędnych,

$\tau_{xy}, \tau_{xz}, \tau_{yz}$ – naprężenia styczne w kierunkach poszczególnej płaszczyzn układu współrzędnych.

Wielkość naprężeń zredukowanych stanowi powszechnie stosowane kryterium oceny wytrzymałości materiałów poddanych wieloosiowym obciążeniom.

Nieliniową analizę dynamiczną wykonywano posługując się rekurencyjnym algorytmem w schemacie zaproponowanym przez Houbolta. W algorytmie tym istnieje możliwość wyliczenia wartości przemieszczeń, prędkości i przyspieszeń wszystkich węzłów modelu na podstawie tych parametrów w chwilach poprzedzających i aktualnych (algorytm niejawny). Na podstawie przemieszczeń węzłów oblicza się naprężenia w poszczególnych elementach skończonych modelu i w końcu naprężenia zredukowane (zastępcze) σ_M .

4. WYNIKI BADAŃ

4.1. Ocena wielkości ścian kostnych oczodołu

Średnia odległości Ob wynosiła po stronie prawej 44,43 mm, po lewej 44,10 mm (SD odpowiednio 3,28 i 3,14 mm). Średnia odległość Ob – wartość przyjęta do następnych badań wynosiła 44,27 mm (tabela 4.1).

Odległość Op wynosiła odpowiednio po stronie prawej 43,71 mm, po lewej 43,56 mm (SD odpowiednio 3,34 i 3,21 mm) (podane w tym rozdziale wielkości statystyczne dotyczą funkcji pomiarów uzyskanych dla lewej i prawej strony). Średnia odległość Op przyjęta do następnych badań wynosiła 43,64 mm.

Tabela 4.1. Wymiary oczodołu w płaszczyźnie poziomej [mm]
Table 4.1. Dimensions of the orbit, horizontal plane [mm]

Miejsce pomiaru <i>Place of measurement</i>	Średnia wielkość <i>Average size</i>		Średnia odległość <i>Average distance</i>
	Strona prawa <i>Right side</i> <i>n=100</i>	Strona lewa <i>Left side</i> <i>n=100</i>	
strona boczna – kanał nerwu wzrokowego Ob . <i>lateral side – optic canal</i>	44,43	44,10	44,27
strona przyśrodkowa – kanał nerwu wzrokowego Op . <i>medial side - optic canal</i>	43,71	43,56	43,64

Średnia wysokość oczodołu wynosiła po stronie prawej 40,06 (SD = 2,66) mm, po lewej 39,69 mm (SD = 2,49 mm). Średnia wartość przyjęta do dalszych badań wynosiła 39,88 mm.

Średnia szerokość oczodołu wynosiła po stronie prawej 37,24 mm (SD = 2,57 mm), po lewej 36,87 mm (SD = 2,39 mm). Średnia wartość przyjęta do dalszych badań wynosiła 37,06 mm.

Odległość Og po stronie prawej wynosiła średnio 45,75 mm (SD = 4,33 mm) zaś po stronie lewej 45,97 mm (SD = 3,56 mm). Odległość Od wynosiła po stronie prawej 43,73 mm (SD = 2,85 mm) a po stronie lewej 43,95 mm (SD = 3,13 mm). Do dalszych

badan przyjęto Og 45,86 mm zaś Od 43,84 mm. Wszystkie wartości różniły się o mniej niż 0,5 mm. Odległości przedstawiono w tabeli (tabela 4.2) zaś sposób pomiaru na rysunku (ryc. 3.4).

Tabela 4.2. Wymiary oczodołu w płaszczyźnie strzałkowej [mm]
Table 4.2. Dimensions of the orbit, sagittal plane

Miejsce pomiaru <i>Place of measurement</i>	Średnia wielkość <i>Average size</i>		Średnia odległość <i>Average distance</i>
	Strona prawa <i>Right side</i> $n=100$	Strona lewa <i>Left side</i> $n=100$	
górn - kanał nerwu wzrokowego Og <i>superior - optic canal</i>	45,75	45,97	45,86
dół - kanał nerwu wzrokowego Od <i>inferior - optic canal</i>	43,73	43,95	43,84

4.2. Ocena grubości ścian kostnych oczodołu

W odniesieniu do ściany bocznej grubość w płaszczyźnie zewnętrznej (ograniczenie kostne oczodołu) wynosiła średnio 7,31 mm, zaś w kolejnych głębokościach odpowiednio 2,55 mm; 4,03 mm; 3,05 mm oraz 1,80 mm. W odniesieniu do ściany przyśrodkowej grubość ściany kostnej w płaszczyźnie zewnętrznej wynosiła średnio 4,11 mm, zaś na kolejnych głębokościach 0,93 mm; 0,65 mm; 0,74 mm oraz 1,40 mm. Wyniki podano w odrębnych tabelach przedstawiających osobno obie strony badanych ścian (tabela 4.3, tabela 4.4).

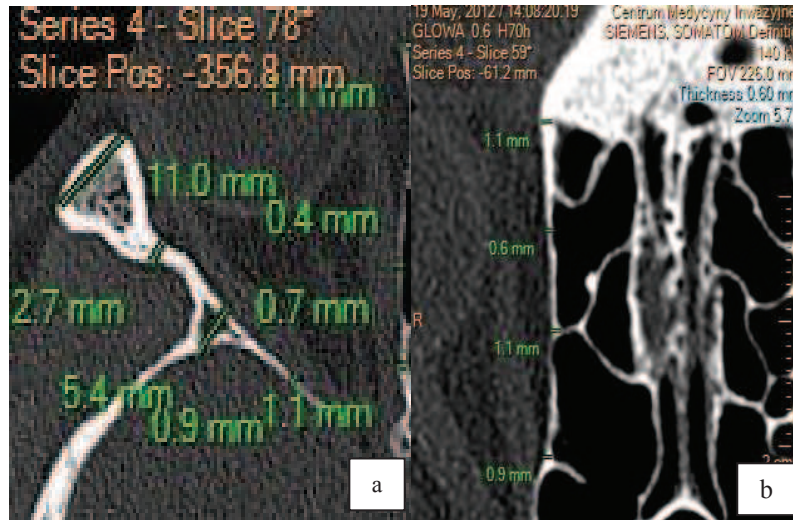
Tabela 4.3. Grubość kostnej ściany bocznej oczodołu [mm]
 Table 4.3. Measuring the thickness of the lateral orbital wall [mm]

Miejsce pomiaru grubości <i>Place of measurement</i>	Strona prawa <i>Right side</i> <i>n=100</i>	Strona lewa <i>Left side</i> <i>n=100</i>	Średnia grubość <i>Average thickness</i>
płaszczyzna zewnętrzna <i>external plane</i>	7,26	7,36	7,31
+10 mm	2,51	2,58	2,55
+20 mm	3,92	4,13	4,03
+30 mm	2,94	3,15	3,05
+40 mm	1,70	1,89	1,80

Tabela 4.4. Pomiar grubości kostnej ściany przyśrodkowej oczodołu [mm]
 Table 4.4. Measuring the thickness of the medial orbital wall [mm]

Miejsce pomiaru grubości <i>Place of measurement</i>	Strona prawa <i>Right side</i> <i>n=100</i>	Strona lewa <i>Left side</i> <i>n=100</i>	Średnia grubość <i>Average thickness</i>
płaszczyzna zewnętrzna <i>external plane</i>	4,08	4,13	4,11
+10 mm	0,92	0,93	0,93
+20 mm	0,67	0,63	0,65
+30 mm	0,75	0,73	0,74
+40 mm	1,36	1,44	1,40

Sposoby dokonywanych pomiarów przedstawiono na ryc. 4.1a i b.



Ryc. 4.1. Sposób dokonywania pomiaru grubości ściany bocznej (a) i przyśrodkowej (b) oczodołu
 Fig. 4.1. The method of measuring the thickness of the lateral (a) and medial (b) orbital wall

W odniesieniu do ściany dolnej grubość w płaszczyźnie zewnętrznej (ograniczenie kostne) wynosiła średnio 4,13 mm zaś w kolejnych głębokościach odpowiednio: 1,33 mm; 1,00 mm; 1,00 mm oraz 1,49 mm. W odniesieniu do ściany górnej grubość ściany kostnej w płaszczyźnie zewnętrznej wynosiła średnio 5,17 mm, zaś na kolejnych głębokościach 4,31 mm; 2,46 mm; 2,10 mm oraz 2,13 mm. Sposoby dokonywania pomiarów przedstawiono na rycinie (ryc. 4.2) oraz w tabelach (tabela 4.5, tabela 4.6).

Tabela 4.5. Pomiar grubości kostnej ściany górnej oczodołu [mm]

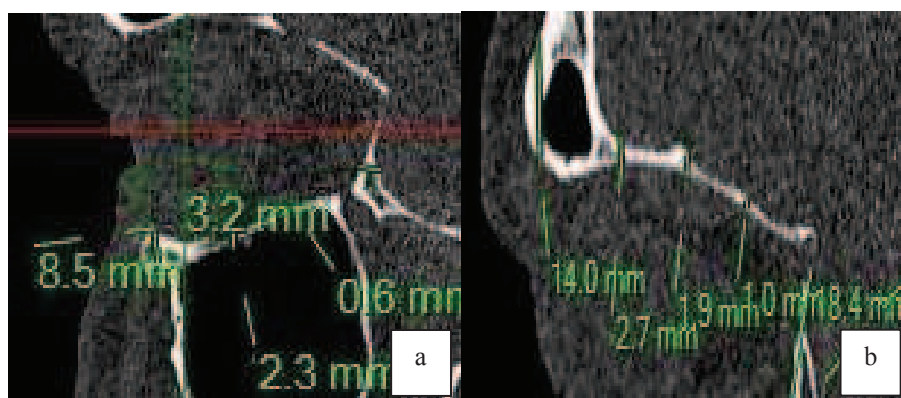
Table 4.5. Measuring the thickness of the superior orbital wall [mm]

Miejsce pomiaru <i>Place of measurement</i>	Strona prawa <i>Right side</i> n=100	Strona lewa <i>Left side</i> n=100	Średnia grubość <i>Average thickness</i>
płaszczyzna zewnętrzna <i>external plane</i>	5,41	4,93	5,17
+10 mm	4,51	4,11	4,31
+20 mm	2,48	2,44	2,46
+30 mm	2,18	2,02	2,10
+40 mm	2,20	2,06	2,13

Tabela 4.5. Pomiar grubości kostnej ściany dolnej oczodołu [mm]

Table 4.6. Measuring the thickness of the inferior orbital wall [mm]

Miejsce pomiaru <i>Place of measurement</i>	Strona prawa <i>Right side</i> <i>n=100</i>	Strona lewa <i>Left side</i> <i>n=100</i>	Średnia grubość <i>Average thickness</i>
płaszczyzna zewnętrzna <i>external plane</i>	4,20	4,06	4,13
+10 mm	1,28	1,38	1,33
+20 mm	0,97	1,03	1,00
+30 mm	0,96	1,04	1,00
+40 mm	1,53	1,45	1,49



Ryc. 4.2. Sposób dokonywania pomiaru grubości ściany dolnej (a) i górnej (b) oczodołu
 Fig. 4.2. The method of measuring the thickness of the inferior (a) and superior (b) orbital wall

Zmiany grubości ścian kostnych oczodołu w odległościach: 1 cm (od brzegu oczodołu) zmniejsza się o 16,6-77,4%, 2 cm o 44,9-84,2%, 3 cm o 58,3-82,0% osiągając przy szczycie wielkości od 58,2% do 75,4 % wielkości zewnętrznej. Największy spadek grubości ścian oczodołów osiąga na drugim i trzecim cm od brzegu (wyjątkiem jest tu ściana boczna, która ten spadek osiąga na pierwszym cm). Największe spadki na całej długości ścian (od 77,4% do 84,2% oraz od 67,8% do 75,8%) osiągają ściany najczęściej pękające podczas urazów tj. ściana przyśrodkowa i dolna (tabela 4.7).

W tabeli 4.8. przedstawiono zmniejszenie grubości pozostałych ścian w odniesieniu do najgrubszej ściany na danej odległości od brzegu kostnego. Największe spadki dotyczyły zawsze ścian dolnej i przyśrodkowej. Wynosiły one od 67,2% do 83,9% w ich odcinku środkowym, zaś najmniejsze były w szczycie oczodołu – maksymalnie o 34,3% i brzegu zewnętrznego o 43,5%.

Tabela 4.7. Grubości ścian oczodołu z procentowym ich spadkiem w odniesieniu do odległości od brzegu [mm]

Table 4.7. Measurements of the thickness of orbital walls and their decrease (in %) in relation to the distance from the rim of the orbit [mm]

Ściana <i>Wall</i>	Grubość ścian oczodołu w odniesieniu do odległości o brzegu <i>Thickness of orbital walls in relation to the distance from the rim</i>				
	Brzeg zewnętrzny <i>External rim</i>	1 cm	2 cm	3 cm	Szczyt oczodołu <i>Apex of the orbit</i>
boczna <i>lateral</i>	7,31 *100%	2,55 34,5%	4,03 55,1%	3,05 41,7%	1,80 24,6%
górną <i>superior</i>	5,17 *100%	4,31 83,4%	2,46 47,6%	2,10 40,6%	2,13 41,2%
przysrodkowa <i>medial</i>	4,11 *100%	0,93 22,6%	0,65 15,8%	0,74 18,0%	1,40 34,1%
dolną <i>inferior</i>	4,13 *100%	1,33 32,2%	1,00 24,2%	1,00 24,2%	1,49 36,1%

*100% – takie założenie przyjęto w odniesieniu do najgrubszego miejsca danej ściany

Tabela 4.8. Grubości ścian oczodołu z procentowym ich spadkiem w odniesieniu do najgrubszego miejsca na danej odległości od brzegu [mm]

Table 4.8. Measurements of the thickness of orbital walls and their decrease (in %) in relation to the thickest spot for the given distance from the rim of the orbit [mm]

Ściana <i>Wall</i>	Grubość ścian oczodołu w odniesieniu do odległości o brzeg <i>Thickness of orbital walls in relation to the distance from the rim</i>				
	Brzeg zewnętrzny <i>External rim</i>	1 cm	2 cm	3 cm	Szczyt oczodołu <i>Apex of the orbit</i>
boczna <i>lateral</i>	7,31 *100%	2,55 59,2%	4,03 *100%	3,05 *100%	1,8 84,5%
górna <i>superior</i>	5,17 70,7%	4,31 *100%	2,46 61,0%	2,10 68,9%	2,13 *100%
przyśrodkowa <i>medial</i>	4,11 56,2%	0,93 21,6%	0,65 16,1%	0,74 24,3%	1,40 65,7%
dolna <i>inferior</i>	4,13 56,5%	1,33 30,9%	1,00 24,8%	1,00 32,8%	1,49 70,0%

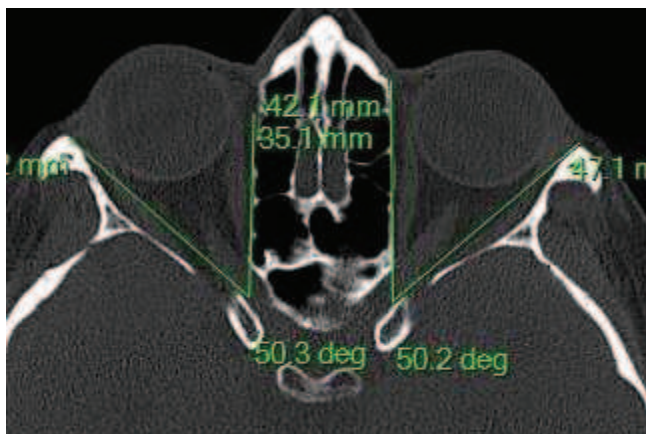
*100 – takie założenie przyjęto w odniesieniu do najgrubszej ściany na danej odległości od brzegu kostnego

Średnia grubość ścian kostnych oczodołu wynosiła: ściana boczna – 3,75 mm, górna – 3,23 mm, ściana dolna – 1,79 mm oraz przyśrodkowa – 1,57 mm.

Analizując budowę ściany przyśrodkowej należy wspomnieć o tym, że ściana ta (w odróżnieniu od dolnej) jest podparta przez beleczki kostne – wynikające z podziału kości sitowej na zatoki sitowe przednie i tylne. Ilość tych podpór wahała się w naszym materiale od 3 do 6, średnio 4.

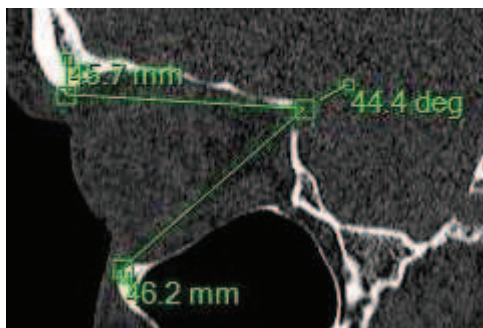
4.3. Ocena wielkości kątów pomiędzy ścianami oczodołu

Kąt zawarty między ścianą przyśrodkową i boczną po stronie prawej wynosił średnio $50,2^\circ$ (odchylenie standardowe $3,90^\circ$) zaś po stronie lewej $50,4^\circ$ (odchylenie standardowe $3,82^\circ$). Dla dalszych badań przyjęto że wartość kąta wynosi $50,3^\circ$ (ryc. 4.3) (tabela 4.9).



Ryc. 4.3. Sposób pomiaru kąta zawartego pomiędzy ścianą przyśrodkową i boczną oczodołu
Fig. 4.3. The method of measurement of the angle between the medial and lateral walls of the orbit

Wielkość kąta między ścianą dolną i górną po stronie prawej wynosiła średnio $44,7^\circ$ zaś po stronie lewej $44,0^\circ$ (w obu przypadkach odchylenie standardowe wynosiło $5,45^\circ$). Do dalszych badań przyjęto że wartość kąta wynosi $44,4^\circ$ (ryc. 4.4, tabela 4.9).



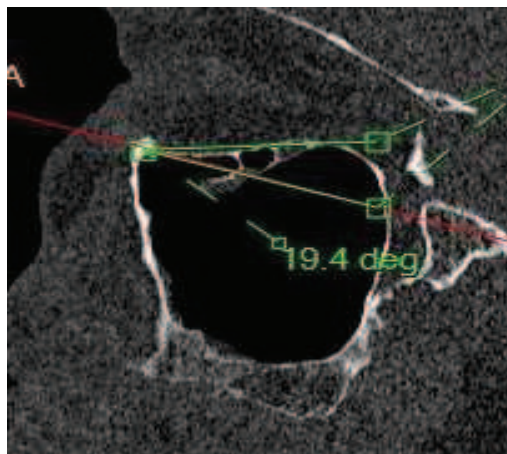
Ryc. 4.4. Sposób pomiaru kąta zawartego pomiędzy ścianą górną i dolną oczodołu
Fig. 4.4. The method of measurement of the angle between the superior and inferior walls of the orbit

Wielkość kąta w ścianie dolnej wynosiła po stronie prawej $130,5^\circ$ zaś po stronie lewej $132,9^\circ$ (odchylenie standardowe wynosiło odpowiednio $8,4^\circ$ oraz $8,9^\circ$). Do dalszych badań przyjęto, że wartość kąta wynosi $131,7^\circ$ (ryc. 4.5) (tabela 4.9).



Ryc. 4.5. Sposób pomiaru kąta w ścianie dolnej oczodołu z wierzchołkiem w szczelinie oczodołowej dolnej
Fig. 4.5. The method of measurement of the angle between the frontal and posterior parts of the inferior orbital wall with the apex of the angle in the inferior orbital fissure

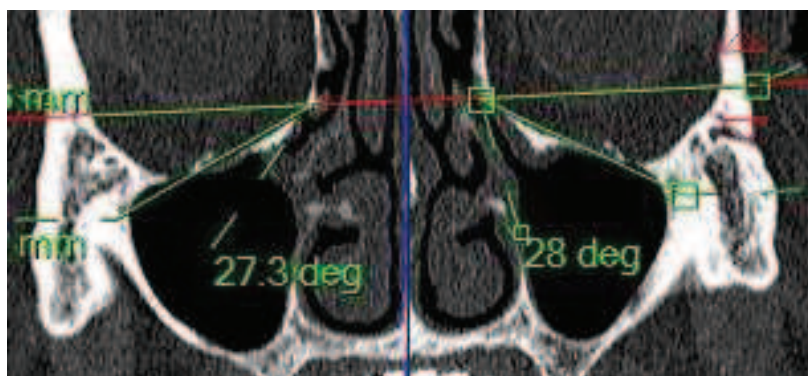
Wielkość kąta zawartego pomiędzy płaszczyzną frankfurcką i ścianą dolną oczodołu po stronie prawej kąt wynosił $19,9^\circ$, zaś po stronie lewej $20,3^\circ$ (odchylenie standardowe $4,6^\circ$ i $5,6^\circ$). Do dalszych badań przyjęto wartość kąta $20,1^\circ$ (ryc. 4.6, tabela 4.9).



Ryc. 4.6. Sposób pomiaru kąta zawartego pomiędzy płaszczyzną frankfurcką (kolor czerwony) i dolną ścianą oczodołu

Fig. 4.6. The method of measurement of the angle between the Frankfort plane (red) and the inferior wall of the orbit

Wielkość kąta zawartego pomiędzy płaszczyzną poziomą a ścianą dolną oczodołu po stronie prawej wynosiła $24,8^\circ$ zaś po stronie lewej $24,6^\circ$ (odchylenie standardowe wynosiło odpowiednio $3,17^\circ$ i $3,20^\circ$). Do dalszych badań przyjęto wartość tego kąta $24,7^\circ$ (ryc. 4.7, tabela 4.9).



Ryc. 4.7. Sposób pomiaru kąta zawartego pomiędzy płaszczyzną poziomą i dolną oczodołu

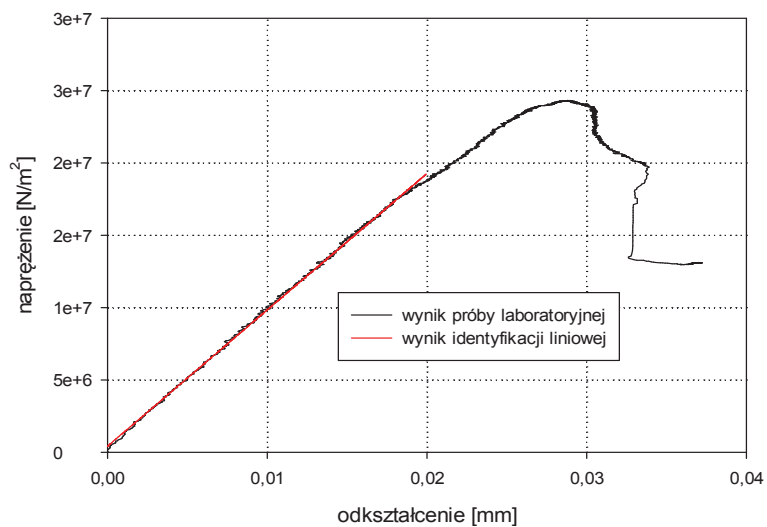
Fig. 4.7. The method of measurement of the angle between the horizontal plane and the inferior wall of the orbit

Tabela 4.9. Wielkość kątów w oczodole
 Table 4.9. Measurements of the angles within the orbit

Miejsce kątów <i>Place of the angles</i>	Wielkość kąta [°] <i>Measurements of the angles [°]</i>		
	Strona prawa <i>Right side</i>	Strona lewa <i>Left side</i>	Średnio <i>Average</i>
między ścianą przyśrodkową a boczną <i>between medial and lateral wall</i>	50,2	50,4	50,3
między ścianą górną a dolną <i>between superior and inferior wall</i>	44,7	44,0	44,4
w ścianie dolnej <i>in inferior wall</i>	130,5	132,9	131,7
między płaszczyzną frankfurcką a ścianą dolną <i>between Frankfort plane and inferior wall</i>	19,9	20,3	20,1
między płaszczyzną poziomą a ścianą dolną <i>between horizontal plane and inferior wall</i>	24,8	24,6	24,7

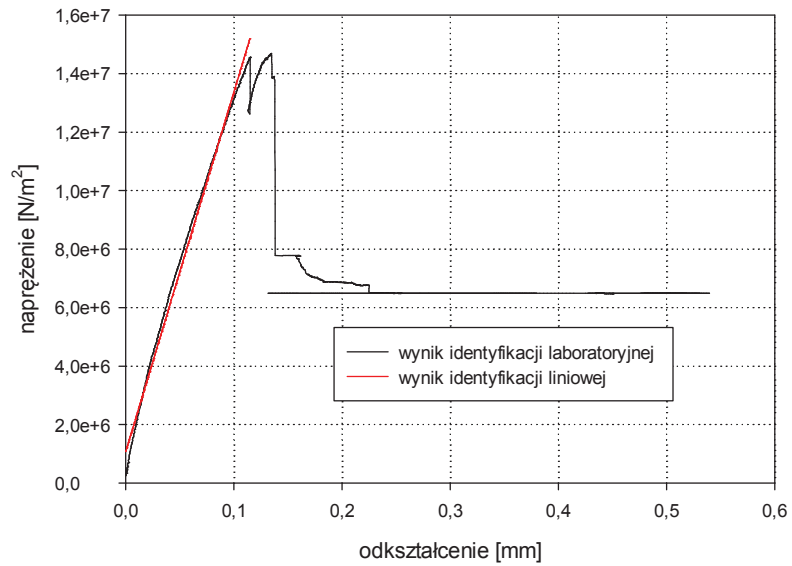
4.4. Wyniki badań modułu Younga

Wielkość modułu Younga oceniano osobno dla każdej badanej próby. Na ryc. 4.8 przedstawiono przykład identyfikacji modułu dla próbki (mężczyzna, lat 47) o szerokości $b = 7,9$ mm i grubości $h = 1,1$ mm. Wielkość modułu Younga dla tej próby wynosiła $E = 1,5 \cdot 10^9$ N/m². Sporządzono wykres naprężenia (σ) w funkcji odkształcenia (ϵ). Punkty doświadczalne (w obszarze liniowym) aproksymowano linią prostą. Otrzymany współczynnik korelacji wynosił $R^2 = 0,99$. Z wartości tangensa kąta nachylenia prostej otrzymano wartość modułu Younga.



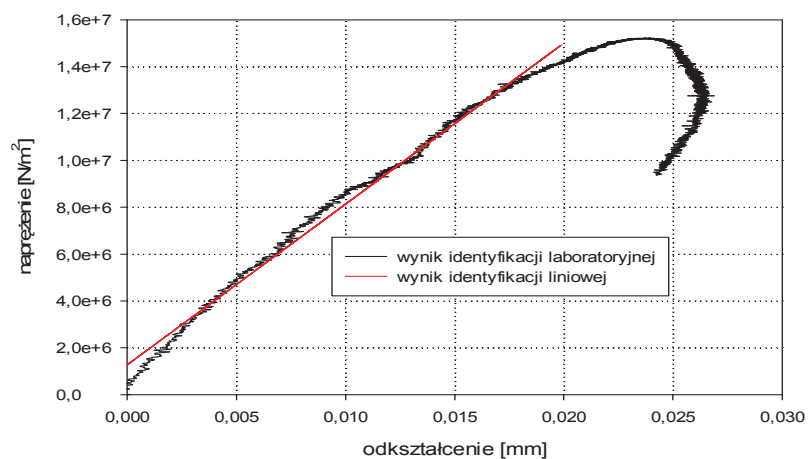
Ryc. 4.8. Wykres przedstawiający zależność naprężeń od odkształceń. M, 47 lat
Fig. 4.8. Strain as a function of stress, 47-year old male

W innej badanej próbie (mężczyzna, lat 20) o szerokości 14,0 mm i grubości 2,0 mm (ryc. 4.9) współczynnik Younga wynosił $E = 1,56 \cdot 10^9 \text{ N/m}^2$ ($R^2=0,99$).



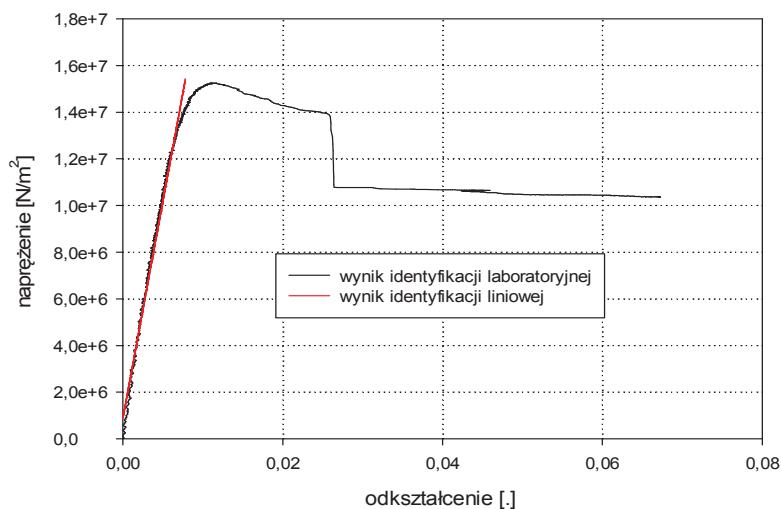
Ryc. 4.9. Wykres przedstawiający zależność naprężeń od odkształceń. M, 20 lat
Fig. 4.9. Strain as a function of stress, 20-year old male

W innym przykładzie (ryc. 4.10) badanej próbki kości o szerokości 7,4 mm i grubości 1,50 mm (mężczyzna, lat 43). Wartość modułu Younga otrzymana dla tej próby wynosiła $E = 0,58 \cdot 10^9$ N/m² zaś $R^2=0,99$.



Ryc. 4.10. Wykres przedstawiający zależność naprężeń od odkształceń. M, 43 lata
Fig. 4.10. Strain as a function of stress, 43-year old male

W kolejnej badanej próbie (mężczyzna, lat 46) – fragment kości o szerokości 9,2 mm i grubości 1,1 mm, wyznaczony moduł Younga wynosił $E = 1,86 \cdot 10^9$ N/m² przy współczynniku korelacji $R^2 = 0,99$ (ryc. 4.11).



Ryc. 4.11. Wykres przedstawiający zależność naprężeń od odkształceń. M, 46 lat
 Fig. 4.11. Strain as a function of stress, 46-year old male

W tabeli 4.10 przedstawiono zbiorcze wyniki wartości modułu Younga dla badanych próbek kości. Od jednego badanego uzyskiwano średnio 4 próbki (1-6). Jednak z powodów technicznych (z reguły pęknięcie badanej kości podczas mocowania próbek w szczękach maszyny wytrzymałościowej) ilość wyników (prób zrealizowanych) uzyskanych od jednego badanego była różna i wahała się od 0 do 3. Wartości uzyskane w kolejnych próbach (u tego samego badanego) były zgodne (jak w badaniach próbki nr 3, 4 i 6) lub różniły się nieznacznie (próbki nr 1 i 13). W niektórych próbach, mimo że pochodziły od tej samej osoby różnice były znaczne (próbka nr 9 i 12). W przypadku uzyskania kilku wyników od jednej osoby wyciągano z nich średnią arytmetyczną, która po zsumowaniu z wynikami uzyskanymi z pojedynczych prób podzielono przez liczbę wszystkich badanych osób. Średni wynik uzyskany w badanych próbkach wynosił około $1,20 \cdot 10^9 \text{ N/m}^2$. Rozbieżność wyników wahała się od $0,16 \cdot 10^9 \text{ N/m}^2$ do $3,66 \cdot 10^9 \text{ N/m}^2$. Pomimo małej liczby prób nie zaobserwowano różnicy pomiędzy średnim wynikiem uzyskanym u kobiet ($1,14 \cdot 10^9 \text{ N/m}^2$) i u mężczyzn

($1,19 \cdot 10^9$ N/m²). Średnia wieku w naszej próbie wynosiła 43,5 roku. Wśród chorych młodszych (poniżej średniej wieku) wartość modułu Younga wynosiła $E = 1,66 \cdot 10^9$ N/m², podczas gdy u chorych starszych $E = 0,82 \cdot 10^9$ N/m².

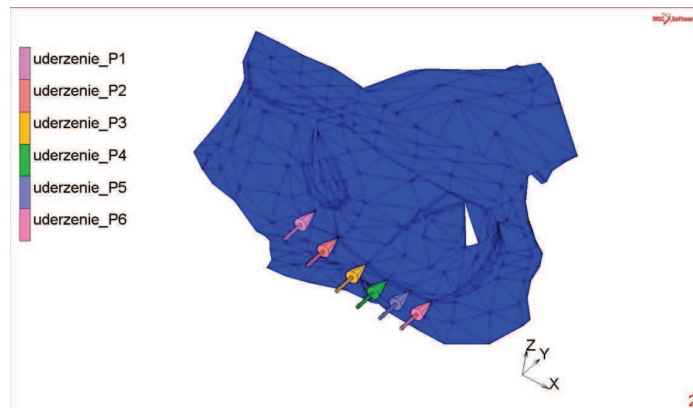
Tabela 4.10. Wartość modułu Younga w zależności od wieku i płci [$\cdot 10^9$ N/m²]
 Table 4.10. Values of Young's modulus by age and gender [$\cdot 10^9$ N/m²]

Lp. No.	Płeć, wiek Gender, age	Wartość modułu Younga dla badanej próby Values of Young modulus for a given sample	Wartość modułu Younga dla badanej osoby Values of Young modulus for the person	Średnia wartość modułu Younga dla wszystkich prób Average of the Young modulus
1.	K, 45	0,12	0,30	~1,20
		0,47		
2.	M, 38	1,06	1,06	
3.	M, 51	0,55	0,55	
		0,55		
4.	M, 39	0,35	0,37	
		0,38		
5.	M, 53	0,16	0,16	
6.	K, 43	0,58	0,58	
		0,59		
		0,58		
7.	M, 49	0,78	0,78	
8.	M, 50	1,62	1,39	
		1,15		
9.	M, 47	0,94	1,22	
		1,50		
10.	M, 53	0,69	0,69	
11.	K, 32	2,53	2,53	
12.	M, 46	1,94	1,54	
		0,83		
		1,86		
13.	M, 20	1,56	1,76	
		1,95		
14.	M, 43	3,66	3,66	

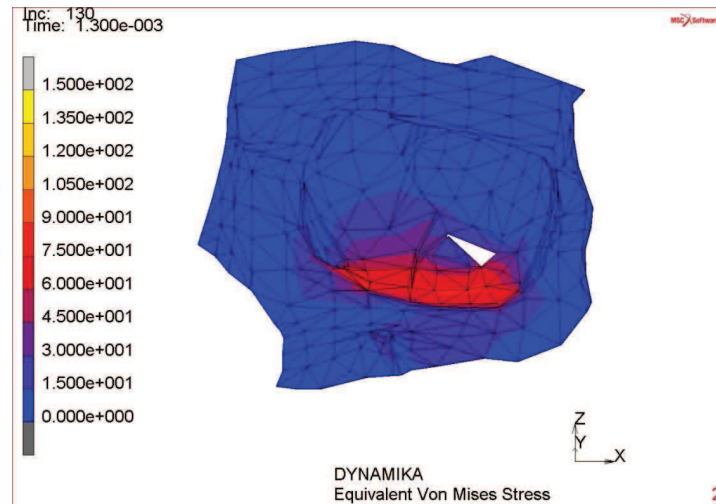
4.5. Wyniki badań doświadczalnych na modelu numerycznym

4.5.1. Próba I – uderzenie w ścianę dolną z równomiernie rozłożoną siłą

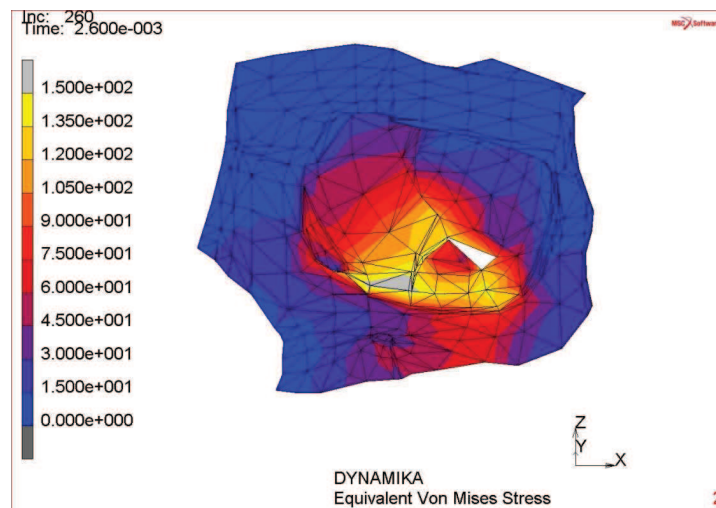
W pierwszej próbie (*Próba I*) zobrazowano zmiany w zakresie ścian oczodołu po równomiernym uderzeniu w sześć punktów stanowiących brzeg dolny oczodołu z łączną siłą 14400 N. Wybrane punkty to węzły łączące trójkątne elementy skończone z tego brzegu (ryc. 4.12) a wartość pojedynczej siły skupionej wynosiła 2400 N. Po uderzeniu z mniejszą siłą nie uzyskano zmian naprężeń zredukowanych przekraczających napężenie graniczne $\sigma_{ye} = 150 \text{ MPa}$ – *yield criterion*.



Ryc. 4.12. Model numeryczny oczodołu z uwzględnieniem 6 punktów (strzałki) na brzegu dolnym oczodołu
Fig. 4.12. The numerical model of the orbit with the inclusion of six points (arrows) on the inferior rim of the orbit



Ryc. 4.13. Rozkład naprężeń w obrębie dna oczodołu w czasie $t = 1,3 \cdot 10^{-3}$ s od chwili uderzenia z równomiernie rozłożoną siłą w dolną ścianę oczodołu. Próba I
Fig. 4.13. Stress distribution within the orbital floor at time $t = 1.3 \cdot 10^{-3}$ s from the moment of impact with a uniformly distributed force on the inferior orbital wall. Test I



Ryc. 4.14. Rozkład naprężeń w obrębie dna oczodołu w czasie $t = 2,6 \cdot 10^{-3}$ s od chwili uderzenia z równomiernie rozłożoną siłą w dolną ścianę oczodołu. Próba I
Fig. 4.14. Stress distribution within the orbital floor at time $t = 2.6 \cdot 10^{-3}$ s from the moment of impact with a uniformly distributed force on the inferior orbital wall. Test I

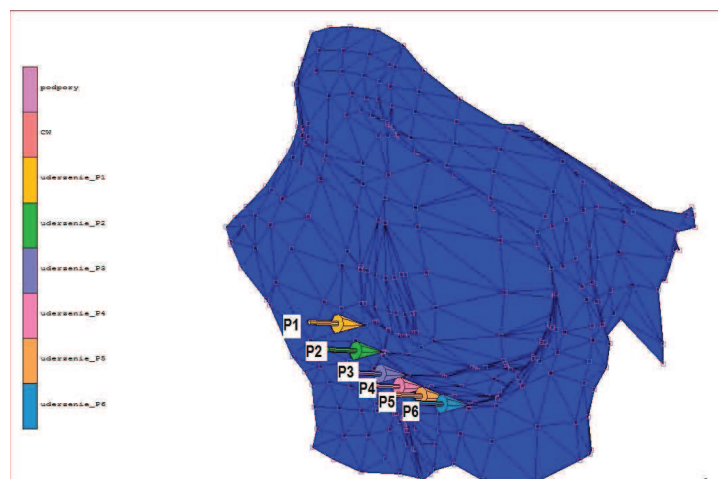
Na rycinach (ryc. 4.13, ryc. 4.14) przedstawiono rozkład naprężeń zredukowanych w obrębie oczodołu w analizie dynamicznej uzyskane odpowiednio po czasie $t = 1,3 \cdot 10^{-3}$ s (gdy siła oddziałująca na model jest największa) oraz $t = 2,6 \cdot 10^{-3}$ s (gdy siła już nie działała na model ale naprężenia zredukowane są największe).

W czasie $t = 1,3 \cdot 10^{-3}$ s od uderzenia obserwowano wzrost naprężeń (i przemieszczeń) w obrębie całej ściany dolnej, jednak żadne z nich nie przekraczały wartości 90 MPa. W czasie $t = 2,6 \cdot 10^{-3}$ s naprężenia powyżej 135 MPa obejmują praktycznie całą dolną ścianę oczodołu, natomiast w okolicy przyśrodka od kanału nerwu podoczodołowego przekraczają $\sigma_{ye} = 150$ MPa (powyżej naprężenia granicznego czyli takiego, przy którym następuje zniszczenie struktury kostnej – *yield criterion*). Powierzchnia obszaru, w którym naprężenia są większe od naprężeń granicznych wynosi $0,38 \text{ cm}^2$.

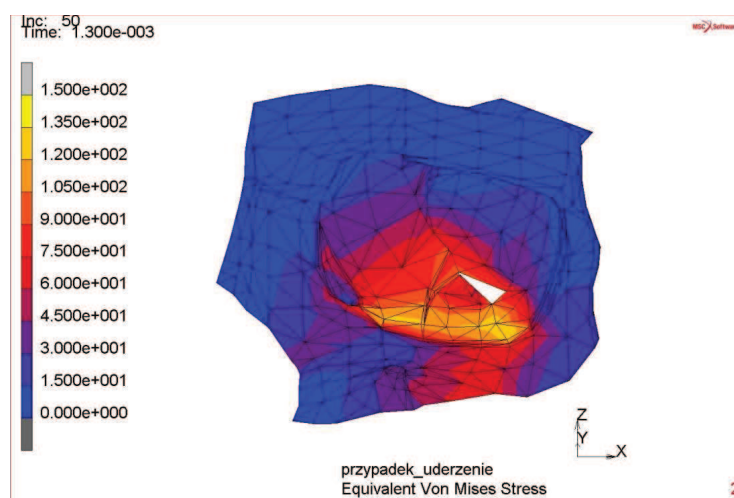
4.5.2. Próba II – uderzenie w ścianę dolną z siłą zmniejszającą się ku przyśrodkowi

W drugim wariantcie obliczeń (*Próba II*) (ryc. 4.15) obrazowano zmiany w zakresie ścian oczodołu po uderzenie w dolny brzeg oczodołu z siłą zmniejszającą się ku przyśrodkowi. Siły przyłożono do tych samych punktów co w *Próbie I*. Całkowitą siłę o wartości 14400 N rozłożono w taki sposób, że największa podała na najbardziej zewnętrzny punkt P6 i wynosiła 3600 N, w kolejnych punktach siła ta się zmniejszała o 480 N i wynosiła odpowiednio w punkcie P5 – 3120 N, P4 – 2640 N, P3 – 2160 N, P2 – 1680 N aż do wartości 1200 N w najbardziej przyśrodkowym punkcie P1.

W trakcie próby oceniano wartości naprężeń zredukowanych w dnie oczodołu w kolejnych odstępach czasu w modelu dynamicznym oraz bez uwzględnienia wpływu inercji – model statyczny. Uzyskane wyniki przedstawiono na kolejnych rycinach.



Ryc. 4.16. Rozkład sił wykorzystanych w *Próbie II*, rozkład sił nierównomierny największa siła bocznie – punkt P6, najmniejsza przyśrodkowo – punkt P1
 Fig. 4.16. Distribution of forces used in *Test II*. Uneven distribution with the greatest impact laterally – point P6; and the smallest, medially – point P1

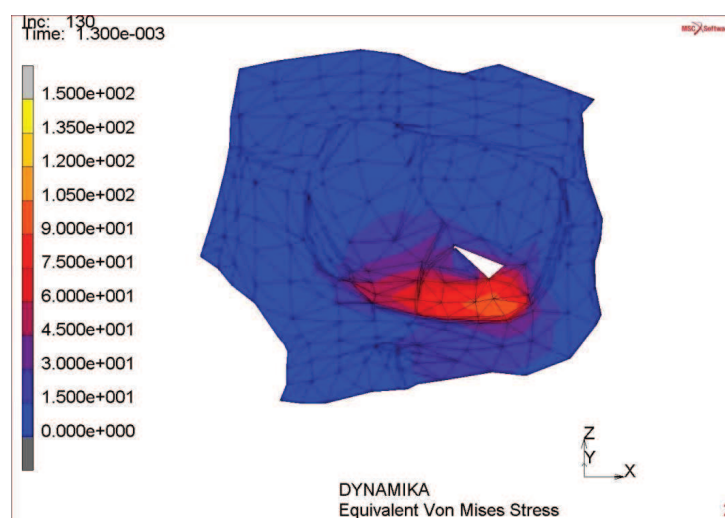


Ryc. 4.17. Rozkład naprężeń na ścianie dolnej przy modelu statycznym. *Próba II*
 Fig. 4.17. Stress distribution within the inferior wall using the static model. *Test II*

W modelu statycznym (ryc. 4.17) największe zmiany zaobserwowano w dwóch miejscach – w przednio-bocznej części oczodołu oraz w obszarze przyśrodkowo od

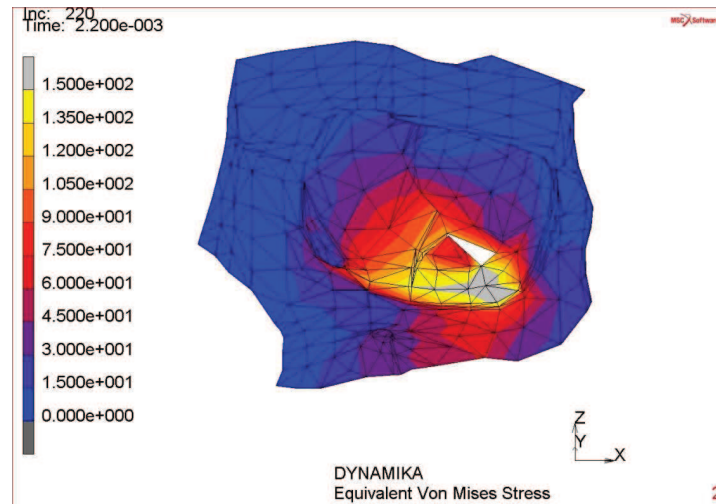
kanału nerwu podoczodołowego. W obu tych miejscach wielkość naprężeń zredukowanych wynosiła około 120 MPa – tzn. mniej niż wynosiły naprężenia graniczne.

W modelu dynamicznym wykorzystano podobny wzorzec rozkładu sił. Po czasie $t = 1,3 \cdot 10^{-3}$ s od początku działania siły – gdy działająca siła była największa, największe naprężenia zredukowane obserwowano w przednio-bocznej części oczodołu na wysokości punktu P5 i P6 i wynosiły one około 105 MPa (ryc. 4.18).



Ryc. 4.18. Naprężenia w modelu dynamicznym – obraz w czasie $t = 1,3 \cdot 10^{-3}$ s. Próba II
Fig 4.18. Stress distribution in the dynamic model at time $t = 1,3 \cdot 10^{-3}$ s. Test II

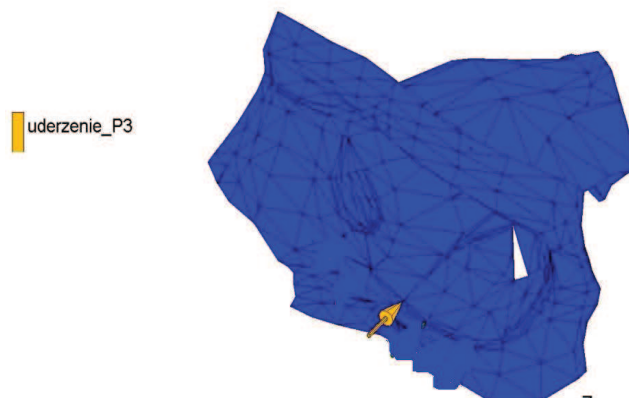
Po czasie $t = 2,2 \cdot 10^{-3}$ s obserwowano największe pole powierzchni gdzie wartość naprężeń zredukowanych przekraczała naprężenia graniczne (ryc. 4.19). Obejmowało ono przednio-boczny odcinek ściany dolnej aż do szczeliny oczodołowej dolnej zaś na głębokości około 1,5 cm od brzegu oczodołu dochodziło do kanału nerwu podoczodołowego. Powierzchnia obszaru, na którym naprężenia były większe od granicznych wynosiła 1,13 cm².



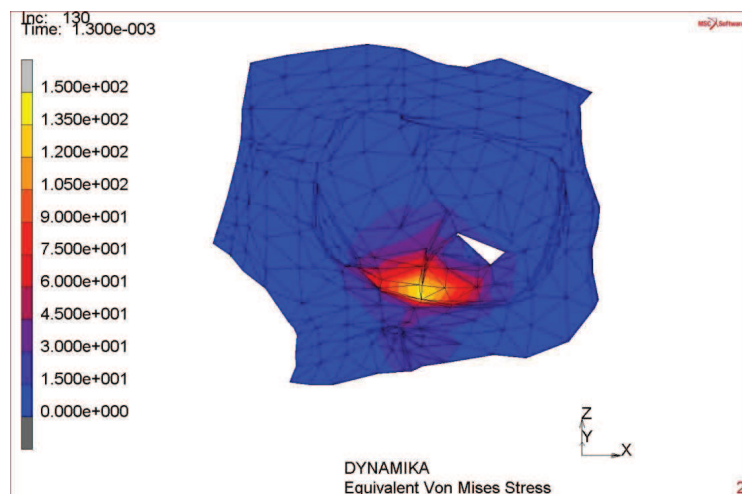
Ryc. 4.19. Naprężenia w modelu dynamicznym – obraz w czasie $t = 2,2 \cdot 10^{-3}$ s. *Próba II*
Fig. 4.19. Stress distribution in the dynamic model at time $t = 2.2 \cdot 10^{-3}$ s. *Test II*

4.5.3. Próba III – uderzenie punktowe w ścianę dolną

W *Próbie III* oceniono naprężenia w obrębie ściany dolnej po uderzeniu w punkt P3 z siłą 7200 N (ryc. 4.20). Jest to wielkość siły, powyżej której obserwowano naprężenia graniczne na brzegach oczodołu (nie spełnia to kryteriów urazów typu *blow-out*). Po czasie $t = 1,3 \cdot 10^{-3}$ s (ryc. 4.21) obserwowano największe naprężenia (nie przekraczające naprężeń granicznych $\sigma = 125$ MPa) na wysokości kanału nerwu podoczodołowego.

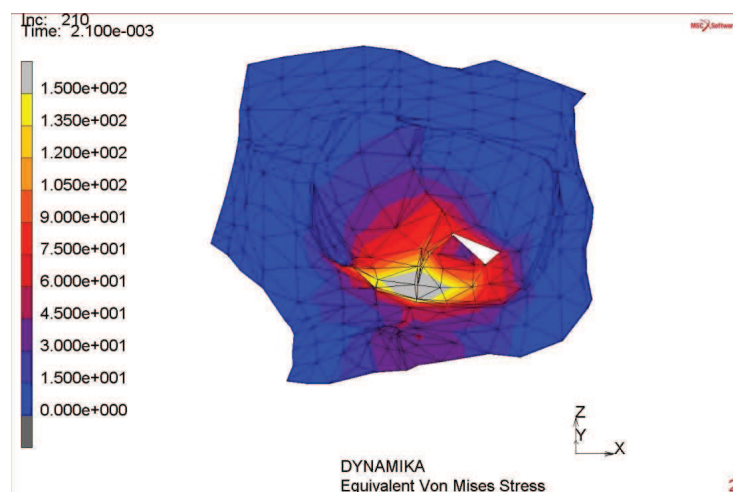


Ryc. 4.20. Rozkład sił wykorzystanych w *Próbie III*, uderzenie w punkt P3
Fig. 4.20. Distribution of forces used in *Test III*. Impact in point P3



Ryc. 4.21. Naprężenia w modelu dynamicznym – obraz w czasie $t = 1,3 \cdot 10^{-3}$ s. Próba III
 Fig. 4.21. Stress distribution in the dynamic model at time $t = 1.3 \cdot 10^{-3}$ s. Test III

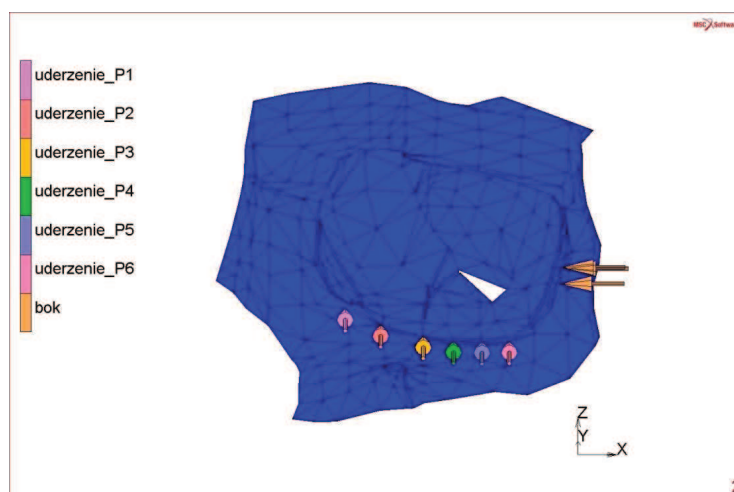
Natomiast największe pole powierzchni gdzie naprężenia zredukowane przekraczają naprężenia granicznych obserwowano po czasie $t = 2,1 \cdot 10^{-3}$ s od uderzenia (ryc. 4.22). Obszar ten obejmowało przednio-środkowy odcinek dna oczodołu wokół kanału nerwu podoczodołowego. Pole powierzchni zmian wynosiło $0,87 \text{ cm}^2$.



Ryc. 4.22. Naprężenia w modelu dynamicznym – obraz w czasie $t = 2,1 \cdot 10^{-3}$ s. Próba III
 Fig. 4.22. Stress distribution in the dynamic model at time $t = 2.1 \cdot 10^{-3}$ s. Test III

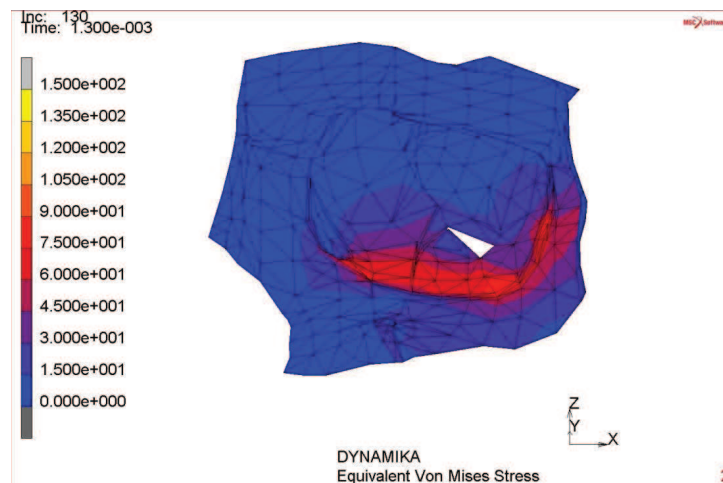
4.5.4. Próba IV – dwa uderzenia jednoczesne w dolny brzeg oczodołu i w ścianę boczną

W *Próbie IV* dokonano oceny naprężeń w obrębie ścian oczodołu po podwójnym jednoczesnym uderzeniu w ścianę dolną – równomiernie rozłożone siły w każdym z 6 punktów (po 2400 N) oraz dodatkowo uderzenie punktowe – w trzy punkty węzłowe, stanowiące wierzchołki skrajnego bocznego trójkąta w brzegu bocznym modelu (po 4800 N). Wypadkowa każdego układu sił wynosiła więc 14400 N. Pierwsze uderzenie było równoległe do osi długiej modelu zaś drugie prostopadłe do niej. Lokalizację punktów uderzanych przedstawiono na rysunku (ryc. 4.23). Wyniki nieliniowej analizy dynamicznej przedstawiały się podobnie jak poprzednich próbach. Oceny naprężeń dokonano po czasie $t = 1,3 \cdot 10^{-3}$ s – gdy siła uderzenia była największa oraz w chwili $t = 2,6 \cdot 10^{-3}$ s – gdy pole powierzchni obszaru o gdzie naprężenia zredukowane przekraczają wartość graniczną było największe.



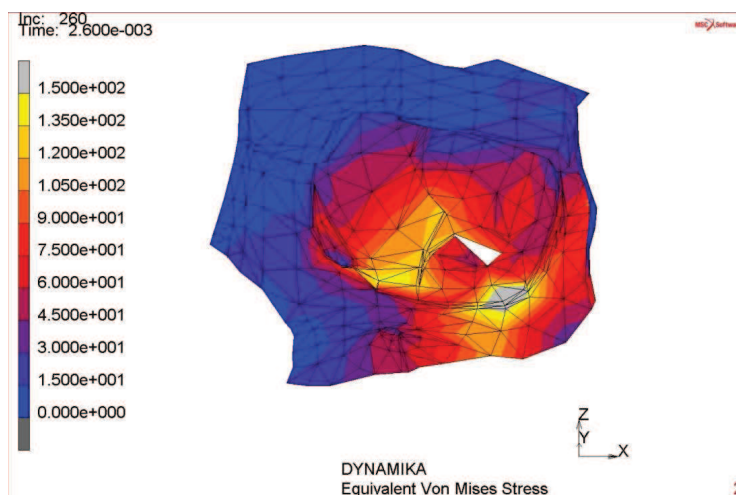
Ryc. 4.23. Rozkład sił wykorzystanych w *Próbie IV*, pierwsze uderzenie - dolny brzeg rozkład sił równomierny oraz drugie uderzenie (punktowe) – boczny brzeg
 Fig. 4.23. Distribution of forces used In Test IV. First impact: inferior rim, uniform distribution of forces; second impact (point) – lateral rim

Po upływie czasu $t = 1,3 \cdot 10^{-3}$ s największe naprężenia obserwowano w boczno-przednim odcinku ściany dolnej oraz dolno-przednim odcinku ściany bocznej. Ich wartość nie przekraczała 90 MPa (ryc. 4.24).



Ryc. 4.24. Naprężenia w modelu dynamicznym - obraz w czasie $t = 1,3 \cdot 10^{-3}$ s. Próba IV
Fig. 4.24. Stress distribution in the dynamic model at time $t = 1.3 \cdot 10^{-3}$ s. Test IV

Następnie oceniano model po czasie $t = 2,6 \cdot 10^{-3}$ s od uderzenia (ryc. 4.25). W tym momencie obszar, na którym naprężenia przekraczały wartość graniczną był największy. Jednocześnie nie obserwowano wzrostu naprężeń ponad wartości graniczne w obrębie brzegów zewnętrznych modelu.

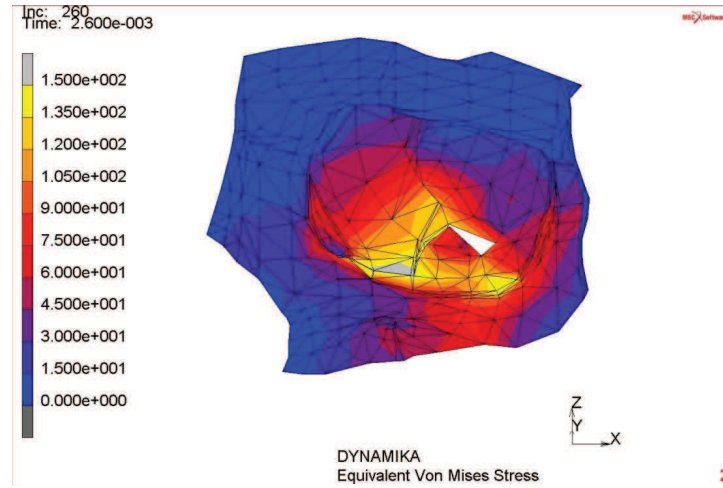


Ryc. 4.25. Naprężenia w modelu dynamicznym – obraz w czasie $t = 2,6 \cdot 10^{-3}$ s. Próba IV
Fig. 4.25. Stress distribution in the dynamic model at time $t = 2.6 \cdot 10^{-3}$ s. Test IV

Największe naprężenia zastępcze (obszar powyżej wartości granicznych) obserwowano w przednim odcinku boczno-dolnego kąta modelu oczodołu. Naprężenia zbliżone do wartości granicznych (135 MPa) obserwowano w przednim i tylnym odcinku przyśrodkowej części ściany dolnej modelu, przyśrodkowo od kanału nerwu podoczodołowego. Obszar ten obejmował również dolny odcinek ściany przyśrodkowej a ku tyłowi dochodził a nawet przekraczał szczelinę oczodołową dolną. Pole powierzchni tego obszaru o naprężeniach granicznych większych niż 150 MPa wynosiło 0,36 cm².

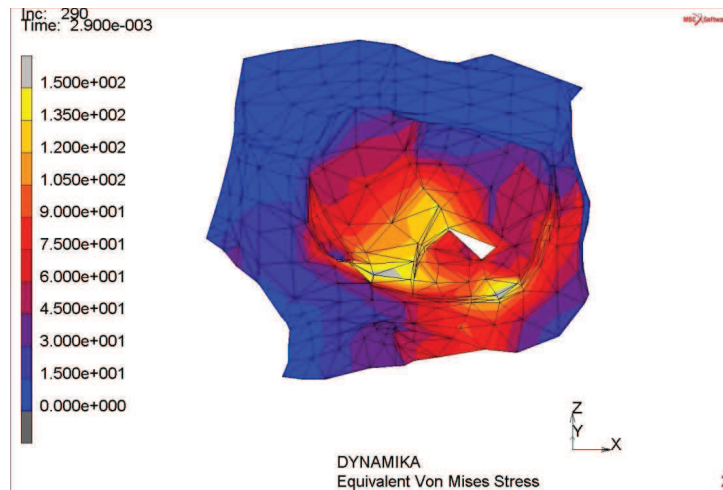
4.5.5. Próba V – dwa uderzenia niejednoczesne w dolny brzeg oczodołu i w ścianę boczną

W *Próbie V* obserwowano zmiany naprężeń (w modelu dynamicznym) na ścianie dolnej oczodołu po podwójnym, niejednoczesnym uderzeniu w brzeg ściany dolnej (równomierny rozkład sił, uderzenie w każdy z 6 punktów na brzegu z siłą 2400 N). Wzorzec uderzenia jak w *Próbie I*. Następnie dodano drugie uderzenie punktowe w 3 punkty węzłowe (po 4800 N) – stanowiące wierzchołki skrajnego bocznego trójkąta w brzegu bocznym modelu – uderzenie z łączną siłą 14400 N (jak w *Próbie IV*). Oba uderzenia były przesunięte w czasie, tzn. maksymalna siła w pierwszym uderzeniu nastąpiła po czasie $t = 1,3 \cdot 10^{-3}$ s zaś w drugim po czasie $t = 2,6 \cdot 10^{-3}$ s od początku próby. Rozkład obu impulsów w czasie był jednakowy i odpowiadał funkcji pokazanej na ryc. 3.12. Ocenę zmiany naprężeń zastępczych obserwowano w chwili $t = 2,6 \cdot 10^{-3}$ s oraz w $t = 2,9 \cdot 10^{-3}$ s. Rezultaty przedstawiono na rycinach (ryc. 4.26 oraz ryc. 4.27). Po czasie $t = 2,6 \cdot 10^{-3}$ s największe naprężenia (o wartości powyżej naprężeń granicznych) obserwowano w polu położonym przyśrodkowo od kanału nerwu podoczodołowego. W tym modelu uderzenia było ono mniejsze niż w *Próbie I*. Duże naprężenia (powyżej 120 MPa) obejmowały całą dolną ścianę oczodołu z wyjątkiem okolic szczeliny oczodołowej dolnej. Obraz był podobny jak w *Próbie I*. Pole powierzchni miejsc gdzie naprężenia przekraczały wartość graniczną wynosiło łącznie 0,54 cm².



Ryc. 4.26. Naprężenia w modelu dynamicznym – obraz w czasie $t = 2,6 \cdot 10^{-3}$ s. Próba V
 Fig. 4.26. Stress distribution in the dynamic model at time $t = 2.6 \cdot 10^{-3}$ s. Test V

Po czasie $t = 2,9 \cdot 10^{-3}$ s obserwowano dwa obszary, w których naprężenia zastępcze przekraczały *yield criterion*. Jeden przyśrodkowo od kanału nerwu podoczodołowego w przyśrodkowo-przednim odcinku dna oczodołu i drugi w przednio-bocznym odcinku dna oczodołu (ryc. 4.27).

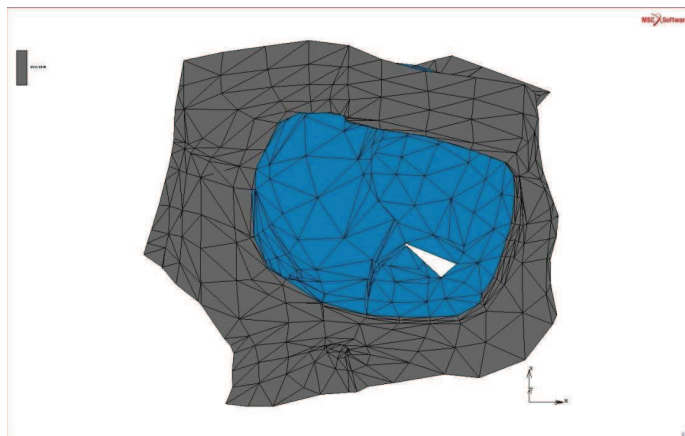


Ryc. 4.27. Naprężenia w modelu dynamicznym – obraz w czasie $t = 2,9 \cdot 10^{-3}$ s. Próba V
 Fig. 4.27. Stress distribution in the dynamic model at time $t = 2.9 \cdot 10^{-3}$ s. Test V

Obszar dużych naprężeń zredukowanych powyżej 120 MPa obserwowano w przedni i tylnoprzyśrodkowym oraz w przednio-bocznym obszarach dna oczodołu. Pole powierzchni obszarów o naprężeniach większych od granicznych wynosiło 0,24 cm² (pole położone przyśrodkowo) i 0,3 cm² (pole położone bocznie).

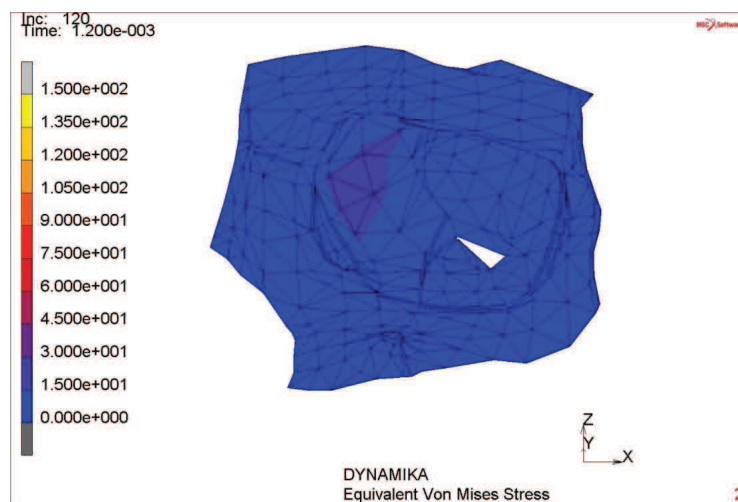
4.5.6. Próba VI – uderzenia według modelu hydraulicznego

W *Próbie VI* obserwowano zmiany naprężeń w oczodole poddanym uderzeniu w modelu dynamicznym. W pierwszym etapie obliczono pole wewnętrznej powierzchni oczodołu – wynosiło ono 4186,1 mm² (ryc. 4.28). Przyjęto założenie, że cała siła jest równomiernie rozłożona na wszystkie elementy budujące wnętrze oczodołu oraz naturalne otwory w modelu (szczelinę oczodołową dolną, górną oraz kanał wzrokowy), które nie pokrywano elementami powłokowymi. Następnie poddano wewnętrzną powierzchnię oczodołu działaniu siły 14400 N, co w przeliczeniu na jednostkę powierzchni odpowiadało ciśnieniu 3,44 MPa (*Próba VIa*) oraz z siły 39349 N w przeliczeniu na jednostkę powierzchni odpowiada ciśnieniu 9,4 MPa (*Próba VIb*), przy którym według Uchio i wsp., następuje pęknięcie gałki ocznej 210.. Oceny naprężeń dokonywano po czasie $t = 1,2 \cdot 10^{-3}$ s (maksymalne działanie siły) oraz w chwili $t = 2,6 \cdot 10^{-3}$ s (maksymalne wartości naprężeń) – *Próba VIa* oraz po czasie $t = 3,2 \cdot 10^{-3}$ s (maksymalne wartości naprężeń) w *Próbie VIb*.



Ryc. 4.28. Obraz oczodołu z uwzględnieniem powierzchni wewnętrznej, którą poddawano działaniu ciśnienia w modelu hydraulicznym

Fig. 4.28. Image of the orbit including the interior surface subjected to pressure in the hydraulic model

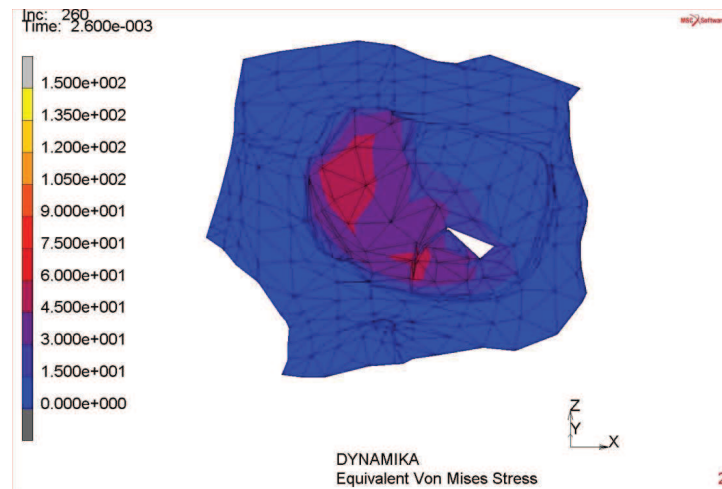


Ryc. 4.29. Naprężenia w modelu dynamicznym – obraz po czasie $t = 1,2 \cdot 10^{-3}$ s. Próba VIa

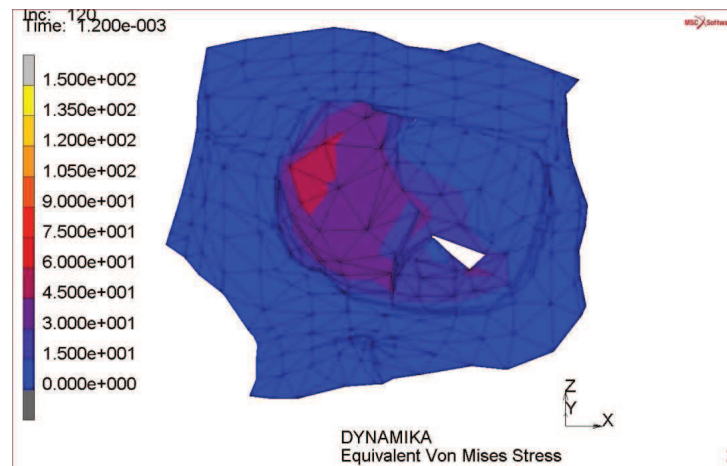
Fig. 4.29. Stress distribution in the dynamic model at time $t = 1,2 \cdot 10^{-3}$ s. Test VIa

Po zastosowaniu łącznej siły 14400 N (Próba VIa) obserwowano niewielkie naprężenia (około 15 MPa) w chwili $t = 1,2 \cdot 10^{-3}$ s (ryc. 4.29) na ścianie przyśrodkowej w jej tylnym odcinku, natomiast nie obserwowano wzrostu naprężeń w obrębie ściany dolnej. Największy obszar naprężeń obserwowano po czasie $t = 2,6 \cdot 10^{-3}$ s (ryc. 4.30), który

obejmował tylny odcinek ściany przyśrodkowej oraz okolicę wzdłuż kanału nerwu podoczodołowego (wielkość naprężeń około 45 MPa). W badanym odcinku czasowym nie obserwowano takiego wzrostu naprężeń, który mógłby prowadzić do wystąpienia zmian destrukcyjnych.



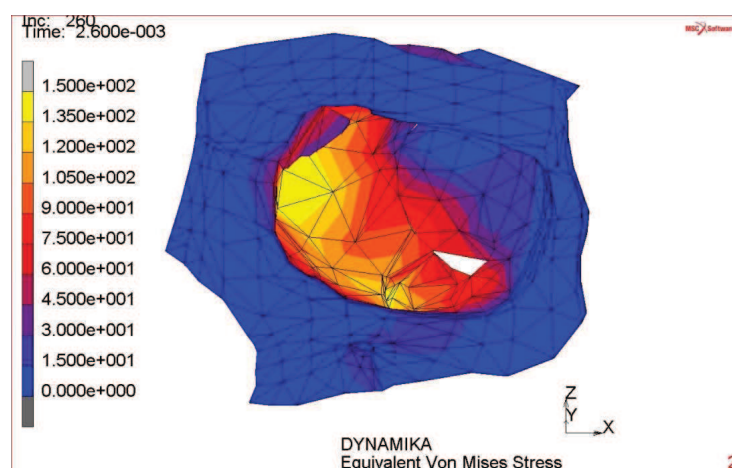
Ryc. 4.30. Naprężenia w modelu dynamicznym – obraz po czasie $t = 2,6 \cdot 10^{-3}$ s. Próba VIa
Fig. 4.30. Stress distribution in the dynamic model at time $t = 2,6 \cdot 10^{-3}$ s. Test VIa



Ryc. 4.31. Naprężenia w modelu dynamicznym – obraz po czasie $t = 1,2 \cdot 10^{-3}$ s. Próba VIb
Fig. 4.31. Stress distribution in the dynamic model at time $t = 1,2 \cdot 10^{-3}$ s. Test VIb

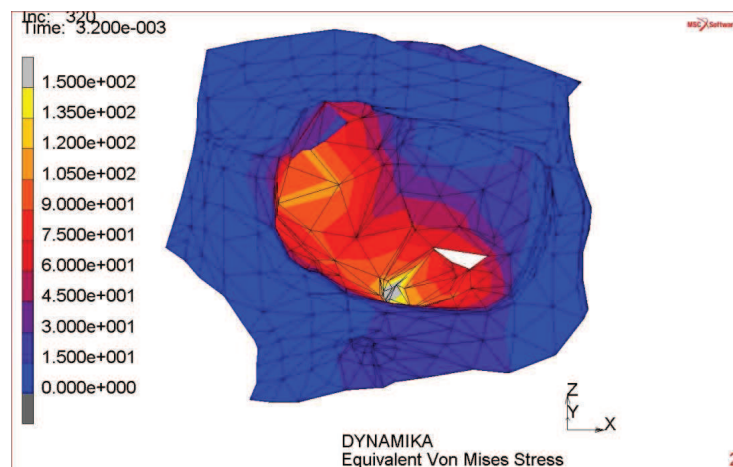
W pierwszym etapie *Próby V1b* oceniano wielkość naprężeń po czasie $t = 1,2 \cdot 10^{-3}$ s (ryc. 4.31).

Niewielki obszar naprężeń 45 MPa wystąpił w górno-tylnym odcinku ściany przyśrodkowej. Po czasie $t = 2,6 \cdot 10^{-3}$ s obszar, w którym naprężenia zastępcze wynosiły od 105 MPa do 135 MPa obejmowały obszar od kanału nerwu podoczodołowego poprzez odcinek przednio-przyśrodkowy dna oczodołu, połączenie ścian dolnej i przyśrodkowej, i praktycznie całą ścianę przyśrodkową. W żadnym miejscu poziom naprężeń zastępczych nie przekraczał *yield criterion* (ryc. 4.32).



Ryc. 4.32. Naprężenia w modelu dynamicznym – obraz po czasie $t = 2,6 \cdot 10^{-3}$ s. *Próba V1b*
Fig. 4.32. Stress distribution in the dynamic model at time $t = 2,6 \cdot 10^{-3}$ s. *Test V1b*

Natomiast w czasie $3,2 \cdot 10^{-3}$ s od uderzenia (ryc. 4.33) obserwowano niewielkie pole, w którym naprężenia zastępcze były większe od 150 MPa. Obejmowało ono okolice kanału nerwu podoczodołowego. Naprężenia w innych miejscach były mniejsze od 100 MPa.



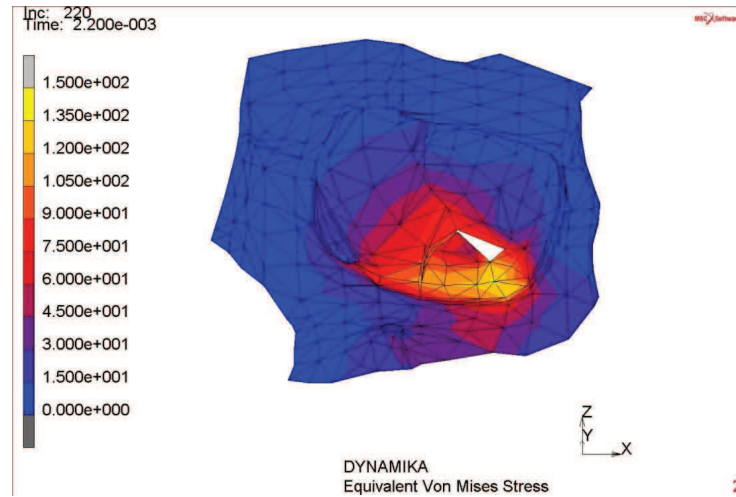
Ryc. 4.33. Naprężenia w modelu dynamicznym – obraz po czasie $t = 3,2 \cdot 10^{-3}$ s. Próba VIb
 Fig. 4.33. Stress distribution in the dynamic model at time $t = 3.2 \cdot 10^{-3}$ s. Test VIb

4.5.7. Próba VII – jednoczesne uderzenie w ścianę dolną ze zmiennym rozkładem sił oraz według modelu hydraulicznego

W *Próbie VII* obserwowano zmianę naprężeń zastępczych w obrębie ścian kostnych oczodołu po wielopunktowym (nierównomiernym), jednoczasowym uderzeniu w brzeg ściany dolnej jak w *Próbie II* z łączną siłą 14400 N. Następnie część tego oddziaływania według różnych proporcji zamieniano na uderzenie zgodnie z modelem hydraulicznym jak w *Próbie VI*. Analizowano obraz przy uderzeniu, w którym 100% siły padało na ścianę dolną (ryc. 4.19) – *Próba II*, 75% w ścianę dolną i 25% hydraulicznie (ryc. 4.34) – *Próba VIIa*, po 50% w ścianę dolną i hydraulicznie (ryc. 4.35) – *Próba VIIb*, 25% w ścianę dolną i 75% hydraulicznie (ryc. 4.36) – *Próba VIIc* oraz 100% siły według modelu hydraulicznego (ryc. 4.30) – *Próba VIa*. Naprężenia zastępcze określano na taki obrazie w danym czasie po uderzeniu, na których były one największe i obejmowały największy obszar.

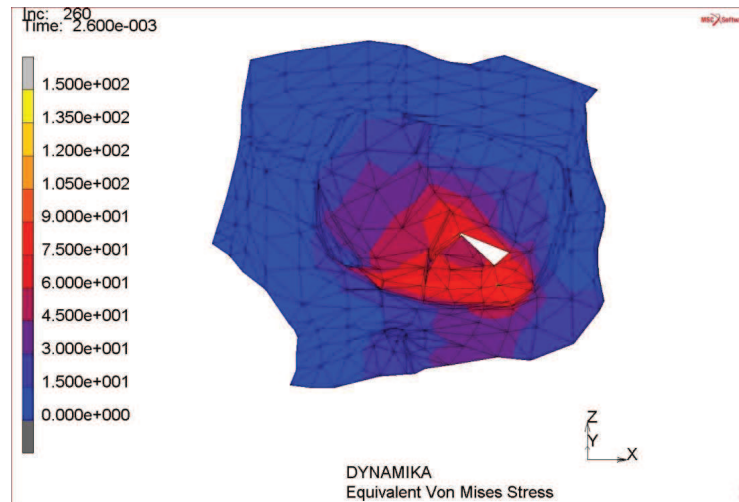
W kolejnych próbach łączna wartość sił skupionych działających bezpośrednio na krawędź oczodołu oraz ciśnienia przykładanego zgodnie z modelem hydraulicznym wynosiła: *Próba VIIa* – 10800 N na ścianę i 0,86 MPa na powierzchnię wewnętrzną i

odpowiednio w *Próbie VIIb* – 7200 N i 1,72 MPa oraz w *Próbie VIIc* – 3600 N i 2,58 MPa.



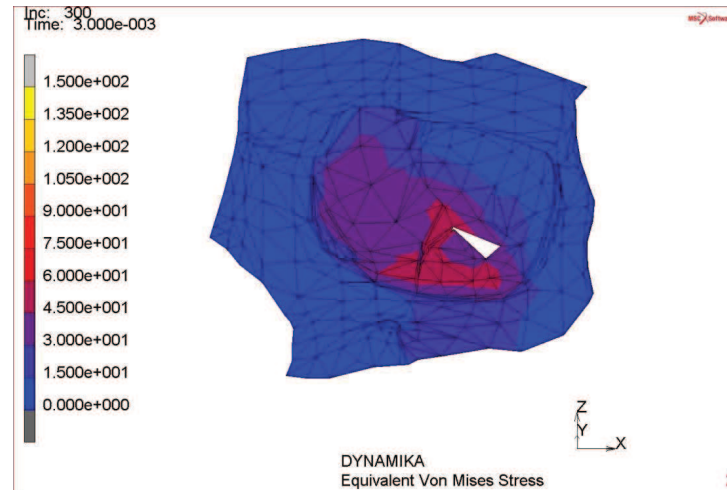
Ryc. 4.34. Naprężenia w modelu dynamicznym po czasie $t = 2,2 \cdot 10^{-3}$ s. Uderzenie 75% siły na brzeg ściany i 25% wg modelu hydraulicznego *Próba VIIa*

Fig. 4.34. Stress distribution in the dynamic model at time $t = 2.2 \cdot 10^{-3}$ s. Pattern of impact: 75% of the force on the rim of the inferior wall and 25% via the hydraulic mechanism. Test VIIa



Ryc. 4.35. Naprężenia w modelu dynamicznym po czasie $t = 2,8 \cdot 10^{-3}$ s. Uderzenie 50% siły na brzeg ściany i 50% wg modelu hydraulicznego. *Próba VIIb*

Fig. 4.35. Stress distribution in the dynamic model at time $t = 2.8 \cdot 10^{-3}$ s. Pattern of impact: 50% of the force on the rim of the inferior wall and 50% via the hydraulic mechanism. Test VIIb



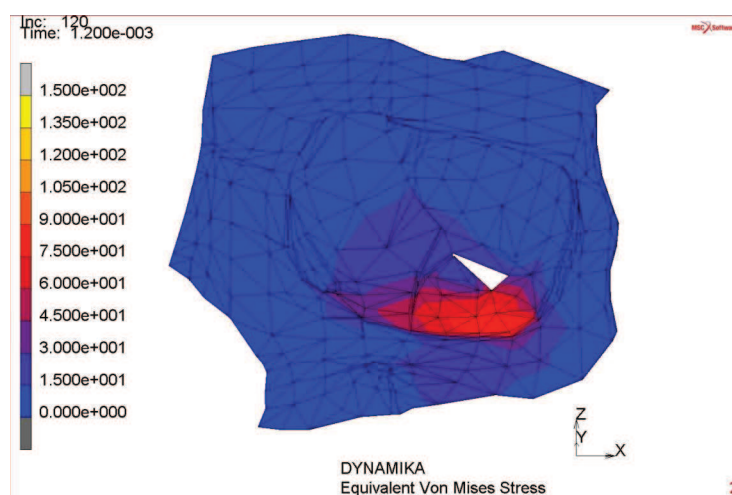
Ryc. 4.36. Naprężenia w modelu dynamicznym. Obraz po czasie $t = 3 \cdot 10^{-3}$ s od uderzenia. 25% siły na ścianę i 75 % wg modelu hydraulicznego. *Próba VIIc*
 Fig. 4.36. Stress distribution in the dynamic model at time $t = 3 \cdot 10^{-3}$ s. Pattern of impact of: 25% of the force on the rim of the inferior wall and 75% via the hydraulic mechanism. Test VIIc

Największe zmiany destrukcyjne występowały, gdy cała siła działała na ścianę dolną (ryc. 4.19). Obszar o naprężeniach granicznych obejmował przednio-przyśrodkowy odcinek ściany dolnej ograniczony z tyłu przez szczelinę oczodołową dolną, od przyśrodku przez kanał nerwu podoczodołowego, od przodu przez brzeg oczodołu zaś od boku przez połączenie ściany dolnej z przyśrodkową. W przypadku rozkładu 75% : 25% (ściana dolna : model hydrauliczny) (ryc. 4.34) obszar o najwyższych wartościach naprężeń był podobny, ale w żadnym miejscu nie przekraczał naprężeń granicznych. Naprężenia dochodziły do wartości 125 MPa. W rozkładzie sił 50% : 50% (ryc. 4.35) największe zmiany naprężeń zastępczych dotyczyły ściany dolnej i były mniejsze o poprzednich – maksymalne ich wartości dochodziły do 75-90 MPa. Przy rozkładzie sił 25% : 75% (ryc. 4.36) naprężenia dochodziły do wartości 45 MPa i obejmowały jedynie okolice kanału nerwu podoczodołowego i do boku od niego oraz początki szczeliny oczodołowej dolnej.

Wraz ze zmianą dystrybucji siły zarówno obszar podwyższonych naprężeń zastępczych jak i ich wartości zmniejszały się.

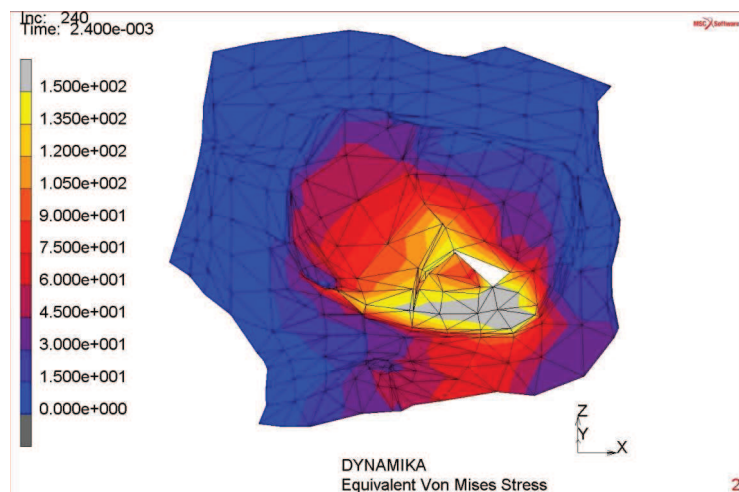
4.5.8. Próba VIII – uderzenie w ścianę dolną z siłą 14400 N oraz 14400 N według modelu hydraulicznego

W *Próbie VIII* zastosowano podwójne jednoczesne uderzenie z użyciem dwóch sił: pierwszą – 14400 N w brzeg oczodołu przyłożoną do ściany dolnej z nierównomiernym rozkładem sił (jak w *Próbie II*) oraz drugą o takiej samej wartości przyłożoną według modelu hydraulicznego, co dawało w przeliczeniu na jednostkę powierzchni siłę 3,44 MPa (jak w *Próbie VIa*).



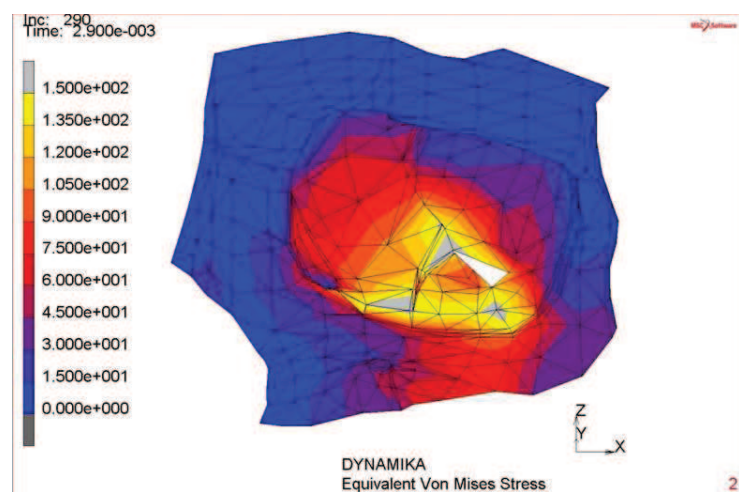
Ryc. 4.37. Naprężenia w modelu dynamicznym po czasie $t = 1,2 \cdot 10^{-3}$ s. *Próba VIII*
Fig. 4.37. Stress distribution in the dynamic model at time $t = 1.2 \cdot 10^{-3}$ s. Test VIII

Po czasie $t = 1,2 \cdot 10^{-3}$ s gdy siły były największe obserwowano naprężenia zastępcze o wartości 75 MPa w polu do boku od kanału nerwu podoczodołowego i do przodu od szczytu szczeliny oczodołowej dolnej (ryc. 4.37). Po czasie $t = 2,4 \cdot 10^{-3}$ s pojawił się obszar, gdzie wartości naprężeń zastępczych przekraczały *yield criterion*. Był on zlokalizowany pomiędzy kanałem nerwu podoczodołowego (przekraczając go w środkowym odcinku), szczytem szczeliny oczodołowej dolnej oraz połączeniem ściany dolnej z boczną (ryc. 4.38).



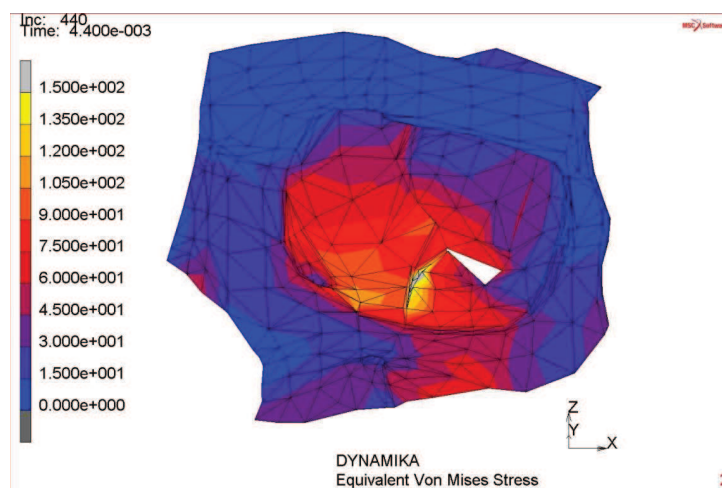
Ryc. 4.38. Naprężenia w modelu dynamicznym po czasie $t = 2,4 \cdot 10^{-3}$ s. Próba VIII
Fig. 4.38. Stress distribution in the dynamic model at time $t = 2.4 \cdot 10^{-3}$ s. Test VIII

Po czasie $t = 2,9 \cdot 10^{-3}$ s pojawiły się nowe pola gdzie naprężenia zastępcze przekraczały 150 MPa u podstawy szczeliny oczodołowej dolnej zaś pole do przysrodka od kanału nerwu podoczodołowego było większe. Pole powierzchni obszaru powyżej *yield criterion* wynosiło 1,64 cm² (ryc. 4.39).



Ryc. 4.39. Naprężenia w modelu dynamicznym po czasie $t = 2,9 \cdot 10^{-3}$ s. Próba VIII
Fig. 4.39. Stress distribution in the dynamic model at time $t = 2.9 \cdot 10^{-3}$ s. Test VIII

Natomiast po czasie $t = 4,4 \cdot 10^{-3}$ s pojawiło się nowe pole gdzie naprężenia przewyższały *yield criterion*. Biegnie ono wzdłuż dna kanału nerwu podoczodołowego (ryc. 4.40).



Ryc. 4.40. Naprężenia w modelu dynamicznym po czasie $t = 4,4 \cdot 10^{-3}$ s. *Próba VIII*
Fig. 4.40. Stress distribution in the dynamic model at time $t = 4,4 \cdot 10^{-3}$ s. *Test VIII*

4.5.9. Podsumowanie prób

W tabeli 4.11 przedstawiono zestawienie wyników uzyskanych w próbach w których uderzenie następowało w brzeg zewnętrzny oczodołu z uwzględnieniem mechanizmu uderzenia, łącznej siły, zakresu zniszczeń. Natomiast w tabeli 4.12 uwzględniono również ciśnienie będące następstwem siły wywierane na powierzchnię wewnętrzną ściany kostnej oczodołu.

Tabela 4.11. Pole złamania i łączna siła użyta przy kolejnych doświadczeniach
 Table 4.11. Fracture area and total force used in subsequent experiments

Doświadczenie <i>Experiment</i>	Miejsce uderzenia Rozkład sił <i>Location of the strike Distribution of the forces</i>	Wielkość siły <i>Size of the forces</i> [N]	Pole powierzchni złamania <i>Area of the fracture</i> [cm ²]
Próba I <i>Experiment I</i>	uderzenie w dolną krawędź. rozkład sił równomierny	14400	0,38
Próba II <i>Experiment II</i>	uderzenie w dolną krawędź. rozkład sił nierównomierny	14400	1,13
Próba III <i>Experiment III</i>	uderzenie w dolną krawędź. uderzenie punktowe	7200	0,87
Próba IV <i>Experiment IV</i>	uderzenie w dolną krawędź i bok podwójne jednoczesne	28800	0,36
Próba V <i>Experiment V</i>	uderzenie w dolną krawędź i bok podwójne niejednoczesne	28800	0,54

Tabela 4.12. Pole złamania i łączna siła użyta przy doświadczeniach z komponentą hydrauliczną
 Table 4.12. Fracture area and total force used in experiments with hydraulic components

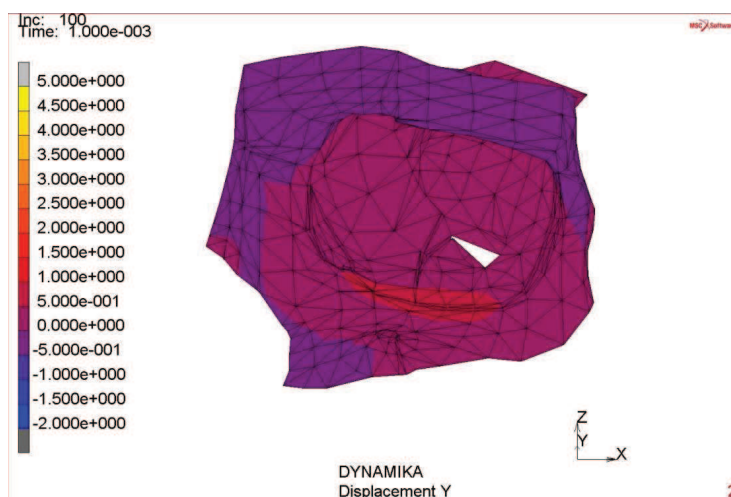
Doświadczenie <i>Experiment</i>	Miejsce uderzenia Rozkład sił <i>Location of the strike Distribution of the forces</i>	Siła <i>Force</i> [N];	Ciśnienie <i>Pressure</i> [MPa]	Pole powierzchni złamania <i>Area of the fracture</i> [cm ²]
Próba VI <i>Experiment VI</i>	model hydrauliczny	0	3,44	0
		0	9,40	0
Próba VII <i>Experiment VII</i>	uderzenie w dolną krawędź i wg modelu hydraulicznego	14400	0,00	1,13
		10800	0,86	0
		7600	1,72	0
		3600	2,58	0
		0	3,44	0
Próba VIII <i>Experiment VIII</i>	uderzenie w dolną krawędź i wg modelu hydraulicznego	14400	3,44	1,64

4.6. Odma oczodołu – numeryczny model powstania

Odma oczodołu jest stosunkowo częstym objawem związanym z jego urazem. Spół jej powstanie pozostaje trudny do ustalenia. Istnieją dwa mechanizmy tłumaczące

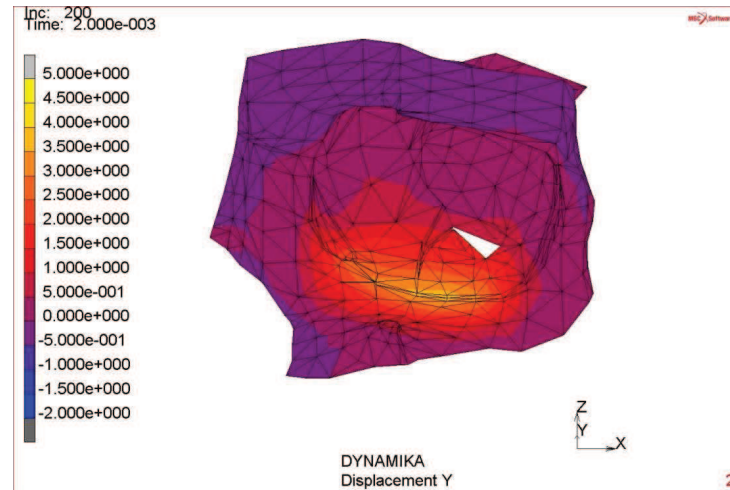
przejście powietrza do oczodołu. Pierwszy związany z wtórnym przemieszczeniem się powietrza do oczodołu związany jest z intensywnym dmuchaniem nosa, kichaniem, kaszlem, podczas których dochodzi do raptownego wzrostu ciśnienia powietrza w górnych drogach oddechowych i włoczenia powietrza do oczodołu. Drugi mechanizm związany jest z teorią tzw. „fali uderzeniowej”.

Celem potwierdzenia rzeczywistego zachowania się ściany dolnej oczodołu oceniano w modelu numerycznym przemieszczenia w obrębie ścian oczodołu (badania w dynamicznym wariacie obliczeń) po uderzeniu w ścianę dolną jak w *Próbie I*, tzn. z łączną siłą 14400 N (uderzenie w każdy z 6 punktów równomierne po 2400 N). Po uderzeniu obserwowano przemieszczenia ściany dolnej oczodołu ku górze oraz ku dołowi w kolejnych odstępach czasowych. Badanie przemieszczeń prowadzono w odniesieniu do osi długiej oczodołu po czasie od $t = 1 \cdot 10^{-3}$ s do $t = 1 \cdot 10^{-2}$ s (z krokiem $\Delta t = 1 \cdot 10^{-3}$ s). Kolejne rysunki przedstawiają graficznie te przemieszczenia. Dokonywano obserwacji mających na celu określenie miejsca na dnie oczodołu (lub innych ścianach), w których przemieszczenia są największe oraz określano ich wielkości.



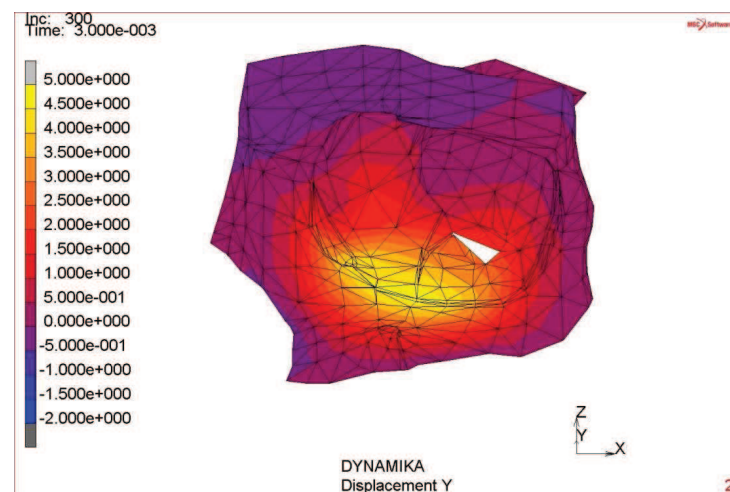
Ryc. 4.41. Przemieszczenie po czasie $t = 1 \cdot 10^{-3}$ s po uderzeniu jak w *Próbie II*
 Fig. 4.41. Dislocation after time $t = 1 \cdot 10^{-3}$ s from impact, similar to Test II

Po czasie $t = 1 \cdot 10^{-3}$ s od uderzenia obserwowano przemieszczenia o wielkości około 1 mm ku dołowi (ku zatoce szczękowej). Obejmowały one cały brzeg kostny oczodołu.



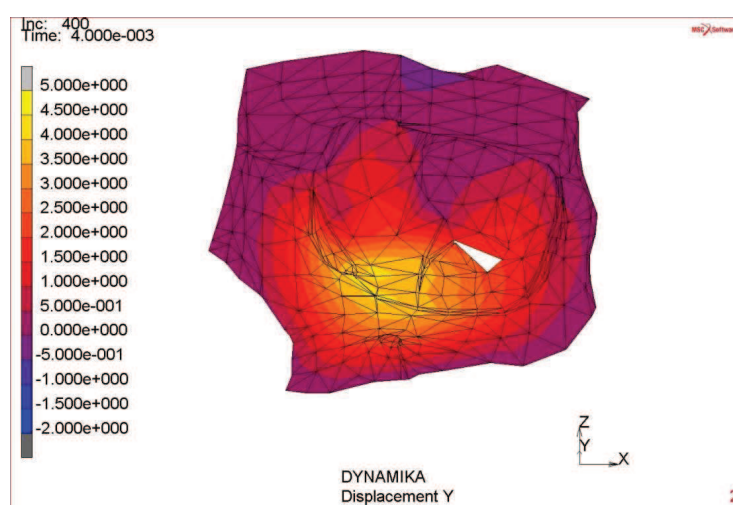
Ryc. 4.42. Przemieszczenia po czasie $t = 2 \cdot 10^{-3}$ s po uderzeniu jak w *Próbie II*
Fig. 4.42. Dislocation after time $t = 2 \cdot 10^{-3}$ s from impact, similar to Test II

Po czasie $t = 2 \cdot 10^{-3}$ s od uderzenia stwierdzono największe przemieszczenia w środkowej części dna oczodołu na wysokości kanału nerwu podoczodołowego i do boku od niego. Ich wielkość wynosiła 4-4,5 mm i były skierowane ku zatoce szczękowej. Pozostały obszar przedniego odcinka dna oczodołu (do przodu od szczeliny oczodołowej dolnej) wykazywał przemieszczenia 1-2 mm.



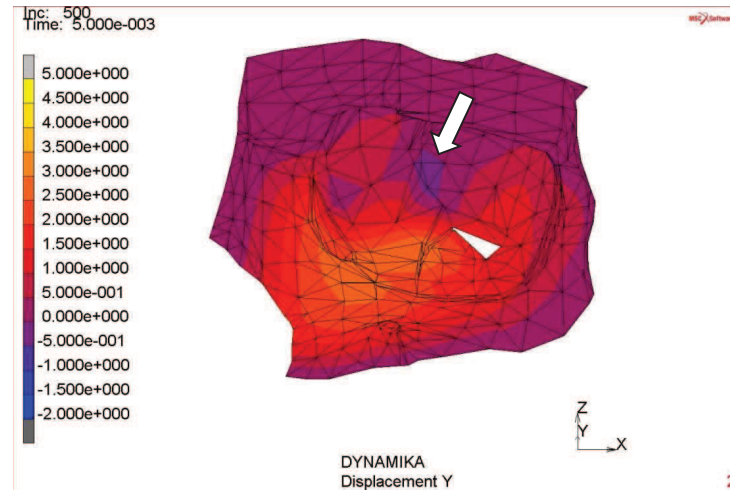
Ryc. 4.43. Przemieszczenia po czasie $t = 3 \cdot 10^{-3}$ s po uderzeniu jak w *Próbie II*
Fig. 4.43. Dislocation after time $t = 3 \cdot 10^{-3}$ s from impact, similar to Test II

Po czasie $t = 3 \cdot 10^{-3}$ s przemieszczenia od 4 do 4,5 mm obejmowały całe dno oczodołu od ujścia oczodołowego kanału nosowo-łzowego, poprzez pole wokół kanału nerwu podoczodołowego aż do okolicy szczytu szczeliny oczodołowej dolnej. Dodatkowo obserwowano obszary odkształceń o około 1 mm, które obejmują podstawę ściany przyśrodkowej oraz dochodzą do dolnego brzegu kanału wzrokowego. Ściany przemieszczają się na zewnątrz oczodołu.



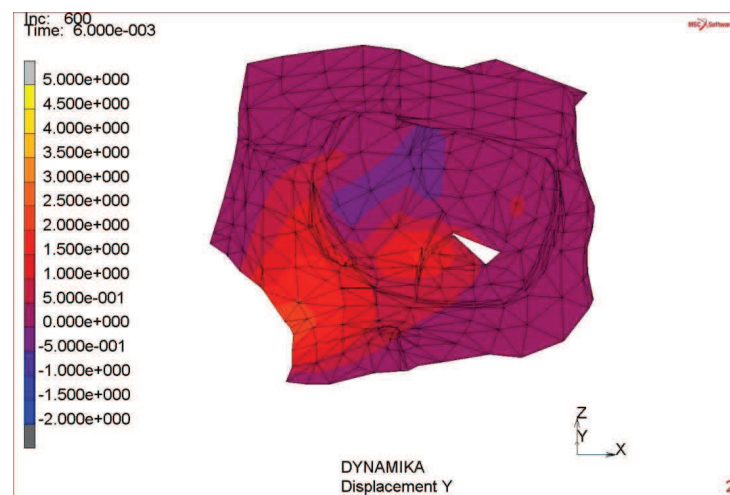
Ryc. 4.44. Przemieszczenia po czasie $t = 4 \cdot 10^{-3}$ s po uderzeniu jak w *Próbie II*
 Fig. 4.44. Dislocation after time $t = 4 \cdot 10^{-3}$ s from impact, similar to Test II

Po czasie $t = 4 \cdot 10^{-3}$ s największe przemieszczenia (4-4,5 mm) obserwowano w przyśrodkowej części przedniego odcinka dna oczodołu – pomiędzy kanałem nerwu podoczodołowego z okolicą ujścia oczodołowego kanału nosowo-łzowego. Ich obszar był mniejszy o około połowę w stosunku do obszaru obserwowanego w czasie $t = 3 \cdot 10^{-3}$ s. Obserwowano również zmniejszenie obszaru mniejszych przemieszczeń (1-2 mm). Kierunek przemieszczenia ściany – na zewnątrz oczodołu.



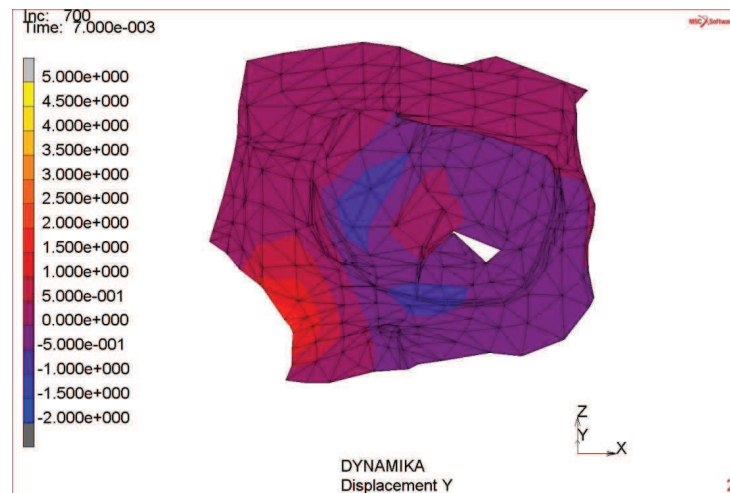
Ryc. 4.45. Przemieszczenia po czasie $t = 5 \cdot 10^{-3}$ s po uderzeniu jak w *Próbie II*
 Fig. 4.45. Dislocation after time $t = 5 \cdot 10^{-3}$ s from impact, similar to Test II

Po czasie $t = 5 \cdot 10^{-3}$ s nie obserwowano już przemieszczeń maksymalnych (4-5 mm). Na obszarze przyśrodkowo od kanału nerwu podoczodołowego i w przyśrodkowej części brzegu oczodołu obserwowano deformację o wielkość 2,5-3 mm. Są one zwrócone na zewnątrz oczodołu. Natomiast w tylnym odcinku dna oczodołu pomiędzy szczeliną oczodołową dolną a kanałem wzrokowym zaobserwowano pole przemieszczeń o wielkości około 0,5 mm skierowanych do wnętrza oczodołu – „fala zwrotna” (strzałka biała).



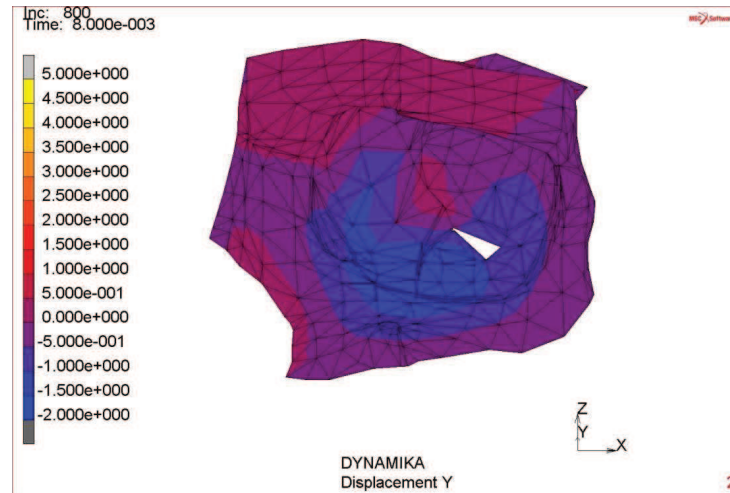
Ryc. 4.46 Przemieszczenia po czasie $t = 6 \cdot 10^{-3}$ s po uderzeniu jak w *Próbie II*
 Fig. 4.46. Dislocation after time $t = 6 \cdot 10^{-3}$ s from impact, similar to Test II

W kolejnej badanej chwili po czasie $t = 6 \cdot 10^{-3}$ s obserwowano jedynie niewielkie przemieszczenia skierowane na zewnątrz oczodołu (1-1,5 mm) w obszarze wokół początku kanału nerwu podoczodołowego, natomiast obszar odkształceń skierowanych w przeciwną stronę był większy i obejmował tylny odcinek dna oczodołu oraz tylny odcinek podstawy ściany przyśrodkowej.



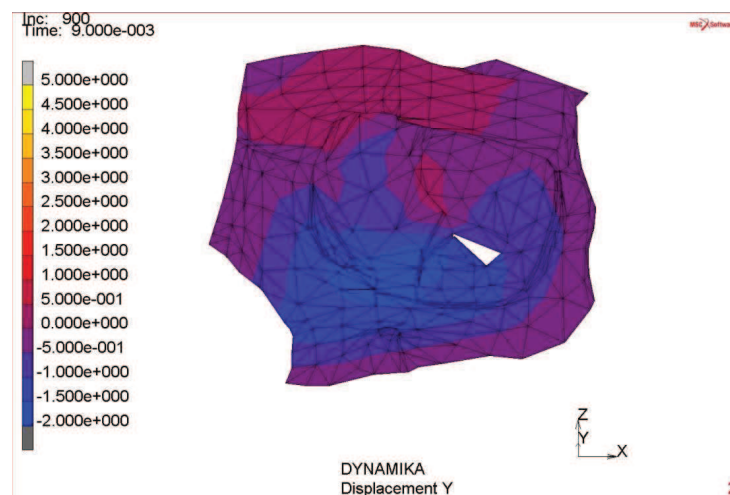
Ryc. 4.47 Odkształcenia po czasie $t = 7 \cdot 10^{-3}$ s po uderzeniu jak w *Próbie II*
 Fig. 4.47. Dislocation after time $t = 7 \cdot 10^{-3}$ s from impact, similar to Test II

W chwili $t = 7 \cdot 10^{-3}$ s nie obserwowano przemieszczeń skierowanych na zewnątrz oczodołu. Natomiast niewielkie przemieszczenia (0,5 mm) są skierowane do wnętrza oczodołu. Obserwowano je praktycznie na całym jego obszarze z czego w odcinku przednim dna oczodołu (w okolicy kanału nerwu podoczodołowego) oraz w centralnej części ściany przyśrodkowej miały one wartość 1,5 mm.



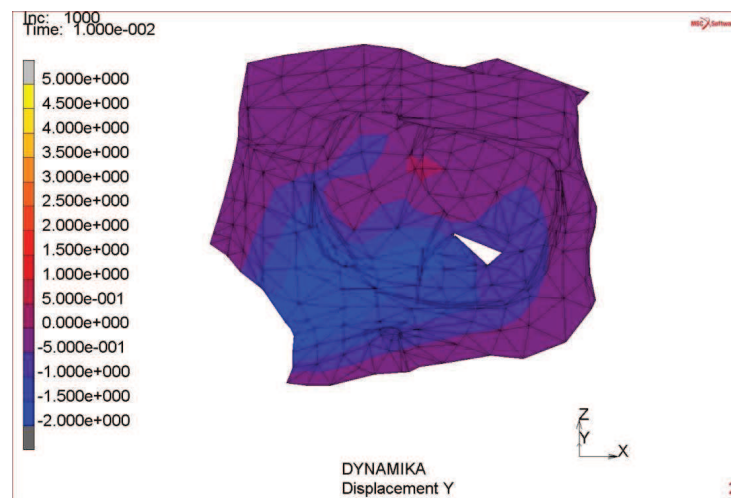
Ryc. 4.48. Przemieszczenia po czasie $t = 8 \cdot 10^{-3}$ s po uderzeniu jak w *Próbie II*
Fig. 4.48. Dislocation after time $t = 8 \cdot 10^{-3}$ s from impact, similar to Test II

Po czasie $t = 8 \cdot 10^{-3}$ s od uderzenia na obszarze dna oczodołu oraz podstawy ścian przyśrodkowej bocznej utrzymuje się deformacja skierowana do wnętrza oczodołu (podobnie jak w chwili $t = 7 \cdot 10^{-3}$ s). Natomiast na obszarze przedniego odcinka dna oczodołu (obszar analogiczny do maksymalnych przemieszczeń skierowanych na zewnątrz oczodołu na ryc. 4.43) przemieszczenia miały wielkość 2 mm.



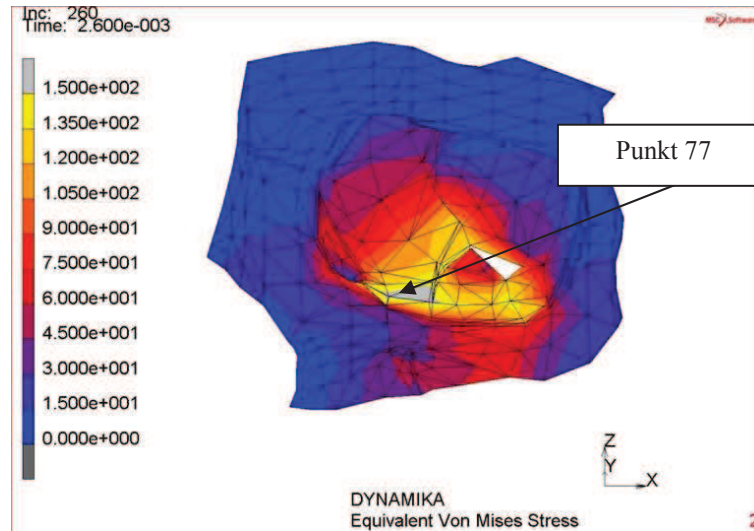
Ryc. 4.49 Przemieszczenia po czasie $t = 9 \cdot 10^{-3}$ s po uderzeniu jak w *Próbie II*
Fig. 4.49. Dislocation after time $t = 9 \cdot 10^{-3}$ s from impact, similar to Test II

Po czasie $t = 9 \cdot 10^{-3}$ s pole przemieszczeń skierowanych do wnętrza oczodołu obejmowało obszar dna oczodołu (z maksymalnym przemieszczeniem 2 mm) w obszarze przyśrodkowo od kanału nerwu podoczodołowego. Był to obszar analogiczny do obszaru maksymalnych przemieszczeń skierowanych na zewnątrz po czasie $t = 4 \cdot 10^{-3}$ s (ryc. 4.44). Obszar przemieszczeń obejmował również obszar przedniej ściany zatoki szczękowej.



Ryc. 4.50. Przemieszczenie po czasie $t = 1 \cdot 10^{-2}$ s od początku uderzeniu jak w *Próbie II*
 Fig. 4.50. Dislocation after time $t = 1 \cdot 10^{-2}$ s from the beginning of impact, similar to *Test II*

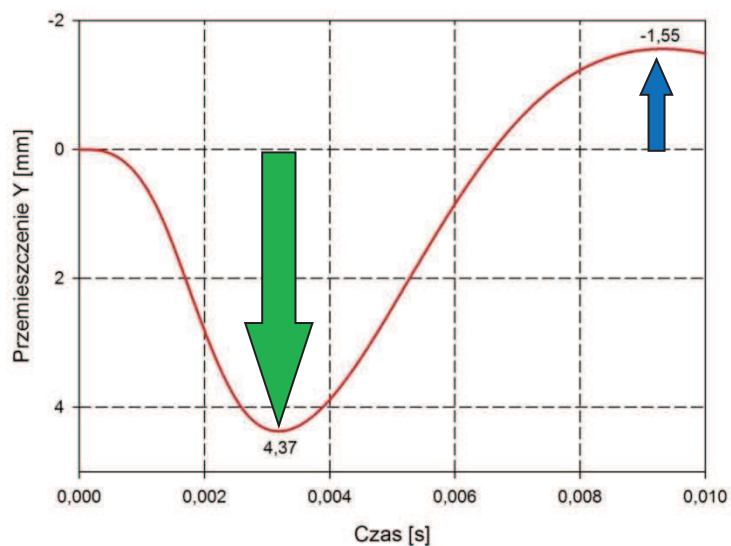
Po czasie $t = 1 \cdot 10^{-2}$ s od urazu obserwowano zmniejszenie obszaru przemieszczeń skierowanych do wnętrza oczodołu, choć nadal utrzymywały się deformacji w przednio-przyśrodkowym odcinku dna oczodołu. Wraz z upływem czasu przemieszczenia stają się mniejsze a następnie znikają samoistnie w wyniku tłumienia.



Ryc. 4.51. Lokalizacja punktu 77 w ścianie dolnej, w którym oceniano przemieszczenia
Fig. 4.51. Location of point 77 (where the dislocation was assessed) within the inferior wall

Na ryc. 4.51 przedstawiono lokalizację punktu 77 położonego w przednio-przyśrodkowym odcinku dna oczodołu gdzie oceniano wielkość przemieszczeń.

Wykres na ryc. 4.52 przedstawia zależność wielkości przemieszczeń od czasu po uderzeniu w punkcie 77. Strzałką zieloną zaznaczono przemieszczenia ściany kostnej w kierunku na zewnątrz oczodołu, zaś strzałką niebieską przemieszczenia do wnętrza oczodołu. Różnica wychyleń w badanym punkcie wynosi 5,92 mm i jest prawie trzykrotnie większa na zewnątrz niż do środka oczodołu. Przemieszczeniom może towarzyszyć różnica ciśnień: w początkowym okresie ciśnienie wyższe od wewnątrz oczodołu zaś w późniejszym okresie ciśnienie wyższe od wewnątrz zatoki. W czasie pomiędzy $t = 2 \cdot 10^{-3}$ s i $t = 3 \cdot 10^{-3}$ s następuje pęknięcie ściany kostnej (ryc. 4.19), które prawdopodobnie powoduje zwiększenie wartości przemieszczenia, co jeszcze bardziej może wpływać na możliwość „zassania” powietrza do wnętrza oczodołu.



Ryc. 4.52. Przemieszczenie oceniane w punkcie 77 w zależności od czasu po uderzeniu w odniesieniu do osi długiej oczodołu

Fig. 4.52. Dislocation measured at the point 77 as a function of time after impact in relation to the longitudinal axis of the orbit

Na wykresie na ryc. 4.52 przemieszczenie na zewnątrz oczodołu oznaczono, jako wartości dodatnie zaś przemieszczenie do wnętrza oczodołu, jako ujemne.

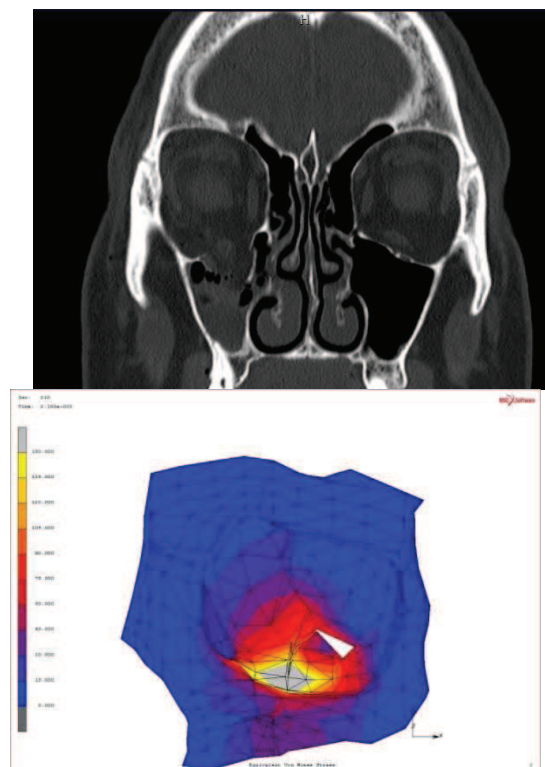
5. OBRAZ RADIOLOGICZNY URAZÓW OCZODOŁU TYPU *BLOW-OUT* – PORÓWNANIE Z MODELEM NUMERYCZNYM

Analizie poddano obraz radiologiczny (badanie TK) chorych z urazem oczodołu typu *blow-out*, leczonych w latach 2012 – 2013 w Klinicznym Oddziale Ratunkowym Gdańskiego Uniwersytetu Medycznego (kierownik prof. dr hab. med. A. Basiński). Obraz TK poddawano ocenie z uwzględnieniem obszaru i zakresu zniszczeń w obrębie ściany dolnej oczodołu i porównywano z badaniami na numerycznym modelu oczodołu poddawanych uderzeniom z określoną siłą w punkty umieszczone na jego brzegu i metodą hydrauliczną wg schematu *Prób I – VIII*. W ocenie brano pod uwagę takie obszary z modeli numerycznych, w których naprężenia zastępcze przewyższały wartości graniczne były większe od 150 MPa lub były zbliżone do tej wartości, tzn. obszary, na których zadana siła wywoływała takie deformacje, które powodowały powstanie nieodwracalnych zmian destrukcyjnych – klinicznie złamanie z przemieszczeniem odłamów kostnych. Każdy obraz radiologiczny poszczególnych chorych analizowano indywidualnie.

5.1. Przypadek 1

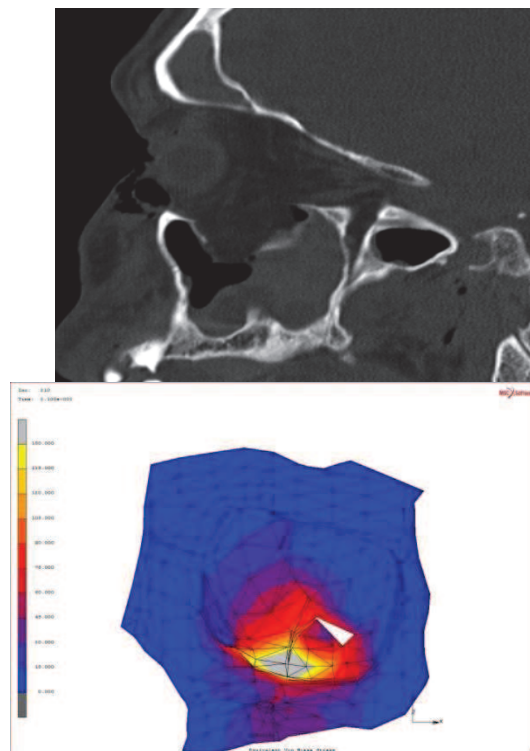
Przedmiotem badania jest chory w wieku 48 lat, po urazie twarzoczaszki, którego doznał w wyniku upadku. W badaniu stwierdzono obrzęk, podbiegnięcie krwawe w obrębie policzka po stronie prawej. Gałka oczna była osadzona prawidłowo, jej ruchomość pełna, bez cech dwojenia i wytrzeszczu. Chory zgłaszał pogorszenie czucia w obrębie prawego policzka. W badaniu radiologicznym stwierdzono cechy złamania w obrębie ściany dolnej prawego oczodołu z przemieszczeniem odłamów kostnych do światła zatoki szczękowej (ryc. 5.1, ryc. 5.2).

Obraz radiologiczny porównano z obrazem numerycznym modelu oczodołu poddanego uderzeniu jak w *Próbie III* (ryc. 4.22).



Ryc. 5.1. Porównanie obrazu TK (płaszczyzna czołowa) z modelem numerycznym oczodołu
*Fig. 5.1. Comparison of the computed tomography image (frontal plane)
with the numerical model of the orbit*

Radiologicznie złamanie obejmuje centralną i przednią część ściany dolnej bez jej naruszenia w odcinku bocznym i przyśrodkowym oraz bez naruszenia brzegu przedniego oczodołu – uraz typu *blow-out*.



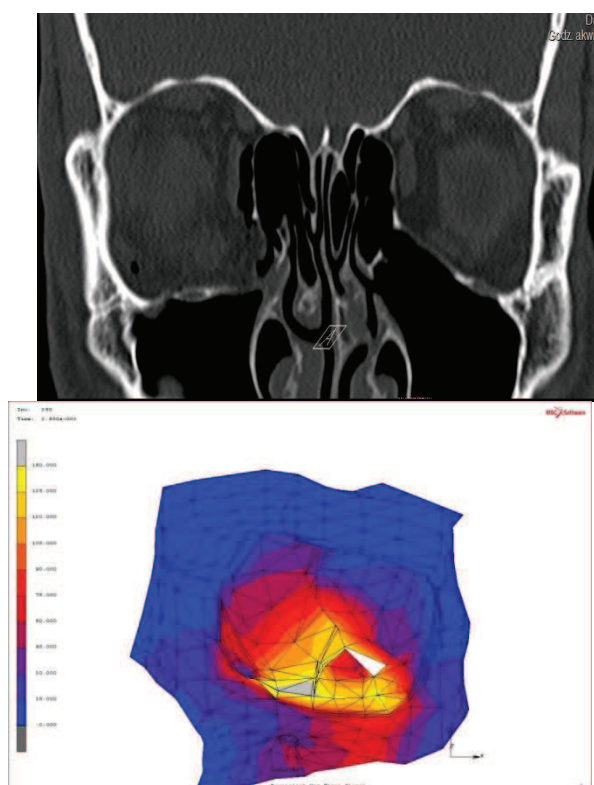
Ryc. 5.2. Porównanie obrazu TK (płaszczyzna strzałkowa) z modelem numerycznym oczodołu
Fig. 5.2. Comparison of the computed tomography image (sagittal plane) with the numerical model of the orbit

Porównując obraz TK w płaszczyźnie strzałkowej z obrazem modelu numerycznego poddanego urazowi jak w *Próbie III* stwierdzono, że obszar złamania nie dochodzi do szczeliny oczodołowej dolnej (ryc. 5.2). Na podstawie porównania obu obrazów można wnioskować że siła wywołująca złamanie u tego pacjenta działała punktowo z przodu w osi długiej oczodołu i była przyłożona centralnie w okolicę środka brzegu dolnego oczodołu. Z wywiadu ustalono, że chory upadł na narzędzie rolnicze obłego kształtu.

5.2. Przypadek 2

Przedmiotem analizy jest chory w wieku 29 lat, po urazie twarzoczaszki w wyniku pobicia. W badaniu stwierdzono obrzęk i podbiegnięcie krwawe policzka prawego oraz

obrzęk powieki dolnej oka prawego. Gałka oczna była osadzona prawidłowo z pełną ruchomością. W badaniu radiologicznym oczodołów (TK) stwierdzono złamanie w obrębie części przyśrodkowej ściany dolnej prawego oczodołu z przemieszczeniem odłamów kostnych do zatoki szczękowej i zablokowaniem jej ujścia (ryc. 5.3).



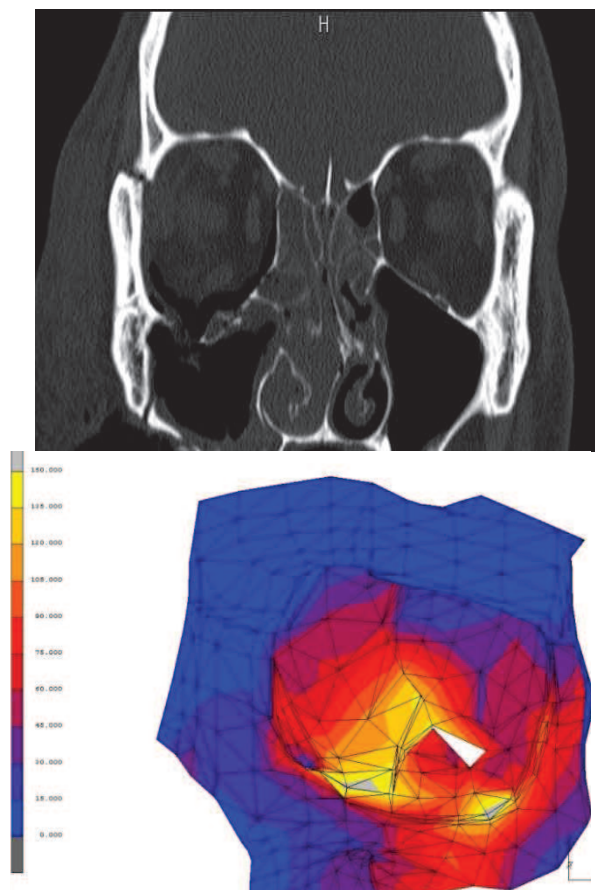
Ryc. 5.3. Porównanie obrazu TK (płaszczyzna czołowa) z modelem numerycznym oczodołu
*Fig. 5.3. Comparison of the computed tomography image (frontal plane)
with the numerical model of the orbit*

Obraz radiologiczny porównano z obrazem modelu numerycznego oczodołu poddanego uderzeniu jak w *Próbie I*. Zakres złamania obejmuje pole w dnie oczodołu przyśrodkowo od kanału nerwu podoczodołowego i dochodzi aż do okolicy otwory kanału nosowo-łzowego. Na podstawie porównania obrazów można wnioskować, że siła wywołująca uraz prawdopodobnie była przyłożona ze stałym obciążeniem na całą ścianę dolną i działała wzdłuż osi długiej oczodołu. Podany przez pacjent opis przyczyny urazu potwierdza taki możliwy rozkład sił.

5.3. Przypadek 3

Badaniem objęto 23-letniego chorego, po urazie twarzoczaszki w wyniku wypadku komunikacyjnego. W badaniu stwierdzono masywy obrzęk i podbiegnięcie krwawe w obrębie policzka po stronie prawej, któremu towarzyszył obrzęk obu powiek (górnej i dolnej) oka prawego. Gałka oczna była osadzona prawidłowo z ograniczeniem ruchomości do skroni po stronie prawej. Chory zgłaszał ból przy patrzeniu w prawo oraz podwójne widzenie.

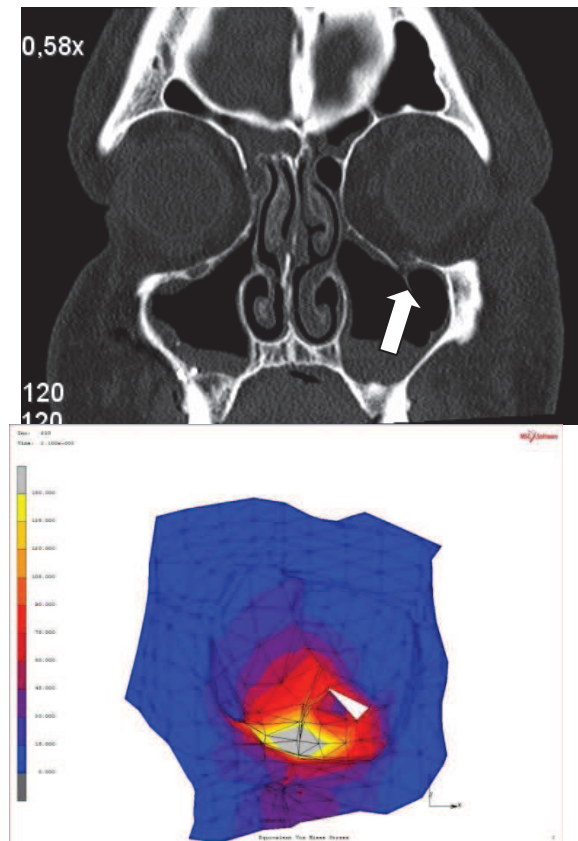
W badaniu radiologicznym widać złamanie w obrębie ściany dolnej prawego oczodołu dochodzące do brzegu bocznego oraz przemieszczające ścianę dolną również w odcinku przyśrodkowym do zatoki szczękowej, ujście zatoki szczękowej niedrożne. Obraz radiologiczny porównano z modelem numerycznym oczodołu po urazie jak w *Próbie V*, w której zastosowano dwa uderzenia w odstępie czasowym w brzeg dolny (pierwsze) a następnie w brzeg boczny (drugie) (ryc. 5.4). Na podstawie tego porównania można przypuszczać, że na oczodół zadziałały dwie siły: pierwsza przyłożona równomiernie w brzeg dolny działająca w osi długiej oczodołu i druga z podobną siłą działająca w brzeg boczny i skierowana prostopadle do pierwszej.



Ryc. 5.4. Porównanie obrazu TK (płaszczyzna czołowa) z modelem numerycznym oczodołu
Fig. 5.4. Comparison of the computed tomography image (frontal plane) with the numerical model of the orbit

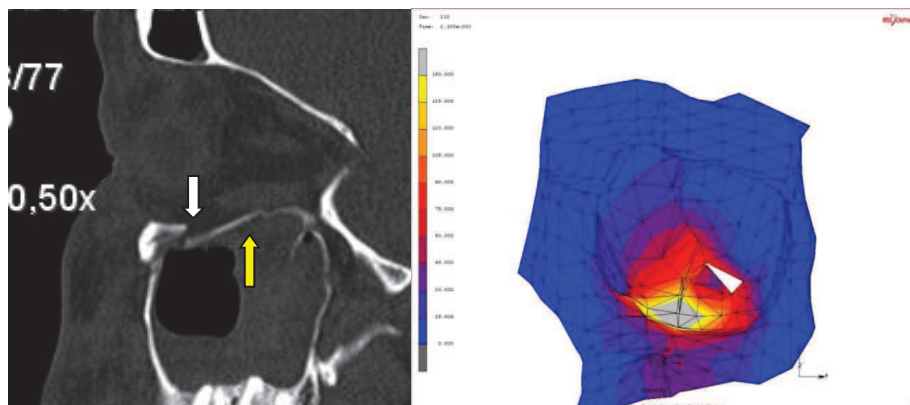
5.4. Przypadek 4

Przedmiotem analizy porównawczych jest chory lat 36, który doznał urazu twarzo-czaszki w wyniku wypadku komunikacyjnego. W badaniu stwierdzono niewielki obrzęk okolicy oka lewego z zasinieniem powieki górnej i dolnej. Ruchomość gałki ocznej była zachowana, bez cech dwojenia. Chory podaje pogorszenie czucia w obrębie policzka lewego.



Ryc. 5.5. Porównanie obrazu TK (płaszczyzna czołowa) z modelem numerycznym oczodołu. Biała strzałka – kierunek działania siły

Fig. 5.5. Comparison of the computed tomography image (frontal plane) with the numerical model of the orbit. White arrow – direction of impact



Ryc. 5.6. Badanie TK (płaszczyzna strzałkowa). Porównanie z obrazem numerycznym Przemieszczenie złamanego fragmentu kości na zewnątrz oczodołu (strzałka biała) i w kierunku oczodołu (strzałka żółta)

Fig. 5.6. Computed tomography examination (sagittal plane). Comparison with the numerical model of the orbit. Dislocation of the fractured bone fragment to outside the orbit (white arrow) and into the orbit (yellow arrow)

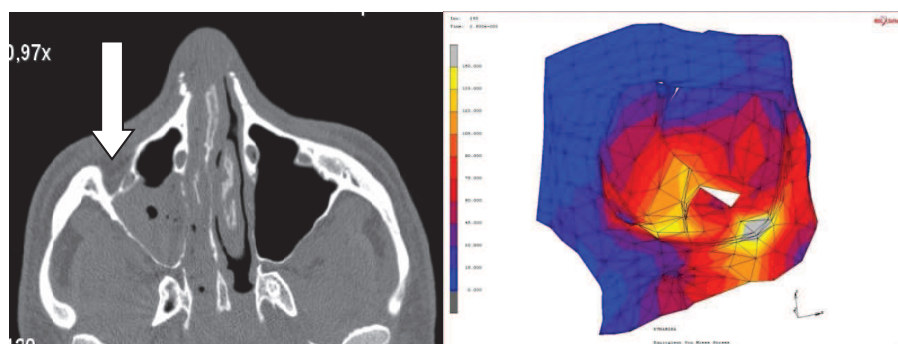
W badaniu radiologicznym stwierdzono złamanie w obrębie ściany dolnej oczodołu z niewielkim przemieszczeniem odłamów kostnych do zatoki szczękowej. Ujście zatoki szczękowej jest drożne. Obraz radiologiczny w płaszczyźnie czołowej porównano z *Próbką III*, w której uderzenie nastąpiło w jeden punkt położony centralnie w brzeg dolny oczodołu. W obrazie radiologicznym stwierdza się niewielkie zmiany w centralnej części dna oczodołu – wokół kanału nerwu podoczodołowego na badaniu w płaszczyźnie czołowej (ryc. 5.5). Natomiast w badaniu w płaszczyźnie strzałkowej (ryc. 5.6) uwidoczniono złamanie w obrębie dna oczodołu z największym przemieszczeniem (strzałka biała) w odcinku przednim (tuż za brzegiem kostnym) i kontrprzemieszczeniem w odcinku tylnym (strzałka żółta). Brak zmian kostnych w obrębie brzegu oczodołu. Przemieszczenia odłamów kostnych niewielkie, ale zwraca uwagę objaw zaburzenia czucia. Na podstawie porównania obu obrazów można podejrzewać, że uderzenie nastąpiło punktowo w część środkową brzegu dolnego – na wysokości otworu nerwu podoczodołowego. W wywiadzie ustalono, że uderzenie nastąpiło centralnie w kierownicę samochodu.

5.5. Przypadek 5

Oceniono obrazy radiologiczne 35-letniego chorego, który doznał urazu twarzoczaszki w wyniku pobicia. W badaniu stwierdzono obrzęk i zasinienie w okolicy podoczodołowej i jarzmowej po stronie prawej oraz krwiak w powiece dolnej. Gałka oczna jest osadzona prawidłowo. Ruchomość gałki ocznej jest zachowana. Nie stwierdza się cech dwojenia oraz zaburzeń czucia w obrębie policzka.

Badaniu TK ujawniło złamanie w obrębie bocznej powierzchni dna oczodołu (biała strzałka) bez przemieszczenia odłamów kostnych i bez cech złamania w obrębie kości jarzmowej i innych obramowań kostnych oczodołu (ryc. 5.7).

Obraz radiologiczny jest zbliżony do obrazu numerycznego uzyskanego w *Próbie IV*, w której model poddano podwójnemu jednoczesnemu uderzeniu: w ścianę dolną (równomiernemu) oraz punktowemu w ścianę boczną. Na podstawie braku objawów klinicznych związanych z gałką oczną oraz braku zaburzeń ruchomości można prawdopodobnie wykluczyć komponentę hydrauliczną urazu. Okoliczności zdarzenia na podstawie wywiadu były trudne do ustalenia.

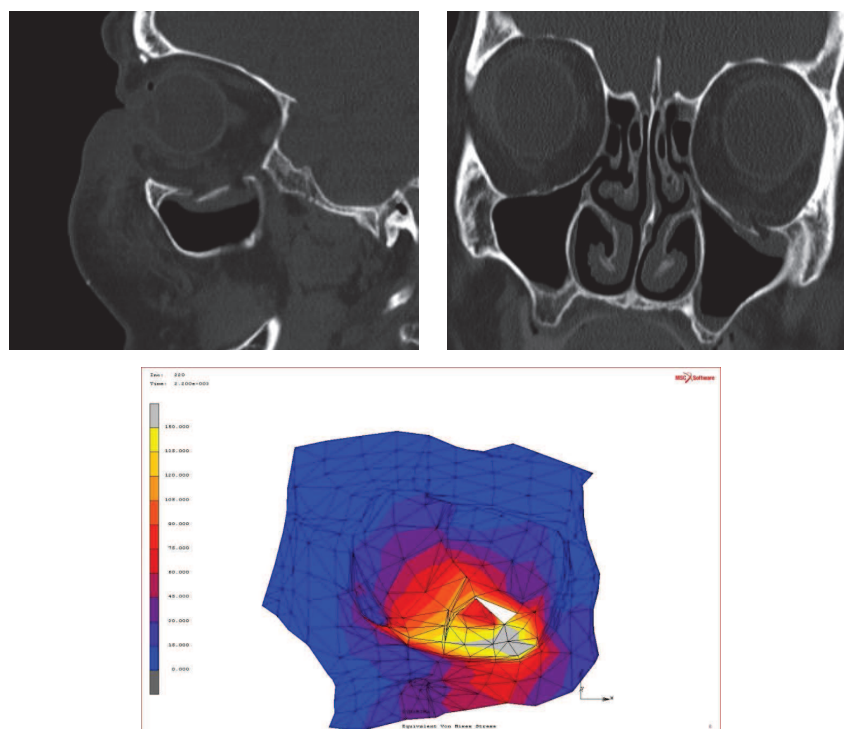


Ryc. 5.7. Obraz TK złamania w obrębie bocznej powierzchni dna oczodołu, porównanie z obrazem numerycznym

Fig. 5.7. Computed tomography image of a fracture within the lateral surface of the orbital floor, comparison with the numerical image

5.6. Przypadek 6

Oceniono badanie radiologiczne chorej lat 86, która doznała urazu twarzoczaszki w wyniku upadku. W badaniu stwierdzono obrzęk i zasinienie w okolicy podoczodołowej po stronie lewej. Ruchomość i osadzenie gałki ocznej jest prawidłowe. Nie stwierdza się dwojenia ani zaburzeń czucia w okolicy podoczodołowej. W badaniu TK stwierdzono złamanie w obrębie ściany dolnej oczodołu po stronie lewej (bocznie od kanału nerwy podoczodołowego) z niewielkim przemieszczeniem odłamów kostnych do zatoki szczękowej.



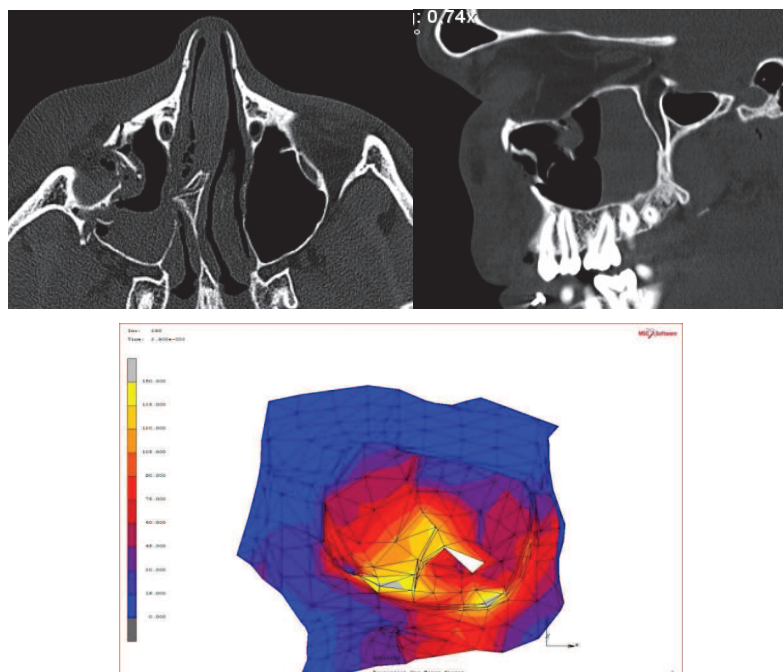
Ryc. 5.8. Obraz TK w płaszczyźnie strzałkowej i czołowej złamania w obrębie bocznej powierzchni dna oczodołu, porównanie z obrazem numerycznym
Fig. 5.8. Computed tomography image (sagittal and frontal planes) of a fracture within the lateral surface of the orbital floor, comparison with the numerical image

Obraz radiologiczny porównano z obrazem numerycznym *Próby II*, w której zastosowano uderzenie w dolną ścianę oczodołu nierównomierną, większą na zewnątrz i

zmniejszającą się ku przyśrodkowi siłą (ryc. 5.8). Pomimo niewielkich zmian pourazowych w badaniu TK zwraca uwagę uszkodzenia na obszarze bocznym od kanału nerwu podoczodołowego, zdążające głęboko ku tyłowi aż do szczeliny oczodołowej dolnej. Brak objawów z gałki ocznej może świadczyć o braku komponenty hydraulicznej urazu.

5.7. Przypadek 7

Przedmiotem analizy jest chory lat 21, który doznał urazu twarzoczaszki w wyniku pobicia. W badaniu stwierdzono masywny obrzęk i krwiak podskórny w okolicy policzka prawego przechodzący do okolicy jarzmowej oraz na powieki górną i dolną. Nie stwierdza się zaburzeń ruchomości gałki ocznej oraz podwójnego widzenia. Osadzenie gałki ocznej jest prawidłowe. Chory zgłasza pogorszenie czucia w okolicy podoczodołowej oraz w zakresie wargi górnej.



Ryc. 5.9. Obraz TK w płaszczyźnie poziomej i strzałkowej złamania w obrębie bocznej i środkowej powierzchni dna oczodołu, porównanie z obrazem numerycznym

Fig. 5.9. Computed tomography image (horizontal and sagittal planes) of a fracture within the lateral and medial surface of the orbital floor, comparison with the numerical image

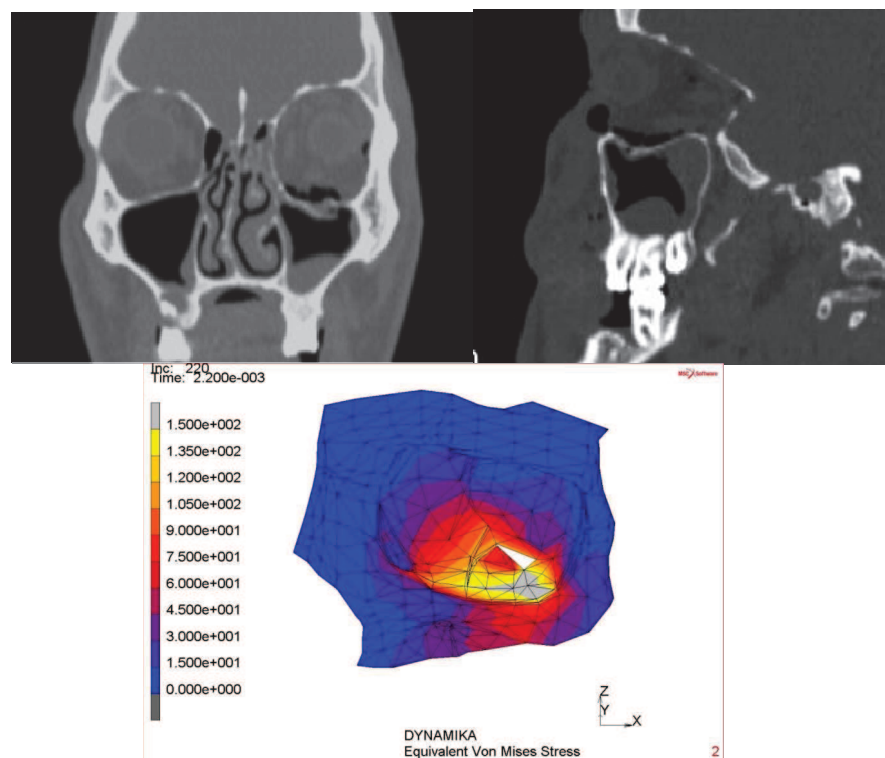
Badanie TK ujawniło złamanie w obrębie ściany dolnej oczodołu z przemieszczeniem odłamów kostnych do zatoki szczękowej oraz złamanie w obrębie ściany przedniej zatoki szczękowej. Brzeg oczodołu bez cech złamania/przemieszczenia. Dodatkowo złamanie w obrębie kości jarzmowej z niewielkim przemieszczeniem ku tyłowi jej trzonu.

Obraz radiologiczny porównano z obrazem numerycznym uzyskanym w *Próbie V* (podwójne uderzenie w ścianę dolną z równomiernym rozkładem siły i drugie uderzenie po czasie $t = 1,3 \cdot 10^{-3}$ s) – ryc. 5.9. Zarówno w obrazie radiologicznym jak i numerycznym obserwuje się zmiany w obrębie bocznej i środkowej części dna oczodołu. Zaburzenia czucia świadczą o objęciu urazem kanału nerwu podoczodołowego zaś złamanie na granicy ściany dolnej i bocznej świadczą o obecności frakcji bocznej uderzenia.

5.8. Przypadek 8

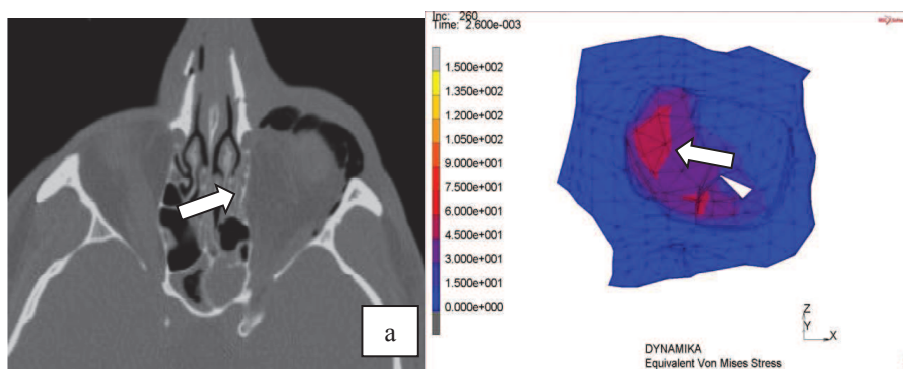
Do Klinicznego Oddziału Ratunkowego zgłosił się chory lat 31, po urazie twarzoczaszki w wyniku pobicia przed kilkoma dniami. W badaniu stwierdza się obrzęk i krwiak w okolicy podoczodołowej po stronie prawej. Ponadto wybroczyny krwawe podspojówkowo w powiece dolnej oraz w dolnym i przyśrodkowym odcinku gałki ocznej. Nie stwierdza się cech podwójnego widzenia oraz pogorszenia widzenia i zaburzeń czucia w obrębie policzka. W badaniu TK stwierdzono złamanie w obrębie ściany dolnej oczodołu (typu *en clapet*), obecność powietrza w części dolnej oraz bocznej oczodołu oraz złamanie w obrębie ściany przyśrodkowej (górnio-tylnym odcinku) z niewielkim przemieszczeniem odłamów kostnych na zewnątrz oczodołu. Nie stwierdzono złamania w obrębie brzegów oczodołu.

Rozmiar i lokalizację zniszczeń porównano z wynikami uzyskanymi w *Próbie II*, w której model numeryczny poddano uderzeniu z siłą nierównomierną w ścianę dolną oraz z *Próbką VIa lub VIb* – uderzenia według modelu hydraulicznego (ryc. 5.10, ryc. 5.11). W pierwszej sytuacji zniszczenia dotyczą obszaru przednio-bocznego dna oczodołu, zaś w drugiej przemieszczenia mogą wystąpić w górnio-tylnym odcinku ściany przyśrodkowej.



Ryc. 5.10. Badania TK w płaszczyźnie czołowej i strzałkowej oraz obraz numeryczny Próby II
Fig. 5.10. Computed tomography images (frontal and sagittal planes) and the numerical image of Test II

Zakres zniszczeń w obrębie ścian kostnych oczodołu wskazuje na udział obu mechanizmów wywołujących złamanie: wyboczeniowego (złamania w obrębie dna) oraz hydraulicznego złamanie w tylnym odcinku ściany przyśrodkowej. Przywołany obraz Próby VIa pokrywa się z lokalizacją złamania, pomimo że pokazane na nim naprężenia nie wywołują zniszczeń, ale na kolejnych próbach – gdy zwiększano siłę uderzenia mogą one wystąpić (Próba VIb) (ryc. 4.32).



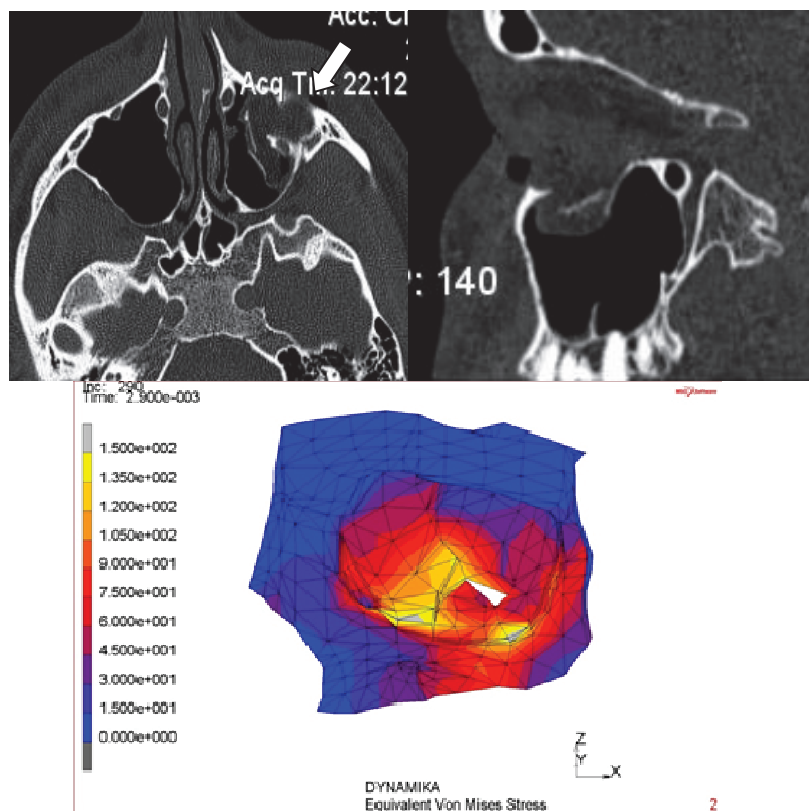
Ryc. 5.11. Obraz TK w płaszczyźnie poziomej i obraz numeryczny wg Próby VIa. Biała strzałka – obszar zniszczeń na badaniu TK (a) oraz największe naprężenia w obrębie ściany przyśrodkowej na modelu numerycznym

Fig. 5.11. Computed tomography images (horizontal plane) and the numerical image of Test VIa. White arrow – area of destruction on computed tomography (a) and the highest stress values within the medial wall in the numerical model

5.9. Przypadek 9

Analizą objęto 24-letniego chorego, który doznał urazu twarzoczaszki w wyniku pobicia. W badaniu stwierdzono obrzęk i krwiak w okolicy skroniowej i podoczodołowej po stronie lewej. Gałka oczna była osadzona prawidłowo. Nie stwierdzono podwójnego widzenia oraz zaburzeń czucia w obrębie policzka. Chory zgłasza bóle w okolicy zagałkowej po stronie lewej przy patrzeniu ku górze.

W badaniu TK uwidoczniono złamanie w obrębie ściany dolnej oczodołu z przemieszczeniem odłamów kostnych w kierunku zatoki szczękowej z wytworzeniem wolnych odłamów kostnych. Nie stwierdzono cech złamania obramowania kostnego oczodołu oraz zatok sitowych. Złamania w dnie oczodołu są widoczne w dwóch miejscach: do boku od kanału nerwu podoczodołowego – dochodzą do przedniego odcinka połączenia ściany dolnej z boczną oraz przyśrodkowo od kanału nerwu podoczodołowego. Obraz kliniczny jest zbliżony do Próby V – podwójne uderzenie (w krawędź dolną oraz boczną), w której zmiany destrukcyjne obejmują podobne obszary. Widoczne w obrazie TK złamanie ściany bocznej zatoki szczękowej (biała strzałka – ryc. 5.12) potwierdza obecność uderzenia w ścianę boczną.



Ryc. 5.12. Badanie TK twarzoczaszki w płaszczyźnie poziomej i strzałkowej. Złamanie w obrębie przednio – boczno (biała strzałka) i przednio - przyśrodkowego obszaru na dnie oczodołu.

Obraz radiologiczny zbliżony do obrazu numerycznego Próby V

Fig. 5.12. Computed tomography of the facial skeleton (horizontal and sagittal planes). Fracture within the frontolateral (white arrow) and frontomedial area of the orbital floor. Comparison with the numerical model Test V

5.10. Przypadek 10

Analizą objęto chorego lat 66, po urazie twarzoczaszki w wyniku pobicia. W badaniu stwierdzono niewielki obrzęk okolicy podoczodołowej po stronie prawej, wylew podspójnkowy u podstawy prawej gałki ocznej oraz podwójne widzenie przy patrzeniu ku górze. Gałka oczna była osadzona prawidłowo, osłabienie czucie w obrębie policzka prawego. Badanie TK wykazało złamanie w tylnym odcinku dna oczodołu z przemieszczeniem zawartości oczodołu do zatoki szczękowej po stronie prawej. Stwierdzono

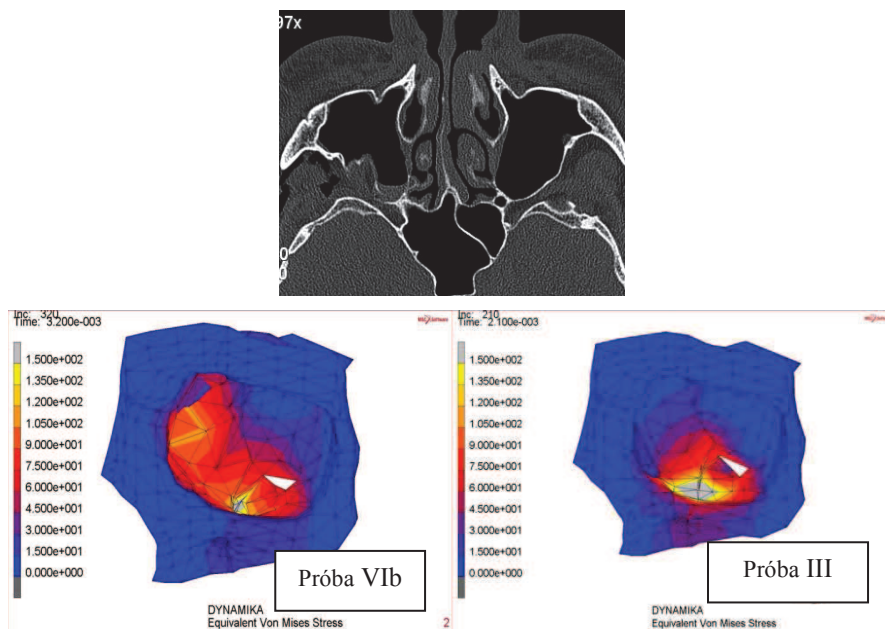
obecność powietrza w oczodole w części górnej (nadgałkowo), szczycie oraz w obu powiekach. W obramowaniu zewnętrznym oczodołu i kości sitowej nie stwierdzono zmian pourazowych.



Ryc. 5.13. badanie TK twarzoczaszki w płaszczyźnie czołowej i strzałkowej. Złamanie w tylnym odcinku dna oczodołu z przemieszczeniem odłamów kostnych do zatoki szczękowej

*Fig. 5.13. Computed tomography of the facial skeleton (frontal and sagittal planes).
Fracture within the posterior part of the orbital floor with displacement of bone fragments
into the maxillary sinus*

Przyporządkowanie modelu numerycznego do *Przypadku 10* jest trudne, ponieważ zniszczenia w początkowym odcinku kanału nerwu podoczodołowego występują w *Próbie III* (ale towarzyszyły by mu złamanie obejmujące praktycznie cały kanał – aż do brzegu zewnętrznego oczodołu), w *Próbie VIII* (ale wcześniej obserwowano olbrzymią destrukcję w obrębie całej ściany dolnej) oraz, co w naszym przypadku jest najbardziej prawdopodobne, w późnym okresie (czas $t = 3,2 \cdot 10^{-3}$ s) *Próby VIb* (ryc. 5.13, ryc. 5.14).



Ryc. 5.14. Badanie TK w płaszczyźnie poziomej oraz obraz numeryczny późnego etapu Próby VIb oraz Próby III złamanie w okolicy szczeliny oczodołowej dolnej w początkowym odcinku kanału nerwu podoczodołowego

Fig. 5.14. Computed tomography (horizontal plane) and numerical model of late stage of Test VIb and of Test III. Fracture in the proximity of the inferior orbital fissure in the proximal portion of the infraorbital canal

6. DYSKUSJA

6.1. Wielkości oczodołu, grubości jego ścian oraz kąty pomiędzy nimi

Ustalenie wielkości oczodołu na podstawie badań z użyciem TK wiąże się z ustaleniem stałych, powtarzalnych i łatwych do odnalezienia punktów, od których będą prowadzone pomiary. Punkty te nie muszą pokrywać się z punktami orientacyjnymi (*landmarks*), ponieważ te służą do lepszej orientacji śródoperacyjnej i topodiagnostycznej. Natomiast punkty wykorzystywane w celu dokonania pomiarów służą do odwzorowania wielkości oczodołu (odległości od brzegu do szczytu, ustaleniu kątów, pod którymi łączą się całe ściany lub poszczególne ich elementy) oraz ustalenia grubości ścian w miejscach powtarzalnych.

Uzyskane w badaniach średnie wymiary oczodołu zostały użyte do budowy numerycznego modelu oczodołu. Przed wykorzystaniem do budowy modelu długość poszczególnych ścian, ich grubość na danych odległościach od brzegu oraz kąty zawarte pomiędzy ścianami lub w ścianach oczodołu porównano z wymiarami oczodołu uzyskanymi przez innych autorów.

Punktem początkowym, od którego rozpoczynano pomiary w ścianie przyśrodkowej prezentowanym w tej pracy był brzeg grzebienia łzowego tylnego, zaś punktem końcowym część przyśrodkowa ograniczenia kanału wzrokowego. Podobne miejsca pomiaru w odniesieniu do punktu końcowego były podawane przez Ji i wsp., którzy jako punkt początkowy podawały szew łączący kość czołową i wyrostek czołowy szczęki (łatwy do odnalezienia w badaniach na suchej czaszce lub śródoperacyjnie, natomiast trudny do znalezienia w projekcji TK) [97]. Inni autorzy podawali jako punkt pomiarowy (np. do określenia odległości do otworów sitowych) grzebień przedni lub tylny (stanowiące ograniczenia bruzdy łzowej) [26, 87, 106]. W prezentowanym materiale odległość ta wynosiła średnio 43,64 mm co jest zbliżone do wyników uzyskanych przez innych autorów (43,77 mm oraz 42,0 mm) [1, 178].

Pomiary w zakresie ściany bocznej dokonywano od punktu kostnego na wysokości przyczepu gałkowego mięśnia prostego bocznego, punktem końcowym była część boczna ograniczenia kanału wzrokowego. Wielu autorów zaleca jako początkowy punkt pomiaru szew kostny pomiędzy kością jarzmową a czołową, który jednak trudno znaleźć

na badaniach TK. Jest to punkt orientacyjny w pojęciu chirurgicznym [87, 106, 144, 178]. Przyjęty w badaniach punkt początkowy jest analogiczny z punktem zaproponowanym przez Ji i wsp. – tzn. zewnętrzny punkt kostny powstały przy przecięciu poziomej linii dzielącej oczodoł na dwie równe części (górną i dolną) z kostnym brzegiem bocznym [97]. Punkt ten odpowiada położeniu guzka Whitnalla – około 1 cm poniżej szwu jarzmowo-czołowego, gdzie przyczepiają się więzadło powiekowe boczne, więzadło policzkowe górne, róg boczny rozciągna dźwigacza, więzadło Lockwooda, powięź gruczołu łzowego oraz przegroda oczodołowa [26, 134]. Lee i wsp. do swoich pomiarów używali taki obraz z badania TK w płaszczyźnie poziomej, w którym długość mięśnia prostego bocznego była. W największa [129] prezentowanym materiale odległość ta wynosiła średnio 44,27 mm. Wynik ten mieścił się w zakresie wyników uzyskanych z pomiarów odległości od szwu jarzmowo-czołowy do kanał wzrokowego: 43,0-47,1 mm [144, 178].

Punktem początkowym przy pomiarach w zakresie ściany górnej był z reguły otwór nadoczodołowy [87, 106, 144, 178]. Odległości od niego do kanału wzrokowego wynosiły średnio od 40 do 48,65 mm. W pomiarach wykonanych dla potrzeby tej pracy, jako punkt początkowy przyjęto brzeg górny oczodołu w projekcji strzałkowej, zaś jako punkt końcowy krawędź górną kanału wzrokowego. Odległość ta wynosiła 45,86 mm. W odniesieniu do ściany dolnej punktem początkowym w pracach innych autorów był otwór podoczodołowy lub brzeg kostny oczodołu powyżej otworu podoczodołowego – odległości te wynosiły 40-54 mm – średnio odpowiednio 50,3 mm i 45,5 mm [87, 106, 144, 178]. W przedstawionych tu badaniach punktem początkowym był brzeg kostny oczodołu, zaś odległość do kanału wzrokowego wynosiła średnio 43,84 mm. Obie odległości mieszczą się w granicach błędu statystycznego, zaś różnice mogą wynikać ze sposobu pomiaru oraz doboru grupy badanej, w której wykonywano pomiary.

Wymiary zewnętrzne oczodołu (oceniane jako odległości pomiędzy skrajnymi punktami zewnętrznego brzegu kostnego) w prezentowanym badaniu wynosiły odpowiednio w płaszczyźnie poziomej 37,06 mm, zaś w płaszczyźnie pionowej 39,88 mm. Pomiarów dokonywano w badaniu TK w płaszczyźnie czołowej na obrazie, na którym był widoczny szew czołowo-jarzmowy przyjmując jako punkty początkowe – najbardziej odległe punkty w odpowiednich płaszczyznach, na brzegach kostnych oczodołu. Pomiary oczodołu dokonywane na czaszkach dorosłych Koreańczyków przez Hwanga i wsp., wynosi-

ły 35,0 mm w obu płaszczyznach, zaś Ji i wsp., po dokonaniu pomiarów na badaniach TK, określili te wielkości na odpowiednio 38,0-40,0 mm oraz 33,2-33,4 mm [87, 97]. Chastain i Sindwani, przedstawiając wielkość oczodołu podają, że wynosi ona 40,0 mm w płaszczyźnie poziomej i 32,0 mm w płaszczyźnie pionowej [34]. Wanyura podaje wymiary oczodołu odpowiednio: 40,0 mm i 35,0 mm [214]. Liesegang i wsp. podobnie oceniają wysokość wejścia do oczodołu na 35,0 mm zaś jego szerokość na 40,0 mm [134].

W obecnych badaniach oceniających grubość ścian kostnych oczodołu stwierdzono, że najgrubszą częścią obramowań kostnych jest jego brzeg zewnętrzny. Pomiar średniej grubości (mierzony z wykluczeniem grubości brzegu) wykazał że najgrubsze są: ściana boczna – 2,86 mm, i ściana górna – 2,75 mm. Grubość pozostałych wynosi: ściany dolnej – 1,21 mm zaś ściany przyśrodkowej – 0,93 mm. Rene również uważa, że ściana boczna jest najgrubszą ścianą oczodołu [172]. Grubość ściany przyśrodkowej oczodołu według Akdemira i wsp., wynosi 0,18-0,19 ($\pm 0,4$) mm, zaś według Wanyury około 1 mm [5, 214]. Warwar i wsp. oceniają grubość ściany przyśrodkowej na 0,59 mm – w odcinku przednio-dolnym; 0,37 mm w odcinku tylnio-dolnym; zaś ściany dolnej na 1,25 mm w odcinku bocznym [215]. Inne badania przedstawiają podobne wyniki [102, 147]. Grubość ściany dolnej poza odcinkami skrajnymi (zewnętrznym i ku szczytowi oczodołu) w badanym materiale waha się od 1,3 do 1 mm co jest zgodne z doniesieniami innych autorów, podających grubość ściany od 0,1 do 3,8 mm [69].

Goldberg i wsp. stwierdzili, że najgrubszym miejscem w ścianach obramowania kostnego oczodołu są okolice dołka gruczołu łzowego (kość czołowa), podstawa szczeliny oczodołowej dolnej (szczeka, kość jarzmowa) oraz przednio – dolny odcinek skrzydła większego kości klinowej (w okolicy połączenia z kością skroniową) [68]. Paradoksalnie dekompresja oczodołu polegająca na usunięciu tych regionów rzadko kończy się niepowodzeniem, jakim może być przemieszczeniem gałki ocznej ku dołowi lub zezem i pozwala na objętościową większą redukcję wytrzeszczu. W uzyskanych przez autora niniejszej pracy pomiarach najgrubszymi okolicami w oczodole były: na ścianie bocznej okolica odległa około 2 cm od brzegu zewnętrznego (średnia grubość 4,03 mm), na ścianie górnej okolica odległa około 1 cm od brzegu (średnia grubość 4,31 mm), zaś na ścianie dolnej okolice brzegu zewnętrznego – bocznie (średnia grubość 4,13 mm). Okolice te odpowiadają polom wyznaczonym przez Goldberga i wsp. [68].

Do wymiarowania modelu oczodołu użyto wartości kątów zawartych pomiędzy ścianami przyśrodkową i boczną oraz górną i dolną oczodołu. W ocenie ściany dolnej wykorzystano wartość kąta zawartego pomiędzy nią a płaszczyzną frankfurcką – kąt ten w badanym materiale wynosił $20,1^\circ$, a pomiędzy przednim a tylnym odcinkiem dna oczodołu – $131,7^\circ$. Według Nagasao i wsp. kąt zawarty między dnem a płaszczyzną frankfurcką jest większy i wynosi 30° . Badania były prowadzone na populacji Japończyków [153]. Wielkość kąta zawartego między ścianą przyśrodkową i boczną oczodołu w prezentowanych badaniach wynosił $50,3^\circ$ podczas gdy w badaniach innych autorów był mniejszy i wynosił 45° [172]. Inni autorzy potwierdzają dużą zmienność wielkości kątów pomiędzy ścianami oczodołu zależną od płci i rasy [49]. Wielkość kątów pomiędzy ścianami oczodołu (geometria oczodołu) warunkuje jego objętość. Al-Sukhun i wsp. uważają, że wraz ze zwiększeniem objętości oczodołu spada jego wytrzymałość na uraz – przesunięcie rozstawu ścian o 1 mm zmniejsza jego wytrzymałość o około 50%, podczas gdy eliminacja tkanki tłuszczowej z oczodołu zmniejsza ją o około 75%. Wszystkie badania autorów były prowadzone na statycznym modelu komputerowym [9].

6.2. Wartość modułu Younga

Złamanie kości następuje wówczas, gdy energia powstała w wyniku urazu przekracza wartość energii mechanicznej, którą kość może zaabsorbować [209].

Właściwości mechaniczne kości wpływające na jej wytrzymałość i odporność na złamanie to gęstość bezwzględna, gęstość pozorna oraz twardość. Wartość gęstości bezwzględnej tkanki kostnej waha się pomiędzy $1,8-2,5 \text{ g/cm}^3$, zaś gęstości pozorna $0,67-1,18 \text{ g/cm}^3$ [107, 108, 148, 152, 192, 205, 220, 225]. Twardość kości twarzoczaszki oceniana jest na $0,51-0,61 \text{ GPa}$ [192]. Ponieważ różnice pomiędzy wartościami (opisywanymi w literaturze) są niewielkie i nie zależą od lokalizacji kości, dlatego w prezentowanych badaniach przyjęto wartości średnie: gęstość bezwzględna $2,20 \text{ g/cm}^3$, gęstość pozorna $0,92 \text{ g/cm}^3$, zaś twardość $0,56 \text{ GPa}$.

Wśród biomechanicznych parametrów opisujących łamliwość kości Turner wymienia: wielkość kości, ich kształt, otoczenie, „jakość” ich budowy, sztywność, wytrzymałość, kruchość, ostateczne odkształcenie, ostateczne przemieszczenie, ostateczną siłę

działającą na kość oraz moduł Younga, który określa miarą rzeczywistej sztywności [209]. Wiele tych cech jest od siebie zależnych i z sobą powiązanych. Wzrost kruchości powoduje spadek wytrzymałości, wzrost mineralizacji kości (zmiana ich „jakości”) powoduje ich większą kruchość. Inne czynniki, według Turnera nie wpływają na siebie: np. sztywność nie wpływa na kruchość [209]. Pomiedzy niektórymi cechami udało się określić proporcjonalność np. wartość modułu Younga jest funkcją liniową gęstości strukturalnej (współczynnik proporcjonalności 1,209) oraz od gęstości pozornej w trzeciej potędze ze współczynnikiem proporcjonalności 2,195; również wytrzymałość na ściskanie zależy liniowo od gęstości pozornej (współczynnik proporcjonalności – 1,65) [107, 192, 224]. Między innymi cechami istnieją zależności, natomiast nie udaje się określić ich proporcji. Wytrzymałość na ściskanie zależy od prędkości odkształceń oraz wypełnienia szpiku kostnego przez elementy morfotyczne krwi – *in vivo* lub płyn fizjologiczny – *in vitro* [107, 192, 224]. Obecność materiału wypełniającego kość zwiększa jej wytrzymałość, ale proporcje obu wartości pozostają nieznane [107]. Seong i wsp. znaleźli korelację statystyczną pomiędzy modułem Younga, twardością i gęstością pozorną. Badania dotyczyły zuchwy oraz szczęki [192]. Autorzy ci stwierdzili, że pomiędzy tymi cechami istnieje zależność – moduł Younga oraz twardość rośnie wraz z ścienną wartością gęstości pozornej.

Wiele cech jest indywidualnie zmiennych i genetycznie uwarunkowanych (jakość, budowa tkanki kostnej) oraz niemierzalnych i nieprzewidywalnych (np. mikro-, czy nawet makroporowatość pourazowa, zwyrodnienie tłuszczowe szpiku kostnego). Na wytrzymałość i podatność na złamania ma również wpływ stosunek grubości warstwy korowej do gąbczastej a także mikrostruktura układu pojedynczych beleczek kostnych [208].

Jedną z najważniejszych i jednocześnie niejednoznacznie określonych wartości opisujących łamliwość/wytrzymałość kości jest ich elastyczność zdefiniowana przez wartość modułu Younga [9, 177, 208, 209].

Uzyskane w wykonanych badaniach średnia wartość modułu Younga dla kości tworzących obramowanie kostne oczodołu wynosiła $1,20 \cdot 10^9$ N/m² (1200 MPa). Rozbieżność wyników wahała się od 160 MPa do 3660 MPa. Wartość średniego wyniku uzyskanym u kobiet wynosiła 1140 MPa, zaś u mężczyzn 1190 MPa. Wśród chorych młodszych (poniżej średniej wieku) wartość modułu Younga wynosiła 1660 MPa, zaś u cho-

rych starszych 820 MPa. Nie zauważono różnicy pomiędzy uzyskanymi wynikami a miejscem pobrania kości (ściana przyśrodkowa, ściana górna). Wartości modułu Younga dla kości twarzo- i mózgowcowej są różne i wahają się od 888 MPa do 20000 MPa [9, 113, 150, 152, 153, 154, 155, 192, 220, 225]. Z tego powodu podjęto próbę określenia modułu Younga kości ograniczających oczodoł. Kości czaszki to niejednorodna pod względem kształtu oraz budowy i czynności grupa kości. Kości pokrywy czaszki (moduł sprężystości Younga zwykle jest większy od 13500 MPa) to kości płaskie m. in. kość czołowa, ciemieniowa, potyliczna. Te kości składają się z położonych zewnętrznie warstw zbitych oraz położonej pomiędzy nimi warstwy gąbczastej. Yan i wsp. oraz Yamada i wsp. podają, że wartość modułu zdeterminowana jest przede wszystkim właściwościami warstwy zewnętrznej (13000 MPa), podczas gdy jego wartość dla warstwy gąbczastej wynosi 888-1000 MPa [224, 225]. Ci sami autorzy podają, że wartość modułu Younga dla innych kości twarzy wynosi 5000 MPa. Prawdopodobnie na właściwości elastyczne części gąbczastej wpływa również mikrostruktura i układ beleczek kostnych [208]. Wartość modułu Younga kości twarzy (żuchwa, szczęka) jest różna w zależności od miejsca pobrania materiału do badania. Seong i wsp. stwierdzili że wartość modułu sprężystości żuchwy wynosi od 16800 MPa w części przedniej do 19700 MPa w części tylnej, w przypadku szczęki wartości te wynosiły odpowiednio w części przedniej 14500 MPa a w tylnej 15300 MPa [192]. Jednak badania dotyczyły przede wszystkim wyrostków zębodołowych. W pracach Nagasao i wsp., wartość modułu Younga waha się od 1500 MPa do 15000 MPa [150, 152, 153, 154, 155]. W pracach o oczodole ci sami autorzy podają wartość modułu Younga jako 13500 MPa – badania były wykonywane na suchych czaszkach. Kimura i wsp. określili wartość modułu elastyczności żuchwy dla warstwy korowej na 8700-15000 MPa zaś dla kości gąbczastej 500-1500 MPa [113].

Yamada i wsp. potwierdzają, że na wyniki badania wielkości modułu Younga wpływa również to czy badania były wykonywane na kościach wilgotnych (preparat świeży) czy na suchych kościach (preparat stary) [224]. Wyniki wyższe o około 16% otrzymuje się wtedy, gdy badania są prowadzone na kościach suchych.

Uzyskany w niniejszej pracy wynik (1200 MPa) mieści się w granicach wyników uzyskanych przez innych autorów. Należy podkreślić dysproporcję pomiędzy wynikami pomiarów modułu Younga kości wykonujących największą pracę (np. szczęka, żuchwa), chroniących centralny układ nerwowy (kości mózgowcowej) oraz kośćmi podporowymi

(np. kości udowe, kręgi), a wartościami uzyskanymi w prowadzonej serii prób. Wynikać to może z odmiennej budowy kości oczodołu, która warunkują ich odmienne zadania w organizmie, ale też z ich lokalizacji poza zewnętrznymi powłokami szkieletu i poza jego głównymi cięgami podporowymi. W prezentowanych badaniach wykorzystywano kości pobrane ze zwłok i badane nie dłużej niż 5 dni po zgonie (w międzyczasie zwłoki i kości były przechowywane w lodówce).

Większość badań była prowadzona w formule rozciągania kości, tzn. w takiej, która jest porównywalna do sytuacji kości po rzeczywistym urazie oczodołu. Zachowanie kości *in vivo* przy innym obciążaniu, skręcaniu czy zginaniu oraz przy wielowektorowym lub wielopunktowym równoczesnym lub nieodległym w czasie działaniu siły od przodu i z boku pozostaje wciąż niezdefiniowane. W odniesieniu do kości udowej wiadomo również, że moduł Younga jest dwa razy większy podczas badania w osi długiej niż poprzecznie. Zależność ta została określona w odniesieniu do kości długich [224].

Wytrzymałość takiej złożonej struktury anatomicznej jak oczodół to nie tylko wytrzymałość kości, ale również całkowita wytrzymałość wielowarstwowej struktury, na którą składają się skóra z tkanką podskórną, elementy łącznotkankowe budujące powieki, spojówki, gałka oczna wraz z całą zawartością oczodołu oraz okostną. Każda z tych struktur ma swoją grubość oraz swoje indywidualne osobniczo zmienne właściwości, które determinują wytrzymałość mechaniczną całej struktury. Stworzony przez Horgana i Gilchrista w 2003 r. wielowarstwowy model czaszki do oceny skutków urazu uwzględniał odmienną wytrzymałość różnych warstw [81]. Yan i wsp. określili moduły sprężystości: skóry (16700 MPa), twardych kości pokrywy czaszki (15000 MPa), opony twardej (31500 MPa) oraz opony miękkiej (11500 MPa) [225]. Wynika stąd, że najbardziej wytrzymałą warstwą chroniącą mózg jest opona twarda. Wyciek płynu mózgowo-rdzeniowego jest możliwy po uszkodzeniu wszystkich struktur oddzielających przestrzeń podpajęczynówkową ale najbardziej wytrzymałą warstwą chroniącą mózg jest opona twarda. Cały układ chroniący mózg w aspekcie płynotoku jest tak wytrzymały, jak wytrzymały jest jego najmocniejszy element.

Odmierna sytuacja ma miejsce w przypadku oczodołu. Jeśli porównamy budowę warstwową oczodołu do budowy warstwowej czaszki i ich fragmentów o największym module sprężystości (opona twarda i *periorbita*) to płynotok w przypadku mózgowo-czaszki jest następstwem przerwania przede wszystkim ciągłości opony twardej. W przypadku

oczodołu pęknięcie i przemieszczenie kości choćby czasowe i odwracalne jak w *white eyed blowout*, może powodować zarówno przemieszczenie zawartości oczodołu poza okolicę anatomiczną jak i możliwość wytworzenia we wnętrzu oczodołu wtórnych zmian pourazowych. Następstwem jest wystąpienie objawów klinicznych (krwiak, odma, obrzęk). Do wystąpienia tych objawów nie jest konieczne rozerwanie okostnej. Cały układ chroniący oczodół jest tak wytrzymały, jak jego słabszy element – kość.

Podczas gdy moduł sprężystości *periorbity* jest porównywalny z modulem sprężystości opony twardej, to jego wartość dla kości budującej oczodół jest dalece mniejsza od kości budujących czaszkę (w prezentowanym badaniu 1200 MPa). Taka sytuacja tłumaczy częsty obraz kliniczny – pęknięcie kości, któremu nie towarzyszy przemieszczenie (lub przemieszczenie jest niewielkie) zawartości oczodołu do zatok przynosowych. Nie naruszona okostna oczodołu „utrzymuje” jego zawartość podczas urazu i „wraca” do pozycji pierwotnej, podczas gdy kości łamią się i przemieszczają. Z drugiej strony większa wytrzymałość kości mózgowcowej od kości oczodołu zależy od ich odmiennej struktury, grubości, ale również od ponad dziesięciokrotnie większej wartości modułu Younga.

Yan i wsp. podkreślają, że moduł Younga dla kości jest zależny od ich budowy i wynosi dla kości twardych – 15000 MPa, kości gąbczastych – 1000 MPa, a dla kości twarzoczaszki – 5000 MPa [225].

Wartość modułu Younga zmienia się wraz z wiekiem. Currey i wsp. określili, że zwiększa się on do 30 roku życia, a następnie zmniejsza [43]. Ding i wsp. potwierdzają te spostrzeżenia i fakt ten wiąże ze spadkiem gęstości pozornej oraz koncentracji włókien kolagenowych w kościach – różnica między wszystkimi wynikami jest statystycznie znamienna [48]. Burr uważa, że wraz z wiekiem zmniejsza się plastyczność i rozciągliwość kości co związane jest z molekularnymi zmianami w obrębie macierzy kostnej: organicznej (spadek wytrzymałości i zawartości kolagenu) i nieorganicznej (wzrost mineralizacji, a także zmiana kształtu i wielkości uwapnionych kryształów hydroksyapatytowych), co prowadzi do zmniejszenia zdolności kości do pochłaniania energii [29]. Duży wpływ na te zjawiska mają również przebyte infekcje zatok przynosowych (sitolowych i szczękowych), które zmieniają cytoarchitekturę i morfologię ścian kostnych zatok oraz przebyte wcześniej mikro- lub makrourazy. Obserwacje te prowadzą do stwierdzenia, że u osób starszych kości są bardziej podatne na złamanie pod wpływem

działania takiej samej siły niż u osób młodych. Inni autorzy nie potwierdzają tych spostrzeżeń – badania dotyczyły kości udowej [79].

W badaniach prezentowanych w niniejszej pracy zauważono podobne tendencje: wartość modułu Younga u osób poniżej średniej wieku (43,5 roku) wynosiła $1,66 \cdot 10^9 \text{ N/m}^2$, podczas gdy u chorych starszych – $0,82 \cdot 10^9 \text{ N/m}^2$. W prezentowanych badaniach nie zaobserwano różnicy pomiędzy średnimi wartościami modułu Younga otrzymanych u kobiet ($1,14 \cdot 10^9 \text{ N/m}^2$) i u mężczyzn ($1,19 \cdot 10^9 \text{ N/m}^2$).

Inni autorzy również nie zauważyli istotnych statystycznie różnic w badaniach uwzględniających płeć [108, 140]. Kasra i wsp. nie zauważyli wpływu terapii androgenowej (testosteron, androstendiol) na wielkość modułu sprężystości (prace prowadzono na małpach) [108].

Inny ostatnio stosowany sposób oceny modułu Younga wynika z szacunkowej jego oceny na podstawie obrazów tomografii komputerowej [7, 101, 187]. Na podstawie oceny skali szarości obrazu oraz skorelowanej z nim oceny współczynnika pochłaniania (wyrażonej w jednostkach Hounsfielda – HU) wyznacza się wartość gęstości pozornej tkanki kostnej ρ [g/cm^3] w danym elemencie objętościowym badanego obiektu:

$$\rho = 1,122 \cdot HU + 47$$

Następnie oblicza się wartość modułu Younga E [GPa] na podstawie wzoru:

$$E = 1,92 \cdot \rho - 170$$

Dzięki przetwarzaniu danych wartości gęstości pozornej oraz modułu Younga są wyznaczane automatycznie. Schaller i wsp. praktycznie zastosowali taką metodę i dzięki temu stworzony przez nich anizotropowy numeryczny model czaszki jest bardziej doskonały od wcześniejszych, bo ma różne wartości modułu Younga i gęstości w zależności od badanej okolicy, tak jak różne są właściwości czaszki w różnych jej okolicach [187]. Taki sposób przedstawiania i oceny danych pozwala na zindywidualizowane podejście do badanego pacjenta i przejście od etapu „modelu” do etapu rzeczywistej sytuacji klinicznej. Pewne niedogodności związane z tą metodą wynikają z konieczności wykonywania badań TK o doskonałej jakości (z najwyższą ostrością, kontrastem i roz-

dzielczością obrazu) oraz koniecznością wykonywania i rejestracji danych bez zniekształcania sygnału oraz z dużą redukcją szumów i bez artefaktów. Szczególnie trudne do oceny oraz dokładnej interpretacji danych są te okolice, w których graniczą ze sobą obszary o różnej gęstości przy jednocześnie małej grubości badanych struktur kostnych. Sposób przetwarzania danych zawsze wiąże się z pewnym uśrednieniem wyników [101, 203].

Al-Sukhun i wsp. świadomi zmienności wartości modułu Younga (a także innych wartości takich jak współczynnik Poissona, moduł odkształcenia postaciowego oraz grubość ściany kostnej oczodołu) przedstawili zachowanie się struktur kostnych w zależności od różnych jego wartości (różniący się o 50%) i wpływ tych zmian na wytrzymałość kości [9]. Potwierdzają oni niewielki wpływ wzrostu wartości modułu Younga zarówno na zwiększenie jak i zmniejszenie wytrzymałości (o około 6%). Autorzy ci podkreślają, że duży wpływ na wytrzymałość oczodołu mają obecność w nim tkanki tłuszczowej i innych struktur (więzadeł i mięśni) oraz grubość jego zewnętrznych brzegów kostnych i ścian. Według nich, największy wpływ na zwiększenie wytrzymałości i odporności na urazy ma zwiększenie grubości brzegu kostnego (o około 15% na 1 mm) oraz dna oczodołu (o około 20% na 1 mm).

Obecność tkanki tłuszczowej w oczodole powoduje również inny efekt. Dzięki jej obecności oczodół zyskuje pewne możliwości kompresji. Możliwa jest jej deformacja plastyczna i związane z tym pochłanianie energii wyzwolonej w wyniku urazu. Zwiększa to wytrzymałość oczodołu szczególnie w płaszczyźnie przód – tył, czyli takiej, wzdłuż której najczęściej dochodzi do uderzenia oraz która jest najmniej chroniona – jedynie przez skórę i powiekę. Jest to szczególnie ważne w przypadku mechanizmu hydraulicznego urazu – uderzenie bezpośrednio w gałkę oczną.

We wnętrzu oczodołu i w jamie czaszki panuje podobne ciśnienie, ale podczas gdy jego czasowe zwiększenie w jamie czaszki nawet do wartości 25-30 mmHg lub chwilowe ponad 40 mmHg może powodować wystąpienie nieodwracalnych zmian lub zgon (doktryna Monro-Kellie o stałej wielkości objętości przestrzeni wewnątrzczaszkowej). W oczodole sytuacja jest odmienna i uwarunkowana przepływem w tętnicy środkowej siatkówki, który ustaje przy ciśnieniu 65-70 mmHg. Okostna oczodołu pęka przy ciśnieniu 70-100 mmHg, gałka oczna pęka przy nacisku na nią ciśnieniem około 9,4 MPa (70.505,8 mmHg), zaś naprężenia graniczne dla kości oczodołu wynoszą 150 MPa

(1.125.092,5 mmHg) [86, 90, 210, 231]. Wytrzymałość oczodołu jako struktury anatomicznej, w której mogą wystąpić nieodwracalne zmiany jej czynności jest trzykrotnie większa od wytrzymałości jamy czaszki i zależy przede wszystkim od utrzymania przepływu w tętnicy środkowej siatkówki.

6.3. Model numeryczny oczodołu

Niezwykle trudna jest odpowiedź na pytanie ile energii trzeba użyć, aby wywołać złamanie obramowań kostnych oczodołu. Z powodów oczywistych brak wyników otrzymywanych *in vivo*. Green i wsp. obliczyli na modelu zwierzęcym, że do takiego złamania potrzeba energii 2,08 J, z drugiej strony piłka tenisowa przy serwisie generuje energię 11,4 J; piłka do squasha – 8,1 J, ludzka pięść przy uderzeniu wyzwala energię od 0,9 J do 3,7 J i nie zawsze po urazie w takich okolicznościach obserwujemy złamania [70]. Poza wielkością siły/energii istnieją trzy grupy czynników warunkujących powstanie urazu i jego zakres. Pierwsza związana jest z elementami sprawczymi. Wśród nich są kierunek działania siły, miejscem jej przyłożenia, powierzchnia kontaktu siły z oczodołem lub jego brzegiem, właściwości fizyko-chemiczne i kształt „nośnika” siły – np. ludzkiej pięści, narzędzia metalowego, piłki, podłoża, fragmentu karoserii itp. Druga grupa czynników warunkujących wytrzymałość oczodołu związana jest z jego indywidualną budową: wielkością i grubością ścian kostnych, stanem aparatu ochronnego oka, przebytymi wcześniej urazami i/lub zabiegami operacyjnymi oraz współwystępującymi chorobami. Trzecia grupa czynników związana jest z ewentualną obecnością innych okoliczności zdarzenia np. środków ochronnych (okularów, kasku), sposobu upadku po urazie. Dodatkowo należy uwzględnić fakt, że złamanie powstaje niejednokrotnie przy kolejnym przyłożeniu siły, podczas tego samego zdarzenia sprawczego oraz fakt, że złamania powstają najczęściej w wyniku wielokomponentowych mechanizmów.

Do doświadczeń, w których opisywano złamania oczodołu we wcześniejszych pracach wykorzystywano: zwłoki ludzkie (świeże zwłoki mrożone lub suchą czaszkę), modele syntetyczne lub zwierzęce [2, 62, 197]. Waterhouse i wsp. używali świeżych zwłok do oceny dna oczodołu po uderzeniu w jego brzeg. Obserwowali złamania w przedniej i przednio – przyśrodkowej części dna oczodołu natomiast nigdy na ścianie

przyśrodkowej [217]. Ahmad i wsp. w badaniach na zwłokach oceniali zakres złamań na dnie oczodołu po zastosowaniu modelu wyboczeniowego i hydraulicznego urazu [2]. Po uderzeniu w brzeg (model wyboczeniowy) złamania były zlokalizowane w przedniej oraz przednio-przyśrodkowej części dna oczodołu – w okolicy kanału nerwu podoczodołowego oraz przyśrodkowo od niego. Po uderzeniu w gałkę oczną (model hydrauliczny) większość złamań była obserwowana w tylnym oraz tylnoprzyśrodkowym odcinku dna oczodołu, wzdłuż kanału nerwu podoczodołowego oraz przyśrodkowo od niego. Do wywołania złamania w modelu wyboczeniowym autorzy używali energii 1,54 J, natomiast w modelu hydraulicznym 1,22 J. Badania przeprowadzono na populacji osób starszych (średnia wieku 83,5 lat) oraz po wcześniejszym osłabieniu kości szczękowej (usuwano ścianę przednią – celem umieszczenia na ścianie oczodołowej zatoki tensometru. Rhee i wsp. w swoich badaniach (na zwłokach) nad modelem hydraulicznym obserwowali złamania w zakresie ściany dolnej od uderzenia z energią 2,9 J. Natomiast po użyciu energii 4,9 J złamania dotyczyły równocześnie ścian przyśrodkowej i dolnej. Przemieszczenia odłamów kostnych obserwowali po użyciu energii większej niż 6,86 J [174]. Krytycznie należy podejść do faktu, że badania przeprowadzono na małej liczbie prób (5 zwłok) oraz że wraz ze zwiększeniem energii z jaką uderzano w gałkę oczną obserwowano zmniejszenie łącznej powierzchni złamań (od 10 cm² przy energii 4,9 J do 8,12 cm² przy 10,78 J). Warwar i wsp. przedstawiając zestawienie różnych wcześniejszych eksperymentów (na zwłokach lub suchej czaszce), których celem miało być uzyskanie złamania ścian kostnych oczodołu, opisują, że energia użyta do tego wahała się od 0,61 J do 14,7 J [215]. W swoich doświadczeniach, przy których używali oni energii od 0,029 J do 0,127 J typowe miejsce złamania było położone 16,2 mm od brzegu dolnego i 5,5 mm przyśrodkowo od kanału nerwu podoczodołowego. Do wywołania złamania w formule hydraulicznej potrzebowali energii 0,071 J, zaś w formule wyboczeniowej 0,068 J. Badania były wykonywane na ścianie kostnej stanowiącej dno oczodołu (bez uwzględnienia okolicznych kości), pobranej z wcześniej zabalsamowanych zwłok, zaś uderzenie następowało bezpośrednio prostopadle do osi długiej kości (bez uwzględnienia mechanizmów tłumienia oraz pochłaniania energii wynikających z uderzenia w brzeg oczodołu lub gałkę oczną), co jest dalekie od rzeczywistości [215].

Badania na modelu zwierzęcym oraz na zwłokach wiążą się z wieloma ograniczeniami i obecnie są rzadko stosowane. Trudno przenieść wyniki uzyskane w ten sposób

na ludzi, ponieważ zachowanie pojedynczych kości oraz całych struktur anatomicznych *in vivo* z powodu odmiennej morfologii i odmiennej budowy fizyko-chemicznej oraz odmienności czynnościowych różni się. Stąd poszukiwania takiej metody badawczej, dzięki której będzie możliwe prowadzenie badań nad zachowaniem struktur kostnych oczodołu, ale również wyznaczenie punktów najsłabszych, najbardziej wrażliwych na uraz i znalezienie sposobu ich ochrony. Stworzenie modelu numerycznego szkieletu lub jego fragmentów pozwoliło na prowadzenie badań i analiz metodą niedestrukcyjną. Początkowo badano zachowanie jedynie pojedynczych kości, (m.in. kości udowej i żuchwy) z czasem badania rozszerzono na całe okolice anatomiczne, np. oczodół doskonaląc jednocześnie model uwzględniając gałkę oczną i inne tkanki miękkie oczodołu.

Dzięki stworzeniu numerycznego modelu oczodołu złożonego z elementów powłokowych możliwe stało się przeprowadzanie doświadczeń nad zachowaniem się narządu/okolicy anatomicznej pod wpływem uderzeń z określoną siłą działającą pod określonym kątem i w określonym czasie w odniesieniu do osi długiej oczodołu. Dzięki temu możliwym stało się stworzenie numerycznego wzorca urazu oczodołu typu *blow-out*, pozwalającego na powtarzalne, bezpieczne, tanie, a przede wszystkim „bezkrawe” wykonywanie doświadczalnych złamań struktur kostnych oczodołu. Porównywanie wyników doświadczeń na kościach z wynikami uzyskanymi na modelu numerycznym z elementów skończonych są wielce obiecujące a ich zgodność jest wysoka, zaś sama metoda badawcza jest uznaną metodą służącą do analiz biomechanicznych oczodołu i innych struktur anatomicznych [151, 152, 153, 154, 155, 187]. Dzięki modelom numerycznym udało się potwierdzić wiele hipotez badawczych, np. większy zakres zniszczeń przy uderzeniu od dołu w brzeg dolny oczodół, zmniejszenie wytrzymałości kości twarzoczaszki po wcześniejszym usunięciu jej fragmentu, istnienie miejsc wzmoczonej odporności w obrębie kości twarzoczaszki – „słupów wzmocnienia” oraz przewidzieć zakres zniszczeń przy konkretnym urazie [151, 152, 155].

Następnym etapem pracy nad modelem numerycznym oczodołu było określenie granicznych wartości naprężeń i odkształceń, powyżej których dochodzi do trwałego rozerwanie struktur kostnych z ich przemieszczeniem i które należy uznać za wartości graniczne (*yield criterion*). Przyjęta w przedstawionych badaniach wartość (150 MPa) jest zgodna z doniesieniami innych autorów [113, 154, 187]. Wartość ta jest zależna od rodzaju mechanizmu zniszczenia oraz tego jak zniszczenie przebiega w czasie (liniowa

bądź nieliniowa zmiana obciążenia) [71, 158]. W przypadku gdy do zniszczenia dochodzi w wyniku ściskania wynosi ona średnio – 163 MPa, rozciągania – 109 MPa, zginania – 60 do 160 MPa zaś skręcania – 54,1 MPa – dane odnoszą się do kości długich. Mechanizm prowadzący do złamań kości oczodołu jest złożony i udział w nim poszczególnych mechanizmów pozostaje nieznany.

W pracy Nagasao i wsp., oceniającej interakcję pomiędzy hydraulicznym i wyboczeniowym mechanizmem złamań typu *blow-out* z użyciem metody elementów skończonych, do symulacji złamań używano energii 1,2 J w czasie 0,01 s rozkładając ją pomiędzy oba mechanizmy w stosunku 3/0, 2/1, 1/2 oraz 0/3 [154]. Największe pole powierzchni, gdzie naprężenia przewyższały naprężenia graniczne określone przez autorów jako *theoretical fracture areas*, znaleziono na ścianie przyśrodkowej – 1,58 cm² (w modelu tylko hydraulicznym) oraz na ścianie dolnej – 1,24 cm² (w modelu hydrauliczno/wyboczeniowym – 1/2). Różnice były statystycznie znamienne. Większe zniszczenia w stosunku do modeli łączonych osiągnięto w modelach jednowariantowych. Zgodnie z obliczeniami matematycznymi ilość energii potrzebna do wywołania *theoretical fracture areas* w mechanizmie hydraulicznym wynosi 0,95 J, zaś w mechanizmie wyboczeniowym 0,85 J. W mechanizmie tylko jednowariantowym wyboczeniowym uzyskany przez innych autorów rozkład pola o wartościach naprężeń przekraczających *yield criterion* oraz jego lokalizacja (przednio/przyśrodkowe) był podobny do wyników uzyskanych w *Próbie I* gdzie siła była przyłożona równomiernie do całej ściany dolnej [154].

W innej pracy tych samych autorów, w której porównują oni zakres pól *theoretical fracture* z kątem, pod którym nastąpiło uderzenie w dolny brzeg oczodołu w odniesieniu do płaszczyzny frankfurckiej, udowodniono, że im siła jest przyłożona bardziej równoległe do osi długiej ściany dolnej tym zniszczenia są większe [153]. Obraz zniszczeń jest podobny do tych uzyskanych w *Próbie I i III*, tzn. największe naprężenia w przednim odcinku po obu stronach kanału nerwu podoczodołowego.

Schaller i wsp. oraz Al-Sukhun i wsp. stworzyli model skończenie elementowy głowy, który poddawali uderzeniom mającym wywoływać urazy oczodołu w mechanizmach: hydraulicznym, wyboczeniowym oraz łączącym oba te mechanizmy [7, 187]. Model został stworzony dzięki zaimportowaniu obrazów TK, z jednoczesnym uwzględnieniem wartości gęstości oraz modułu Younga, skorelowanymi z skalą szarości oraz jednostkami Hounsfielda (HU) [101]. Nowym elementem jest wymodelowanie przez

nich gałki ocznej, które zostało wykorzystane do odtworzenia mechanizmu hydraulicznego (jednowariantowy uraz lub współwystępujący z mechanizmem wyboczeniowym). Badania Schallera i wsp. wykonywano w modelu dynamicznym – poddając elementy kostne działaniu siły o maksymalnej wartości 7200 N w czasie 1,3 ms – mechanizm wyboczeniowy oraz siły 4600 N w czasie 2,5 ms na gałkę oczną – mechanizm hydrauliczny [187]. Gałka oczna pod wpływem uderzenia cofa się w głąb oczodołu i opiera o punkty kostne wewnątrz niego – dochodzi do jej ściśnięcia. Wytrzymałość twardówki oka jest mniejsza niż wytrzymałość elementów kostnych budujących oczodół – stąd wniosek, że w tym mechanizmie szybciej dojdzie do pęknięcia gałki ocznej niż kości. Pęknięcie gałki ocznej następuje przy ciśnieniu 9,4 MPa, podczas gdy kości dla naprężeń 150 MPa [153, 187, 210]. Współczynnik Poissona, oceniający stosunek odkształceń w kierunku działania siły do odkształceń w kierunku poprzecznym badanego materiału, jest różny dla tkanki kostnej (0,32) i dla gałki ocznej (0,44) [154, 210]. Praca Schallera i wsp. bazuje na założeniu, że gałka oczna może cofać się w głąb oczodołu, co wydaje się być nie do końca prawdziwe. Rzeczywisty obraz kliniczny wskazuje, że skomplikowany układ więzadeł i mięśni podtrzymuje i mocuje ją w przednim odcinku oczodołu, a z drugiej strony przestrzeń zagałkowa wypełniona jest tkanką tłuszczową, dodatkowo wzmocnioną więzadłami, naczyniami i nerwami, które w sposób naturalny stanowią przeszkodę dla swobodnego cofania się gałki ocznej [187]. W swoich doświadczeniach autorzy ci nie uwzględnili również możliwości pochłaniania energii przez elementy aparatu ochronnego oka oraz mechanizmu tłumienia. Jest to jednak pierwszy model, w którym czaszkę wzbogacono o gałkę oczną, zastosowano analizę dynamiczną (ale w wariacie liniowym) do wymodelowania uderzenia oraz uwzględniono wynikające z badania TK indywidualne i zależne od lokalizacji wartości modułu Younga i gęstości kości. Cały model składał się z 740000 elementów skończonych typu bryłowego, a jego zgodność z rzeczywistością jest dobra.

Al-Sukhuma i wsp. prowadzili badania na modelu numerycznym uwzględniającym tkanki miękkie oczodołu (mięśnie, gałkę oczną) [7, 9]. Oceniali oni wielkość naprężeń w obrębie ściany dolnej oczodołu w zależności od kąta uderzenia w brzeg oczodołu. Przy uderzeniu prostopadłym do brzegu oczodołu (analogiczny uraz jak *Próba 1*) największe naprężenia uzyskali oni w części środkowej dna oczodołu oraz w części przyśrodkowej. Wyniki autorów są analogiczne do prezentowanych w tej pracy wyników analiz, w któ-

rych największe naprężenia dotyczyły pola środkowego pomiędzy kanałem nerwu podoczodołowego oraz przyśrodkową ścianą oczodołu. Natomiast zmiana kąta uderzenia (przy zachowaniu jego miejsca) zmieniała obszary objęte największymi naprężeniami – przy uderzeniu z boku pod kątem 45° (analogiczny uraz jak w *Próbie II*) największe naprężenia, choć o natężeniu trzykrotnie mniejszym, mimo tej samej siły, obserwowali oni przy brzegu bocznym oczodołu oraz w polu pomiędzy środkiem a brzegiem bocznym. Podobny obraz (mimo zmiany warunków doświadczenia – w prezentowanych badaniach zmieniła się siła uderzenia w ten sposób, że największe uderzenie następowało w brzeg zewnętrzny z siłą zmniejszającą się do przyśrodka) obserwowano również w *Próbie II*, w której największe pole o naprężeniach zredukowanych większych od granicznych obserwowano w rejonie pomiędzy kanałem nerwu podoczodołowego a boczną ścianą oczodołu. Al-Sukhuma i wsp. największe naprężenia w tylnym odcinku oczodołu obserwowali przy uderzeniu w brzeg oczodołu od dołu, pod kątem 45° , podczas gdy najmniejsze naprężenia (zlokalizowane w środkowej części dna) obserwowali przy uderzeniu od przyśrodka [7]. Wyniki uzyskano po obliczeniach według modelu statycznego, a nie dynamicznego.

Na podstawie przeprowadzonych w prezentowanej pracy badań stwierdzono, że wielkość zniszczeń, ocenianych jako przekroczenie naprężeń granicznych, nie zależy od wielkości siły ale od punktu/ów jej przyłożenia.

6.4. Uderzenie w brzeg kostny ściany dolnej - model numeryczny i badania kliniczne

6.4.1. Przyczyny pęknięcia ściany dolnej przy urazie typu blow-out

Należy przyjąć, że właściwości fizyczne (gęstość bezwzględna i pozorna, moduł Younga i twardość) kości budujących ściany oczodołu są podobne, natomiast kości i ściany w sposób znaczny różnią się grubościami oraz sposobem podparcia. Najczęściej pękające ściany kostne oczodołu to ściana dolna oraz przyśrodkowa [35, 57, 94, 95, 99, 103, 114, 122, 130, 134, 200]. W prezentowanych badaniach wiąże się to przede wszystkim z grubością tych ścian (stosunek średniej grubości najgrubszej ściany bocznej do ściany

dolnej wynosił 2,4:1), ale także ze stosunkiem ich grubości do grubości ścian górnej i bocznej w zależności od odległości od brzegu oczodołu (przy odległości 1,0 cm od brzegu zewnętrznego oczodołu stosunek grubości ściany górnej do przyśrodkowej wynosił 4,6:1; na drugim i trzecim centymetrze stosunek grubości ściany bocznej do przyśrodkowej wynosił odpowiednio 6,2:1 i 4,1:1). Jedynie w płaszczyźnie zewnętrznej oraz w szczycie oczodołu stosunek grubości ściany bocznej do przyśrodkowej (zewnętrznie) wynosił 1,8:1, zaś w szczycie ściany górnej do przyśrodkowej 1,5:1. Największy spadek grubości ściany kostnej, do wartości 15,8-18% i 24,2% (za 100% przyjęto grubość brzegu zewnętrznego) obserwowano pomiędzy drugim i trzecim centymetrem (licząc od zewnątrz), odpowiednio na ścianie przyśrodkowej i dolnej. W przypadku ściany bocznej największy spadek grubości (do 34,5%) stwierdzono na głębokości 1 cm, zaś na ścianie górnej (do 40,6%) na głębokości 3 cm. Podobną sytuację obserwowano badając grubość ścian kostnych na odpowiednich głębokościach od brzegu zewnętrznego. Najgrubsze miejsca na pierwszym i czwartym centymetrze dotyczyły ściany górnej, zaś na drugim i trzecim bocznej. Największe spadki grubości obserwowano na drugim centymetrze na ścianie przyśrodkowej – do 16,1% i na ścianie dolnej do 24,8%. W przypadku ściany bocznej największy spadek grubości (do 34,5%) był na głębokości 1 cm, a na ścianie górnej (do 40,6%) na głębokości 3 cm. Podobną sytuację obserwowano badając grubość ścian kostnych na odpowiednich głębokościach od brzegu zewnętrznego. W ten sposób określono, że najslabszym punktem (przyjmując zależność tej cechy od grubości) jest pole położone w odległości 2 cm od brzegu zewnętrznego na ścianie dolnej i przyśrodkowej. Jest to zgodne z obserwacjami innych autorów oraz z własnymi obserwacjami na modelu numerycznym [57, 102, 114, 200]. Podobna sytuacja ma również miejsce przy odwrotnym mechanizmie złamania ściany kostnej oczodołu – podczas dmuchania nosa, najslabsze pole (pękające podczas takiego urazu) znajduje się w części środkowej dna oczodołu, przyśrodkowo od kanału nerwu podoczodołowego [90, 216]. Jones i Evans uważają, że 79% złamań dotyczących ściany dolnej jest zlokalizowanych w tylnym odcinku dna oczodołu [102]. Jedynie nieliczne doniesienia zaliczają ścianę boczną do ścian, które najczęściej ulegają złamaniu [114]. Problem złamania ściany przyśrodkowej należy rozpatrywać również w aspekcie wytrzymałości na rozprzestrzenianie się procesu zapalnego oraz nowotworowego z zatok sitowych do oczodołu [5, 172, 200].

Warwar i wsp. w pracy eksperymentalnej (uderzenie w kość stanowiącą dno oczodołu) stwierdzili, że typowy punkt pęknięcia znajduje się od 12 do 23 mm (średnio 16,2 mm) do tyłu od brzegu zewnętrznego oczodołu i 4-8 mm (średnio 5,5 mm) przyśrodkowo od kanału nerwu podoczodołowego [215]. Autorzy nie wykazali istotnej statystycznej różnicy między miejscem złamania a siłą i punktem przyłożenia, natomiast zwracali uwagę na właściwości ochronne powieki, która działając jak poduszka pochłania i wytłumia część energii uderzeniowej.

Obie te ściany (dolna i przyśrodkowa) mają odmienny sposób podparcia. Podczas gdy ściana dolna jest „rozpięta” pomiędzy dwoma filarami – brzegiem zewnętrznym i okolicą szczeliny oczodołowej dolnej, to ściana przyśrodkowa jest wzmocniona kilkoma dodatkowymi filarami stanowiącymi ograniczenia kostne zatok sitowych przednich i tylnych. Oprócz filarów zewnętrznych – połączeń z wyrostkiem czołowym szczęki (od przodu) i z kością klinową (od tyłu) jest kilka (w prezentowanym materiale średnio 4) dodatkowych wzmocnień. Taki sposób budowy kości (*plaster miodu*) w sposób znaczący wzmacnia tę ścianę [200]. Dodatkowo ściany dolna i przyśrodkowa są osłabione przez naturalne ubytki w jej strukturze (szczelina oczodołowa dolna, otwory sitowe przednie i tylne, otwór kanału nosowo-łzowego). Song i wsp. większą wytrzymałość ściany przyśrodkowej wiążą z „podporami” wynikającymi z przyczepu kostnych beleczek dzielących kość sitową na zatoki sitowe przednie i tylne [200]. Zauważają oni, że chorzy, u których w wyniku złamania typu *blow-out* doszło do uszkodzenia ściany przyśrodkowej mieli w niej większe przestrzenie „niepodparte” przez przegrody międzyzatkowe. Jo i wsp. uważają że ściana przyśrodkowa jest tym mocniejsza im graniczące z nią komórki sitowe są mniejsze, a ich liczba jest większa [100]. Z drugiej strony, to w ścianie przyśrodkowej częściej mamy do czynienia z występowaniem wrodzonych dehiszcencji – naturalnych, nie związanych z przebyłym urazem ubytków tkanki kostnej [109]. Ilość ich jest oceniana na 4-8% [34].

Według Hattona i wsp., złamania typu *blow-out* obejmują najczęściej ścianę dolną (67%) oraz dolną i przyśrodkową (14%), podczas gdy złamania ograniczone tylko do ściany przyśrodkowej są rzadkie (8%) [74]. Podobne dane przedstawiają He i wsp. oraz Ethunandan i Evans [57, 76]. W materiale Janka i wsp. jest tylko jeden chory (na 357) z izolowanym złamaniem ściany przyśrodkowej, pozostali chorzy mieli złamania ściany dolnej (84,2%) oraz kilku ścian jednocześnie [93]. Natomiast w materiale Songa i wsp.

złamania ściany przyśrodkowej są prawie dwukrotnie częstsze niż ściany dolnej w pracy Burma i wsp. trzykrotnie częściej [27, 200]. Podobne dane przedstawiają inni autorzy [132, 165]. Ze względu na to, że badania opisujące miejsce złamania oczodołu w ścianie przyśrodkowej częściej pochodzą z Dalekiego Wschodu (Korea) a te, w których przeważają złamania ściany dolnej z innych rejonów świata (USA, Europa) naturalnym wydają się wniosek o odmiennościach w budowie anatomicznej kości otaczających oczodół i odmiennie ich wytrzymałości na złamania [66]. Inne badania nie potwierdzają jednak tych hipotez [76, 99, 125].

Również w badaniach na włókach ludzkich Jones i Evans po uderzeniu belką drewnianą w gałkę oczną siedmiokrotnie częściej obserwowali złamania w obrębie ściany dolnej niż przyśrodkowej [102].

Analizując budowę oczodołu i mechanizm powstawania urazu należy również zwrócić uwagę na ustawienie ścian oczodołu oraz kierunek działania siły. Nagasao i wsp. oceniając zakres zniszczeń w obrębie dna oczodołu zależnej od kąta, pod którym siła jest przyłożona wykorzystywali kąty: 0, 15 i 30° [153]. Największe zniszczenia obserwowali przy urazach zadawanych równoległe do płaszczyzny dna oczodołu, tzn. pod kątem 30° do płaszczyzny frankfurckiej.

Reasumując, największe pole złamań ściany dolnej oczodołu pojawi się wtedy, gdy siła będzie działała od dołu ku górze, zaś w ścianie przyśrodkowej prostopadle do płaszczyzny twarzy – na wysokości kości nosowej. Częściej złamaniu ulegają ściany kostne oczodoły po stronie lewej co jest związane z tym, że więcej jest osób praworęcznych i większość uderzeń jest prowadzonych od strony lewej [111, 157].

6.4.2. Obecność powietrza w oczodole po urazach typu *blow-out*

Najczęstszą przyczyną obecności powietrza w tkankach miękkich oczodołu (odma oczodołu – *orbital emphysema, pneumo-orbita*), powiekach lub powłokach twarzy są pourazowe złamania kości twarzy, tępe urazy oczodołu i urazy typu *blow-out* [30, 182]. Inne przyczyny: jatrogenne, infekcyjne, barotrauma, samookaleczenie, pęknięcie przełyku są rzadsze [130, 182, 222]. Według Keya i wsp., urazom *blow-out* w około 50% przypadków może towarzyszyć obecność powietrza w oczodole (przed- i zaprzegrodo-

wo) lub podskórnice [110]. Powietrze do oczodołu w tym typie urazu (tzn. w urazach niedrażących – bez naruszenia ciągłości powłok twarzy) dostaje się poprzez zatoki sitowe przednie i tylne, szczękowe lub czołowe. O ile dość dokładnie opisano patomechanizm tego zjawiska w przypadku urazu typu *barotrauma* u nurków (zarówno podczas zanurzania jak i wynurzania) oraz w przypadku urazu oczodołu po wcześniej przebytej operacji jego dekompresji (np. w chorobie Graves-Basedowa), to wciąż niejasny pozostaje sposób przedostania się powietrza do oczodołu po urazie typu *blow-out* [3, 121]. We wnętrzu oczodołu wypełnionego szczelnie przez tkanki panuje ciśnienie 15-20 mmHg, tzn. ciśnienie jest wyższe od ciśnienia atmosferycznego panującego w zatokach przynosowych. W każdym przypadku wydostania się powietrza poza narządy, w których przebywa ono fizjologicznie, musi istnieć siła, która je wypycha na zewnątrz lub siła, która je zasysa do okolicznych tkanek. W przypadku zatok, połączonych fizjologicznie z jamą nosa, aby doszło do sprężenia powietrza musi być spełniony warunek zamknięcia (infekcyjnego, pourazowego, anatomicznego) naturalnego ich ujścia. Powietrze ściśnięte w przestrzeni zatoki podczas urazu – wydobywa się poza nią albo przez naturalny ubytek w jej ścianie (ujście, dehiscencje) lub przez szczelinę powstałego właśnie złamania [181]. Przy normalnej drożności ujścia zatok – taka sytuacja powstaje podczas wymiotów, kaszlu, wydmuchiwanie nosa lub kichaniu, które doprowadzają do wzrostu ciśnienia najpierw w jamie nosa, a następnie w zatokach przynosowych, ale także w trakcie przebywania w środowisku o dużych różnicach w ciśnieniu atmosferycznym na zewnątrz (np. nurkowanie, lot samolotem) [30, 207]. Taka sytuacja może mieć miejsce bezpośrednio po urazie oraz do dwóch tygodni po nim i jest związana z czasem formowania się blizn blokujących połączenie obu jam [182]. W doświadczeniach przeprowadzanych na zwłokach Heerfordt określił, że okostna oczodołu u osób młodych wytrzymuje ciśnienie 70-100 mmHg, podczas gdy u starszych wartość ta wynosi jedynie 10-15 mmHg (wg [90]). Powyższa informacja ma dwie konsekwencje. Po pierwsze, u osób starszych łatwiej o przedostanie się powietrza do oczodołu. Po drugie, u osób młodszych, u których widzimy powietrze w oczodole, łatwiej dochodzi do powikłań związanych z pogorszeniem widzenia (wyższe ciśnienie rozrywające *periorbitę* może powodować ustanie przepływu w tętnicy środkowej siatkówki).

Czy oczodół może „zassać” powietrze z zatoki? Ciśnienie rozrywające ściany kostne, powstałe w modelu hydraulicznym działa od środka oczodołu na zewnątrz. Przesuwają-

ca się ku tyłowi gałka oczna spręża tkanki oczodołu, które po rozerwaniu ściany kostnej przemieszczają się na zewnątrz tworząc przepuklinę. W takim mechanizmie nie ma miejsca na wytworzenie ciśnienia zwrotnego. Z drugiej strony Walzer w badaniach eksperymentalnych na zwłokach obserwował po uderzeniu w gałkę oczną w 6 na 7 przypadków powietrze w oczodole (wywołanie nadciśnienia w drogach nosowo/zatokowych było niemożliwe) (wg [90]). W wielu przypadkach u chorych nieprzytomnych po urazie lub nie oczyszczających nos bezpośrednio po urazie (informacje z wywiadu) również obserwuje się powietrze w oczodole a nawet w jamie czaszki.

W modelu numerycznym (wariant dynamiczny) po urazie w brzeg dolny oczodołu dochodzi do wzrostu naprężeń oraz przemieszczeń, które przesuwają się przez ściany kostne tworząc niejako „falę uderzeniową”. Obszar przemieszczeń i ich wielkość zwiększały się i przesuwały w głąb oczodołu wraz z upływem czasu od uderzenia, obejmując jednocześnie podstawy ściany przyśrodkowej i bocznej. W początkowym okresie naprężenia skierowane są ku zatoce szczękowej. Maksymalna wartość przemieszczeń i ich obszar występuje po czasie $t = 3 \cdot 10^{-3}$ s i obejmuje cały obszar przedniego odcinka dna oczodołu od okolicy ujścia oczodołowego kanału nosowo-lzowego poprzez okolice kanału nerwu podoczodołowego aż do połączenia ściany dolnej z bocznią. Natomiast niezwykle interesujące jest pojawienie się „fali zwrotnej”, tzn. obszaru przemieszczeń skierowanych do wnętrza oczodołu. Obszar ten pojawia się po czasie $t = 5 \cdot 10^{-3}$ s w okolicy pomiędzy kanałem wzrokowym a szczeliną oczodołową dolną i rozprzestrzenia się początkowo na ścianę przyśrodkową (tylno-dolny odcinek), a następnie na dno oczodołu. Maksymalne przemieszczenia przyjmują wielkość około 2 mm i są skierowane do wnętrza oczodołu. Obszar największych przemieszczeń ściany dolnej obserwuje się w chwili $t = 8 \cdot 10^{-3}$ s. Zwraca uwagę analogia pomiędzy obrazami po czasie $t = 3 \cdot 10^{-3}$ s i po czasie $t = 8 \cdot 10^{-3}$ s oraz obszarami po czasie $t = 4 \cdot 10^{-3}$ s i $t = 9 \cdot 10^{-3}$ s. Po tym czasie od urazu występują przemieszczenia maksymalne skierowane na zewnątrz oczodołu o wartości 4-4,5 mm oraz do wnętrza oczodołu – 2 mm. Wielkość obszaru odkształceń przedstawia się podobnie ale są one skierowane przeciwnie. W doświadczeniu przedstawiono obraz przemieszczeń w polu przednio-przyśrodkowym dna oczodołu (w punkcie 77). Różnica pomiędzy maksymalnym przemieszczeniem na zewnątrz oczodołu (4,37 mm) i maksymalnym przemieszczeniem do wnętrza oczodołu (1,55 mm) wynosi 5,92 mm.

Przemieszczeniu ściany kostnej ku zatoce szczękowej towarzyszy podwyższone ciśnienie we wnętrzu oczodołu i obniżone po jej drugiej stronie i odwrotnie „wtłaczanie” ściany do oczodołu – fala zwrotna, powoduje odwrócenie gradientu ciśnień, co może prowadzić do przemieszczenia powietrza do oczodołu. Jeśli na taką sytuację nałoży się istniejące już złamanie (od czasu $t = 2,3 \cdot 10^{-3}$ s po uderzeniu) w obrębie ściany dolnej, to można sobie teoretycznie wyobrazić, że podnosząca się *periorbita* (niekiedy już rozerwana) może wytworzyć przestrzeń zewnątrz- lub nawet wewnątrzokostnową, w którą wciska się powietrze z zatok.

Ta hipoteza została wysunięta przez Fuchsa w 1901 r., który podejrzewał, że gałka oczna przemieszczając się w głąb i do przysrodka w oczodole uderza w podatną i cienką ścianę przysrodkową powodując jej złamanie, doprowadzając do aspiracji powietrza do oczodołu (wg [90]). Przenosząca się wzdłuż ściany kostnej energia powoduje jej naprzemiennie przemieszczenia z wytworzeniem przestrzeni o wyższym (nad ścianą kostną) i niższym (pod ścianą kostną) ciśnieniem. Przestrzenie te występują naprzemiennie w oczodole i zatokach przynosowych. Gdy przestrzeni o niskim ciśnieniu towarzyszy jednocześnie rozerwanie struktur kostnych oddzielających przestrzenie oczodołu i zatok może dojść do przemieszczenia się powietrza („zassania”) do oczodołu, które szybko zamykane jest przez tkanki miękkie. Dzięki doświadczeniom na modelu numerycznym udało się potwierdzić taki mechanizm rozwoju *pneumo-orbita*.

Powietrze w oczodole zlokalizowane jest zwykle w okolicy zatoki, z której się wydostało. Wśród objawów towarzyszących temu zjawisku wymienia się wytrzeszcz, podwójne widzenie lub pogorszenie widzenia (aż do ślepoty). Dzieje się to na drodze mechanizmu zastawkowego, prowadzącego do wzrostu ciśnienia w tkankach oczodołu ponad wartość 65-70 mmHg, powyżej którego ustaje przepływ w tętnicy środkowej siatkówki (w badaniach na zwierzętach ciśnienie to wynosi 105 mmHg) [73, 86]. Burt i wsp. opisali pourazowe zaburzenie ruchomości gałki ocznej nie związane z zakleszczeniem mięśnia lub tkanek okołomięśniowych tylko z jego uciskiem (i nierzadko przemieszczeniem) przez przestrzeń powietrzną [30].

Leczenie w przypadku odmy oczodołu, której towarzyszy narastanie objawów, przede wszystkim pogorszenie widzenia, musi być podjęta niezwłocznie: kantotomia boczna, kantoliza dolna i/lub górna, dekompresja oczodołu lub zwykle przezpowiekowe nakłucie zbiornika powietrza może ustrzec chorego przed ślepotą [3, 134, 207, 233]. Gdy obraz

kliniczny jest stabilny zaleca się natomiast leczenie zachowawcze: antybiotyk, leki przeciwwymiotne, przeciwbólowe oraz obserwację chorego. Leczenie sterydami należy bezwzględnie prowadzić w przypadku obecności krwaka i/lub przestrzeni powietrznej w okolicy zagałkowej [10].

Przeprowadzone doświadczenia w analizowanym w tej pracy modelu numerycznym pozwoliły zobrazować to, co dzieje się w obrębie ściany dolnej podczas uderzeniu w nią. Nagasao i wsp. wysunęli podejrzenie, że po uderzeniu w dno oczodołu w mechanizmie wyboczeniowym przedni odcinek dna przemieszcza się ku zatoce szczękowej zaś tylny odwrotnie, do wnętrza oczodołu [154]. Obserwacje te poczynili na podstawie własnej analizy budowy morfologicznej dna oczodołu oraz obserwacji innych autorów [149, 173]. Większą częstość złamań w przednim odcinku uzależnili od różnicy grubości obu części. Badania z niniejszej pracy (analiza dynamiczna modelu numerycznego) nie potwierdzają takiego zachowania ściany dolnej, natomiast udowadniają i potwierdzają pojawienie się zwrotnej fali odwrotnych odkształceń dna oczodołu, która największe wartości osiąga w tych samych punktach dna oczodołu. Zwraca uwagę również duża amplituda wychyleń (w sumie o około 6-7 mm). W prezentowanych doświadczeniach nie uwzględniono natomiast tego, że po uderzeniu kość pęka w czasie $t = 2,3 \cdot 10^{-3}$ s, co wpływa prawdopodobnie na zwiększenie przemieszczeń w dalszych etapach po uderzeniu, co z kolei potęguje wystąpienie objawów klinicznych.

6.4.3. Mechanizmy urazu oczodołu

Złamania oczodołu typu *blow-out* to niejednorodna grupa urazów zadawanych siłą o różnej wartości, działającą z różnych kierunków i pod różnym kątem, przyłożoną w różne miejsca na brzegu oczodołu i/lub jego płaszczyzny zewnętrznej, której efekt działania jest podobny: wyłamanie ściany kostnej oczodołu na zewnątrz bez uszkodzenia jego brzegów.

Uraz wywołujący złamanie oczodołu typu *blow-out* może mieć trzy mechanizmy działania: wyboczeniowy, hydrauliczny lub łączącym je oba z różnym ich udziałem. W prowadzonych analizach uderzenie w ścianę dolną – mechanizm wyboczeniowy (analogiczny do *Prób I, II i III*), prowadzi do wywołania zmian destrukcyjnych (złamania z

przemieszczeniem) tylko w obrębie ściany dolnej. Analizując doświadczenia własne na modelu numerycznym oczodołu i porównując je z pracami innych autorów [152, 153, 154, 187] potwierdzają się obserwacje kliniczne [6, 51, 114, 124] oraz analizy doświadczonych prowadzonych na zwłokach [2, 13, 174], że złamania zwykle dotyczą części środkowej dna oczodołu. Na podstawie własnych obserwacji można stwierdzić, że ich zakres zależy od kierunku działania siły, punktu – lokalizacji oraz powierzchni jej przyłożenia.

Odpowiedź na pytanie dotyczące wielkości obszaru zniszczeń w zależności od wielkości siły jest trudna. W prezentowanym modelu przy sile powyżej 7200 N (przyłożonej w jednym punkcie) lub powyżej 14400 N (wielopunktowo) zmiana naprężeń w obrębie brzegu oczodołu przewyższała naprężenia graniczne, co prowadziło do złamania brzegu oczodołu – kryterium wykluczające złamania typu *blow-out*. Natomiast na podstawie obliczeń teoretycznych, przedstawionych w tej pracy stwierdzono, że wielkość siły przyłożonej do ścian kostnych oczodołu nie ma znaczenia dla wielkości zniszczeń. Wraz ze wzrostem siły nie rośnie powierzchnia o naprężeniach przekraczających *yield criterion*. Pomimo przyłożenia do oczodołu łącznej siły 28800 N (*Próba IV* i *Próba V*) zniszczenia nie były większe niż w pozostałych doświadczeniach. Na wielkość złamań wpływa natomiast czas pomiędzy kolejnymi uderzeniami. W *Próbie IV* – przy uderzeniu jednoczesnym powierzchnia złamania wynosiła 0,36 cm², gdy taką samą siłę przyłożono niejednocześnie (*Próba V*) to pole zniszczeń wynosiło 0,54 cm² – zanotowano wzrost o 50%.

W przypadku uderzeń tylko w ścianę dolną stwierdzono, że zogniskowanie uderzenia na jeden punkt (*Próba III*) pomimo zastosowania małej siły (7200 N), pole zniszczeń (0,87 cm²) było o około 130% większe od sytuacji (*Próba I*), w której większą siłę (w sumie 14400 N) przyłożono do całej ściany (pole zniszczeń 0,38 cm²). Z punktu widzenia wytrzymałości materiałów jest to wniosek dość oczywisty. Było ono również większe (odpowiednio wzrost o około 61% i 140%) od sytuacji, w której czterokrotnie większą siłę (28800 N) przyłożono do całej ściany dolnej i punktowo do bocznej (jedno- i niejednocześnie) (*Próba IV* i *Próba V*).

Powierzchnia zniszczeń w przypadku uderzenia w całą ścianę dolną zależy od tego czy siła działa równomiernie czy też nie. W przypadku gdy siła jest rozłożona równomiernie (*Próba I*) pole złamania wynosi 0,38 cm², natomiast gdy większa siła działa na mocniejszą zewnętrzną krawędź oczodołu czyli uraz typu uderzenie z boku (*Próba II*),

zniszczenia są aż o 197% większe. W obu doświadczeniach użyta wielkość siły jest taka sama.

Większe zniszczenia liczone jako obszar o większej niż graniczna wartości naprężeń zatępczych występuje przy urazie punktowym lub przy sile nierównomiernie przyłożonej (*Próba II i III, Przypadek 1*) niż przy urazach, przy których siła jest równomiernie przyłożona do całej ściany dolnej (*Próba I; Przypadek 2*). Uraz typu uderzenie pięścią lub narzędziem od boku w jarzmowy odcinek brzegu oczodołu (*Próba II*) wywołuje zniszczenia w obrębie bocznej części dna, podczas gdy uraz w środkową część brzegu dolnego (*Próba III*), najczęściej w wyniku „nadziania się” na przeszkodę, wywołuje złamanie w okolicy kanału nerwu podoczodołowego po obu jego stronach. Uraz zobrażony w *Próbie I (Przypadek 2)*, powoduje wzrost naprężeń do przyśrodka od kanału nerwu podoczodołowego aż do miejsca połączenia ściany przyśrodkowej z dolną. Główną różnicą pomiędzy obrazem numerycznym obu typów urazu jest stan połączenia ścian: bocznej z dolną oraz przyśrodkowej z dolną. Zarówno w jednym jak i drugim przypadku klinicznym musimy mieć do czynienia z uderzeniem (*Próba I – 2400 N, Próba II – 3600 N*), którego punkt przyłożenia przypada na te okolice brzegu, które odpowiadają bocznym i przyśrodkowym granicom ściany dolnej.

Porównując badanie statyczne i dynamiczne zauważono, że po użyciu takiej samej siły (14400 N) w analizie statycznej nie zaobserwowano żadnego obszaru gdzie przekroczone zostały wartości graniczne – maksymalne naprężenia wynosiły 120-130 MPa i obserwowano je w przednim (bocznym i przyśrodkowym) odcinku dna oczodołu. W modelu dynamicznym największe zniszczenia obserwujemy po czasie $t = 2,1-2,6 \cdot 10^{-3}$ s po urazie, tj. w okresie $0,8-1,3 \cdot 10^{-3}$ s od największej wartości siły uderzenia. Natomiast w momencie gdy działająca siła ma maksymalną wartość (po czasie $t = 1,3 \cdot 10^{-3}$ s od uderzenia) wartości naprężeń zredukowanych nie przekraczają wartości granicznych. Obraz uzyskany w nieliniowej analizie dynamicznej jest bardziej zgodny z rzeczywistymi urazami tej okolicy widywanym i chorych niż ten, który uzyskuje się w analizie statycznej.

Uraz oczodołu punktowy (*Próba III*) oraz urazy równomierne w ścianę dolną (*Próba I*) wywołują złamanie w odległości około 2 cm od brzegu kostnego, podobne jak w pracy Schallera i wsp., analizujących urazy punktowe oraz działanie siłą 7200 N na całą ścianę dolną. Po uderzeniu w skrajnie przyśrodkowy punkt na brzegu oczodołu – naj-

większe zniszczenia obserwowali oni w odległości 2-3 cm od brzegu [187]. Złamanie obejmowało połączenie ścian dolnej i przyśrodkowej zaś przy urazie w mechanizmie wyboczeniowym w przednią ścianę zatoki szczękowej oraz w brzeg oczodołu złamanie obejmowało całe dno oczodołu poza połączeniami ścian dolno-przyśrodkowej i dolno-bocznej po obu stronach kanału nerwu podoczodołowego analogicznie do *Próby I/Próby III (Przypadek 1, 2)*. Jednak w doświadczeniach Schallera i wsp., graniczne naprężenia (*yield criterion*) występowały również na przedniej ścianie zatoki szczękowej oraz odcińkowo na brzegach oczodołu – graniczny obraz złamań typu *blow-out* [187]. W pracy Nagasao i wsp. uderzenia w ścianę dolną bez określenia wielkości siły oraz punktów przyłożenia były skierowane pod różnym kątem w odniesieniu do ściany dolnej [153]. W prezentowanym przypadku jest to najbardziej porównywalne z *Próba III, Przypadek 1*. Złamania rozpoczynały się około 2 cm od brzegu i obejmowały ścianę dolną oraz nie dochodziły do szczeliny oczodołowej dolnej i nie obejmowały powierzchni skrajnie bocznej i przyśrodkowej. Największe zniszczenia obserwowali oni przy sile skierowanej równoległe do ściany dolnej – pod kątem 30° do płaszczyzny frankfurckiej. Przy uderzeniu równoległym do tej płaszczyzny obserwowano pojedyncze obszary z naprężeniami ponad *yield criterion* na brzegu oczodołu. Nagasao i wsp. oceniali zakres zniszczeń jako pole, na którym naprężenia przekraczały wartość naprężeń granicznych [153]. W przypadku urazu o sile przyłożonej równoległe do dna pole powierzchni zniszczeń było o 65% większe w odniesieniu do pola gdy siła skierowana jest równoległe do płaszczyzny frankfurckiej. Natomiast w obserwacjach klinicznych Park i Diaz zwracają uwagę, na to że uderzenie centralne w ścianę dolną powoduje złamania w centralnej, wklęsłej części dna oczodołu i rozprzestrzenia się ku tyłowi i ku przyśrodkowi w zależności od kierunku działania sił [164].

Rzeczywiste urazy są zwykle wieloelementowe, tzn. efekt końcowy tych urazów jest związany z wielopłaszczyznowymi, jedno- lub niejednoczesnymi i wielokierunkowymi uderzeniami, którym poddawany jest oczodół. Efekt końcowy takich urazów jest trudny do przewidzenia i trudny do zobrazowania. Prezentowany model numeryczny nie śledzi jeszcze sytuacji, w której na jeden, dokonany uraz przemieszczający kości, nakłada się na drugi a między nimi jest odstęp czasowy. W przypadku uderzenia równoczesnego w boczną i dolną ścianę oczodołu dokonywano analizy przy uderzeniu jednoczesnym (*Próba IV*) oraz w uderzeniu niejednoczesnym (z zachowanym odstępem czasowym – Δt

= $1,3 \cdot 10^{-3}$ s) (*Próba V*). Oba urazy dość często występują w wypadkach komunikacyjnych, gdy uszkodzony uderza/jest uderzony jednocześnie w dwa elementy pojazdu lub najpierw w jeden (od przodu np. deskę rozdzielczą) a następnie drugi (z boku np. drzwi). W przypadku *Próby IV* zniszczenia (naprężenia graniczne) obejmowały okolicę połączenia ściany dolnej oraz bocznej i dochodziły (choć nie obejmowały) do brzegu kostnego oczodołu (spełnienie kryterium *blow-out*). Oceniając dno oczodołu stwierdzono, że duże naprężenia występowały również przyśrodkowo od kanału nerwu podoczodołowego (120-135 MPa) i ciągnęły się do szczeliny oczodołowej dolnej, podczas gdy bocznie od tego kanału naprężenia były mniejsze (60-70 MPa). Druga uwaga dotyczy tylnego odcinka dna oczodołu: naprężenia wynosiły tu 70-90 MPa ale w tym miejscu ścian kostnych oczodołu zachodzi podejrzenie, że mechanizm urazu zmienia się ze ściskania na skręcanie (granica sprężystości – zmienia się z ok. 150 MPa na ok. 50 MPa) [158]. W tej okolicy można również spodziewać się zniszczeń. W przypadku urazu niejednoczesnego (*Próba V*), w którym siła działała najpierw na ścianę dolną, a następnie na boczną, pole zniszczeń było większe niż w modelu *Próba IV* i obejmowało pole położone przyśrodkowo od kanału nerwu podoczodołowego oraz w kącie łączącym ścianę dolną i boczną. Stosunkowo bezpieczne pozostają rejonu położone bocznie od kanału nerwu podoczodołowego. Tu naprężenia wynoszą 70-90 MPa – analogicznie do *Próby IV*. Podobna sytuacja (jak w *Próbie IV*) przedstawia się również w tylnym odcinku dna oczodołu.

Porównując obraz urazów bez objęcia ściany bocznej (*Próby I, II, III; Przypadek 1, 2*) z analizami, w których siła była przyłożona do ściany bocznej (*Próba IV i V; Przypadek 3*) należy zwrócić uwagę, że złamanie połączenia ściany dolnej z boczną występuje, gdy siła jest przyłożona (jedno- lub niejednoczesne) z boku, tzn. uderzeniu z przodu towarzyszy uderzenie z boku.

Waterhous i wsp. oraz Nagasao i wsp. uważają że uraz w mechanizmie wyboczeniowym prowadzi zwykle do powstania małego złamania/pęknięcia zlokalizowanego w przedniej i środkowej części dna oczodołu, w którym występowanie przepukliny (przemieszczenie tkanek oczodołu do zatoki) jest rzadkie. Natomiast gdy do tego urazu dołącza się uraz hydrauliczny wtedy zakres zniszczeń jest większy, zwykle obejmujący ścianę dolną i przyśrodkową z towarzyszącymi im dużymi przemieszczeniami tkanek oczodołu poza jego obręb [153, 217].

Nagasao i wsp. porównywali teoretyczny obraz złamań/zniszczeń w urazach posługując się mechanizmem wyboczeniowym i wyboczeniowym łącznie z hydraulicznym [152]. Zwrócili uwagę, że w pierwszym mechanizmie objawy kliniczne (krwiaki) występują jedynie w powiece, podczas gdy w drugim obejmują również samą gałkę oczną (twardówkę). Wystąpienie objawów związanych z gałką oczną (krwiak, obrzęk spojówek, zwichnięcie soczewki czy rozerwanie gałki ocznej) zawsze wskazuje na obecność komponenty hydraulicznej w urazie [154]. Natomiast obraz teoretycznych złamań w przypadku współdziałania obu mechanizmów nie jest prostą sumą złamań w mechanizmie hydraulicznym (ściana przyśrodkowa) i złamań w mechanizmie wyboczeniowym (ściana dolna), ale dodatkowo obejmuje połączenie obu ścian (ścianę dolną i przyśrodkową). Urazy, w których oddzielnie działają oba mechanizmy są rzadkie, natomiast zwykle mamy do czynienia z ich współdziałaniem - w różnym zakresie [154]. Doświadczenie Nagasao i wsp. analizuje stan deformacji w zakresie ściany dolnej podczas urazów w mechanizmie wyboczeniowym [154]. Według tych autorów, po uderzeniu w brzeg oczodołu w obrębie ściany dochodzi do przemieszczeń, odmiennych w odcinku przednim: wklęsnięcie (przemieszczenie ku zatoce) i odmienne w tylnym odcinku: uwypuklenie (przemieszczenie ku oczodołowi). Autorzy wiążą to z ustawieniem ściany dolnej oraz różnicami w jej grubości (grubszy i sztywniejszy odcinek z tyłu, cieńszy i bardziej kruchy z przodu). Podczas urazu łamie się cieńszy z nich. Natomiast odśrodkowe siły wytworzone w mechanizmie hydraulicznym niwelują uwypuklenie działając w przeciwnym kierunku i potęgują wklęsnięcie działając w tym samym kierunku. Teoria ta opiera się na założeniu, że ściana dolna jest ustawiona esowato, podczas gdy w prezentowanych badaniach oceniano, że ściana dolna składa się w rzeczywistości z dwóch odcinków: przedniego cieńszego (najbardziej na głębokości drugiego i trzeciego centymetra od brzegu) – średnia grubość 1,11 mm oraz tylnego ustawionego do przedniego odcinka pod kątem $131,7^\circ$ i grubszego od niego o około 35% – średnia grubość wynosi tam 1,49 mm. Ponadto tylny odcinek dna zbudowany jest odmiennie czyli z fragmentów kości podniebiennej i jarzmowej oraz skrzydła większego kości klinowej i odmiennie podparty przez graniczące z nim kość klinową oraz jarzmową podczas gdy przedni jest podparty jedynie na brzegu szczeliny oczodołowej dolnej i krawędzi zewnętrznej. Taka budowa warunkuje to, że przedni odcinek jest słabszy a tylny bardziej wytrzymały i odporniejszy na uraz.

Ocena mechanizmu hydraulicznego i jego udziału w obrazie zniszczeń pourazowych w zakresie ściany dolnej i/lub przyśrodkowej oczodołu pozostaje nie do końca rozstrzygnięta. W omawianym w pracy modelu po zadziaaniu takiej samej siły (14400 N) (*Próba II*) na brzeg kostny obserwowano obszar zniszczeń o powierzchni 1,13 cm² w przednio-bocznym obszarze dna oczodołu, zaś po uderzeniu z taką samą siłą zgodnie z modelem hydraulicznym – nie obserwowano żadnego pola, w którym wartości naprężeń zastępczych byłyby chociaż zbliżone do *yield criterion* (największe naprężenia wynosiły 45 MPa). Doświadczenia na modelu numerycznym potwierdzają obserwację Fujino i Sato, którzy określili, że potrzeba trzykrotnie większej siły, aby doprowadzić do złamania ściany dolnej, gdy działa ona na gałkę oczną niż bezpośrednio na brzeg lub na brzeg i gałkę [60]. Oba doświadczenia przeczą teorii, że złamanie ściany kostnej ma chronić gałkę oczną przed pęknięciem w wyniku urazu. Niezwykle ciekawe jest interpretacja *Próby VIb*. Siła 39349 N wywołująca ciśnienie we wnętrzu oczodołu 9,4 MPa praktycznie nie wywołuje zniszczeń towarzyszących przekroczeniu naprężeń granicznych

6.4.4. Urazy z komponentą hydrauliczną

W prezentowanych badaniach wykonywano dwie analizy z użyciem modelu numerycznego, w których wykorzystywano mechanizm hydrauliczny do wywołania takich wartości naprężeń, które przekraczałyby wartość graniczne – *Próba VI* i *Próba VII*.

W *Próbie VIa* i *b* model numeryczny poddano działaniu od wewnątrz ciśnieniu odpowiednio 3,44 MPa oraz 9,4 MPa (odpowiadającemu w badanych próbach sile odpowiednio 14400 N oraz 39349 N). Wartość pierwszego ustalono na podstawie analogii do siły użytej w mechanizmach wyboczeniowych, po użyciu której uzyskano zniszczenia w oczodole spełniające kryterium urazów oczodołu typu *blow-out*, zaś drugie oznaczało ciśnienie graniczne odpowiadające wytrzymałości na pęknięcie gałki ocznej wyznaczone przez Uchio i wsp. [210]. W *Próbie VIa* nie uzyskano takich naprężeń, przy których możliwe było by złamanie ściany kostnej oczodołu. Największe naprężenia zredukowane (około 45 MPa) obserwowano w tylnym odcinku ściany przyśrodkowej i w okolicy kanału nerwu podoczodołowego. Natomiast przy zwiększeniu siły do wartości stanowiących granicę wytrzymałości na pęknięcie gałki ocznej (9,4 MPa) obserwowano wzrost

naprężeń zredukowanych do wartości 135 MPa w środkowym odcinku ściany przyśrodkowej oraz w okolicy kanału nerwu podoczodołowego po czasie $t = 2,6 \cdot 10^{-3}$ s, natomiast niewielkie pole przekroczenia naprężeń granicznych obserwowano po czasie $t = 3,2 \cdot 10^{-3}$ s i było ono zlokalizowane jedynie w dnie kanału nerwu podoczodołowego.

Rola mechanizmu hydraulicznego w wywoływaniu urazu/złamania oczodołu jest nie do końca jasna. Z jednej strony naprężenia obserwowane w *Próbie VI b*, są wysokie (135 MPa a nawet niewielki obszar o naprężeniach przekraczających 150 MPa w okolicy środkowego odcinka kanału nerwu podoczodołowego), ale z drugiej strony te zmiany obserwuje się stosunkowo późno (w czasie $t = 3,2 \cdot 10^{-3}$ s od uderzenia) i trudnym do przewidzenia pozostaje zachowanie samej gałki, która cofając się może początkowo zerwać więzadła ją podtrzymujące, co amortyzuje uderzenie zmniejszając jego siłę lub pęknąć. Te obserwacje potwierdzają doświadczenia Fujino i Sato [60], którzy uważają, że do złamania ścian kostnych oczodołu potrzeba trzykrotnie większej siły w przypadku urazu w mechanizmie hydraulicznym niż w mechanizmie wyboczeniowym. W prowadzonych badaniach stwierdzono, że do wywołania złamań w czystym mechanizmie hydraulicznym wymagana była siła 39349 N, podczas gdy w mechanizmie uderzenia w całą ścianę dolną siła wynosiła 14400 N (różnica sił jest prawie trzykrotna) lub nawet 7200 N przy uderzeniu w jeden punkt na brzegu oczodołu (różnica sił ponad pięciokrotna). Oczywiście użyty w prezentowanych badaniach model nie jest doskonały, gdyż nie uwzględniono w nim samej gałki ocznej. W modelu Schallera i wsp. uwzględniono obecność gałki ocznej, która przy uderzeniu w mechanizmie hydraulicznym uciska na dwa punkty w oczodole: jeden (który częściej pęka) zlokalizowany na pograniczu ściany przyśrodkowej i dolnej (w połowie ich długości) oraz drugi (bardziej wytrzymały) w okolicy szwu kostnego łączącego kości jarzmową oraz klinową [187]. Jednak również model Schallera i wsp., nie uwzględnia całego złożonego systemu więzadeł, błon łącznotkankowych oraz mięśni podtrzymujących i ustalających pozycję gałki ocznej w oczodole a jedynie samą gałkę, która w modelu wypełnia całą płaszczyznę wejścia do oczodołu oraz może dość swobodnie przesuwać się w jego głąb [187]. Badacze ci nie uwzględnili także faktu, że w rzeczywistości uderzenie następuje i przemieszcza (wraz z gałką oczną) całą płaszczyznę stanowiącą wejście do oczodołu, która na zasadzie tłoka przemieszcza całą zawartość oczodołu i budujące ją elementy o różnej wytrzymałości: mocniejsze i grubsze, np. twardówka gałki ocznej oraz słabsze i cieńsze, np. przegroda

oczodołowa. Nie uwzględniono również „ugięcia się” (sprężenia) gałki ocznej oraz elementów łącznotkankowych zlokalizowanych w okolicy zagałkowej. W analizowanym modelu przyjęto założenie, że siła działająca na powieki, łącznotkankową przegrodę oczodołową oraz gałkę oczną generuje ciśnienie, które równomiernie działa na wszystkie ściany kostne ograniczające oczodół oraz działa zwrotnie na samą gałkę oczną, która zgodnie z przyjętym założeniem powinna pęknąć przy ciśnieniu $9,4 \text{ MPa/mm}^2$ [210]. Założenie to potwierdzają przedstawione przykłady kliniczne (*Przypadek 8 i 10*), w których przemieszczenia ścian kostnych korespondują z modelami numerycznymi (*Próba VIa* oraz *Próbie VIb*). Jednak z przyczyn oczywistych brak wiarygodnych dowodów potwierdzających udział mechanizmu hydraulicznego jako jedyne w powstaniu takich urazów.

Pewnym jest, że siła niszcząca uderzająca w brzeg oczodołu powiększona o siłę działającą bezpośrednio na gałkę oczną (*Próba VIII*) w sposób znaczący zwiększa pole zniszczeń w obrębie dna oczodołu. Pole, w którym naprężenia zredukowane przewyższa 150 MPa w *Próbie VIII* wynosi $1,64 \text{ cm}^2$ i jest o 45% większe od pola zniszczeń obserwowanego w *Próbie II*. Jednak z prostych obserwacji zestawienia czystego urazu hydraulicznego (*Próba VIa*), czystym urazem wyboczeniowym (*Próba II*) oraz połączenia obu prób (*Próba VIII*) widać, że naprężenia uzyskane w modelu łączącym uraz hydrauliczny z wyboczeniowym nie jest sumą naprężeń występujących w obu pojedynczych uderzeniach (jest to między innymi efekt zastosowania analizy nieliniowej). Na ścianie przyśrodkowej w modelu hydraulicznym pojawia się obszar naprężeń sięgających wartości 45 MPa . Natomiast w modelu wyboczeniowym maksymalne naprężenia wynoszą 30 MPa , zaś w modelu łączącym oba modele wartość naprężeń wynosi 60 MPa . Podobna sytuacja przedstawia się na dnie oczodołu – w okolicy początku kanału nerwu podoczodołowego w modelu hydraulicznym naprężenia wynoszą około 45 MPa , a w wyboczeniowym 120 MPa zaś przy połączeniu obu metod 135 MPa . Pole naprężeń przekraczających wartości graniczne jest większe, ale to zwiększenie następuje ku przyśrodkowi mijając kanał nerwu podoczodołowego oraz ku tyłowi w kierunku szczeliny oczodołowej dolnej. Natomiast nie obserwuje się narastania obszaru naprężeń przekraczających wartości graniczne na odcinku ku przodowi (do brzegu oczodołu). Drugie spostrzeżenie w obserwacji *Próby VIII* to fakt, że pojawiają się obszary podwyższonych naprężeń, których nie widać ani w *Próbie VIa* ani w *Próbie II*. Obszary te znajdują się w trzonie

kości jarzmowej, poniżej przednio-przyśrodkowego brzegu dolnego oczodołu, na bocznej ścianie oczodołu oraz w okolicy kanału wzrokowego. Podobne spostrzeżenia poczynili również Nagasao i wsp. [154], którzy oceniali teoretyczne pole złamań – dla mechanizmu hydraulicznego wynosiło ono $1,86 \text{ cm}^2$, dla mechanizmu wyboczeniowego $1,07 \text{ cm}^2$, podczas gdy przy połączeniu obu metod pole to wynosiło $3,36 \text{ cm}^2$. Rozkład naprężeń w badanych modelach (podobnie jak w badanym) jest inny niż wynikałoby to z sumy wynikającej z działania sił w obu modelach. Wynika to prawdopodobnie z istnienia innego (nieznanego) rozkładu sił podczas nałożenia się obu mechanizmów uderzenia.

Nagasao i wsp. przedstawiając obraz numeryczny oczodołu po uderzeniu według wzoru hydraulicznego stwierdzili, że największe naprężenia zlokalizowane są w ścianie przyśrodkowej (podobnie jak w – *Próbie VIa i b*) [154]. Natomiast w odróżnieniu od prezentowanego modelu (w którym nie obserwowano pola gdzie osiągnięto naprężenia graniczne) pole złamania w modelu Nagasao i wsp. wynosi $1,58 \text{ cm}^2$. Różnica ta może wynikać z zastosowania odmiennych wartości określających wytrzymałości materiału (m.in. modułu Younga).

Zastosowanie uderzenia jak w *Próbie VII a, b, c* oraz *Próbie II i VIa* przedstawia ciekawe zagadnienie kliniczne uderzenia podwójnego, (w brzeg ściany dolnej ze zmienną dystrybucją siły oraz wg modelu hydraulicznego) ze stałą siłą, która powoduje wystąpienia takich złamań oczodołu, które spełniają kryterium *blow-out* w uderzeniu w ścianę – *Próba II*, a następnie z modulacją siły, tzn. przerzucenie jej części na mechanizm hydrauliczny. Stosunek rozkładu sił w obu mechanizmach (wyboczeniowym i hydraulicznym) w kolejnych próbach wynosił odpowiednio 3:1, 1:1 i 1:3. Podobnie jak w próbie Nagasao i wsp., w naszym przypadku działania czystego mechanizmu hydraulicznego obserwowano największe naprężenia na ścianie przyśrodkowej – pojawiały się one przy rozkładzie sił 1:1 i zwiększały swój obszar oraz wartość w kolejnych analizach (1:3, 0:1) [152]. Największe naprężenia przy przewadze mechanizmów wyboczeniowych obserwowaliśmy na ścianie dolnej zarówno przy rozkładzie 3:1 jak i 1:0. Jednak w przeprowadzonych analizach inaczej niż u Nagasao i wsp. zniszczenia ściany dolnej (wartości naprężenia powyżej 150 MPa) obserwowano tylko przy czystym mechanizmie wyboczeniowym [152]. Zmniejszenie siły działającej na brzeg oczodołu kosztem uwzględnienia jej w modelu hydraulicznym prowadzi do ograniczenia pola o największych naprę-

zeniach i przesunięciu ich w kierunku ściany przyśrodkowej. Stwierdza się też brak obszarów w strukturach kostnych oczodołu spełniających kryterium *yield criterion*. Zwraca uwagę fakt, że największe naprężenia podczas działania sił w obu mechanizmach obserwuje się coraz później od początku urazu – przy czystym mechanizmie wyboczeniowym po czasie $t = 2,2 \cdot 10^{-3}$ s, przy działaniu sił w stosunku 3:1 było podobnie, dla stosunku 1:1 czas ten wynosił $t = 2,8 \cdot 10^{-3}$ s, zaś w stosunku 1:3 – $t = 3 \cdot 10^{-3}$ s. W czystym mechanizmie hydraulicznym czas wynosił $t = 3,2 \cdot 10^{-3}$ s. Taka tendencja wydaje się mieć wpływ na większy zakres zniszczeń w przypadku występowania różnoczesowych i wielokierunkowych urazów, np. u ofiar wypadków komunikacyjnych. Podobnie jak w *Próbie IV i V*, obraz zniszczeń w obrębie oczodołu w nieco późniejszym czasie od uderzeniu ($t = 2,6 \cdot 10^{-3}$ s i $t = 2,9 \cdot 10^{-3}$ s) niż w próbach gdy siła działa tylko na ścianę dolną (*Próba I, II, III* odpowiednio $t = 2,6 \cdot 10^{-3}$ s; $t = 2,2 \cdot 10^{-3}$ s i $t = 2,1 \cdot 10^{-3}$ s) sprawia, że naprężenia w oczodole w przypadku uderzeń dwu lub wielokrotnego nakładają się na kolejne, co potęguje zmiany destrukcyjne w obrębie ścian kostnych oczodołu.

Z klinicznego punktu widzenia wielu autorów podkreśla fakt istnienia klinicznych objawów gałkowych, które świadczą o obecności mechanizmu hydraulicznego w urazie [33, 187]. Według Nagasao i wsp. takimi objawami są gałkowy krwiał podspojówkowy (położony bocznie lub przyśrodkowo od tęczówki) oraz krwiał specyficznego kształtu w powiece dolnej [154].

7. PODSUMOWANIE

Dzięki dokonaniu pomiarów wielkości oczodołu, grubości jego ścian oraz kątów zawartych pomiędzy poszczególnymi ścianami możliwym stało się stworzenie modelu numerycznego oczodołu z elementów skończonych, który jest dobrym, powtarzalnym, bezpiecznym i porównywalnym z sytuacją *in vivo* narzędziem do oceny zachowania się jego ścian kostnych podczas urazu. Analizę prowadzono posługując się modelem dynamicznym, którego przebieg lepiej oddaje rzeczywisty przebieg urazów. Przeprowadzenie badań z uderzeniami według modelu wyboczeniowego, hydraulicznego oraz łączącego oba te mechanizmy pozwala na dokładne prześledzenie zachowania ścian kostnych podczas każdego z nich oraz porównanie z obrazem klinicznym, co jest pomocne w określeniu wielkości pourazowych zniszczeń w oczodole, kierunku przemieszczenia połamanych fragmentów kostnych, wielkości siły wywołujących urazu, kierunku działania tych sił, oceny skutków uderzeń z użyciem sił działających jedno oraz wielokierunkowo.

Próba porównaniu analiz dla modelu numerycznego z przypadkami klinicznymi pozwala w przybliżeniu określić, w które miejsce/miejsca nastąpiło uderzenie, czy mieliśmy do czynienia z komponentą hydrauliczną oraz czy uderzeniu w ścianę dolną mogło towarzyszyć uderzenie w brzeg boczny oczodołu.

Prace doświadczalne nad oceną wielkości modułu Younga dla kości otaczających oczodoł pozwoliły na ustalenie jego wartości i stwierdzenie, że jest ona około dziesięciokrotnie mniejsza niż wartości modułu Younga dla innych kości twarzoczaszki.

Dzięki zbudowaniu modelu numerycznego w metodzie elementów skończonych potwierdzono wiele hipotez dotyczących urazów oczodołu:

1. większość zniszczeń/złamań dotyczy ściany dolnej i przyśrodkowej;
2. potrzeba prawie trzykrotnie większej siły aby spowodować zniszczenie w oczodole gdy siła działa według modelu hydraulicznego niż wyboczeniowego;
3. miejscami szczególnie wrażliwymi na złamania są dwa obszary położone na głębokości około 1 cm od brzegu oczodołu po obu stronach kanału nerwu podoczodołowego oraz pole położone w tylnym odcinku ściany przyśrodkowej;
4. większość urazów ściany dolnej ma kształt elipsy;
5. pourazowa „fala uderzeniowa” przemieszczająca się przez ścianę dolną może powodować wystąpienie urazu typu *blow-in*;

6. naprzemienne przemieszczanie się ściany kostnej może mieć udział w przemieszczaniu powietrza do oczodołu.

Wciąż niejasne pozostaje zagadnienie urazu według modelu hydraulicznego. W prezentowanych badaniach zarówno sam uraz jak i zmiana proporcji uderzenia z modelu wyboczeniowego w model hydrauliczny przy zachowanej sile, nie powodują wystąpienia naprężeń zbliżonych do wartości granicznych. Uraz badany według modelu hydraulicznego po uderzeniu z siłą graniczną, przy której może pęknąć gałka oczna może doprowadzić do powstanie zniszczeń w środkowej części dna oczodołu ale trudne do rozstrzygnięcia pozostaje zagadnienie czy wcześniej pęknie gałka oczna czy ściana kostna. Natomiast z pewnością dodanie komponenty hydraulicznej do wyboczeniowej powiększa zakres zniszczeń, przy czym zakres ten nie jest prostą sumą uderzenia według dwóch osobnych modeli.

Nowatorskim elementami prezentowanej pracy są:

1. zbudowanie własnego modelu numerycznego oczodołu;
2. przeprowadzenie badań wytrzymałościowych kości budujących górną i przyśrodkową ścianę oczodołu;
3. identyfikacja modułu Younga dla kości budujących górną i przyśrodkową ścianę oczodołu;
4. ustalenie, że wartość modułu Younga dla kości budujących oczodół jest około dziesięciokrotnie mniejsza od wartości modułu Younga większości innych kości twarzoczaszki;
5. przeprowadzenie nieliniowej analizy dynamicznej w modelu numerycznym metody elementów skończonych:
 - skutków uderzeń w ścianę dolną w jeden punkt i w sześć punktów na całej ścianie dolnej z siłą równomiernie i nierównomiernie rozłożoną,
 - skutków urazów zadanych jednocześnie w ścianę dolną i boczną,
 - przemieszczeń w obrębie ściany dolnej;
6. połączenie wyników analiz numerycznych z obrazem radiologicznym chorych po urazach typu *blow-out*;
7. ustalenie na podstawie analizy modelu numerycznego, że zakres zniszczeń nie zależy od siły tylko od punktu jej przyłożenia;
8. ocena zachowania się ściany dolnej po uderzeniu – „fala uderzeniowa”

Dalsze kierunki badań muszą przebiegać wielotorowo:

1. doskonalenie modelu numerycznego oczodołu poprzez uwzględnienie w nim oprócz ścian kostnych i gałki ocznej innych elementów (mięśni, przegrody oczodołowej i innych elementów łącznotkankowych) oraz takiego doskonalenia modelu, które będzie uwzględniało istniejące już złamania;
2. analiza uderzeń w inne ściany kostne oczodołu (przede wszystkim przyśrodkową);
3. ustalenie kierunków uderzenia szczególnie niebezpiecznych dla struktur oczodołu;
4. ocena wielkości zniszczeń przy uderzeniach jednoczesnych w inne ściany oczodołu;
5. ocena wielkości zniszczeń przy uderzeniach wielokrotnych;

8. WNIOSKI

1. Pomiar dokonywany na podstawie obrazów TK pozwoliły z jednej strony na określenie wymiarów oczodołu, grubości jego poszczególnych ścian oraz kątów pod jakimi łączą się poszczególne ściany, zaś z drugiej strony ułatwiły budowę własnego modelu skończenie elementowego oczodołu.
2. W badaniach nad oceną wartości modułu Younga dla kości otaczających oczodoł stwierdzono, iż wynosi ona $1,2 \cdot 10^9 \text{ N/m}^2$ (1200 MPa) i nie zaobserwowano znaczących różnic w jego wartości zależnych od płci, wieku oraz stanu fizycznego pacjenta.
3. W analizie numerycznej metodą elementów skończonych modelu oczodołu zobrazowano urazy we wszystkich trzech mechanizmach urazu: wyboczeniowym (po uderzeniu w ścianę dolną i/lub boczną), hydraulicznym oraz łączącym oba te efekty. Analizy wykonano posługując się algorytmem dynamicznym geometrycznie nieliniowym, który lepiej odzwierciedla rzeczywiste urazy pacjentów. W jej wyniku stwierdzono, że:
 - największe zniszczenia oczodołu określane jako naprężenia powyżej 150 MPa, (większy niż wartość *yield criterion*) obserwowano po uderzeniu według mechanizmu wyboczeniowego z siłą przyłożoną nierównomiernie w 6 punktów w ścianie dolnej ($1,13 \text{ cm}^2$) oraz środkowy punkt brzegu oczodołu (w okolicy otworu podoczodołowego ($0,87 \text{ cm}^2$). Natomiast mniejsze zniszczenia otrzymano przy uderzeniu w 6 punktów w brzegu dolnym oczodołu z siłą rozłożoną równomiernie ($0,38 \text{ cm}^2$);
 - w analizach z uderzeniami w dwie ściany oczodołu (dolną i boczną) według modelu wyboczeniowego większe zniszczenia obserwowano przy uderzeniu niejednoczesnym ($0,54 \text{ cm}^2$) niż jednoczesnym ($0,36 \text{ cm}^2$);
 - zarówno sam uraz według modelu hydraulicznego jak i zmiana dystrybucji uderzenia pomiędzy modelem wyboczeniowym i modelem hydraulicznym, przy stałej wartości wypadkowej siły, nie powoduje wystąpienia naprężeń o wartości granicznych. W modelu z wyłącznym od-

działaniem hydraulicznym przy zastosowaniu siły niszczącej gałkę ocną 9,4 MPa, obserwowano jedynie niewielkie zniszczenia w okolicy kanału nerwu podoczodołowego;

- w urazach, w których do uderzenia w ścianę dolną dodawano uderzenie według modelu hydraulicznego obserwowano znaczne poszerzenie pola zniszczeń (1,64 cm²). Obszar zniszczeń oraz proporcja występujących naprężeń zastępczych nie jest prostą sumą zniszczeń otrzymanych dla dwóch oddzielnych oddziaływań, co jest między innymi efektem zastosowania geometrycznie nieliniowej analizy dynamicznej (nie obowiązuje zasada addytywności naprężeń). Wielkość zniszczeń struktur kostnych oczodołu nie zależy od wielkości siły a od punktu (punktów) jej przyłożenia.
4. Po uderzeniu w ścianę dolną obserwowano jej przemieszczenia zarówno na zewnątrz jak i do wnętrza oczodołu (o maksymalnej amplitudzie od 4 do około 6 mm), tworzące obraz fali uderzeniowej, który może sprzyjać wystąpieniu objawu powietrza w oczodole.
 5. Dzięki wynikom analiz numerycznych i porównaniu ich z przypadkami klinicznymi można ustalić, w które miejsce (miejsca) nastąpiło rzeczywiste uderzenie, czy mamy do czynienia z obecnością komponenty hydraulicznej oraz czy uderzeniu w ścianę dolną mogło towarzyszyć uderzenie w brzeg boczny oczodołu.

9. PIŚMIENNICTWO

1. Abed S.F., Sham P., Shen S., Adds P.J., Uddin J.M.: A cadaveric study of ethmoidal foramina variation and its surgical significance in Caucasians. *Br J Ophthalmol*, 2012, 96, 118 – 121
2. Ahmad F., Kirkpatrick W.N.A., Lyne J., Urdang M., Garey L.J., Waterhouse N.: Strain gauge biomechanical evaluation of forces in orbital floor fractures. *Br J Plast Surg*, 2003, 56, 3 – 9
3. Ahnood D., Toft P.B.: Recurrent orbital compartment syndrome caused by a blow-out fracture and accumulation of air; management by orbital punctures. *Acta Ophthalmol* 2012, 9, 199–200
4. Aitasalo K, Kinnunen I., Palmgren J., Varpula M.: Repair of orbital floor fractures with bioactive glass implants. *J Oral Maxillofac Surg*, 2001, 59, 1390 – 1395
5. Akdemir G., Tekdemir I., Altm L.: Transethmoidal approach to the optic canal: surgical and radiological microanatomy. *Surg Neurol*, 2004, 62, 268 – 174
6. Alinasab B., Beckman M.O., Pansell T., Abdi S., Westermarck A.H., Stjärne P.: Relative difference in orbital volume as an indication for surgical reconstruction in isolated orbital floor fractures. *Craniomaxillofac Trauma Reconstr*, 2011, 4, 203 – 211
7. Al-Sukhun J., Lindqvist C., Kontio R.: Modeling of orbital deformation using finite-element analysis. *J R Soc Interface*, 2006, 3, 255 – 262
8. Al-Sukhun J., Penttil H., Ashammakhi N.: Orbital stress analysis: part III: biomechanics of orbital blowout fracture repair using bioresorbable poly-L/DL-lactide (P[L/DL.LA 70:30) implant. *J Craniofac Surg*, 2011, 22, 1299 – 1303.
9. Al-Sukhun J., Penttilä H., Ashammakhi N.: Orbital stress analysis, part V: systematic approach to validate a finite element model of human orbit. *J Craniofac Surg*, 2012, 23, 669 – 674
10. Anderson, R.L., Panje W.R., Gross C.E.: Optic nerve blindness following blunt forehead trauma. *Ophthalmology*, 1982, 89, 445-455
11. Arkuszewski P. Arkuszewski P.T.: Zastosowanie biomateriałów w nowoczesnych metodach leczenia złamań środkowego piętra części twarzowej czaszki spowodowanych urazami sportowymi. *Magazyn Stomat*, 2005, 15, 42 – 44

12. Bains F.: Biomaterials and implants for orbital floor repair. *Acta Biomaterialia*, 2011, 7, 3248 – 3266
13. Banerjee A., Moore C.C., Tse R., Matic D.: Rounding of the inferior rectus muscle as an indication of orbital floor fracture with periorbital disruption. *J Otolaryngol*, 2007, 36, 175 - 180
14. Bansagi Z.C., Meyer D.R.: Internal orbital fractures in the pediatric age group: characterization and management. *Ophthalmology*, 2000, 107, 829 – 836
15. Bartkowski S., Krzystkova K., Przepiórowska E.: Wyniki operacyjnego leczenia złamań oczodołu powikłanych podwójnym widzeniem. *Klin Oczna*, 1975, 45, 977 – 982
16. Baumann A., Burggasser G., Gauss N., Ewers R.: Orbital floor reconstruction with an alloplastic resorbable polydioxanone sheet. *Int J Oral Maxillofac Surg*, 2002, 31, 367-73
17. Bayat M., Momen-Heravi F., Khalilzadeh O., Mirhosseni Z., Sadeghi-Tari A.: Comparison of conchal cartilage graft with nasal septal cartilage for reconstruction of orbital floor blowout fractures. *Br J Oral Maxillofac Surg*, 2010, 48, 617 – 620
18. Bell R.B., Markiewicz M.R.: Computer-assisted planning, stereolithographic modeling and intraoperative navigation for complex orbital reconstruction: a descriptive study in a preliminary cohort. *J Oral Maxillofac Surg*, 2009, 67, 2259 – 2570
19. Berkowitz R.A., Putterman A.M., Patel D.B.: Prolapse of the globe into the maxillary sinuses after orbital floor fractures. *Am J Ophthalmol*, 1981, 91, 253 – 257
20. Biesman B.S., Hornblass A., Lisman R., Kazlas M., Hawes M.J.: Diplopia after surgical repair of orbital floor fractures. *Ophthal Plast Reconstr Surg*, 1996, 12, 9 – 16
21. Boush G.A., Lemke B.N.: Progressive infraorbital nerve hypesthesia as a primary indication for blow-out fracture repair. *Ophthal Plast Reconstr Surg*, 1994, 10, 271 – 275
22. Bowers J.F.: The management of blow-out fracture of the orbital floor. *Survey of Ophthalmology*, 1964, 40, 237 – 243
23. Bozic K.J., Keyak J.H., Skinner H.B., Bueff H.U., Bradford D.S.: Three-dimensional finite element modeling of a cervical vertebra: an investigation of burst fracture mechanism. *J Spinal Disord* 1994, 7, 102 – 110

24. Brady S.M., McMann M.A., Mazzoli R.A., Bushley D.M.: The diagnosis and management of orbital blowout fractures: update 2001. *Am J Emerg Med*, 2001, 19, 147 – 154
25. Brzoska Z.: *Wytrzymałość materiałów*. PWN, Warszawa, 1983
26. Burkat C.N., Lemke B.N.: Anatomy of the orbit and its related structures. *Otolaryngol Clin N Am*, 2005, 38, 825 – 856
27. Burm J.S., Chung C.H., Oh S.J.: Pure orbital blowout fracture: new concept and importance of medial orbital blowout fracture. *Plast Reconstr Surg*, 1999, 97, 349 – 356
28. Burnstine M.A.: Clinical recommendation for repair of isolated orbital floor fractures. An evidence- basal analysis. *Ophthalmology*, 2002, 109, 1207 - 1213
29. Burr D.B.: Bone material properties and mineral matrix contributions to fracture risk or age in women and men. *J Musculoskel Neuron Interact*. 2002, 2, 201 – 204
30. Burt B., Jamieson M., Sloan B.: Medial wall fracture – induced pneumo – orbital mimicking inferior rectus entrapment. *Am J Emerg Med*, 2010, 28, 119.e1 – 119.e3
31. Castellani A., Negrini S., Zanetti U.: Treatment of orbital floor blowout fractures with conchal auricular cartilage graft: a report on 14 cases. *J Oral Maxillofac Surg*. 2002, 60, 1413 – 1417
32. Celikoz B., Duman H., Selmanpakoglu N.: Reconstruction of the orbital floor with lyophilized tensor fascia lata. *J Oral Maxillofac Surg*, 1997, 55, 240 – 244
33. Cepela M.A., George C.E.: Orbital trauma. *Curr Opin in Ophthalmol*, 1997, 8, 64 – 69
34. Chastain J.B., Sindwani R.: Anatomy of the orbit, lacrimal apparatus and lateral nasal wall. *Otolaryngol Clin N Am*, 2006, 39, 855 – 864
35. Chen C.T., Huang F., Chen Y.R.: management of posttraumatic enophthalmos. *Chang Gung Med J*, 2006, 29, 251 – 261
36. Chi M.J., Ku M., Shin K.H., Baek S.: An analysis of 733 surgically treated blowout fractures. *Ophthalmology*, 2010, 224, 167 – 175
37. Chiasson G., Matic D.B.: Muscle shape as a predictor of traumatic enophthalmos. *Craniofacial Trauma Reconstr*, 2010, 3, 125 – 130
38. Chowdhury K., Krause G.E.: Selection of materials for orbital floor reconstruction. *Arch Otolaryngol Head Neck Surg*, 1998, 124, 1398 – 1401

39. Cieślik T., Skowronek J., Cieślik M., Cieślik-Bielicka A.: Bone graft application from anterior sinus maxillary wall in orbital floor reconstruction. *J Craniofac Surg*, 2009, 20, 512 – 515
40. Clement P., Chovanova H.: Pressure generated during nose blowing in patients with nasal complaints and normal subjects. *Rhinology*, 2003, 41, 152 – 158
41. Cohen S.M., Garrett C.G.: Pediatric orbital floor fractures:nausea/vomiting as signs of entrapment. *Otolaryngol Head Neck Surg*, 2003,129, 43 – 47
42. Converse J.M., Smith B.: Reconstruction of the floor of the orbit by bone grafts. *Arch Ophthal (Chicago)*, 1950, 44, 1 – 21
43. Currey J.D.: Changes in the impact energy absorption of bone with age. *J Biomech* 1979, 12, 459-69
44. Dalstra M., Huiskes R., van Erning L.: Development and validation of a three-dimensional finite element model of the pelvic bone. *J Biomech Eng*, 1995, 117, 272 – 278
45. Danko I., Haug R.H.: An experimental investigation of the safe distance for internal orbital dissection. *J Oral Maxillofac Surg*, 1998, 56, 749 – 752
46. de Man K., Wijngaarde R., Hes J., de Tong P.T.: Influence of age on the management of blow- out fractures of the orbital floor. *Int J Oral Maxillofac Surg*,1991, 20, 330 – 336
47. Dietz A. Ziegler C.M., Dacho A., Althof F., Conradt C., Kolling G., von Boehmer H., Steffen H.: Effectiveness of a new perforated 0.15 mm poly-p-dioxanon-foil versus titanium-dynamic mesh in reconstruction of the orbital floor. *J Craniomaxillofac Surg*, 2001, 29, 82-88
48. Ding M., Dalstra M., Danielsen C.C., Kabel J., Hvid I., Linde F.: Age variations in the properties of human tibial trabecular bon. *Bone Joint Surg* 1997;79-B:995-1002
49. Dortzbach R. K. (ed.) *Ophthalmic plastic surgery: prevention and management of complications*. Raven Press, New York, 1994
50. Edgin W.A., Morgan-Marshall A., Fitzsimmons T.: Transcaruncular approach to medial orbital wall fractures. *J Oral Maxillofac Surg*, 2007, 65, 2345 – 2349
51. Egbert J.E., May K., Kersten R.C., Kulwin D.R.: Pediatric orbital floor fracture. *Ophthalmology*, 2000, 107, 1875 – 1879

52. Ellis E., Tan Y.: Assessment of internal orbital reconstruction for pure blowout fractures: cranial bone versus titanium mesh. *J Oral Maxillofac Surg*, 2003, 61, 442 – 453
53. Ellis E.3rd, Kittidumkerng W.: Analysis of treatment for isolated zygomatico-maxillary complex fractures. *J Oral Maxillofac Surg*, 1996, 54, 386 – 400
54. Emery J.M., von Noorden G.K., Schlernitzauer D.A.: Management of orbital floor fractures. *Am J Ophthalmol*, 1972, 74, 299-306
55. Enislidis G.: Treatment of orbital fractures: the case for treatment with resorbable materials. *J Oral Maxillofac Surg*, 2004, 62, 869 – 872
56. Erling B.F., Iliff N., Robertson B., Manson P.N.: Footprints of the globe: a practical look at the mechanism of orbital blowout fractures, with a revisit to the work of Raymond Pfeiffer. *Plast Reconstr Surg*, 1999, 103, 1313 – 1319
57. Ethunandan M., Evans B.T.: Linear trapdoor or “white- eye” blowout fracture of the orbit: not restricted to children. *Br J Oral Maxillofac Surg*, 2011, 49, 142 – 147
58. Farwell D.G., Strong E.B.: Endoscopic repair of orbital floor fractures. *Otolaryngol Clin North Am*, 2007, 40, 319 – 328
59. Folkestad L., Granström G.: A prospective study of orbital fracture sequelae after change of surgical routines. *J Oral Maxillofac Surg*, 2003, 61, 1038 – 1044
60. Fujino T. Sato T.B.: Mechanisms, tolerance limit curve and theoretical analysis in blow-out fractures of two and three-dimensional orbital wall models. Proceeding of the 3rd International Symposium on Orbital Disorders. Amsterdam 1977, 240 – 247
61. Fujino T., Makino K.: Entrapment mechanism and ocular injury in orbital blowout fracture. *Plast Reconstr Surg*, 1980, 65, 571 – 574
62. Fujino T.: Experimental “blow-out” fracture of the orbit. *Plast Reconstr Surg*, 1974, 54, 81 – 82
63. Gabrielli M, Monnazzi N.S., Passeria L.A., Carvalho W.R. Gabrielli M., Hochuli-Vieira E.: Orbital wall reconstruction with Titanium Mesh: retrospective study of the 24 patients *Craniomaxillofac Trauma Reconstr* 2011, 4, 151 – 156.
64. Gellrich N.C., Schramm A., Hammer B., Rojas S., Cufi D., Lagreze W., Schmelzeisen R.: Computer assisted secondary reconstruction of unilateral post-traumatic orbital deformity. *Plast Reconstr Surg*, 2002, 110, 1417 - 1429

65. Gilbard S.M., Mafee M.F., Lagouros P.A., Langer B.G.: Orbital blowout fractures – the prognostic significance of computer tomography. *Ophthalmology*, 1985, 92, 1523 – 1528
66. Gittinger J.W.jr., Hughes P.H., Suran E.L.: Medial orbital wall blow-out fracture producing an acquired retraction syndrome. *J Clin Neuroophthalmol*, 1986, 6, 153 – 156
67. Glassman R.D., Manson P.N., Vanderkolk C.A., Iliff N.T., Yaremchuk M.J., Petty P., Defresne C.R., Markowitz B.L.: Rigid fixation of internal orbital fractures. *Plast Reconstr Surg*, 1990, 86, 1103 – 1109
68. Goldberg R.A., Kim A.J., Kerivan K.M.: The lacrimal keyhole, orbital door jamb and basin of the interior orbital fissure. Three areas of deep bone in the lateral orbit. *Arch Ophthalmol*, 1998, 116, 1618 – 1624
69. Gönül E., Erdogan E., Düz B., Timurkaynak E.: Transmaxillary approach to the orbit: an anatomic study. *Neurosurgery*, 2003, 53, 935 – 941
70. Green R.P., Peters D.R., Shore J.W., Fanton J.W., Davis H.: Force necessary to fracture the orbital floor. *Ophthalmol Plast Reconstr Surg*, 1990, 6, 211 – 217
71. Gumuła T., Błażewicz S.: Badania nad przydatnością kompozytów wytworzonych z żywicy polisiloksanowych dla chirurgii kostnej. *Polim Med*, 2004, 34, 49 – 54
72. Halton M.P., Watkins L.M., Rubin P.A.D.: Orbital fractures in children. *Ophthalmol Plast Reconstr Surg*, 2001, 17, 173 – 179
73. Harmer S.G., Ethunandan M., Zaki G.A., Brennan P.A.: Sudden transient complete loss of vision caused by nose blowing after a fracture of the orbital floor. *Br J Oral Maxillofac Surg*, 2007, 45, 154–55
74. Hatton M.P., Watkins L.M., Rubin P.A.D.: Orbital fractures in children. *Ophthalmol Plast Reconstr Surg*, 2001, 17, 173 – 179
75. Hawes M.J., Dortzbach R.K.: Surgery on orbital floor fractures. Influence of time of repair and fracture size. *Ophthalmology*, 1983, 90, 1066 – 1070
76. He D., Blomquist P.H., Ellis E.3rd: Association between ocular injuries and orbital fractures. *J Oral Maxillofac Surg*, 2007, 65, 713 – 720
77. Hildebrand T., Laib A., Müller R., Dequeker J., Rügsegger P.: Direct three-dimensional morphometric analysis of human cancellous bone: microstructural data

- from spine, femur, iliac crest and calcaneus. *J Bone Miner Res*, 1999, 14, 1167 - 1174
78. Hobatho M.C., Darmana R., Pastor P., Barrau J.J., Laroze S., Morucci J.P.: Development of a three-dimensional finite element model of a human tibia using experimental modal analysis. *J Biomech*, 1991, 24, 371 – 383
79. Hoffler C., Moor K., Kozloff K., Zysset P., Goldstein S.: Age, gender, and bone lamellae elastic modulus. *J Orthop Res*, 2000, 18, 432 – 437
80. Hollier L.H., Rogers N., Berzin S., Stal S.: Resorbable mesh in the treatment of orbital floor fractures. *J Craniofac Surg*, 2001, 12, 242 – 246
81. Horgan T., Gilchrist M.: The creation of three-dimensional finite element model for simulating head impact biomechanics. *Int J Crashworthines*, 2003, 8, 353 – 366
82. Hosal B.M., Betty R.L.: Diplopia and enophthalmos after surgical repair of blow-out fracture. *Orbit*, 2002, 21, 27 – 33
83. http://www.oil.org.pl/xml/oil/oil68/tematy/deklaracja_helsinska (05.06.2013)
84. Huang B.W., Kung H.K., Chang K.Y., Hsu P.K., Tseng J.G.: Human cranium dynamic analysis. *Life Science Journal*, 2009, 6, 15 – 22
85. Hughes T.J.R.: *The Finite Element Method Linear Static and Dynamic Finite Element Analysis*. Prentice-Hall International Editors Inc. Englewood Cliffs, New Jersey 1987
86. Hunts J.H., Patrinely J.R., Holds J.B., Anderson R.L.: Orbital emphysema. Staging and acute management. *Ophthalmology*, 1994, 101, 960 – 966
87. Hwang K., Baik S.H.: Surgical anatomy of the orbit of Korean adults. *J Craniofac Surg*, 1999, 10, 129 – 133
88. Hwang K., You S.H., Sohn I.A.: Analysis of orbital bone fractures: a 12-year study of 391 patients. *J Craniofac Surg*, 2009, 20, 1218-1223
89. Hwang K., You S.H., Sohn I.A.: Analysis of orbital bone fracture: a study a 12-year study of 391 patients. *J Craniofac Surg*, 2009, 20, 1218 – 1223
90. Muhammad J.K., Simpson M.T.: Orbital emphysema and the medial orbital wall: a review of the literature with particular reference to that associated with indirect trauma and possible blindness. *J Craniomaxillofac Surg*, 1996, 24, 245 – 250
91. Iwanejko M., Misiuk-Hojło M.: Złamanie rozprężające oczodołu – współpraca stomatologa, okulisty i radiologa. *Dent Med. Prob*, 2007, 44, 237 – 241

92. Jackson B.F.: Orbital trauma, bradycardia and vomiting: trapdoor fracture and the oculocardiac reflex. *Pediatric Emer Care*, 2010, 26, 143 – 145
93. Jank S., Emshoff R., Schuchter B., Strobl H., Brandlmaier I., Norer B.: Orbital floor reconstruction with flexible Ethisorb patches: a retrospective long-term follow-up study. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod*, 2003, 95, 16 – 22
94. Jaquiere C., Aeppli C., Cornelius P., Palmowsky A., Kunz C., Hammer B.: Reconstruction of orbital wall defects: critical reviews of 72 patients. *Int J Oral Maxillofac Surg*, 2007, 36, 193 – 199
95. Jatla K.K., Enzenauer R.W.: Orbital fractures: a review of current literature. *Curr Surg*, 2004, 61, 25 – 29
96. Jeon S.Y., Kwon J.H., Kim J.P., Ahn S.K., Park J.J., Hur D.G., Seo S.W.: Endoscopic intranasal reduction of the orbit in isolated blowout fractures. *Acta Otolaryngol*, 2007, suppl 558, 102 – 109
97. Ji Y., Qian Z., Dong Y., Zhou H., Fan X.: Quantitative morphometry of the orbit in Chinese adults based on a three-dimensional reconstruction method. *J Anat*, 2010, 217, 501 – 508
98. Jin H.R., Shin S.O., Choo M.J., Choi Y.S.: Relationship between the extent of fracture and the degree of enophthalmos in isolated blowout fractures of the medial orbital wall. *J Oral Maxillofac Surg*, 2000, 58, 617 – 621
99. Jin H-R., Yeon J-Y., Shin S-O., Choi Y-S., Lee D-W.: Endoscopic versus external repair of orbital blowout fractures. *Otolaryngol Head Neck Surg*, 2007, 136, 38 – 44
100. Jo A., Rizen V., Nikolic V., Banovic B.: The role of orbital wall morphological properties and their supporting structures in the etiology of “blow-out” fractures. *Surg Radiol Anat*, 1989, 11, 241 – 248
101. John A., Wysota P.: Modelowanie zmian osteoporotycznych z wykorzystaniem obrazów z tomografii komputerowej. *Modelowanie Inżynierskie*, 2008, 36, 151 – 158
102. Jones D.E.P., Evans J.N.G.: „Blow-out” fractures of the orbit: an investigation into their anatomical basis. *J Laryngol Otol*, 1967, 81, 1109 – 1120

103. Jordan D.R., Allen L.H., White J., Harvey J., Pashby R., Esmaeli B.: Intervention within days for some orbital floor fracture: with-eyed blowout. *Ophthal Plast Reconstr Surg*, 1998, 14, 379 – 390
104. Józefowicz-Korczyńska M., Starska K., Miśkiewicz B.: Objawy oczne i oczodołowe po urazach nosa i zatok przynosowych. *Otorynolaryngol*, 2011, 10, 158 – 163
105. Kakizakis H., Zako M., Karori N., Iwaki M.: Adult medial orbital wall trapdoor fracture with missing medial rectus muscle. *Orbit*, 2006, 25, 61 – 63
106. Karakas P., Bozkir M.G., Oguz Ö.: Morphometric measurements from various reference points in the orbit of male Caucasians. *Surg Radiol Anat*, 2002, 24, 358 – 362
107. Kasra M., Grynypas M.D.: On shear properties of trabecular bone under torsional loading: effects of bone marrow and strain rate. *J Biomech*, 2007, 40, 2898 – 2903
108. Kasra M., Grynypas M.D.: The effects of androgens on mechanical properties of primate bone. *Bone*, 1995, 17, 265 – 270
109. Kendi T.K., Rodrigez C., Kemal G., Bilgili Y.K., Huvaj S.: Medial orbital wall protrusion: computer tomography finding. *Eur J Radiol* 2004, 51, 69 – 71
110. Key S.J., Ryba F., Holmes S. Manisali M.: Orbital emphysema – the need for surgical intervention. *J Craniomaxillofac Surg*, 2008, 36, 473–76
111. Kim H.S., Kim S.E., Evans G.R.D., Park S.H.: The usability of the upper eyelid crease approach for correction of medial orbital wall blowout fracture. *Plast Reconstr Surg*, 2012, 130, 898 – 905
112. Kim YK., Park C.S., Kim H.K., Lew D.H., Tark K.C.: Corelation between changes of medial rectus muscle section and enophtalmos in patients with medial orbital wall fracture. *J Plast Reconstr Aesthet Surg*, 2009, 62, 1379 – 1383
113. Kimura A., Nagasao T., Kaneko T., Miyamoto J., Nakajima T.: A comparative study of most suitable miniplate fixation for mandibular symphysis fracture using a finite element model. *Keio J Med*, 2006, 55, 1 – 8
114. Kirby E.J., Turner J.B., Davenport D.L., Vasconez H.C.: Orbital floor fractures. Outcomes of reconstruction. *Ann Plast Surg*, 2011, 66, 508 – 512
115. Kokot W., Kruszczyński T., Raczyńska K., Homziuk M., Konefka J.: Wyniki leczenia złamania ścian oczodołu. *Klin Oczna*, 1998, 100, 389 – 392

-
116. Koltai P.J., Amjad I., Meyer D., Feustel P.J.: Orbital fractures in children. *Arch Otolaryngol Head Neck Surg*, 1995, 121, 1375 – 1379
117. Koorneef L.: Orbital septa: anatomy and function. *Ophthalmology*, 1979, 6, 876 – 880
118. Kozakiewicz M., Elgalal M., Walkowiak B., Stefanczyk L.: Technical concept of patient – specific, ultrahigh molecular weight polyethylene orbital wall implant. *J Craniomaxillofac Surg*, 2012, <http://dx.doi.org/10.1016/j.jcms.2012.10.007>
119. Kraus M., Gatot A., Fliss D.: Repair of traumatic inferior orbital wall defects with nasoseptal cartilage. *J Oral Maxillofac Surg*, 2001, 59, 1307 – 1341
120. Krishnan V., Johnson J.V.: Orbital floor reconstruction with autogenous mandibular symphyseal bone grafts. *J Oral Maxillofac Surg*, 1997, 55, 327 – 330
121. Krzyżak J.: *Medycyna nurkowa*. Koopgraf s.c. Poznań 2006
122. Kunz C., Sigron G. R., Jaquiere C.: Functional outcome after non-surgical management of orbital fractures – the bias of decision- making according to size of defects: critical review of 48 patients. *Br J Oral Maxillofac Surg*, 2012, <http://dx.doi.org/10.1016/j.bjoms.2012.09.016>
123. Kwiatkowski J., Reymond J., Wysocki J.: Zespół szczeliny oczodołowej górnej jako manifestacja różnych stanów patologicznych. *Med Dydak Wychow*, 2003, 35, 21 – 26
124. Kwon J.H., Kim J.G., Moon J.H., Cho J.H.: Clinical analysis of surgical approaches for orbital floor fractures. *Arch Facial Plast Surg* 2008, 10, 21 – 24
125. Kwon J.H., Moon J.H., Kwon M.S., Cho J.H.: The differences in blowout fracture of the inferior orbital wall between children and adults. *Arch Otolaryngol Head Neck Surg*, 2005, 131, 723 – 727
126. Laskin D.M., Sarnat B.G.: The metabolism of fresh, transplanted and preserved cartilage. *Surg Gynecol Obstet* 1953, 96, 493
127. Laxenaire A., Levy J., Blanchard P., Lerondeau J.C., Tesnier F., Scheffer P.: Complications of silastic implants used in orbital repair. *Rev Stomatol Chir Maxillofac*, 1997, 98, 96 – 99
128. Le Fort R.: Etude experimentale sur les fractures de la machoire superieure. *Rev Chir Paris*, 1901, 23, 208.

129. Lee H., Lee Y., Ha S., Park M., Baek S.: Measurement of width and distance of the posterior border of the deep lateral orbital wall using computer tomography. *J Craniomaxillofac Surg*, 2011, 39, 606 – 609
130. Lee H.J., Jilani M., Frohman L., Baker S.: CT of orbital trauma. *Emerg Radiol*, 2004, 10, 168–72
131. Lee J.W., Chiu H.Y.: Quantitative computer tomography for evaluation of orbital volume change in blow-out fractures. *J Formos Med Assoc*, 1993, 92, 349 – 355
132. Lee S.Y., Kim S.Y., Kim H.B.: Orbital fractures evaluated by computer tomography. *J Korean Ophthalmol Soc*, 1997, 38, 2077 – 2083
133. Levine L.M., Sires B.S., Gentry L.R., Dortzbach R.K.: Rounding of the inferior rectus muscle: a helpful radiologic findings in the managements of orbital floor fractures. *Ophthal Plast Reconstr Surg*, 1998, 14, 141 – 143
134. Liesegang T.J., Skuta G.L., Cantor L.B. [red.: *Basic and clinical science course. Część 7. Oczodół, powieki i układ łzowy*. Wydawnictwo Medyczne Urban & Partner. Wrocław 2005
135. Loba P., Kozakiewicz M., Nowakowska O., Omulecki W., Broniarczyk-Loba A.: Management of persistent diplopia after surgical repair of orbital fractures. *J AAPOS*, 2012, 16, 548 – 553
136. Łodygowski T., Kąkol W.: *Metoda elementów skończonych w wybranych zagadnieniach mechaniki konstrukcji inżynierskich*. Alma Mater, Politechnika Poznańska 2003
137. Manson P.N., Geogiade G.S., Geogiade N.G., Riefkohl R., Barwick W.J.: *Management of midfacial fractures. Textbook of plastic, maxillofacial and reconstructive surgery*. 2nd Ed. Williams & Williams Baltimor, 1992
138. Manson P.N., Grivas A., Rosenbaum A., Vannier M., Zinreich J., Iliff N.T.: Studies on enophthalmos: II. The measurement of orbital injuries and their treatment by quantitative computer tomography. *Plast Reconstr Surg*, 1986, 77, 203 – 214
139. Marquardt, D.W. (1963). An Algorithm for Least Squares Estimation of Parameters. *Journal of the Society of Industrial and Applied Mathematics*, 11, 431-441
140. Martin R.K., Albright J.P., Jee W.S., Taylor G.N., Clarke W.R.: Bone loss in the beagle tibia: influence of age, weight and sex. *Calcif Tissue Int*, 1981, 33, 233 – 238

141. Matic D.B., Tse R., Banerjee A., Moore C.C.: Rounding of the inferior rectus muscle as a predictor of enophthalmos in orbital floor fractures. *J Craniofac Surg*, 2007, 18, 127 – 132
142. May K.M., Egbert J.E., Kulwin D.R.: *Orbital floor fractures in pediatric age group*. Ft. Lauderdale: Association for Vision in Research and Ophthalmology 1997
143. McCulley T.J., Yip C.C., Kersten R.C.: Medial rectus muscle incarceration in medial orbital wall trapdoor fractures. *Eur J Ophthalmol*, 2004, 14, 330 – 333
144. McQueen C.T., Di Ruggiero D.C., Campbell J.P., Shockley W.W.: Orbital osteology: a study of the surgical landmarks. *Laryngoscope*, 1995, 105, 783 - 788
145. Mermer R.W., Orban jr R.E.: Repair of orbital floor fractures with absorbable gelatin film. *J Craniofacial Trauma*, 1995, 1, 30 – 34
146. Metzger M.C., Schön R., Weyer N., Rafii A., Gellrich N-C., Schmelzeisen R., Strong B.E.: Anatomical 3-dimensional pre-bent titanium implant for orbital floor fractures. *Ophthalmology*, 2006, 113, 1863 – 1868
147. Michel O.: Transnsale Chirurgie der Orbita. *HNO*, 2000, 48, 4 – 17
148. Morgan E.F., Bayraktar H.H., Keaveny T.M.: Trabecular bone modulus-density relationships depend on anatomic site. *J Biomech*, 2003, 36, 897 -904
149. Nagasao T., Hikasaka M., Morotomi T., Nagasao M., Ogawa K., Nakajima T.: Analysis of the orbital floor morphology. *J Craniomaxillofac Surg*, 2007, 35, 112 – 119
150. Nagasao T., Kobayashi M., Tsuchiya Y., Kaneko T., Nakajima T.: Finite element analysis of the stresses around fixtures in various reconstructed mandibular models part II (effect of horizontal load). *J Craniomaxillofac Surg* 2003, 31, 168 – 175
151. Nagasao T., Miyamoto J., Hikosaka M., Nagasao M., Tokumaru Y., Ogawa K., Nakajima T.: Appropriate diameter for screws to fix the maxilla following Le Fort I osteotomy: an investigation utilizing finite element analysis. *J Craniomaxillofac Surg*, 2007, 35, 227 – 233
152. Nagasao T., Miyamoto J., Jiang H., Tamaki T., Kaneko T.: Interaction of hydraulic and buckling mechanisms of blowout fractures. *Ann Plast Surg*, 2010, 64, 471 – 476

-
153. Nagasao T., Miyamoto J., Nagasao M., Ogata H., Kaneko T., Tamaki T., Nakajima T.: The effect of striking angle on the buckling mechanism in blowout fracture. *Plast Reconstr Surg*, 2006, 117, 2373 – 2380
 154. Nagasao T., Miyamoto J., Shimizu Y., Jiang H., Nakajima T.: What happens between pure hydraulic and buckling mechanisms of blowout fractures. *J Cranio-maxillofac Surg* 2010, 38, 306 - 313
 155. Nagasao T., Miyamoto J., Tamaki T., Kanazaki S., Ogawa K.: Inferior meatal anastomy impairs dynamic stability of the orbital walls. *Auris Nasus Larynx*, 2009, 36, 431 - 437
 156. Nam S.B., Bae Y.C., Moon J.S., Kang Y.S.: Analysis of the postoperative outcome in 405 cases of orbital fracture using 2 synthetic orbital implants. *Ann Plast Surg*, 2006, 56, 263 – 267
 157. Neistein R.M., Phillips J.H., Forrest C.R.: Pediatric orbital floor trapdoor fractures: outcomes and CT – Based Morphologic assessment of the inferior rectus muscle. *J Plast Reconstr Aesthet Surg* 2012, 65, 869 – 874
 158. Niebur G.L., Yuen Y.C., Burghardt A.J., Keaveny T.N.: Sensitivity of damage predictions to tissue level yield properties and apparent loading conditions. *J Biomech*, 2001, 34, 699 – 706
 159. Nitek S: Morfologia i morfometria struktur kostnych oczodołu w aspekcie bezpieczeństwa wybranych dojsć operacyjnych. Rozprawa doktorska. Akademia Medyczna w Warszawie. 2005
 160. Noda M., Noda K., Ideta S., Nakamura Y., Ishida S., Inoue M., Tsubota K.: Repair of blowout orbital floor fracture by periosteal suturing. *Clin Experiment Ophthalmol*, 2011, 39, 364 – 369
 161. Nolasco F.P., Mathog R.H.: Medial orbital wall fractures: classification and clinical profile. *Otolaryngol Head Neck Surg*, 1995, 112, 549 – 556
 162. Paek S.H., Kim Y.S., Lee T.S.: A clinical study of blowout fracture. *J Korean Ophthalmol Soc*, 1993, 34, 279 – 285
 163. Parbhu K.C., Galler K.E., Li C., Mawn L.A.: Underestimation of soft tissue entrapment by computer tomography in orbital floor fractures in the pediatric population. *Ophthalmology*, 2008, 115, 1620 – 1625

-
164. Park A.H., Diaz J.A.: A different approach to orbital blow out fractures: microscope – assisted reconstruction of the orbital floor. *In J Ped Otorhinolaryngol*, 2008, 72, 707 – 710
165. Park S.H., Rah S.H., Kim Y.H.: Clinical evaluation of the associated ocular injuries of orbital wall fracture patients. *J Korean Ophthalmol Soc*, 2002, 43, 1474 - 1481
166. Phan L.T., Piluek W.J., McCulley T.J.: Orbital trapdoor fractures. *Saudi J Ophthalmol*, 2012, 26, 277 – 282
167. Ploder O., Klug C., Voracek M., Burggasser G., Czerny C.: Evaluation of computer- based area and volume measurement from coronal computer tomography scans in isolated blowout fractures of the orbital floor. *J Oral Maxillofac Surg*, 2002, 60, 1267 – 1272
168. Puterman A.M., Stevens T., Urist M.J.: Nonsurgical management of blowout fractures of the orbital floor. *Am J Ophthalmol*, 1974, 77, 232 – 239
169. Rahmel B.B., Scott C.R., Lynham A.J.: Comminuted orbital blowout fracture after vigorous nose blowing that required repair. *Br J Oral Maxillofac Surg*, 2010, 48, e21- e22. doi: 10.1016/j.bjoms
170. Ramieri G., Spada M.C., Bianchi S.D., Berrone S.: Dimensions and volumes of the orbit and orbital FAT In posttraumatic enophtalmos. *Dentomaxillofac Radiol*, 2000, 29, 302 – 311
171. Raskin E.M., Millman A.L., Lubkin V., della Rocca R.C., Lisman R.D., Maher E.A.: Prediction of late enophtalmos by volumetric analysis of orbital fractures. *Ophthal Plast Reconstr Surg*, 1998, 14, 19 – 26
172. Rene C.: Update on orbital anatomy. *Eye*, 2006, 20, 1119 – 1129.
173. Reymond J., Kwiatkowski J., Wysocki J.: Clinical Anatomy of the superior orbital fissure and the orbital apex. *J Craniomaxillofac Surg*, 2008, 36, 346 - 353
174. Rhee J.S., Kilde J., Yoganadan N., Pintar F.: Orbital blowout fracture. Experimental evidence for the pure hydraulic theory. *Arch Facial Plast*, 2002, 4, 98 – 101
175. Rhoton A.L.: The Orbit, *Neurosurgery*, 2002, 51, S1,303- 324
176. Rinna C., Reale G., Foresta E., Mustazza M.C.: Medial orbital Wall re construction with swine bone cortex. *J Craniofac Surg*, 2009, 20, 881 – 884

177. Ritchie R.O., Koester K.J., Ionova S., Yao W., Lane N.E., Ager III J.W.: Measurement of the toughness of bone: a tutorial with special reference to small animal studies. *Bone*, 2008, 43, 798 – 812
178. Rontal E., Rontal M., Guilford F.T.: Surgical anatomy of the orbit. *Ann Otol Rhinol Laryngol*, 1979, 88, 382 – 386
179. Rosado P., de Vicente J.C.: Retrospective analysis of 314 orbital fractures. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol*, 2012, 113, 168 - 171
180. Rosh A.J., Sharma R.: Orbital emphysema after nose blowing. *J Emerg Med*, 2008, 34, 327–329
181. Rubin P.A.D., Rumelt S.: Functional indications for enophthalmos repair. *Ophthalm Plast Reconstr Surg*, 1994, 10, 271 – 275
182. Rzymaska-Grala I., Palczewski P., Błaż M., Zmorzyński M., Gołębiowski M., Wanyura H.: A peculiar blow-out fracture of the inferior orbital wall complicated by extensive subcutaneous emphysema: a case report and review of the literature. *Pol J Radiol*, 2012, 77, 64-68
183. Sachs M.E.: Orbital floor fractures: the maxillary approach. *Adv Ophthalmic Plast Reconstr Surg*, 1987, 6, 387- 391
184. Sakakibara A., Hashikawa K., Terashi H., Tahara S.: Reconstruction of the orbital floor with sheets of autogenous iliac cancellous bone. *J Oral Maxillofac Surg*, 2009, 67, 957 – 961
185. Salentijn E.G., van der Bergh B., Forouzanfar T.: A ten – years analysis of midfacial fractures. *J Craniomaxillofac Surg*, 2013
<http://dx.doi.org/10.1016/j.jcms.2012.11.04>
186. Salgarelli A.C., Bellini P., Landini B., Multinu A., Consolo U.: A comparative study of different approaches in the treatment of orbital trauma: an experience based on 274 cases. *Oral Maxillofac Surg*, 2010, 14, 23-27
187. Schaller A., Huempferner-Hierl H., Hemprich A., Hierl T.: Biomechanical mechanisms of orbital wall fractures – a transient finite element analysis. *J Craniomaxillofac Surg*, 2012, doi:10.1016/j.jcms.2012.02.008
188. Schön R., Metzger M.C., Zizelmann C., Weyer N., Schmelzeisen R.: Individually performed titanium mesh implants for a true-to-original repair of the orbit. *Int J Oral Maxillofac Surg*, 2006, 35, 990 – 995

189. Schouman T., Courvoisier D.S., van Issum C., Terzic A., Scolozzi P.: Can systematic computer tomographic scan assessment predict treatment decision in pure orbital floor blowout fractures? *J Oral Maxillofac Surg*, 2012, 70, 1627 – 1632
190. Schuknecht B., Carls F., Valavanis A., Sailer H.F.: CT assessment of orbital volume in late post-traumatic enophthalmos. *Neuroradiology*, 1996, 38, 470 – 475
191. Seiff S.R., Good W.V.: Hypertropia and the posterior blowout fracture: mechanism and management. *Ophthalmology*, 1996, 103, 152 – 156
192. Seong W.J., Kim U.K., Swift Q., Heo Y – C, Hodges J.S., Ko C.C: Elastic properties and apparent density of human edentulous maxilla and mandible. *Int J Oral Maxillofac*, 2009, 38, 1088 – 1093
193. SigmaPlot 12 *User's Guide*. Systat Software, Inc. 2010
194. Sires B.S., Stanley Jr R.B., Levine L.M.: Oculocardiac reflex caused by orbital floor trapdoor fracture: an indication for urgent repair. *Arch Ophthalmol*, 1998, 116, 955 – 956
195. Skorek A., Stankiewicz C., Babiński D., Ostrowska A., Stodulski D.: Urazy oczodołu. *Otolaryngol. Pol.* 2007, 61, 409-415
196. Smith B., Lisman R.D., Simontan J., Della Rocca R.: Volkmann's contracture of the extraocular muscles following blowout fracture. *Plast Reconstr Surg*, 1984, 74, 200 – 208
197. Smith B., Regan W.F.: Blow-out fracture of the orbit. *Am J Ophthalmol* 1957, 44, 733 – 739
198. Smolczyk-Wanyura D.: Leczenie chorych ze złamaniem izolowanym dna oczodołu – obserwacje własne. *Czas Stomatol*, 2005, 58, 499 – 504
199. Soll D.B., Poley B.J.: Trapdoor variety of blowout fracture of the orbital floor. *Am J Ophthalmol*, 1965, 60, 269 – 272
200. Song W.K., Lew H., Yoon J.S., Oh M-J., Lee S.Y.: Role of medial orbital wall morphologic properties in orbital blow-out fractures. *Invest Ophthalmol Vis Sci*, 2009, 50, 495 – 499
201. Stanczak J., Kubiacyk P.: Pomiary objętości oczodołu w oparciu o badania komputerowe I fizykalne. *Pozn Stom*, 2001, 28, 215- 221

-
202. Stöss H., Pesch H.J.: Dura transplantation: multi-sequential transplants of solvent dehydrated dura mater . Animal experiment studies on the question of sensitization. *Fortschr Med*, 1977, 95, 1018 – 1021
 203. Sulich P.J.: Wykorzystanie analogii równań różniczkowych do modelowania kości. *Mechanika Czasopismo Techniczne*, 2012, 26 , 293 – 309
 204. Swartz J.M., Weitzel E.K., McMains K.C.: Contribution on the medial orbital floor to endoscopic orbital decompression. *Rhinology*, 2011, 49, 80 – 83
 205. Taddei F., Pancanti A., Viceconti M.: An improved method for the automatic mapping of computer tomography numbers onto finite element models. *Medical Engineering & Physics*, 2004, 26, 61 - 63
 206. Tengtrisorn S., McNab A.A., Elder J.E.: Persistent infra-orbital nerve hyperaesthesia after blunt orbital trauma. *Aust NZ J Ophthalmol*, 1998, 26, 259 – 260
 207. Tomasetti R., Jacobsen C., Gander T., Zemmann W.: Emergency decompression of tension retrobulbar emphysema secondary to orbital floor fracture. *JSCR*, 2013, 3 doi:10.1093/jscr/rjt01
 208. Topoliński T., Cichański A., Mazurkiewicz A., Nowicki K.: The relationship between trabecular bone structure modeling methods and the elastic modulus as calculated by FEM. *The ScientificWorld Journal*, 2012, Article ID 827196, 9 pages doi:10.1100/2012/827196
 209. Turner C.H.: Biomechanics of bone: determinants of skeletal fragility and bone quality. *Osteoporos Int*, 2002, 13, 97 – 104
 210. Uchio E., Ohno S., Kudoh J., Aoki K., Kisielewicz L.T.: Simulation model of an eyeball based on finite element analysis on a supercomputer. *Br J Ophthalmol* 1999, 83, 1106 – 1111
 211. Wang L., Wang J.: On the positive correlation between the percentage of acute fracture of medial orbital wall and the degree of injury of affected medial rectus muscle by CT image. *Eur J Radiol*, 2011, doi:10.1016/j.ejrad.2011.01.011
 212. Wang X.D., Masilamani N., Mabrey J., Alder M., Agrawal C.: Changes in the fracture toughness of bone may not be reflected in its mineral density, porosity and tensile
 213. Wanyura H.: *Własne propozycje leczenia złamań oczodołu*. Rozprawa habilitacyjna. *Warszawska Akademia Medyczna*. Warszawa 1990

-
214. Wanyura H.: Anatomia chirurgiczna oczodołu. *Czas Stomat*, 1996, 49, 567 - 578
 215. Warwar R.E., Bullock J.D., Ballal D.R., Ballal R.D.: Mechanisms of orbital floor fractures. A clinical, experimental and theoretical study. *Ophtal Plast Reconstr Surg*, 2000, 16, 188 – 200.
 216. Watanabe T., Kawano T., Kodema S., Suzuki M.: Orbital blowout fracture by nose blowing. *Ear Nose Throat J*, 2012, 91, 24-25
 217. Waterhouse N., Lyne J., Urdang M., Garey L.: An investigation into the mechanism of orbital blowout fractures. *Br J Plast Surg*, 1999, 52, 606 – 612
 218. Wei L.A., Durairaj V.D.: Pediatric orbital floor fractures. *J AAPOS*, 2011, 15, 173 – 180
 219. Whitehouse R.W., Batterbury M., Jackson A., Noble J.L.: Prediction of enopthalmos by computer tomography after “blow out”Orbital fracture. *Br J Ophthalmol*, 1994, 78, 618 – 620.
 220. Willinger R., Kang H-S., Diaw B.: Three-dimensional human head finite –element model validation against two experimental impacts. *Annals of Biomechanical Engineering*, 1999, 27, 403 – 410
 221. Wilson, E. L. *Static and Dynamic Analysis of Structures* (4th ed.). Berkeley, CA: Computers and Structures, Inc. 2004
 222. Winans J.M., House L.R., Robinson H.E.: Self – inducted orbital emphysema as a presenting sign of Munchausen’s syndrome. *Laryngoscope*, 1983, 93, 1209 – 1211
 223. Yab K., Tajima S., Ohba S.: Displacements of eyeball in orbital blowout fractures. *Plast Reconstr Surg*, 1997, 100, 1409 – 1417
 224. Yamada H., Evans G.F.: *Strength of biological materials*. Ed. R.E. Kriger Pub. Co. New York 1973
 225. Yan W., Pangestu O.D.: A modified human model for the study of impact head injury. *Computer Methods in Biomechanics and Biomedical Engineering*, 2011, 14, 1049 – 1057.
 226. Yan Z., Zbou Z., Song X.: Nasal endoscopy – assisted reconstruction of orbital floor blowout fractures using temporal fascia grafting. *J Oral Maxillofac Surg*, 2012, 70, 1119 – 1122

227. Yano H., Nakano M., Anraku K., Suzuki Y., Ishida H., Murakami R., Hirano A.: A consecutive case review of orbital blowout fractures and recommendations for comprehensive management. *Plast Reconstr Surg*, 2009, 124, 602 – 611
228. Yoon K.C., Seon M.S., Park Y.G.: Orbital trapdoor fracture in children. *J Korean Med Sci*, 2003, 18, 881 – 885
229. Yoshioka N., Tominaga Y., Motomura H., Muraoka M.: Surgical treatment for greater sphenoid wing fracture (orbital blow-in fracture). *Ann Plast Surg*, 1999, 42, 87 – 91
230. Young B.(red.): *Wheater histologia. Podręcznik i atlas*. Elsevier Urban & Partner, Wrocław 2010
231. Yue X., Wang L., Sun S., Tong L.: Viscoelastic finite - element analysis of human skull - dura mater system as intracranial pressure changing. *Afr J Biotechnol*, 2008, 7, 689 - 695
232. Zienkiewicz O.C.: *Metoda elementów skończonych*. Arkady Warszawa 1972
233. Zimmer-Galler I.E., Bartley G.B.: Orbital emphysema: case reports and review of the literature. *Mayo Clin Proc*, 1994, 69, 115 – 121

10. STRESZCZENIE

Urazy oczodołu typu *blow-out* stanowią trudny, interdyscyplinarny problem terapeutyczny. Wśród przyczyn tych urazów najczęściej wymienia się wypadki komunikacyjne, pobicia oraz urazy w trakcie pracy lub uprawiania sportu. Patomechanizm powstania tych urazów jest skomplikowany i nie do końca jasny. Uderzenie w brzeg oczodołu (teoria wyboczeniowa) lub bezpośrednio w gałkę oczną (teoria hydrauliczna) powoduje złamanie, które rozwija się kilka centymetrów włąb od nienaruszonego brzegu zewnętrznym zwykle na ścianie dolnej i/lub przyśrodkowej. W wcześniejszych pracach oceny zachowania się ścian kostnych oczodołu dokonywano zwykle na zwłokach lub na modelu zwierzęcym. Dzięki rozwojowi technik komputerowych udało się stworzyć modele numeryczne wielu narządów i struktur m.in. oczodołu, dzięki któremu w sposób prosty, bezkrwawy i powtarzalny udaje się przewidzieć zakres zniszczeń (złamań) w obrębie oczodołu pod wpływem urazu.

Celem pracy jest stworzenie własnego modelu numerycznego oczodołu z trójkątnych elementów skończonych i ocena jego zachowania z wyznaczeniem strefy zniszczeń, pod wpływem urazów w obu mechanizmach wyboczeniowym i hydraulicznym; ocena zachowania ściany dolnej pod wpływem uderzenia w nią z siłą równomiernie rozłożona na całą ścianę. Dodatkowo porównano obrazy według różnych modeli urazów z obrazami radiologicznymi chorych po urazie typu *blow-out*.

Stworzenie modelu poprzedzono wyznaczeniem wielkości oczodołu na podstawie obrazów TK. Oceniano długości ścian kostnych ich grubość oraz kąty pod którymi się one łączą. Obliczeń dokonano na podstawie 100 badań TK (50 kobiet i 50 mężczyzn) u chorych z negatywnym wywiadem laryngologicznym. Następnie wyznaczono wielkość modułu sprężystości (E) kości tworzących ściany oczodołu. Badanie to wykonano w maszynie wytrzymałościowej z ekstensometrem na kościach pobranych ze ściany górnej i przyśrodkowej oczodołu. Otrzymana średnia wartość E wynosiła $1,20 \cdot 10^9$ N/m². Na podstawie uzyskanych danych w programie komputerowym AutoCAD 2012 stworzono własny numeryczny model lewego oczodołu składający się z 969 elementów trójkątnych połączonych 517 węzłami. Następnie model numeryczny zaimportowano do programu obliczeniowego MSC. Marc/Mentat System 2012 i określono w nim warunki brzegowe. Obliczenia w modelu były wykonywane w zakresie geometrii nieliniowej przy zach-

waniu stałych właściwości mechanicznych modelu. Działanie siły analizowano zarówno na modelu statycznym jak i dynamicznym. Oceniono, że model dynamiczny jest bardziej zgodny z rzeczywistymi sytuacjami klinicznymi. W obliczeniach uwzględniono tłumienie drgań według sformułowania Rayleigha. Do obliczeń wykonywano próby naprężeń określonych według wieloosiowej oceny średnich naprężeń zredukowanych modelu naprężeń von Misesa. Jako wartość naprężeń granicznych (powyżej których następuje pęknięcie kości) przyjęto wielkość 150 MPa.

W kolejnych próbach oceniano naprężenia zredukowane w obrębie ściany dolnej oczodołu po uderzeniu w sześć punktów równomiernie rozłożonych na zewnętrznym brzegu ściany dolnej z siłą równomiernie i nierównomiernie rozłożoną, z siłą przyłożoną w jeden punkt, z siłą działającą na ścianę dolną i boczną (równocześnie i nierównocześnie) oraz po zadziałaniu siły według modelu hydraulicznego. Następnie oceniano pole zniszczeń, tzn. okolice gdzie naprężenia przekraczały wartości graniczne. W próbach bez udziału komponenty hydraulicznej największe zniszczenia obserwowano gdy siła była przyłożona do dolnej krawędzi z nierównomiernym rozkładem oraz gdy siła była przyłożona punktową. Pole powierzchni złamań wynosiło odpowiednio 1,13 cm² oraz 0,87 cm². Przy uderzeniu równomiernym w całą ścianę dolną pole zniszczeń wynosiło 0,38 cm². Przy takiej samej wartości przyłożonej siły powierzchnia złamań było prawie trzykrotnie większe gdy rozkład sił był nierównomierny i prawie dwukrotnie większy gdy kolejne uderzenia w ścianę dolną i boczną były oddalone w czasie. W uderzeniu według modelu hydraulicznego zarówno z taką samą wielkością siłą jak przy uderzeniu w jego brzeg oraz przy uderzeniu z siłą prawie trzykrotnie większą (przy której prawdopodobnie pęknie gałka oczna) nie obserwowano zniszczeń w obrębie ścian kostnych. Pobrane dane uzyskano przy stopniowej konwencji uderzenia (z mechanizmu wyboconowego w hydrauliczny).

W ocenie zachowania ściany dolnej po uderzeniu w jej brzeg stwierdzono obecność zjawiska fali uderzeniowej. Bezpośrednio po uderzeniu obserwowano przemieszczenia ściany dolnej na zewnątrz oczodołu (do zatoki szczękowej) początkowo narastające a następnie zmniejszające się. Natomiast po pewnym czasie od urazu obserwowano wystąpienie przemieszczeń ściany dolnej skierowanej do światła oczodołu. Różnica pomiędzy maksymalnym przemieszczeniem ściany na zewnątrz i maksymalnym przemieszczeniem do wewnątrz oczodołu wynosiła około 6 mm.

Dzięki doświadczenią z modelem numerycznym udało się potwierdzić wiele hipotez dotyczących urazów oczodołu m.in. o sile potrzebnej do wywołania zniszczeń w oczodole w mechanizmie wyboczeniowym i hydraulicznym, o obecności miejsc szczególnie wrażliwego na uraz położonych w tylnym odcinku ściany przyśrodkowej oraz przednio-przyśrodkowej części ściany dolnej czy o obecności pourazowej fali uderzeniowej.

Połączenie obrazu klinicznego urazów (badania TK) z analizą modelu numerycznego pozwoliło określić kierunek, miejsce uderzenia/uderzeń oraz obecność komponenty hydraulicznej w urazie.

11. SUMMARY

The management of blow-out orbital fractures can be challenging and requires an interdisciplinary approach. Most commonly, they are caused by motor vehicle accidents, assault and workplace or sports injuries. The pathomechanism of orbital fractures is complicated and not completely understood. The injury to the orbital rim (buckling theory) or to the eyeball itself (hydraulic theory) causes a fracture that develops a few centimetres posteriorly from the intact orbital rim, usually within the inferior and/or medial wall. In previous studies, the behavior of the bony walls of the orbit was usually examined during autopsy or in animal studies. Thanks to the development of computerized techniques, we were able to develop numerical models of several organs and structures, including the orbit, making it possible to predict, in a simple, non-invasive, and replicable way, the extent of orbital injury (fracture) after trauma.

The aim of the study was the development of a proprietary numerical model of the orbit from triangular finite elements and its assessment with the delineation of the area of damage after injury caused by both the buckling and hydraulic mechanisms; as well as the examination of the response of the interior wall to the application of uniform force across the entire wall. Additionally, images obtained using different models were compared with radiographic studies from patients with blow-out injuries.

The development of the model was preceded by the measurements of the orbital dimensions on computed tomography images. The lengths and thickness of orbital bones as well as their respective angles were assessed. The measurements were obtained in 100 computed tomography examinations performed in 50 females and 50 males with no history of ENT disease. Subsequently, the elastic moduli were determined for the bones forming the walls of the orbit. The measurements were performed in a universal testing machine with an extensometer, on bone fragments sampled from the superior and medial walls of the orbit. The mean result obtained in the examined samples was $1.20 \cdot 10^9$ N/m². The data were analyzed with AutoCAD 2012 software to create a proprietary model of the left orbit consisting of 969 triangular elements with 517 nodes. The numerical model was subsequently imported into computing software (MSC Marc/Mentat System, 2012) and the boundary conditions were determined. The calculations for the model were performed using nonlinear geometry with constant mechanical properties of the model. The

force was analyzed both in the statical and dynamical models. It was determined that the dynamical model more closely reflects real clinical situations. The computations took Rayleigh damping into account.

The ultimate strength (defined as the maximum stress that can be endured before fracture occurs) was assumed to be 150 MPa.

In a series of tests, the values of reduced tension for the inferior orbital wall were obtained after application of force at six different points distributed evenly along the outer rim of the inferior orbital wall. Tests were done for both a uniform and non-uniform distribution of force, for force applied at a single point, applied to the inferior and/or the lateral wall (simultaneously and non-simultaneously) as well as with force applied via the hydraulic mechanism. Subsequently, the area of damage was determined, ie the area where stress was greater than the maximum strength. In tests without hydraulic injury, greatest damage was observed when force was applied to the inferior rim with non-uniform distribution and when force was applied at a single point. The surface area of the fracture was 1.13 cm² and 0.87 cm², respectively. After application of force uniformly to the entire inferior wall, the area of damage was 0.38 cm². With the same magnitude of force applied, the area of fracture was almost three times greater when the distribution of force was not uniform and almost two times greater when consecutive strikes to the inferior and lateral walls were spaced apart in time. With the hydraulic type of injury, both with the same magnitude of force as with the strike to the orbital rim, and with a threefold greater force (leading in all probability to rupture of the eyeball), no injuries to the orbital bones were observed. Similar results were observed with the gradual conversion of the mode of injury (from buckling to hydraulic type of injury).

Examination of the inferior orbital wall revealed the presence of a shock wave. Immediately after the strike, outward dislocation of the inferior wall (into the maxillary sinus) was observed, with initial tendency to increase, and then decreasing. After a certain time, an inward movement of the inferior wall, towards the lumen of the orbit, was observed. The amplitude of movement between the maximal outward and inward dislocation was approximately 6 mm.

The experiments with the numerical model allowed us to confirm several hypotheses regarding orbital trauma, such as the force needed to produce damage to the orbit by the buckling and hydraulic mechanisms, the presence of areas particularly prone to injury

located in the posterior portion of the medial wall and anteromedial portion of the inferior wall; as well as the presence of the post-traumatic shock wave.

The combination of clinical data (such as computed tomography images) with the analysis of the numerical model made it possible to determine the location of the strike(s) and the presence of the hydraulic component of injury.