

Wszczepy oczodołowe w leczeniu poenuklacyjnego zespołu oczodołu

Orbital Implants in Postenucleation Socket Syndrome Treatment

Marek E. Prost

Klinika Okulistyczna Wojskowego Instytutu Medycyny Lotniczej w Warszawie
Kierownik: prof. dr hab. n. med. Marek E. Prost

Summary: This review aims to describe anatomic orbital changes following enucleation without and with orbital implants, history of the orbital implants development, changes in the patterns of its use and current achievements in implants design and used materials. Long-term tolerance, postoperative complications, methods of increasing implants motility, its wrapping and cosmetic final results are also discussed. Porous orbital implants, the most widely used implants nowadays, are described in details. Special attention is devoted to the problem of performing surgery with orbital implants in children.

Key words: orbital implants, porous orbital implants, implant motility, pediatric orbital implants.

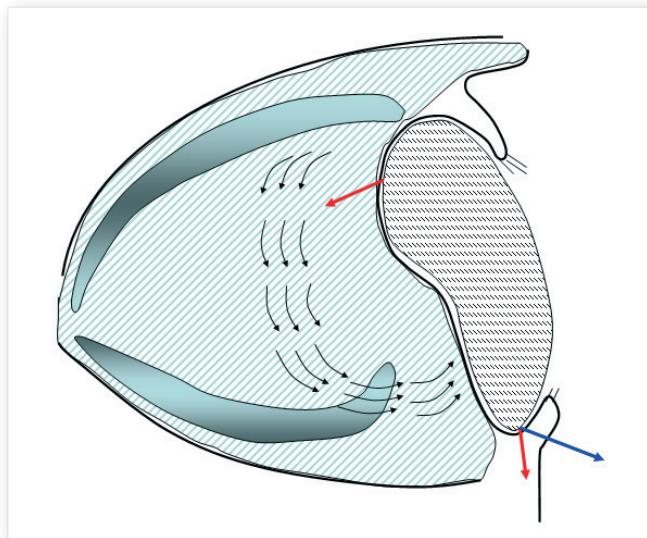
Usunięcie gałki ocznej jest operacją, która całkowicie zmienia stosunki anatomiczne w oczodole. Również pacjentom przysparza ona szereg problemów kosmetycznych i psychologicznych związanych z innym wyglądem twarzy, a więc tej części ciała człowieka, która jest najbardziej wystawiona na widok zewnętrzny i poddana ocenie osób postronnych. Dlatego też taka operacja nie powinna się ograniczać tylko do samego usunięcia gałki ocznej, równolegle należy dokonać rekonstrukcji estetycznej z uwzględnieniem na przykład doboru odpowiedniej protezy, zastosowania wszczepów oczodołowych lub też wykonania operacji plastycznych powiek, worka spojówkowego i oczodołu.

1. Zmiany anatomiczne w oczodole po usunięciu gałki ocznej

Zmiany anatomiczne w oczodole po enukleacji zostały opisane przez Cullera w 1952 r. na podstawie obserwacji klinicznych pacjentów, a następnie potwierdzone przez Smita w badaniach radiograficznych oczodołów (1,2). Usunięcie gałki powoduje skurcz mięśni prostych i skośnych oraz zapadnięcie się torebki Tenona. Równocześnie występuje skłonność do podwijania się brzegów powiek (szczególnie górnej) wskutek braku ich oparcia na gałce ocznej. Badania radiograficzne wykazały, że parę tygodni po operacji dochodzi do redystrybucji tkanki tłuszczowej oczodołu w dół i ku przodowi (2) (ryc. 1). Towarzyszy temu przemieszczenie się w dół kompleksu mięśnia prostego górnego i dźwigacza powieki górnej (2), co powoduje zapadnięcie się rowka powieki górnej i jego pogłębienie. W wyniku tego główna masa tłuszczu oczodołowego ulega obrotowi i przemieszcza się w dół i ku przodowi. W związku z tym dolny załamek worka spojówkowego ulega uniesieniu i spłaszcze-

niu, co jest potęgowane obkurczaniem się mięśnia skośnego dolnego (2,3) (ryc. 1).

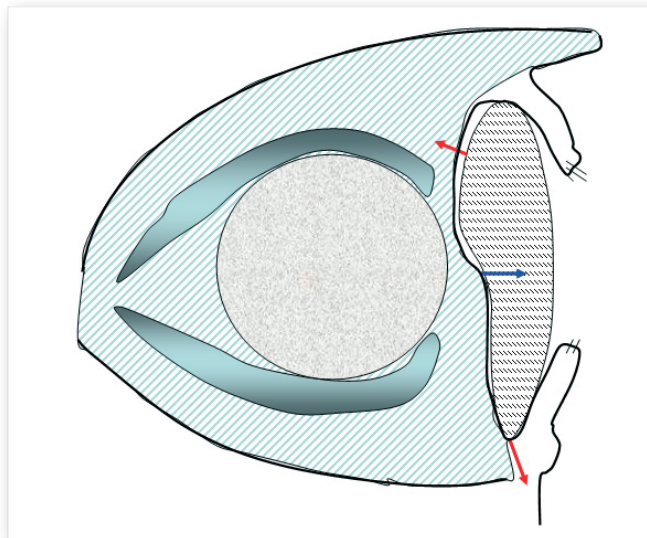
Kształt protezy ocznej powinien uwzględniać zarówno ubytek tkanek po usunięciu gałki, jak i pooperacyjne zmiany w anatomii oczodołu. Dlatego też powinna być ona na tyle duża, aby uzupełnić ubytek objętości, jak również grubsza u góry i przy skroni, cieńsza u dołu, aby uwzględnić zmiany położenia tkanek oczodołu. Pomimo tego większość protez jest nachylona ku tyłowi. Jej ciężar powoduje bowiem jej zapadanie się u góry i następowe przemieszczenie załamka dolnego spojówki w dół i ku przodowi. Równocześnie proteza jest położona za bardzo ku przodowi, aby mogła być oparciem dla kompleksu mięśnia prostego górnego i dźwigacza powieki górnej, co powoduje utrzymanie małego opadnięcia powieki górnej i pogłębienie jej rowka. W zależności od wielkości protezy można obserwować różne ustawienia powiek: przy zbyt małej – brzeg powieki (szczególnie górnej) może być opadnięty i lekko podwinięty do oczodołu, przy zbyt dużej obserwuje się małe odwinięcie brzegów i niedomykalność szpary powiekowej. Zmiany te są określane jako poenuklacyjny zespół oczodołu (post enucleation socket syndrome), na który składają się: pogłębienie rowka górnej powieki, różnego rodzaju dysfunkcje powiek (od niedomykalności do opadnięcia) i rozciągnięcie dolnej powieki. (2,3,4). Z biegiem czasu nachylenie górnej części protezy ku tyłowi może się zwiększać, przez co jej dolny brzeg coraz mocniej uciska dolny załamek spojówki, spływając go i przesuwając brzeg dolnej powieki ku przodowi, wskutek czego załamek ulega spłycaeniu, brzeg powieki zaś – wywinieciu. Zmniejsza to powierzchnię załamka dolnego potrzebnego aby utrzymać protezę. Tworzy się wtedy błędne koło – spłycaenie dolnego załamka powoduje przesuwanie się w głąb oczodołu górnej części protezy, co z kolei powoduje dalsze



Ryc. 1. Zmiany stosunków anatomicznych oczodołu po usunięciu gałki i dobraniu protezy. Brak gałki ocznej oraz ucisk górnej części protezy powodują obrót tkanki tłuszczowej oczodołu do dołu i ku przodowi i jej redystrybucję, co z kolei powoduje spłytenie załamka dolnego i odwinięcie brzegu powieki dolnej oraz zmniejsza powierzchnię załamka dolnego potrzebnego, aby utrzymać protezę. Zmiany te określane są jako poenukcyjny zespół oczodołu (post enucleation socket syndrome).

Fig. 1. Changes in anatomical orbital proportions following enucleation and prosthesis fitting. Lack of the eyeball and pressure of the superior prosthesis part cause orbital fat rotation inferiorly and anteriorly and its' redistribution, which however causes inferior fornix flattening and upper eyelid eversion and reduces inferior fornix area necessary for prosthesis support. Those changes are described as post enucleation socket syndrome.

obrócenie się tłuszczu oczodołowego ku przodowi i w dół, spłytenie załamka dolnego i odwinięcie brzegu powieki dolnej. Proteza staje się zapadnięta i bardziej pochylona ku tyłowi, co wymaga jej wymiany na większą i co zwiększa tylko jej ucisk na tkanki oczodołu itd.



Ryc. 2. Anatomia oczodołu po usunięciu gałki z wszczepem oczodołowym i dobraniu protezy. Implant wypełnia oczodół, podpira mięśnie proste i skośne, zapobiegając ich skurczowi oraz skurczowi torebki Tenona, co uniemożliwia obrót tłuszczu oczodołowego i jego redystrybucję oraz zmniejsza pogłębienie się rowka powieki górnej.

Fig. 2. Orbit anatomy following enucleation with orbital implant and prosthesis fitting. Implant fills the orbit, supports rectal and oblique muscles, preventing from their contraction and Tenons capsule contraction, which makes impossible orbital fat rotation and reduces upper lid sulcus excavation.

2. Zmiany anatomiczne w oczodole po usunięciu gałki ocznej z wszczepem oczodołu

Implantacja wszczepu oczodołowego po usunięciu gałki ocznej w dużej mierze zapobiega rozwojowi wielu zmian spośród opisanych wyżej. Implant wypełnia oczodół, podpira mięśnie proste i skośne, zapobiegając ich skurczowi oraz skurczowi torebki Tenona, zmniejsza pogłębienie rowka powieki górnej oraz uniemożliwia obrót tłuszczu oczodołowego i jego redystrybucję. Stosowane protezy oczne mogą być wówczas cieńsze, lżejsze i ustawione bardziej pionowo, wskutek czego mniejszy jest wtedy ucisk na dolny załamek i odwinięcie brzegu powieki dolnej (które i tak jest o wiele mniejsze wskutek małego przemieszczenia tkanek oczodołu) (4) (ryc. 2).

3. Protezowanie worka spojówkowego

Protezy oczne są stosowane od bardzo dawna. Już w okresie Starożytności Egipcjacy kapłani w ramach procesu mumifikacji usuwali gałki oczne, wypełniali oczodół woskiem i z kamieni szlachetnych układali wizerunek oka (3,5). W starożytnym Egipcie i Rzymie w przypadkach braku gałki lub jej zaniku lekarze stosowali malowane protezy z gliny (3). W okresie nowożytnym pierwsze wzmianki o operacjach usunięcia gałki pochodzą z XVI wieku, ale pierwsza informacja o stosowaniu protez ocznych pochodzi z pracy doktorskiej Maucharta w Tybingi z 1749 r. (5). Były to protezy wykonane ze złota z namalowaną tęcza. Wkrótce potem weneccy rzemieślnicy zaczęli wytwarzać protezy ze szkła. W XX wieku centrum produkcji szklanych protez na skalę światową znajdowało się w Niemczech. W czasie II wojny światowej w wyniku zerwania kontaktów handlowych z Niemcami w USA rozpoczęto wytwarzanie protez z polimetylometakrylatu (PMMA), który do dzisiaj pozostaje najczęściej używanym materiałem do ich produkcji. Są one pozbawione szeregu wad, takich jak miały protezy szklane, np.: implozji przy nagłych zmianach temperatury, możliwości powiększania się rowków na powierzchni wskutek działania wydzielin tkankowych, braku możliwości indywidualnego doboru).

4. Wszczyepy oczodołowe

4.1 Historia

W 1885 r. Mules jako pierwszy zastosował wszczep oczodołowy (6,7). Był on wykonany ze szkła z pierścieniami ze złota i srebra. W następnych latach do produkcji wszczepów oczodołowych próbowano wykorzystywać różne materiały i nadawano im różne kształty (dokładniejszy opis patrz Sami, 2007). Ponieważ nie były one dobrze tolerowane przez tkanki oczodołu, były za drogie lub za ciężkie, dochodziło do ich implozji podczas zmian temperatury (szklane, puste w środku wszczyepy), większość z nich nie jest obecnie stosowana. Dzisiaj spośród tych materiałów są używane: hydroksyapatyt (korał), polimetylometakrylatu (PMMA), tłuszcz i silikon. Do czasów II wojny światowej wszczyepy wykonywano najczęściej ze szkła. Miały one kształt kuli pustej w środku. Wszczyepy te nie integrowały się z tkankami oczodołu, lecz wokół nich wytwarzała się torebka włóknista. Dla-

tego też dość często dochodziło do odsłonięcia wszczepu i jego samoistnego usunięcia. Poza tym podczas nagłych zmian temperatury dochodziło do ich implozji. W 1938 r. Wheeler jako pierwszy zastosował wszczep szklany z rowkami na mięśnie, które przyszywał na kształt krzyża na przedniej powierzchni wszczepu (8). W czasie II wojny światowej rozpoczęto wytwarzanie wszczepów z polimetylometakrylatu (PMMA), który był rutynowo stosowany do lat 80. XX wieku. W Europie w latach 1960-1970 był stosowany wszczep Bangertera będący kulką utkaną z nici nylonowej – jego stosowania zaprzestano, ponieważ często powodował stany zapalne oczodołu (9). W 1989 r. FDA zatwierdził do stosowania jako implanty oczodołowe wszczepy wytwarzane z hydroksyapatytu z raf koralowca. Wysoki koszt implantów hydroksyapatytowych oraz zastrzeżenia ekologów spowodowały poszukiwania innych materiałów. W latach 90. XX wieku rozpoczęto ich wytwarzanie z syntetycznych hydroksyapatytów oraz porowatego polietylenu. Wszczepy hydroksyapatytowe zaczęto również wytwarzać z części siatkowatej kości strzałkowej cieląt, w ostatnich latach zaś do produkcji wszczepów zastosowano materiały bioceramiczne składające się z tlenku aluminium (Al_2O_3).

4.2 Rodzaje wszczepów oczodołowych

Dzisiaj okulista ma do dyspozycji różne rodzaje wszczepów oczodołowych. Aby usystematyzować ich nomenklaturę, w 2002 r. American Academy of Ocularists i American Academy of Ophthalmology wprowadziły zasady kategoryzacji wszczepów, biorąc pod uwagę sposób zaszycia implantu w oczodole oraz połączenie (integrację) z protezą (3):

- zagłębione – wszczep o gładkiej powierzchni przedniej, zaszyty całkowicie w oczodole, zazwyczaj z przymocowanymi do niego mięśniami. Jeżeli mięśnie nie są połączone z implantem, nosi nazwę – zagłębiony prosty;
- wyeksponowane-zintegrowane – wszczep, którego część znajduje się ponad powierzchnią spojówki (spojówka nie jest całkowicie zaszyta). Wystające części służą do bezpośredniego połączenia implantu z protezą oczną, co zwiększa jej ruchomość;
- zagłębione-zintegrowane – są one całkowicie zaszyte w oczodole, ale na przedniej powierzchni mają wypuklenia (wyrastki), które, pomimo że pokryte spojówką, łączą się z odpowiednimi zagłębieniami na tylnej powierzchni protezy, zwiększając jej ruchomość.

Obecnie stosowane implanty oczodołowe, z uwagi na materiał, z którego są zbudowane, można podzielić na:

- szklane,
- polimetylometakrylowe (PMMA),
- silikonowe,
- porowate:
 - hydroksyapatytowe z koralowca,
 - syntetyczne hydroksyapatytowe,
 - hydroksyapatytowe z kości cielęcej,
 - bioceramiczne;
- przeszczepy tkanki tłuszczowej i skóry.

Inne materiały tylko sporadycznie były stosowane do produkcji wszczepów oczodołowych.

4.2.1 Wszczepy szklane

Pomimo że szklane implanty są jeszcze sporadycznie produkowane przez niektóre firmy na świecie, w praktyce nie są one już stosowane. Ich główną zaletą jest bardzo niska cena i dlatego są wszczepiane pacjentom w uboższych krajach świata. Mają one gładką powierzchnię i dlatego nie integrują się z tkankami oczodołu, lecz wokół nich wytwarza się torebka włóknista – z tego powodu czasami dochodzi do odsłonięcia wszczepu i jego samoistnego usunięcia, ponieważ spojówka i torebka włóknista mogą ulegać zanikowi w miejscach ucisku przez implant i protezę. Pomimo zaszycia mięśni prostych na krzyż na przedniej powierzchni wszczepu ma on tendencję do przesuwania się w kierunku górnej skroniowej części oczodołu (między mięśnie prosty boczny i górny). Poza tym podczas nagłych zmian temperatury dochodziło do ich implozji.

4.2.2 Wszczepy polimetylometakrylowe

Wszczepy z polimetylometakrylatu zaczęto stosować na początku lat 40. XX wieku i do końca lat 80. XX wieku były praktycznie jedynymi stosowanymi implantami oczodołowymi. Zaprojektowano szereg różnych modeli zarówno zagłębionych, wyeksponowane-zintegrowanych, jak i zagłębiono-zintegrowanych. Niektóre z nich miały części metalowe, np. ze złota, tantalu, witalium (stop kobaltu, chromu i molibdenu). Ponieważ po operacjach wszczepów wyeksponowanych-zintegrowanych często dochodziło do infekcji i samoistnego ich usunięcia, od lat 50. XX wieku stosowano implanty zagłębiono-zintegrowane. Najbardziej znane spośród nich to wszczepy Allena, Iowa i Universal.

Implant Allena miał okrągły pierścień na przedniej powierzchni z czterema otworami na mięśnie, które były zszywane na krzyż na przedniej powierzchni (10). On również nie był pozbawiony wad, ale powikłania po jego wszczepieniu występowały znacznie rzadziej niż po wszczepieniu poprzednich typów implantów. Główne z nich to widoczność brzegu protezy i jej obracanie się przy ruchach na boki, opadanie dolnej powieki (płaska przednia powierzchnia nie podtrzymywała protezy, która przesuwała się siłą ciężkości w dół), pogłębienie rowka górnej powieki i zaniki spojówki ponad pierścieniem wszczepu. Częstość samoistnego usunięcia wszczepu wahała się od 1% do 40% (3).

Następcą wszczepu Allena był implant Iowa wprowadzony w 1959 r. (11). Był to również wszczep zagłębiono-zintegrowany, który na przedniej powierzchni miał cztery wzgórki o wysokości 5 mm, między którymi były zszywane na krzyż mięśnie proste. Protezy miały cztery zagłębienia odpowiadające wzgórkom. Stabilizowało to protezę, która nie przesuwała się w dół, nie obracała się oraz nie był widoczny jej brzeg. Częstość samoistnego usunięcia wszczepu Iowa wahała się od 3,3% do 13% (3). Było to spowodowane zanikami spojówki nad wzgórkami. Dlatego też następny model wszczepu z polimetylometakrylatu, wprowadzony w 1989 r. implant Universal, miał niższe i bardziej zaokrąglone wzgórki (12).

Wszczepy z polimetylometakrylatu, podobnie jak szklane, mają gładką powierzchnię i dlatego nie integrują się z tkankami oczodołu, lecz wytwarza się wokół nich torebka włóknista. Dlatego czasami obserwuje się zanik tkanek w miejscach ucisku spojówki i torebki włóknistej między

implantem a protezą, odsłonięcie wszczepu i jego samoistne usunięcie.

Innym rodzajem wszczepów z polimetylometakrylatu były implanty z magnesami, które były zatopione zarówno we wszczepie, jak i protezie. Zwiększało to znacznie ruchomość protezy. Ponieważ po pewnym czasie magnesy zaczynały rdzewieć i żelazo było uwalniane do tkanek oczodołu (polimetylometakrylat jest porowaty i absorbuje wodę), zaniechano ich stosowania.

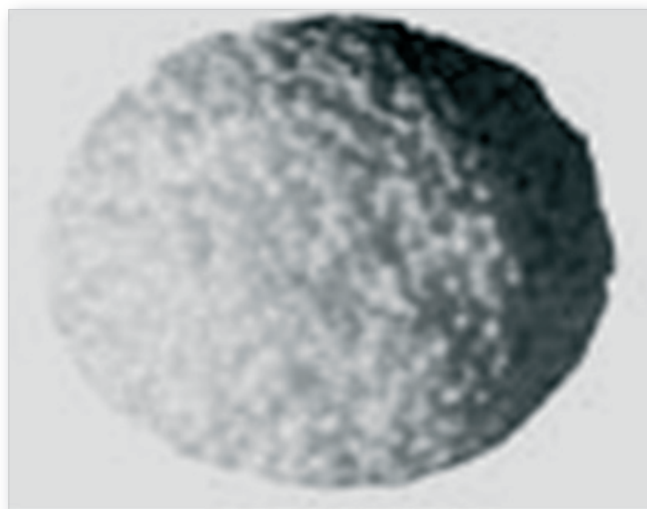
W związku z wprowadzeniem wszczepów porowatych implanty z polimetylometakrylatu są obecnie rzadko stosowane.

4.2.3 Wszcypy silikonowe

Implanty silikonowe zostały po raz pierwszy zastosowane w latach 50. XX wieku i są stosowane do dzisiaj, głównie ze względu na niski koszt (15-30 USD). Mają one kształt kuli. Podobnie jak wszcypy szklane i wszcypy z polimetylometakrylatu mają one gładką powierzchnię i nie integrują się z tkankami oczodołu, lecz wytwarza się wokół nich torebka włóknista, co sprzyja odsłonięciu wszczepu i jego samoistnemu usunięciu.

4.2.4 Wszcypy porowate

Obecnie znajdują zastosowanie głównie porowate implanty oczodołowe (ryc. 3,4). Są one bardzo lekkie (procent pustych porów w stosunku do całkowitej objętości waha się od 30 do >80) (7). Porowata struktura tych wszcze-



Ryc. 3. Wszczep oczodołowy z syntetycznego hydroksyapatytu.

Fig. 3. Orbital implant made of synthetic hydroxyapatite.

pów umożliwia wrastanie naczyń i tkanki włóknistej do ich wnętrza, co prowadzi do integracji implantu z tkankami oczodołu. Zmniejsza to częstość występowania zakażeń w oczodole i stopień ich ciężkości (unacznienie poprawia procesy obronne i immunologiczne), zmniejsza migrację i samoistne usunięcie wszczepów oraz zwiększa prawdopodobieństwo powodzenia chirurgicznej rekonstrukcji spojówki w miejscach jej zaniku. Najlepsze wnikanie naczyń ma miejsce wówczas, gdy wielkość porów wynosi ok. 150 μm

Rodzaj implantu/ Implant type	Wielkość porów/ Pore size [mm]	Porowatość/ Porosity [%]	Kruchość/ Fragility	Sztwność/ Rigidity	Możliwość przysycia mięśni do wszczepu/ Possibility to attach muscles to the implant	Możliwość wywier- cenia kanału we wszczepie/ Possibility to drill canal in the implant	Obecność połączeń wewnętrznych/ Internal junctions presence
Hydroksyapatyt/ Hydroxyapatite	300-700	60	++	+++	nie	tak	++
Syntetyczny hydroksyapatyt/ Synthetic hydroxyapatite	300-500	50	++	+++	nie	tak	++
Polietylenowy/ Polyethylene	100-500 ^a 125-1000 ^b	30 60	-	++	tak	tak	+
Hydroksyapatyt z kości cieląt/ Calves bones hydroxyapatite	brak danych	>80	+++	+++	nie	nie	++
Bioceramiczny/ Bioceramic	500	>80	+	+++	nie	tak	+++
Hydrożel polyHEMA (nie są jeszcze stosowane klinicznie)/ Hydrogel polyHEMA (they are not clinically used yet)	brak danych	brak danych	miękki materiał	miękkie	tak	tak	brak danych

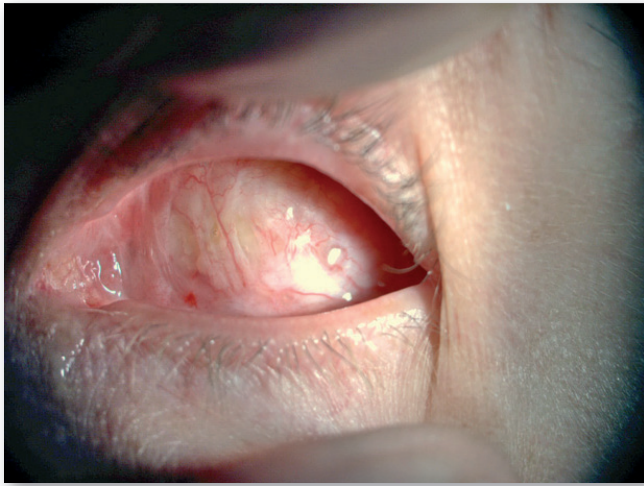
^a model ze średnią wielkością porów 150 μm / model with average pores size of 150 μm

^b model ze średnią wielkością porów 400 μm / model with average pores size of 400 μm

Porowatość – procent całkowitej objętości wszczepu zajmowany przez puste pory/ Porosity – percentage of the total implant volume taken by the empty pores.

Tab. I. Właściwości różnych porowatych wszczepów oczodołowych.

Tab. I. Properties of various porous orbital implants.



Ryc. 4. Oczodół 15 lat po usunięciu gałki z powodu siatkówczaka i wszczepieniu implantu oczodołowego z syntetycznego hydroksyapatytu.

Fig. 4. Orbit 15 years after enucleation due to the retinoblastoma with synthetic hydroxyapatite orbital implant.

do 400 μm ., różnice w ich wielkości zaś są jak najmniejsze (7,13,14). Stwierdzono również, że wnikanie jest największe w przypadku, gdy porowatość implantu jest większa niż 80% i gdy jest najwięcej połączeń wewnętrznych (najmniej porów o ślepych zakończeniach) (7,15). Całkowite unaczynienie trwa ok. 6 miesięcy i może być oceniane za pomocą rezonansu magnetycznego (3). Wszczepy te mają dość szorstką powierzchnię, co powoduje, że zanik spojówki i odsłonięcie powierzchni implantu nie występują rzadziej niż w przypadku zastosowania PMMA, ale wrastanie naczyń i tkanki włóknistej zapobiega samoistnemu usunięciu. Wszystkie wszczepy porowate nie ulegają absorpcji w oczodole.

Pierwszy wszczep porowaty z hydroksyapatytu z raf koralowca w 1985 r. zastosował Perry (16). W 1989 r. zostały one zarejestrowane do użytku klinicznego przez FDA (Bio-Eye firmy Intergrated Orbital Implants, USA). Są zbudowane z fosforanu wapnia $[\text{Ca}_{10}(\text{PO}_4)_6(\text{OH})_2]$. Od 1975 r. materiał ten jest stosowany w medycynie jako substytut kości. Produkcję wszczepów z hydroksyapatytów z raf koralowca podjęto również w Chinach i Brazylii. Koszt implantów hydroksyapatytowych (ok. 650 USD) oraz zastrzeżenia ekologów odnośnie ich pozyskiwania z raf koralowych spowodowały, że rozpoczęto poszukiwania innych materiałów. W 1991 r. rozpoczęto ich wytwarzanie z porowatego polietylenu (Medpor, firmy Porex Surgical, USA), parę lat później zaś – z syntetycznych hydroksyapatytów (FCI3, firmy FCI, Francja). Ostatnio wprowadzono również wszczepy hydroksyapatytowe z części siatkowatej kości strzałkowej cieląt (Molteno M-sphere, IOP Inc., USA). W ostatnich latach do produkcji wszczepów zastosowano materiały bioceramiczne (Bioceramic Orbital Implant, firma FCI, Francja). Są one zbudowane z tlenku aluminium (Al_2O_3), związku chemicznego, który w ortopedii i stomatologii od wielu lat jest stosowany jako substytut kości.

Każdy z tych materiałów ma swoje wady i zalety, które zostaną omówione w dalszej części publikacji (tab. I).

Wszczepy hydroksyapatytowe naturalne mogą powodować niewielką olbrzymiokomórkową reakcję na ciało obce w oczodole, która może trwać do 12 miesięcy po implan-

tacji (17,18,19). Są one kruche i sztywne, co uniemożliwia przysycie mięśni. Szorstka powierzchnia ułatwia ekspozycję wszczepu (patrz wyżej) i utrudnia jego wprowadzenie do oczodołu w czasie operacji. Pory w hydroksyapatycie z rafy mają różną wielkość (od 300 μm do 700 μm).

Syntetyczne hydroksyapatyty mają podobne właściwości jak naturalne, ale różnice wielkości porów są mniejsze i mniejsza jest ich porowatość (7) (tab. I).

Hydroksyapatyty pochodzące z kości cieląt mają o 50% mniejszą gęstość niż naturalne i syntetyczne i dlatego są bardziej kruche, co uniemożliwia wywiercenie w nich otworu w celu wprowadzenia kołeczka protezy. Są one całkowicie zdeproteinizowane, co powoduje, że nie mają właściwości antygenowych.

Implanty z polietylenu są dość miękkie i mają o wiele bardziej gładką przednią powierzchnię. Umożliwia to przysycie mięśni i zmniejsza częstość występowania zaników spojówki. Polietylen jest dobrze tolerowany przez tkanki oczodołu, odporny na infekcje, nie ma właściwości antygenowych i ułatwia wnikanie tkanki włóknistej (7).

Wszczepy bioceramiczne są całkowicie bioinertne, nie powodują reakcji otaczających tkanek, są dość odporne na uszkodzenia mechaniczne, fibroblasty zaś wrastają szybciej niż w przypadku hydroksyapatytów (3,7). Mają one również największą porowatość oraz najmniej porów o ślepych zakończeniach (najwięcej połączeń wewnętrznych), różnice w wielkości porów zaś są bardzo małe (Chalasan) (tab. I). Nie stwierdzono uwalniania się związków aluminium do krwi (3).

Główną wadą wszczepów porowatych jest ich sztywność, co ułatwia rozwój zaników spojówki. Dlatego poszukuje się nowych materiałów do ich produkcji, które łączyłyby zalety związane z porowatością, ale byłyby miękkie. W obserwacjach klinicznych znajdują się obecnie porowate żele z poly[2-hydroksyetylo metakrylatu] (polyHEMA). Jest to materiał o wysokiej biokompatybilności, o dużej zawartości wody, co powoduje, że ma on właściwości fizyczne podobne do właściwości żywej tkanki (7).

4.3 Pokrywanie implantów

Szorstka powierzchnia implantów porowatych powoduje zwiększenie częstotliwości występowania zaniku spojówki i odsłonięcia wszczepu oraz utrudnia wprowadzenie wszczepu do oczodołu w czasie operacji. Poza tym uniemożliwia przysycie mięśni prostych. Dlatego niektórzy autorzy pokrywają implanty z hydroksyapatytu i bioceramiczne tkankami lub sztucznymi materiałami. W tym celu najczęściej stosuje się twardówkę, rzadziej oponę twardą lub własne powięzi mięśniowe (ze skroni lub uda) lub pochewki mięśni (np. mięśnia prostego brzucha). Wszystkie te tkanki mogą wywoływać stany zapalne, powodować powstawanie blizn i ziarniniaków w oczodole, a w przypadku twardówki i opony twardej (materiał heterogenny) – reakcje immunologiczne oraz możliwość przeniesienia zakażeń (np. AIDS, choroba prionów – Creutzfeldta-Jakoba). Stosowanie osierdzia wołowego jest ograniczone ryzykiem przeniesienia gąbczastego zapalenia mózgu (choroba wściekłych krów). Tkanki biologiczne utrudniają wnikanie naczyń do wszczepu, dlatego wycina się okienka w pokrywających implant tkankach w okolicach mięśni (3,7). Opisano również po-

krywanie bezkomórkową skórą, która umożliwia wnikanie naczyń i nie wywołuje reakcji zapalnych (20).

Problemy z tkankami biologicznymi spowodowały, że ostatnio do pokrywania wszczepów częściej stosuje się sztuczne materiały. Najczęściej jest stosowana siateczka polylaktynowa (Vicryl) lub polytetrafluoroetylenowa (Teflon). Siateczki te nie utrudniają wnikania naczyń i po ok. 12 tygodniach ulegają rozpuszczeniu i zastępuje je tkanka torebki włóknisto-naczyniowej (3).

Wszczepy pokrywane np. Vicrylem są sprzedawane przez firmy produkujące implanty, ale są droższe.

Przeprowadzone badania kliniczne wykazały, że przysycie mięśni do materiału pokrywającego wszczep nie ma większego wpływu na ruchomość protezy ocznej (3,7). Nie ma też dowodów na to, że zaniki spojówki rzadziej występują podczas stosowania pokrytych wszczepów (7). Pokrycie ułatwia natomiast wprowadzenie implantu do oczodołu w trakcie operacji.

4.4 Zwiększanie ruchomości wszczepu

Prawie wszystkie wszczepy wykonane z materiałów porowatych mają kształt kulisty (tylko implanty polietylenowe są produkowane w różnych kształtach – konicznych, z kanałami na mięśnie, typu Universal). Dlatego też przenoszenie ruchów implantu na protezę jest gorsze niż ma to miejsce np. w przypadku wszczepów zagłębionych-zintegrowanych zbudowanych z polimetylometakrylatu. W celu poprawy ruchów protezy rozpoczęto stosowanie protezy z kołeczkiem wystającym z jej tylnej powierzchni, kołeczek wprowadza się w kanał wywiercony we wszczepie oczodołowym. Wywiercenie kanału w implancie (2-3 mm szeroki i 10 mm długi) można wykonać po całkowitym jego unacznieniu,

tj. po ok. 6 miesiącach. Istnieją również systemy, w których kołeczek mający na powierzchni kulkę wprowadza się na stałe do wszczepu, kulka odpowiada zagłębieniu na tylnej powierzchni protezy. Zwiększa to ruchy protezy, ale przede wszystkim w płaszczyźnie poziomej (7). Stosowanie kołeczków jest jednak związane z powikłaniami, takimi jak: zapalenie oczodołu, ropopochodne ziarniniaki, zwiększenie częstości występowania zaników spojówki, odgłos klikania podczas spojrzenia na boki (zbyt duży kanał we wszczepie). Poza tym systemy te wymagają drugiej operacji i są kosztowne. Dlatego też nie są one często stosowane.

4.5 Przeszczepy tkanki tłuszczowej i skóry

Inną alternatywą polepszenia kosmetyki oczodołu po enukleacji są przeszczepy tkanki tłuszczowej i skóry. Tkanki te pobierane są z podbrzusza lub uda. Na skórze zaznacza się okrąg o średnicy ok. 25 mm i za pomocą skalpela wycina się skórę i tkankę tłuszczową na głębokość ok. 15 mm. Przeszczep umieszcza się w oczodole i przyszywa się mięśnie proste do skóry. W zależności od ilości spojówki pokrywa się nią skórę przeszczepu lub przyszywa do jej brzegu.

Z powodu zaniku tkanki tłuszczowej jest wskazane, aby przeszczep był większy o ok. 20-30%.

Przeszczepy tkanki tłuszczowej i skóry mogą być wykonywane również w przypadkach, w których nie można stosować wszczepów oczodołowych (znaczne zbliźnowacenie tkanek oczodołu, po naświetlaniach, po oparzeniach chemicznych, po samoistnym usunięciu wszczepu z PMMA lub porowatego). Wadami tych operacji są: brak możliwości przewidzenia zaniku tkanki tłuszczowej (szczególnie u starszych osób), hipertrofie przeszczepionej tkanki (szczególnie u dzieci), możliwość odrzutu przeszczepu z powodu braku

Oko człowieka Średnica (mm)	Oko człowieka Objętość (cm ³)	Proteza oczna Objętość (cm ³)	Wymagana objętość wszczepu (cm ³)	Wymagana średnica wszczepu (mm)
20,0	4,19	2,5	1,69	15,0
20,5	4,51	2,5	2,01	15,5
21,0	4,85	2,5	2,35	16,5
21,5	5,21	2,5	2,71	17,5
22,0	5,58	2,5	3,08	18,0
22,5	5,97	2,5	3,47	19,0
23,0	6,37	2,5	3,87	19,5
23,5	6,80	2,5	4,30	20,0
24,0	7,24	2,5	4,74	21,0
24,5	7,70	2,5	5,20	21,5
25,0	8,18	2,5	5,68	22,0
25,5	8,69	2,5	6,19	23,0

Tab. II. Obliczanie wymaganej wielkości wszczepu oczodołowego. W przypadku owinięcia wszczepu twardówką należy doliczyć ok. 1,5 mm do średnicy implantu. Objętość wszczepu = objętość gałki – objętość protezy. [Wg Custer et al., 1999 (27)]

Tab. II. Calculation of the requested orbital implant size. In case of the wrapping the implant with sclera approximately 1.5 mm should be added to the implant diameter. Implant volume = eyeball volume – prosthesis volume.

rozwoju jego unaczynienia (szczególnie po naświetlaniach, oparzeniach chemicznych, w cukrzycy, u osób w zaawansowanym wieku oraz u palaczy). Inne powikłania to rozwój cyst, ziarniniaków, ropni lub zwłóknienia oczodołu.

5. Stosowanie wszczepów oczodołowych u dzieci

Usunięcie gałki u małych dzieci ma wpływ na rozwój oczodołu. W prawidłowych warunkach rozwija się on się do 12.-14. roku życia (21), przy czym 80% jego wzrostu dokonuje się w pierwszych 3 latach życia (22). Usunięcie gałki powoduje brak jednego z bodźców potrzebnych do rozwoju oczodołu i możliwość wystąpienia asymetrii twarzy. Obecność implantu może więc stymulować rozwój kości oczodołu. Z drugiej strony większość enukleacji u małych dzieci jest dokonywana z powodu siatkówczaka – istniały obawy, czy implant nie utrudni rozpoznania wznowy nowotworu w oczodole. Dlatego też problem stosowania wszczepów oczodołowych u dzieci i ich wpływu na rozwój oczodołu był przedmiotem kontrowersji wśród okulistów.

Wykonane w ostatnich latach badania rekonstrukcji oczodołów w tomografii komputerowej i pomiary wejścia do oczodołu wykazały, że usunięcie gałki u małych dzieci nie powoduje po kilkunastu latach zmian wielkości struktur kostnych większych niż 7-10% (23,24). Są to różnice, które nie powodują asymetrii twarzy zauważalnej w codziennym życiu. Badania dzieci po enukleacji z powodu siatkówczaka wykazały, że zastosowanie wszczepów oczodołowych zmniejsza różnice w wielkości oczodołów (25). Obecnie stosowane techniki obrazowania oczodołów pozwalają również na diagnostykę wznowy lub przerzutów siatkówczaka w oczodole w obecności wszczepu np. z hydroksyapatytu (26). Dlatego też uważa się, że stosowanie porowatych wszczepów oczodołowych powinno być standardem w zabiegach enukleacji u małych dzieci, bez względu na przyczynę usunięcia gałki (3).

Piśmiennictwo:

- Culler AM: *Orbital implants after enucleation: basic principles of anatomy and physiology of the orbit and relation to implant surgery*. Trans Am Acad Ophthalmol Otolaryngol 1952, 56, 17-20.
- Smit TJ, Koornneef L, Zonneveld FW: *Computed tomography in the assessment of the postenucleation socket syndrome*. Ophthalmology 1990, 97, 1347-1351.
- Sami D, Young S, Petersen R: *Perspective on orbital enucleation implants*. Surv Ophthalmol 2001, 52, 244-265.
- Tyers AG, Collin JR: *Orbital implants and post enucleation socket syndrome*. Trans Ophthalmol Soc UK 1982, 102(1), 90-92.
- Kelley JJ: *History of ocular prosthesis*. Int Ophthalmol Clin 1970, 10, 713-719.
- Mules PH: *Evisceration of the globe with artificial vitreous*. Trans Ophthalmol Soc UK 1885, 5, 200-206.
- Chalasanani R, Poole-Wauren L, Conway RM, Ben-Nissam B: *Porous implants in enucleation: A systematic review*. Surv Ophthalmol 2007, 52, 145-155.
- Wheeler JM: *Implantation of a hollow grooved body into the orbit lat after enucleation*. Arch Ophthalmol 1938, 20, 710-715.
- Norda AG, Meyer-Rüsenberg H-W: *Erfahrungen mit Orbitaimplantaten, insbesondere mit porösen Hydroxylapatitmaterialen*. Ophthalmologie 2003, 100, 437-444.
- Allen L: *A buried muscle cone implant – development a tunneled hemispherical type*. Arch Ophthalmol 1950, 43, 879-890.
- Spivey BE: *The Iowa enucleation implant*. Trans Am Acad Ophthalmol Otolaryngol 1970, 74, 1287-1295.
- Jordan DR, Anderson RI, Nerad JA: *A preliminary report on the universal implant*. Arch Ophthalmol, 187, 105, 1726-1731.
- Bigham WJ, Stanley P, Cahill JM: *Fibrovascular ingrowth in porous orbital implants: the effect of the material composition, porosity, growth factors, and coatings*. Ophthalm Plast Reconstr Surg 1999, 15, 317-325.
- Rubin PA, Popham JK, Bilyk JR: *Comparison of fibrovascular ingrowth into hydroxyapatite and porous polyethylene orbital implants*. Ophthalm Plast Reconstr Surg 1994, 10, 96-103.
- Hing KA, Best SM, Tanner KE: *Mediation of bovine ingrowth in porous hydroxyapatite bone graft substitute*. J Biomed Mater Res 2004, 68, 187-200.
- Perry AC: *Advances in enucleation*. Ophthalm Plast Reconstr Surg 1991, 4, 173-182.
- Rosner M, Edward DP, Tso MO: *Foreign-body giant-cell reaction on the hydroxyapatite orbital implant*. Arch Ophthalmol 1992, 110, 173-174.
- Saitoh A, Tsuda Y, Bhutto JA: *Histological study of living response to artificially synthesized hydroxyapatite implant: 1-year study*. Plast Reconstr Surg 1996, 98, 706-710.
- Sires BS, Holds JB, Archer CR: *Histological and radiological analyses of hydroxyapatite orbital implant in rabbits*. Ophthalm Plast Reconstr Surg 1995, 11, 273-277.
- Thakker MM, Fay AM, Pieroth L: *Fibrovascular ingrowth into hydroxyapatite and porous polyethylene orbital implants wrapped with acellular dermis*. Ophthalm Plast Reconstr Surg 2004, 20, 368-373.
- Yago K, Furuta M: *Orbital growth after unilateral enucleation in infancy without an orbital implant*. Jpn J Ophthalmol 2001, 45, 648-652.
- Scott JH: *The growth of the human face*. Proc R Soc Med 1954, 47, 91-100.
- Hintschich C, Zonneveld, F, Baldeschi L, Catey B, Koornneef L: *Bony orbital development after early enucleation in humans*. Br J Ophthalmol 2001, 85, 205-208.
- Prost M, Oleszczyńska-Prost E: *Usunięcie gałki ocznej u małych dzieci a rozwój oczodołu*. Referat wygłoszony na II Sympozjon Sekcji Neurookulistyki i Elektrofizjologii Klinicznej PTO, Międzyzdroje 14-15.09.2007.
- Fountain TR, Goldberger S, Murphree AL: *Orbital development after enucleation in early childhood*. Ophthalm Plast Reconstr Surg 1999, 15, 32-36.
- De Potter P, Shields CI, Shields JA: *Role of magnetic resonance imaging in the evaluation of the hydroxyapatite implant*. Ophthalmology 1992, 99, 824-830.
- Custer PL, Trinkaus KM: *Volumetric determination of enucleation implant size*. Am J Ophthalmol. 1999, 128, 489-494.