dr Adrian Wiatrowski

Ukończył Uniwersytet Medyczny w Łodzi na kierunku wojskowo-lekarskim oraz studia podyplomowe „Medycyna estetyczna" w Wyższej Szkole Technicznej w Katowicach. W Klinice Pawlikowski, z którą jest związany od kilku lat, wykonuje zabiegi poprawiające wygląd pacjentów i spowalniające starzenie się skóry, takie jak: wypełnianie kwasem hialuronowym, zabiegi z zastosowaniem osocza bogatopłytkowego, mezoterapia, biostymulacja, implantacja nici liftingujących i różnorodne zabiegi laseroterapii. W medycynie estetycznej pasjonuje go holistyczne i indywidualne podejście do każdego pacjenta oraz dobór terapii łączonych. Ponadto jest trenerem jednej z największych firm farmaceutycznych produkujących kwas hialuronowy, szkoli z zabiegów iniekcji kwasu hialuronowego.

Z wiekiem twarz ludzka podlega stopniowym zmianom. Dotyczą one wszystkich struktur anatomicznych, jednak to objętość tworzona przez przedziały tłuszczowe jest jednym z kluczowych elementów młodego wyglądu. W obrębie twarzy tłuszcz jest zlokalizowany między przegrodami powięziowymi. Z upływem lat następuje ścieńczenie tych przegród i zwiększenie lub zmniejszenie objętości tłuszczu, co objawia się zmianą konturów twarzy. Obszarami podlegającymi zmniejszeniu objętości tłuszczu są okolica skroniowa, podjarzmowa i okołooczodołowa. Nadmiar tłuszczu zaczyna pojawiać się w okolicy policzkowej, brody i podbródka. Żeby odzyskać utraconą objętość, początkowo, w latach 70. XX wieku, do wypełniania tkanek stosowano sylikon czy ciekłą parafinę, jednak z powodu zbyt dużej ilości powikłań zostały wycofane z użytku. Kolejnym wypełniaczem, który pojawił się na początku lat 80., były preparaty na bazie kolagenu, jednak z uwagi na budowę białkową i pochodzenie obcogatunkowe powodował dużo reakcji alergicznych. Kolejną grupą wypełniaczy na rynku były wypełniacze stałe, jednak z uwagi na długotrwałe utrzymywanie się w tkankach powodowały występowanie reakcji przeciwko ciału obcemu, obecnie są stosowane w sytuacjach wyjątkowych.

Kwas hialuronowy

Jest polisacharydem, będącym składnikiem macierzy międzykomórkowej skóry właściwej, a jego budowa jest u wszystkich organizmów taka sama. Posiada zdolność przyłączania cząsteczek wody, co daje odpowiednie nawilżenie skóry. Wraz z wiekiem ilość kwasu hialuronowego spada – drastyczny spadek następuje już po 50. roku życia, co powoduje spadek nawilżenia skóry i pojawienie się zmarszczek. Rozpoczęcie hodowli bakteryjnych produkujących kwas hialuronowy dało możliwość stworzenia produkcji preparatów służących poprawie wyglądu skóry, a także odbudowę utraconych objętości przedziałów tłuszczowych.

Autologiczny przeszczep tłuszczu

Obecnie ciekawą alternatywą dla kwasu hialuronowego, by odbudować utraconą objętość, wydaje się autologiczny przeszczep tłuszczu, czyli tzw. lipofilling. Metoda ta stała się obiecującą i popularną techniką w chirurgii estetycznej i rekonstrukcyjnej, mającą wiele zastosowań, takich jak rekonstrukcja piersi, odmładzanie twarzy i dłoni. Szczególnie jest przydatna, gdy ubytki tkankowe są duże i ilość zastosowanego kwasu hialuronowego mogłaby być nieekonomiczna dla pacjenta. Kolejnym atutem tej metody jest fakt, że jest to materiał autologiczny, niosący niskie ryzyko reakcji alergicznych. Obecnie istnieje wiele metod pozyskiwania autologicznej tkanki tłuszczowej – zwykle jest to liposukcja strzykawkowa lub klasyczna przy odbudowie większych partii. Następnie uzyskany tłuszcz zostaje odpowiednio przygotowany – pobrana tkanka zostaje oczyszczona i rozdrobniona do odpowiedniej frakcji do podania w tkanki. W obrębie twarzy jest zwykle wykorzystywany tzw. microfat, służący odbudowie utraconej objętości twarzy, lub nanofat, stosowany w rewitalizacji skóry i zaopatrywania doliny łez. Poza korzyściami płynącymi z dostępności materiału należy zwrócić uwagę, że tkanka tłuszczowa

jest bogatym źródłem mezenchymalnych komórek macierzystych mających istotne znaczenie w medycynie regeneracyjnej. Mimo wielu zalet lipofillingu metoda ta posiada pewne ograniczenia, a jedną z nich jest nadal wysoki współczynnik wchłanialności, sięgający do 70 proc., co warunkuje konieczność wykonania kolejnego zabiegu uzupełniającego lipotransferu.

Czy wypełniacze na bazie tłuszczu mogą zastąpić kwas hialuronowy? Należałoby odpowiedzieć: zależy od wskazań i oczekiwanych efektów, bowiem jedna i druga metoda posiada zarówno swoje wady i zalety, jak i wskazania. Na pewno można je traktować jako alternatywne, jednak nie tożsame.

Bibliografia:

1. Simonacci F., Bertozzi N., Grieco M.P., Raposio E. *From liposuction to adipose-derived stem cells: indications and technique.* „Acta Biomedica Atenei Parmensis" 2019, 90(2):197–208.
2. Prantl L., Eigenberger A., Reinhard R., Siegmund A., Heumann K., Felthaus O. *Cell-Enriched Lipotransfer (CELT) Improves Tissue Regeneration and Rejuvenation without Substantial Manipulation of the Adipose Tissue Graft.* Cells 2022, 11(19):3159.
3. Lv Q., Li X., Qi Y. i in. *Zatrzymanie objętości po przeszczepie tłuszczu na twarzy i istotne czynniki: przegląd systematyczny i metaanaliza.* „Aesthetic Plastic Surgery" 2021, 45:506–520.
4. Karam M., Abul A., Wood B., Kahlar N., Naik A., Tay J., Rahman S., Matteucci P., *Przeszczepy uzupełniające komórki macierzystych i autologiczne ekstrakty ekstraktu do rekonstrukcji twarzy: Przegląd systematyczny i metaanaliza.* „Annals of Plastic Surgery" 2023, 90(5):487–493.
5. Cohen S.R., Wesson J., Willens S., Nadeau T., Hillman C., Dobke M., Tiryaki T. *Standaryzowany anatomiczny i regeneracyjny przeszczep tłuszczu na twarzy: obiektywna ocena fotometryczna 1 do 19 miesięcy po wymianie i regeneracji tkanki do wstrzykiwania*, „Dziennik Chirurgii Estetycznej" 2022, tom 42, s. 327–339.

KIEDY LASEROTERAPIA JEST BEZPIECZNA I SKUTECZNA?

Istnieje pięć podstawowych parametrów do prawidłowej obsługi laserów wysokoenergetycznych. Dzięki nim zabiegi dają najlepsze efekty.

dr Bartosz Pawlikowski

Specjalista dermatologii i wenerologii, wysokiej klasy ekspert w dziedzinie laseroterapii, członek Amerykańskiego Towarzystwa Laseroterapii i założyciel pierwszego w Polsce Centrum Szkoleń z Laseroterapii w Praktyce kształcącego lekarzy. Konsultant w dziedzinie dermatologii w Instytucie Centrum Zdrowia Matki Polki w Łodzi oraz ekspert Polskiego Towarzystwa Chorób Atopowych (PTCA). W 2004 roku ukończył Wojskową Akademię Medyczną na Wydziale Lekarskim, a w 2013 roku pod opieką prof. Andrzeja Kaszuby uzyskał specjalizacje dermatologa i wenerologa. W 2014 roku założył Medevac, obecnie Klinika Pawlikowski, oferującą kompleksowe usługi medyczne w leczeniu dzieci i dorosłych.

Dokładne zrozumienie parametrów związanych z wyborem leczenia laserem lub intensywnym źródłem światła (IPL) jako opcji terapeutycznej jest niezbędne do bezpiecznego i skutecznego leczenia. Podobnie jak kolejność działań w matematyce, te podstawowe zasady mają równoległy skutek. Jeśli nie zostaną one opanowane i prawidłowo zastosowane, nigdy nie będziesz mieć kontroli nad leczeniem i będziesz zdany na całkowitą łaskę urządzenia i protokołów producenta, które często są jedynie „bezpieczne". Za każdym razem, gdy urządzenie laserowe lub wykorzystujące światło jest używane, należy wziąć pod uwagę pięć parametrów: długość fali, moc, rozmiar plamki, szerokość impulsu i chłodzenie. Gdyby urządzenie laserowe umożliwiało niezależną kontrolę każdego z tych parametrów, można byłoby precyzyjniej dostosować leczenie do potrzeb pacjenta. Urządzenia, które pozwalają lekarzowi na swobodę personalizacji tych pięciu ustawień, tworzą idealne środowisko dla maksymalnej wydajności przy minimalnym ryzyku. Warunek? Trzeba rozumieć urządzenie.

Długość fali elektromagnetycznej

Długość wybranej przez nas fali elektromagnetycznej (technologii) zależy od docelowego chromoforu w tkance. Każda długość fali ma unikatową charakterystykę absorpcji w jednym z naszych endogennych chromoforów: melaninie, hemoglobinie, oksyhemoglobinie i wodzie, a ostatnio również kolagenie. Spośród wielu interakcji tkanek z emitowaną przez urządzenie energią obowiązują dwie podstawowe zasady: absorpcja i rozpraszanie. Pochłanianie

ma kluczowe znaczenie dla uzyskania docelowego efektu leczenia. Im wyższa absorpcja i mniejszy promień rozpraszania, tym mniej energii będzie trzeba zdeponować w docelowej tkance, żeby osiągnąć oczekiwany efekt (redukcję rumienia, usunięcie włosa itd.). Ponadto im wyższa absorpcja, tym bardziej powierzchowna penetracja. Ogólnie rzecz biorąc, w widmie od ultrafioletu (UV) do bliskiej podczerwieni (IR), krótsze fale
(200–600 nm) powodują bardziej powierzchowną penetrację ze względu na ich wzór absorpcji, a dłuższe fale (650–1200 nm) powodują głębszą penetrację tkanki. Najmniej przenikające długości fal znajdują się w widmie dalekiego UV (ekscymerowego) – krótkie fale, i dalekiej podczerwieni (CO2) – duże powinowactwo do wody. Powszechnie stosowane urządzenia do resurfacingu powierzchni
zawierające erb i dwutlenek węgla wykorzystują te dalekie długości fal podczerwieni (2940 nm i 10 600 nm) do skutecznej fototermolizy tkanek.
Docelowe chromofory mają różne lokalizacje w tkance. Pierwszym z nich i najobficiej występującym jest woda, która jest jednorodna w całej tkance. Woda jest powszechnie wykorzystywana bezpośrednio lub pośrednio do stymulacji tkanek i terapii ablacyjnych, takich jak mikroresurfacing.
Lasery CO2 i erbowe (erbowo-yagowy, erbowo-szklany) to dwie najczęściej stosowane metody rewitalizacji skóry. Nowsze techniki frakcjonujące energię lasera tworzą kolumny mikrouszkodzeń termicznych połączonych lub nie z rdzeniem ablacji, otoczone nieuszkodzoną tkanką i przydatkami skórnymi, co skutkuje korzyścią w postaci krótszego okresu rekonwalescencji przy mniejszej całkowitej powierzchni poddanej zabiegowi i zwiększonemu wskaźnikowi

kolagenezy w opracowanych obszarach. Melanina występuje w naskórku i jest wytwarzana przez melanocyty. Komórki te znajdują się także w głębokiej skórze właściwej i tkance podskórnej, a także na powierzchni mieszków włosowych, które są celem zabiegów depilacji i usuwania owłosienia. Krew to kolejny chromofor przeznaczony do leczenia wieloma urządzeniami laserowymi i świetlnymi, przy czym rzeczywistym celem są półprzezroczyste ściany naczyń, które znajdują się w obrębie warstwy brodawkowatej lub siateczkowatej skóry właściwej. Długości fal w widmie widzialnym najlepiej odpowiadają przeciwnemu kolorowi. Długości fal w widmie bliskiej podczerwieni odpowiadają najciemniejszemu obecnemu odcieniowi szarości. Podobnie jak jest różnica w nagrzewaniu się samochodu w świetle słonecznym, niebieski samochód pod koniec dnia jest cieplejszy niż żółty samochód tej samej marki i modelu. Zasada ta dotyczy również laserów i celów tkankowych. Biały naskórek zawiera znacznie mniejszą ilość melaniny niż ciemna skóra, a zatem jest mniej docelowy w oparciu o gęstość chromoforu (pigmentu). Należy pamiętać, że przy dłuższych falach (1200 nm) absorpcja energii przez naskórek zależy od zawartości wody, a nie od pigmentu.

Gęstość energii

Moc i wielkość plamki to indywidualne parametry, które po połączeniu zapewniają gęstość mocy. Kombinacja tych dwóch cech powie nam, ile energii (fotonów) i ciepła dostarczono do tkanki w przeliczeniu na 1 cm². Podobnie jak w przypadku soczewki powiększającej, określona liczba fotonów jest kierowana do skoncentrowanego obszaru, co powoduje specyficzny wzrost temperatury i wywołuje efekt termiczny w tkance docelowej. Kontrolując gęstość energii, możemy zwiększyć moc wyjściową urządzenia. Na przykład jeśli największy rozmiar plamki dostępny dla danego urządzenia wynosi 12 mm, a maksymalna moc wyjściowa wynosi 50 J/cm², ale zabieg, który chcemy wykonać, wymaga większej ilości energii na 1 cm², dostępną opcją jest zmniejszenie rozmiaru plamki, by utworzyć większą gęstość mocy do leczenia. Jest to bardzo prosty sposób wyjaśnienia, jak można kontrolować gęstość mocy, by zwiększyć dostarczanie energii dla danego celu. Choć wydaje się to proste, należy pamiętać, że zmiana rozmiaru plamki wiąże się z osiągnięciem innych efektów, które należy wziąć pod uwagę. Gdy zmniejsza się rozmiar plamki, zmniejsza się także głębokość penetracji ze względu na szybsze rozpraszanie fotonów pod powierzchnią tkanki, tworząc bardziej powierzchowny efekt leczenia. W przypadku gdy średnica plamki jest mniejsza niż głębokość penetracji, intensywność energii szybko maleje z powodu rozproszenia wiązki. Niska gęstość energii oznacza niskie ryzyko powikłania, dlatego umiejętne manipulowanie średnicą plamki pozwala na zmniejszenie gęstości energii i uniknięcie problemów. Im niższa energia, tym mniejsze ryzyko powikłań. Ogólna zasada jest taka, że jeśli zmniejszysz rozmiar plamki o połowę, będziesz musiał dostarczyć dwukrotnie większą energię, by uzyskać efekt na tej samej głębokości zabiegu ze względu na rozproszenie i zmniejszoną intensywność padającej wiązki. W praktyce zatem jeśli przy średnicy plamki 6 mm efektywna gęstość energii to 90 J/cm², to w przypadku zmniejszenia średnicy plamki do 3 mm, żeby uzyskać ten sam efekt, będzie potrzebne 180 J/cm², a w przypadku 1,5 mm ustawimy 360 J/cm². Najbezpieczniejszym i najskuteczniejszym zatem ustawieniem będzie 90 J/cm², ale nie zawsze niestety będzie to najbardziej praktyczne. Podczas gdy większe rozmiary plamek pozwalają na uzyskanie maksymalnej efektywności leczenia przy danej długości fali, jeśli jest pożądane bardziej powierzchowne leczenie, można po prostu zmniejszyć rozmiar plamki, co zwiększy rozproszenie w tkance, zmniejszając w ten sposób efektywną głębokość strefy leczenia. W związku z tym, że kształt impulsu w tkance ma charakter odwróconej piramidy, zmniejszenie rozmiaru plamki powoduje większe rozproszenie fotonów, zmniejszając głębokość i skuteczność leczenia. Przy większych rozmiarach plamek podstawa odwróconej piramidy jest większa i równa średnicy plamki, co zmniejsza rozproszenie fotonów i pozwala na dostarczenie większej ich liczby głębiej, do pożądanego chromoforu zależnie od długości fali. Jest to również korzystne podczas leczenia obszarów z konkurencyjnymi chromoforami, które mogą znajdować się pod chromoforem, który nas interesuje. Mniejszy rozmiar plamki pomoże uniknąć przegrzania tkanki i zmniejszyć ryzyko powikłań. Z kolei dostarczanie większej liczby fotonów (większa średnica plamki) na większy obszar spowoduje większy efekt termiczny w tkance i może prowadzić do zwiększonego bólu podczas leczenia. Ostatecznym regulatorem głębokości zabiegu jest długość fali niezależnie od energii i wielkości plamki. Rozproszenie zależne od długości fali różni się w obrębie naskórka i skóry właściwej, ogólnie rzecz biorąc, pokrywa się w bezpośredniej zależności liniowej z długościami fal od 355 do 1200 nm, a następnie odwrotnie dla długości fal większych niż 1200 nm ze zwiększonym powinowactwem do wody. Niestety, brakuje dokładnych danych profili fluencji (gęstości energii) i rozpraszania oraz absorpcji na danej głębokości i dla danej długości fali.

Czas trwania impulsu

Szerokość impulsu lub inaczej czas trwania impulsu to czas dostarczania lub ekspozycji wybranej energii do tkanki docelowej. Różne objętości docelowego chromoforu

wymagają różnych czasów ekspozycji na energię. Na przykład mniejsze objętości wody potrzebują mniej czasu, by osiągnąć temperaturę wrzenia w porównaniu z większymi objętościami. Głównym składnikiem niezbędnym do zrozumienia szerokości impulsu jest czas relaksacji termicznej (TRT). Czas relaksacji termicznej definiuje się jako jednostkowy czas, w którym obiekt uwalnia ponad połowę wzrostu temperatury w tkance docelowej. Energia emitowana do tkanki docelowej generuje ciepło. Docelowa tkanka będzie oddawać ciepło lub ochładzać się w stałych odstępach czasu, więc aby osiągnąć pożądany efekt ogrzewania w docelowej tkance, energia musi być zawarta w celu bez „tracenia" ciepła do otaczającej tkanki. Dlatego czas dostawy musi być szybszy niż docelowy TRT lub czas chłodzenia. Teoria ta, opisana przez Andersona i wsp., jest lepiej znana jako fototermoliza selektywna. Wydłużenie szerokości impulsu lub czasu dostarczania energii spowoduje pożądany efekt w przypadku chromoforu energochłonnego. W przypadku próby leczenia większej objętości docelowej przy krótkiej szerokości impulsu leczenie będzie niewystarczające ze względu na większą objętość docelową. Używając analogii z wrzącą wodą, szklanka wody zagotuje się znacznie szybciej niż dwie szklanki wody. Idealna szerokość impulsu lub czas ekspozycji energii to połowa TRT. Terapia fototermiczna/laserowa ma na celu maksymalizację i ukierunkowanie uszkodzeń termicznych docelowych chromoforów (powierzchownych naczyń, struktur zawierających barwnik lub wody tkankowej) przy jednoczesnej minimalizacji uszkodzeń naskórka. Lekarze mieli trudności z określeniem, jak skutecznie chronić powierzchowne warstwy skóry, nie zmniejszając przy tym skuteczności leczenia laserowego. Konwencjonalna terapia ablacyjna polega na usunięciu powierzchownego naskórka i brodawkowatej skóry właściwej z nadzieją na oszczędzenie warstwy siateczkowatej i głębszych tkanek. Przez lata rozwoju laseroterapii stwierdzono, że nadmierne uszkodzenie naskórka zwiększa ryzyko infekcji, rumienia, bliznowacenia i hipopigmentacji oraz hiperpigmentacji leczonego obszaru.

Chłodzenie

Selektywne chłodzenie powierzchniowych warstw skóry podczas niektórych zabiegów ogranicza niepożądane uszkodzenia termiczne naskórka. Kontaktowe chłodzenie skóry osiąga się przez przewodzenie ciepła do sąsiadującego, wstępnie schłodzonego ciała stałego, utrzymywanego w stałej temperaturze (–10 st. C do +4 st. C) za pomocą układu chłodzenia. Ross i wsp. omówili zasady działania lasera, strategię terapii i chłodzenia, kładąc jednocześnie nacisk na rozkład energii cieplnej w tkance wraz z głębokością jej penetracji i absorpcją. Efekt ogrzewania tkanki będzie się zmniejszał wraz ze zwiększaniem głębokości zabiegu ze względu na zdolność absorpcyjną płytszej tkanki i rozpraszanie energii cieplnej. Ponieważ aktywne chłodzenie odbywa się synchronicznie z laserem, transfer ciepła podczas terapii będzie skierowany w dół, koncentrując się w strefie leczenia, jednocześnie chroniąc powierzchnię skóry. Chłodzenie kontaktowe szkłem szafirowym lub chłodzenie strumieniem kriogenicznym to dwie z lepiej zbadanych w praktyce metod chłodzenia. System chłodzenia kontaktowego działa przez recyrkulację chłodziwa w układzie chłodzącym lasera, często o temperaturze 4 st. C. Dzięki temu dostarczanie energii laserowej, szczególnie przez lasery długo impulsowe (mikro- i milisekundowe), nie powoduje przegrzania tkanek z następowym oparzeniem. Druga metoda – selektywne chłodzenie naskórka lub chłodzenie dynamiczne – wykorzystuje substytut freonu (kriogen) jako medium przewodzące i jest dostarczana w postaci strumienia sprayu skierowanego na leczony obszar o ustalonej średnicy. Temperatura opracowanej powierzchni jest zmienna, ale klinicznie zwykle ustala się w przedziale 45–55 st. C. Przekroczenie temperatury tkanek powyżej 60 st. C prowadzi do uszkodzenia struktury biologicznej białek, koagulacji i ostatecznie może wywołać martwicę.

Gdy docelowa warstwa tkanki zostanie poddana terapii hipertermicznej/laserowej, wystąpią pewne zmiany molekularne i komórkowe. Melanina zawarta w naskórku i silnie skoncentrowana na granicy skóry właściwej i warstwy podstawnej naskórka pochłania energię fotonów, powodując wzrost temperatury w warstwie tkankowej. Powyżej pewnej wartości progowej temperatura naskórka będzie nadal rosła, powodując niespecyficzne uszkodzenie termiczne. Odpowiednie temperatury powierzchniowego chłodzenia ochronnego potrzebne dla danej długości fali lub energii terapii laserowej nie zostały dokładnie ustalone ale wstępnie uważa się, że nie powinny przekraczać 55 st. C.

W tym krótkim przeglądzie podsumowaliśmy i uprościliśmy podstawowe zasady działania urządzeń laserowych/świetlnych stosowanych w leczeniu fototerapeutycznym. To podstawowe streszczenie uogólnia typowe parametry urządzenia, mając na celu zapewnienie lekarzom pełniejszego zrozumienia kluczowych elementów leczenia. Informacje te są bezcenne w pogłębianiu wiedzy na temat interakcji specyficznego światła lasera z tkanką ludzką i wyposażają lekarzy w niezbędne narzędzia do zapewnienia pacjentom najbezpieczniejszego i najskuteczniejszego leczenia.

Bibliografia:

1. Anderson R.R., Margolis R.J., Watenabe S,, Flotte T., Hruza G.J., Dover J.S. *Selective photothermolysis of cutaneous pigmentation by Q-switched Nd:YAG laser pulses at 1064, 532, and 355 n*. „Journal of Investigative Dermatology" 1989, 93:28–32.
2. Brown S.A., Farkas J.P., Arnold C. et al. *Heat shock proteins 47 and 70 expression in rodent skin model as a function of contact cooling temperature: are we overcooling our target?* „Lasers in Surgery and Medicine" 2007, 39:504–512.
3. Parrish J.A., Anderson R.R., Harrist T., Paul B., Murphy G.F. *Selective thermal effects with pulsed irradiation from lasers: from organ to organelle*. „Journal of Investigative Dermatology" 1983; 80:75s–80s.
4. Polla L.L., Jacques S.L., Margolis R.J. et al. *Selective photothermolysis: contribution to the treatment of flat angiomas (port wine stains) by laser [in French]*. „Annales de Dermatologie et de Vénéréologie" 1987; 114:497–505.
5. Sakamoto F.H., Doukas A.G., Farinelli W.A. et al. *Selective photothermolysis to target sebaceous glands: theoretical estimation of parameters and preliminary results using a free electron laser*. „Lasers in Surgery and Medicine" 2012; 44:175–183.
6. Rubin I.K., Farinelli W.A., Doukas A., Anderson R.R. *Optimal wavelengths for vein-selective photothermolysis*. „Lasers in Surgery and Medicine" 2012; 44:152–157.
7. Mordon S., Capon A., Creusy C. et al. *In vivo experimental evaluation of skin remodeling by using an Er:Glass laser with contact cooling*. „Lasers in Surgery and Medicine" 2000; 27:1–9.
8. Nelson J.S., Milner T.E., Anvari B. et al. *Dynamic epidermal cooling during pulsed laser treatment of port-wine stain: a new methodology with preliminary clinical evaluation.* „Archives of Dermatological Research" 1995; 131:695–700.
9. Nelson J.S., Milner T.E., Anvari B., Tanenbaum B.S., Svaasand L.O., Kimel S. *Dynamic epidermal cooling in conjunction with laser-induced photothermolysis of port wine stain blood vessels.* „Lasers in Surgery and Medicine" 1996; 19:224–229.
10. Ross E.V., Sajben F.P., Hsia J., Barnette D., Miller C.H., McKinlay J.R. *Nonablative skin remodeling: selective dermal heating with a mid-infrared laser and contact cooling combination.* „Lasers in Surgery and Medicine" 2000; 26:186–195.
11. Svaasand L.O., Nelson J.S. *On the physics of laser-induced selective photothermolysis of hair follicles: influence of wavelength, pulse duration, and epidermal cooling.* „Journal of Biomedical Optics" 2004; 9:353–361.
12. Altshuler G.B., Anderson R.R., Manstein D., Zenzie H.H., Smirnov M.Z. *Extended theory of selective photothermolysis.* „Lasers in Surgery and Medicine" 2001; 29:416–432.
13. Anderson R.R., Farinelli W., Laubach H. et al. *Selective photothermolysis of lipid-rich tissues: a free electron laser study.* Lasers Surg Med.2006;38:913–919.
14. Anderson R.R., Parrish J.A. *The optics of human skin.* „Lasers in Surgery and Medicine" 1981; 77:13–19.
15. Anderson R.R., Parrish J.A. *Microvasculature can be selectively damaged using dye lasers: a basic theory and experimental evidence in human skin.* „Lasers in Surgery and Medicine" 1981; 1:263–276.
16. Anderson R.R., Parrish J.A. *Lasers in dermatology provide a model for exploring new applications in surgical oncology.* „International Journal of Advanced Surgical Oncology" 1982; 5:341–358.
17. Anderson R.R., Jaenicke K.F., Parrish J.A. *Mechanisms of selective vascular changes caused by dye lasers.* „Lasers in Surgery and Medicine" 1983; 3:211–215.
18. Anderson R.R., Parrish J.A. *Selective photothermolysis: precise microsurgery by selective absorption of pulsed radiation.* „Science" 1983; 220:524–527.
19. Lui H., Anderson R.R. *Photodynamic therapy in dermatology: shedding a different light on skin disease.* „Archives of Dermatological Research" 1992; 128:1631–1636.
20. Lui H., Anderson R.R. *Photodynamic therapy in dermatology: recent developments.* „Dermatologic Clinics" 1993; 11:1–13.
21. Goldman M.P., Fitzpatrick R.E. *Cutaneous Laser Surgery: The Art and Science of Selective Photothermolysis.* Mosby, Saint Louis 1994.
22. Greenwald J., Rosen S., Anderson R.R. et al. *Comparative histological studies of the tunable dye (at 577 nm) laser and argon laser: the specific vascular effects of the dye laser*. „Journal of Investigative Dermatology" 1981; 77:305–310.
23. Margolis R.J., Dover J.S., Polla L.L. et al. *Visible action spectrum for melanin-specific selective photothermolysis.* „Lasers in Surgery and Medicine" 1989; 9:389–397.
24. Acland K.M., Barlow R.J. *Lasers for the dermatologist.* „British Journal of Dermatology" 2000; 143:244–255.
25. Farkas J.P., Richardson J.A., Burrus C.F., Hoopman J.E., Brown S.A., Kenkel J.M. *In vivo histopathologic comparison of the acute injury following treatment with five fractional ablative laser devices.* „Aesthetic Surgery Journal" 2010; 30:457–464.
26. Farkas J.P., Richardson J.A., Hoopman J., Brown S.A., Kenkel J.M. *Micro-island damage with a nonablative 1540-nm Er:Glass fractional laser device in human skin.* „Journal of Cosmetic Dermatology" 2009; 8:119–126.
27. Everett M.A., Waltermire J.A., Olson R., Sayre R. *Modification of ultra-violet erythema by epidermal stripping.* „Nature" 1965; 205:812–813.
28. Everett M.A., Yeargers E., Sayre R.M., Olson R.L. *Penetration of epidermis by ultraviolet rays.* „Photochemistry and Photobiology" 1966; 5:533–542.

dr Patrycja Stańczyk

Lekarz specjalista położnictwa i ginekologii, zajmuje się ginekologią plastyczną i estetyczną. Ukończyła studia na Wydziale Lekarskim Uniwersytetu Medycznego w Łodzi, a szkolenie specjalizacyjne odbywała na Oddziale Ginekologiczno-Położniczym Wojewódzkiego Specjalistycznego Szpitala im. Mikołaja Pirogowa w Łodzi. Obecnie pracuje na Oddziale Położniczym oraz pełni dyżury w Bloku Porodowym Szpitala Salve. Równocześnie jest doktorantką w Klinice Perinatologii I Katedry Ginekologii i Położnictwa UM w Łodzi. Należy do Polskiego Towarzystwa Ginekologów i Położników, Polskiego Towarzystwa Medycyny Perinatalnej, Polskiego Towarzystwa Ginekologii Plastycznej i Rekonstrukcyjnej.

Szczególne miejsce w ginekologii estetycznej – gałęzi medycyny, która staje naprzeciw potrzebom kobiet pragnących przeciwdziałać zmianom w obrębie okolic intymnych – zajmują zabiegi wykorzystujące wypełniacze. Jednym z najczęściej wykonywanych i cieszącym się dużym zainteresowaniem wśród pacjentek, jest modelowanie warg sromowych większych kwasem hialuronowym. Jest to zabieg małoinwazyjny, wykonywany w znieczuleniu miejscowym, charakteryzujący się krótkim okresem rekonwalescencji i przynoszący natychmiastowe rezultaty.

Anatomia

Narządy płciowe zewnętrzne kobiety stanowią srom i wzgórek łonowy. Głównym elementem sromu są wargi sromowe większe (łac. *labia majora pudendi*) zamykające szparę sromu, utworzone przez dwa wyniosłe fałdy skórne biegnące w przedłużeniu wzgórka łonowego w kierunku krocza. Łączą się z przodu, tworząc spoidło przednie warg sromowych, a z tyłu – spoidło tylne. Od strony przyśrodkowej są oddzielone od warg sromowych mniejszych głęboką bruzdą międzywargową. Embriologicznie stanowią element homologiczny do moszny u mężczyzn i wywodzą się z fałdu wargowo-mosznowego. Podobnie jak w przypadku warg sromowych mniejszych rozmiar i morfologia warg sromowych większych są bardzo zróżnicowane. Wargi sromowe większe są pokryte owłosioną skórą tylko w części bocznej, a część przyśrodkowa pozostaje nieowłosiona. Jeśli chodzi o budowę histologiczną, między skórą a powięzią znajduje się włóknisto-tłuszczowa tkanka podskórna. Unaczynienie warg sromowych większych pochodzi od tętnicy sromowej wewnętrznej, unerwienie zaś od nerwu sromowego, biodrowo-pachwinowego oraz skórnego tylnego uda.

Fizjologia

Podstawową rolą warg sromowych większych jest ochrona warg sromowych mniejszych, wejścia do pochwy i amortyzacja bodźców urazowych. Zapobiegają urazom powstającym podczas aktywności fizycznej, np. jazdy na rowerze czy konno, a także wynikających z noszenia obcisłej bielizny czy ubrań. W przypadku ich zmniejszonej objętości może dochodzić do nawracających stanów zapalnych sromu, przewlekłego świądu, suchości, bolesności oraz dyspareunii.

Czynniki modyfikujące

U kobiet w wieku około- i pomenopauzalnym zmiany obejmujące narządy płciowe wynikają bezpośrednio z hipoestrogenizmu, w wyniku którego dochodzi do zmniejszenia ukrwienia oraz nawilżenia pochwy, łechtaczki i warg sromowych. Na podstawie badań histochemicznych wykazano, że skóra jest narządem zależnym od płciowych hormonów steroidowych, w związku z czym analogiczne zmiany dotyczą także skóry sromu i krocza. Po menopauzie dochodzi do postępującego zmniejszenia elastyczności i wzrostu suchości skóry, co skutkuje skłonnością do występowania otarć, podrażnień i stanów zapalnych. Istotny wpływ na objętość i strukturę warg sromowych większych wywierają również czynniki fizyczne. Ze względu na obecność tkanki włóknisto-tłuszczowej, duży i/lub nagły spadek masy ciała po porodzie lub w wyniku intensywnego odchudzania może skutkować ich hipoplazją. Ponadto oddziałują na nie siły związane z grawitacją, wysiłkiem

fizycznym, ruchami trącymi ud czy ciśnieniem przekazywanym na krocze przez skurcze mięśni brzucha. Oprócz tego, czynnikami mogącymi wpływać na ich wygląd, związanymi z przebytymi porodami, są obrażenia i deformacje powstałe w trakcie porodu i sposób ich zaopatrzenia.

Wypełnienie warg sromowych większych

Główne wskazania do zabiegów powiększenia i modelowania warg sromowych większych stanowią hipoplazja oraz rozluźnienie skóry sromu lub jednoczesna ich obecność. Żeby wykonać zabieg wykorzystuje się dwie techniki – transfer autologicznej tkanki tłuszczowej lub wypełnienie kwasem hialuronowym (HA – *hyaluronic acid*). Przyjmuje się, że efekt lipotransferu jest trwały i wieloletni, jednakże może dochodzić do częściowego wchłaniania tłuszczu w mniej więcej 30 proc. W przypadku kwasu hialuronowego, najbardziej uznaną technikę stanowi wykorzystanie wypełniaczy opartych na technologii *smart crosslinking*, czyli inteligentnej technologii sieciowania wykorzystującej PEG, który sprawia, że produkt jest elastyczny, doskonale integruje się z tkanką, nadając jej naturalny wygląd. Właściwości PEG skutkują odpornością na kompresję, co zapewnia trwałe i optymalne efekty korekty estetycznej przy użyciu mniejszej ilości produktu. Efekty zabiegu utrzymują się od kilku do kilkunastu miesięcy, przy czym dokładny czas jest uzależniony od indywidualnych uwarunkowań i rodzaju preparatu użytego do wypełnienia. Powtórny zabieg może być wykonany najwcześniej po sześciu miesiącach.

Przeciwwskazania do zabiegu

Przeciwwskazania do zabiegu obejmują przeciwwskazania wynikające bezpośrednio z użycia HA, takie jak choroby autoimmunologiczne, zakażenia paciorkowcowe lub ostra gorączka reumatyczna w wywiadzie, potwierdzona nadwrażliwość na HA. Ponadto zaliczamy do nich ciążę i okres laktacji, krwawienie miesiączkowe, stany zapalne pochwy i sromu oraz choroby skóry w miejscu wkłucia, niedawno przebyte operacje pochwy lub krocza bądź leczenie onkologiczne.

Kwalifikacja i przygotowanie do zabiegu

Podstawą skuteczności terapii jest odpowiednia kwalifikacja do zabiegu. Oceny stopnia lipoatrofii warg sromowych większych, w związku z czym oszacowania ilości wypełniacza, należy dokonywać przez porównanie grubości tłuszczu w obrębie wzgórka łonowego oraz stopnia protruzji warg sromowych mniejszych przed szparę sromu. Niezmiernie istotna jest również ocena ewentualnej asymetrii i miejscowych ubytków czy deformacji. Przed zabiegiem jest wskazana aktualna ocena stopnia czystości pochwy celem wykluczenia stanów zapalnych. Jest wskazane usunięcie owłosienia łonowego, jednakże depilacja okolic
intymnych nie powinna być stosowana przez trzy dni przed zabiegiem.

Przebieg zabiegu

Podczas zabiegu pacjentka znajduje się w pozycji litotomijnej. Zabieg jest wykonywany w znieczuleniu miejscowym. Środek znieczulający podaje się obustronnie wzdłuż planowanego tunelu kaniuli, dzięki czemu minimalizujemy ilość niezbędnych wkłuć. Dobór miejsc iniekcji bezpośrednio jest związany z budową wargi sromowej oraz preferencjami operatora. Igła, a następnie kaniula są wprowadzane od dołu, ponad spoidłem tylnym warg sromowych. Zazwyczaj w trakcie zabiegu jest podawany 1 ml HA po każdej stronie, jednak objętość może być odpowiednio modyfikowana w zależności od indywidualnych wskazań i preferencji pacjentki. Kaniulę należy wprowadzić w całości i prowadząc ją w tkance podskórnej, podawać preparat i powoli wycofywać się ku dołowi. Taki sposób podania HA pozwala na optymalną wizualizację, co umożliwia dystrybucję odpowiedniej ilości preparatu w obrębie wargi. Bezpośrednio po aplikacji wykonuje się delikatny masaż warg sromowych, by uzyskać równomierne rozłożenie preparatu.

Efekty i okres pozabiegowy

Efekty są widoczne w ciągu kilku dni po zabiegu. Modelownie skutkuje nie tylko poprawą estetyki tej okolicy, lecz także wpływa na poprawę nawilżenia sromu, przyczyniając się do redukcji uporczywego świądu i skłonności do podrażnień podczas współżycia, umożliwia też odtworzenie prawidłowych warunków anatomicznych i osłonięcie przedsionka pochwy. Efekt
wolumetryczny daje jednocześnie możliwość przynajmniej częściowego przysłonięcia warg sromowych mniejszych w przypadku ich niewielkiego przerostu. Pacjentkom zaleca się wstrzemięźliwość seksualną, rezygnację z uprawiania sportu, kąpieli w wannie, basenie, jacuzzi i sauny przez dwa tygodnie po zabiegu. Nie

zaleca się również masowania okolicy sromu, noszenia obcisłej bielizny i stosowania podrażniających preparatów myjących.

Terapie łączone

Świadomość istnienia zmienności wariantów anatomicznych powinna być kluczowym elementem właściwej kwalifikacji do zabiegu. Ze względu na anatomiczną i funkcjonalną rolę warg sromowych większych należy wybierać wypełniacze przeznaczone wyłącznie do okolic intymnych. Biorąc pod uwagę mechanizm działania poszczególnych terapii, w ostatnim czasie coraz powszechniej są stosowane terapie łączone, wykorzystujące w jednym protokole np. radiofrekwencję oraz wypełnienie warg sromowych większych HA. Połączenie tych technik umożliwia maksymalizację rezultatów i skuteczności terapii. Zastosowanie ich umożliwia kompleksową pomoc pacjentkom w każdym wieku i stanowi sposób na przeciwdziałanie efektom starzenia się okolic intymnych, wpływając pozytywnie nie tylko na ich rewitalizację i wygląd, ale przede wszystkim na przywrócenie prawidłowej funkcjonalności i poprawę samopoczucia kobiety.

Bibliografia:

1. Pandit L., Ouslander J.G. *Postmenopausal vaginal atrophy and atrophic vaginitis.* „The American Journal of the Medical Sciences" 1997.
2. Pertyński T. *Diagnostyka i terapia wieku menopauzalnego.* Urban & Partner, Wrocław 2004.
3. Leibaschoff G., Izasa P.G., Cardona J.L. et al. *Transcutaneous temperature radio frequency for the treatment of menopausal vaginal/genitourinary symptoms.* „Surgical Technology International" 2016.
4. Alinsod R.M. *Transcutaneus temperaturę controlled radiofrequency for atrophic vaginitis and dyspaurenia.* „Journal of Minimally Invasive Gynecology" 2015.
5. Bręborowicz G.H. *Ginekologia.* PZWL, Warszawa 2020.
6. Fasola E., Gazzola R. *Labia majora augmentation with Hyaluronic acid filler: technique and results.* „Aesthetic Surgery Journal" 2016.
7. Origoni M., Climmino C. et al. *Postmenopausal vulvovaginal atrophy (VVA) is positively improved by topical hyaluronic acid application.* „European Review for Medical and Pharmacological Sciences" 2016.
8. Dennerstein L. *Menopause and sexuality.* „Women's Health" 2000.