



SPIS TREŚCI

WSTĘP	04	ZASTOSOWANIA	18
		Cięcie i hemostaza	
ZASADA ELEKTROCHIRURGII	05	Zamykanie naczyń	
Zasady fizyczne		Dewitalizacja i ablacja	
Zmiany tkanek pod wpływem ciepła		Usuwanie tkanek	
Czynniki wpływające na efekty elektrochirurgiczne			
ELEKTROCHIRURGICZNE EFEKTY TKANKOWE	09	SŁOWNICZEK	19
Cięcie			
Hemostaza przez koagulację			
Dewitalizacja i ablacja			
Zamykanie naczyń poprzez termofuzję			
TECHNIKI ELEKTROCHIRURGICZNE	12		
Technika monopolarna			
Technika bipolarna			
Koagulacja plazmą argonową			
BEZPIECZEŃSTWO W ELEKTROCHIRURGII	14		
Efekt cieplny prądu elektrycznego			
Palne ciecze i gazy			
Zakłócanie pracy innych urządzeń			
Informacje różne			
INSTRUMENTY	16		
Instrumenty do cięcia			
Instrumenty do koagulacji			
Instrumenty do koagulacji plazmą argonową			

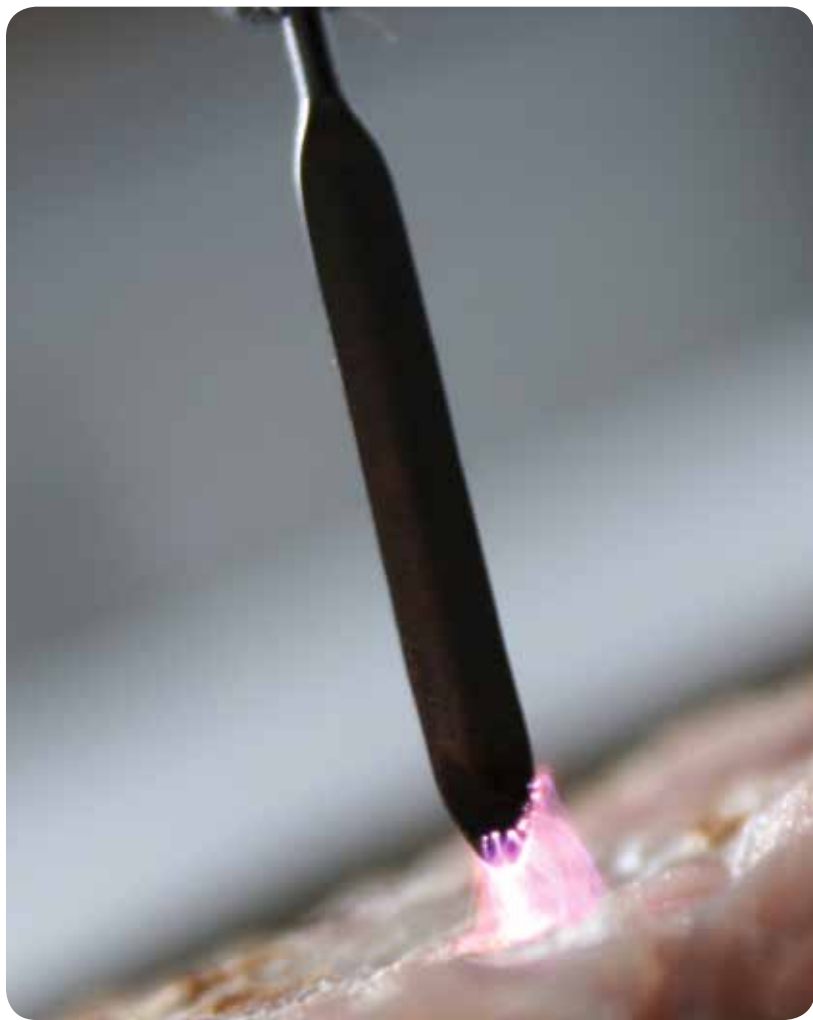


Ważna informacja

Firma Erbe Elektromedizin GmbH dołożyła wszelkich starań, aby opracowana przez nią broszura zawierała rzetelne informacje. Jest jednak możliwe, że zawiera ona błędy. Informacje i zalecenia zawarte w tej broszurze nie mogą stanowić podstawy do jakichkolwiek roszczeń względem firmy Erbe Elektromedizin GmbH. W przypadku, gdyby na mocy obowiązującego prawa stwierdzono odpowiedzialność firmy, jest ona ograniczona do przypadków umyślnego działania na szkodę i poważnego zaniedbania.

Informacje dotyczące ustawień, miejsc stosowania, czasu trwania procedur oraz używanych instrumentów oparte są na doświadczeniach klinicznych, jednakże należy je traktować wyłącznie, jako wskazówki, które przed zastosowaniem muszą zostać poddane weryfikacji przez doświadczonego chirurga. W zależności od szczególnych okoliczności, koniecznym może stać się odstępnie od szczegółowych zasad opisanych w tej broszurze. Nauki medyczne ulegają ciągłemu rozwojowi, będącemu wynikiem badań naukowych i doświadczeń klinicznych.

Także ten fakt może uzasadniać konieczność stosowania zasad odmiennych od opisanych w tej broszurze.

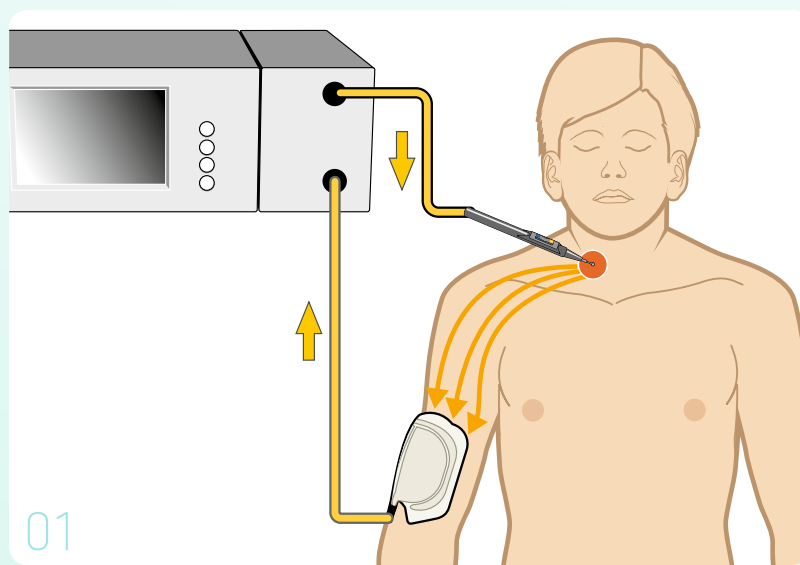


Elektrochirurgia stała się nieodłącznym elementem zabiegów interwencyjnych. Z techniki tej korzystają chirurdzy wszelkich specjalności. Jej zalety to, przede wszystkim, możliwość kontrolowania uzyskiwanych efektów, wszechstronność, możliwość nowych i unikalnych zastosowań, a także możliwość korzystania z różnorodnych instrumentów występujących w wielu odmianach. Elektrochirurgia pozwala na skuteczne i delikatne wykonywanie procedur, nie tylko w ramach zabiegów konwencjonalnych, lecz także zabiegów o minimalnym stopniu inwazyjności.

Celem tej broszury jest pomoc w zrozumieniu zasad rządzących elektrochirurgią. Omówiono w niej rodzaje oddziaływania na tkanki oraz dostępne techniki elektrochirurgiczne, zawarto porady oraz podstawowe informacje dotyczące bezpiecznego korzystania z tej techniki, a także dokonano przeglądu obszarów możliwego jej zastosowania. Słowniczek zamieszczony na końcu tej broszury streszcza użyte w niej pojęcia techniczne i ich definicje.

Zasada elektrochirurgii

Elektrochirurgia jest to zastosowanie prądu elektrycznego o wysokiej częstotliwości do tkanek biologicznych w celu wywołania medycznie użytecznego oddziaływania termicznego. W niniejszym rozdziale wyjaśniono fizyczne zasady ogrzewania tkanek przy zastosowaniu prądu elektrycznego. Przedstawiono także przegląd procesów wywołanych przez ogrzewanie tkanki, oraz wymieniono istotne czynniki wpływające na uzyskiwane wyniki oddziaływania cieplnego.



Zasada elektrochirurgii. Efekt chirurgiczny jest skutkiem rozgrzania tkanek pod wpływem przepływającego prądu (żółte strzałki).

ZASADY FIZYCZNE

01

Zasada elektrochirurgii zobrazowana jest na ilustracji 01. Pacjent jest podłączony do jednostki elektrochirurgicznej za pośrednictwem dwóch elektrod. Urządzenie generuje napięcie elektryczne (patrz ramka „Podstawowe pojęcia fizyczne”, na stronie 6) pomiędzy elektrodami. Ponieważ tkanki biologiczne przewodzą prąd elektryczny, płynie on przez ciało pacjenta pomiędzy elektrodami. W ten sposób ulega zamknięciu obwód elektryczny. Prąd ten generuje w tkankach ciepło wymagane dla uzyskania oddziaływania elektrochirurgicznego. Jest to jedna z głównych różnic pomiędzy elektrochirurgią a kauteryzacją: w przypadku elektrochirurgii ciepło nie pochodzi ze źródła zewnętrznego, tzn. nie pochodzi z rozgrzanego instrumentu, a raczej wewnętrznego – wywołanego przez przepływ prądu przez tkankę. W celu wykluczenia możliwości powstawania oparzeń chemicznych w wyniku procesu elektrolizy oraz aby zapobiec stymulacji nerwów i mięśni, wykorzystywany jest prąd zmienny o częstotliwości wynoszącej co najmniej 200 kHz. Z tego względu elektrochirurgia określana jest czasami, jako chirurgia wysokich częstotliwości.

Ilość i rozkład ciepła uwalnianego w tkance są istotnymi czynnikami wpływającymi na uzyskiwany efekt elektrochirurgiczny.

Ilość ciepła jest wynikiem zastosowanego napięcia i oporności tkanki. Rozkład ciepła jest wynikiem rozkładu oporności tkanki oraz geometrii drogi prądu. Można to wyjaśnić korzystając z kilku, przedstawionych poniżej, zależności fizycznych.

Ilość ciepła uwalnianego w tkance w przeliczeniu na jednostkę czasu to moc elektryczna, tzn. iloczyn natężenia i napięcia (patrz ramka, na stronie 6). Natężenie i napięcie są związane z napotykaną opornością. Dotyczy to zarówno tkanki pomiędzy elektrodami, jako całości, jak i miejscowo, w każdym punkcie tkanki.

Droga prądu oznacza trasę, jaką pokonuje prąd w tkance pomiędzy obiema elektrodami (żółte strzałki na ilustracji 01). Natężenie, napięcie i oporność rozkładają się tutaj w różny sposób. Aby lepiej zrozumieć ten problem, wyobraźmy sobie, że droga prądu podzielona jest na cienkie plasterki stanowiące jej przekrój poprzeczny, przez które płynie taka sama ilość prądu. W każdym miejscu takiego plasterka oporność może być różna. Prąd płynący przez tkanki wybiera te miejsca, w których oporność jest najmniejsza. W związku z tym gęstość prądu w takich miejscach jest wyższa, niż w miejscach o wyższym oporze. Całkowita oporność plasterka wynika z rozkładu miejscowych oporności na jego powierzchni, gdzie obszar o najniższym oporze ma znaczenie decydu-

jące. Miejscowe napięcie na każdym plasterku jest równie wysokie w każdym miejscu przekroju i wynika z całkowitego natężenia przepływającego prądu i całkowitej oporności plasterka. Napięcia i oporność poszczególnych plasterków dają łącznie napięcie całkowite i całkowitą oporność tkanki pomiędzy elektrodami, a całkowite natężenie prądu wynika z tych wartości.

Duża ilość ciepła uwalniana jest w miejscach, które wykazują dużą gęstość prądu lub wysokie miejscowe napięcie, albo oba te parametry jednocześnie. Z wysoką gęstością prądu mamy do czynienia, gdy pole przekroju poprzecznego drogi prądu jest małe lub jeśli występują jedynie niewielkie obszary niskiego miejscowego oporu. Z wysokim napięciem miejscowym mamy do czynienia, gdy prąd nie może ominąć obszarów o wysokim oporze miejscowym.

Tak, więc ilość i rozkład uwalnianego ciepła są określane przez napięcie, opór tkanki oraz geometrię ścieżki prądowej.

PODSTAWOWE POJĘCIA FIZYCZNE

Dodatnie i ujemne ładunki elektryczne przyciągają się, a zatem występuje pomiędzy nimi wzajemna siła oddziaływania. Aby je rozdzielić, przeciwstawiając się tej sile, konieczne jest użycie energii (jednostka: dżul). Napięcie elektryczne (jednostka: wolt) pomiędzy dodatnimi i ujemnymi ładunkami to energia konieczna dla ich rozdzielenia w odniesieniu do ilości ładunków. W przypadku istnienia połączenia przewodzącego prąd, ładunki poruszają się ku sobie i płynie prąd elektryczny (jednostka: amper). Ilość płynącego prądu jest taka sama wzdłuż całego przewodnika, którym płynie prąd. Gęstość prądu jest to ilość prądu przypadająca na pole przekroju przewodnika. Każdy przewodnik stawia prądowi opór elektryczny noszący nazwę oporność (jednostka: ohm), zależny od kształtu i materiału. Im wyższa oporność, tym mniej prądu płynie z niezmiennym napięciem lub dla zachowania niezmiennego natężenia prądu konieczne jest zastosowanie wyższego

napięcia. Całkowite napięcie i całkowita oporność to sumy napięć i oporności miejscowych wzdłuż przewodnika. Wyższe napięcie miejscowe odpowiada wyższej miejscowej oporności, np. z powodu innych własności materiału lub mniejszego pola przekroju.

Przepływ prądu powoduje powstawanie ciepła. Energia, która była konieczna do rozdzielenia ładunków zostaje uwolniona w postaci ciepła. Energia uwolniona w jednostce czasu (sekunda) nosi nazwę moc (jednostka: wat) i jest iloczynem natężenia i napięcia.

Prąd stały zawsze płynie w tym samym kierunku. Jeśli przepływ prądu i napięcie okresowo zmieniają kierunek, wówczas nazywane są prądem zmiennym i napięciem zmiennym. Jeden okres obejmuje dwie zmiany kierunku. Ilość okresów na sekundę nosi nazwę częstotliwości (jednostka; herc).



Zmiany w tkance biologicznej (schematyczne) podczas stosowania elektrochirurgii.

ZMIANY TKANEK POD WPŁYWEM CIEPŁA

02

W trakcie podgrzewania w tkankach zachodzą różnorodne procesy (patrz Tabela po prawej i Ilustracja 02). Zależą one głównie od osiągniętej temperatury. W elektrochirurgii najważniejsza jest denaturacja białek, rozpoczynająca się w temperaturze około 60° (koagulacja), oraz odparowanie płynu tkankowego w temperaturze około 100°C. To, w jakim tempie i w jakim zakresie następują te procesy, zależy od tempa ogrzewania oraz efektywnego czasu trwania działania podwyższonej temperatury.

WPŁYW OGRZEWANIA NA TKANKĘ BIOLOGICZNĄ

37-40°C

brak

od ok. 40 °C

Hipertermia:

początek uszkodzenia tkanek, tworzenie się obrzęku, w zależności od czasu trwania aplikacji tkanki mogą się zregenerować lub obumrzeć (dewitalizacja)

od ok. 60 °C

Dewitalizacja (umieranie)

komórek, skurczenie się tkanki łącznie wskutek denaturacji

ok. 100 °C

Odparowanie płynu tkankowego, w zależności od:

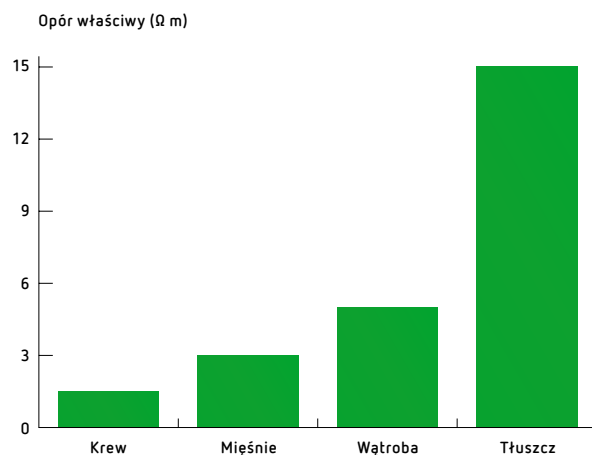
- skurczenia tkanek wskutek desykcji (wysuszenia) lub
- nacięcia wskutek mechanicznego rozerwania tkanki

od ok. 150 °C

Karbonizacja (zwęglenie)

od ok. 300 °C

Waporyzacja (odparowanie całej tkanki)



03

Opór właściwy (w zależności od materiału bez uwzględnienia czynnika kształtu) dla różnych typów tkanek przy częstotliwości około 300 kHz.

CZYNNIKI WPŁYWAJĄCE NA EFEKTY ELEKTROCHIRURGICZNE

03

Temperatura uzyskiwana w tkance, czas jej efektywnego oddziaływania, a także prędkość ogrzewania stanowią czynniki decydujące o uzyskiwanych efektach chirurgicznych. Prędkość ogrzewania oraz efektywny czas trwania podwyższonej temperatury wynikają z ilości i przebiegu w czasie dostarczania mocy do tkanki. Energia (moc \times czas) ma decydujące znaczenie dla osiąganego poziomu temperatury. Lokalny rozkład ciepła zależy od gęstości prądu oraz rozkładu oporności tkanki. Skutkuje to występowaniem wielu czynników wpływających na uzyskiwane efekty elektrochirurgiczne.

Typ elektrody i wielkość powierzchni kontaktu: Mała powierzchnia styku elektrody z tkanką powoduje szybkie i intensywne ogrzewanie, co wynika z wysokiej gęstości prądu. Przy tej samej mocy, lecz większej powierzchni kontaktu, gęstość prądu jest mniejsza, a ogrzewanie wolniejsze i słabsze. Najbardziej intensywne ogrzewanie osiąga się przy najmniejszej powierzchni, tzn. w przypadku punkowego kontaktu pomiędzy elektrodą a tkanką.

Prędkość ruchu elektrody i linia cięcia: Czas kontaktu pomiędzy elektrodą a tkanką wpływa na osiąganą temperaturę i jej efektywny czas oddziaływania. Powierzchnię kontaktu można zmieniać poruszając elektrodą, np. wsuwając ją głębiej.

Właściwości tkanek: Różne typy tkanek, takie jak mięśnie, tłuszcz lub naczynia krwionośne, mogą być ogrzewane w różnym stopniu ze względu na ich właściwości elektryczne i ciepłone, a także różnorodną reakcję na ogrzewanie. Znaczącym czynnikiem jest opór elektryczny, o którym decyduje dostarczana moc. Ponieważ przepływ prądu zachodzi przez ruch jonów w płynie tkankowym o właściwościach elektrolitycznych, opór elektryczny w znacznym stopniu zależy od zawartości wody w tkance, a ta jest bardzo różna w różnych tkankach (patrz ilustracja 03). Oporność rośnie szybko wraz z wysuszeniem tkanki, w wyniku odparowywania zawartego w niej płynu. Może to prowadzić do bardziej intensywnego ogrzewania się tych obszarów tkanki, które uległy odwodnieniu.

Sposób działania diatermii elektrochirurgicznej: Natężenie prądu i jego napięcie zależą głównie od właściwości tkanek, wielkości powierzchni styku oraz właściwości generatora w diatermii elektrochirurgicznej. W tych warunkach trudno jest osiągnąć powtarzalne efekty tkankowe. Wprowadzenie automatycznie regulowanej diatermii elektrochirurgicznej przez firmę Erbe w latach 1980-tych było wielkim krokiem naprzód. Nowoczesne aparaty elektrochirurgiczne w sposób ciągły kontrolują natężenie i napięcie prądu, obliczają na tej podstawie parametry, takie jak moc i opór oporność tkanki, oraz analizują otrzymane wyniki. W zależności od pożądanego skutku oddziaływania urządzenia te mogą utrzymywać stałe parametry pracy lub zmieniać je w sposób celowy. Dzięki temu możliwe jest wyrównanie różnic dla różnych typów tkanek, reagowanie na zmiany właściwości tkanek zachodzące np. pod wpływem osuszania, a także zagwarantowanie powtarzalnych efektów elektrochirurgicznych.

Elektrochirurgiczne efekty tkankowe

Dwoma klasycznymi oddziaływaniami elektrochirurgicznymi są: rozdzielanie tkanek (cięcie) i hemostaza, przy czym hemostaza jest często utożsamiana z koagulacją. Elementy wyposażenia i wskaźniki na sprzęcie elektrochirurgicznym są oznaczone w jednoznaczny sposób – kolorem żółtym dla cięcia i niebieskim dla koagulacji. W oparciu o proces hemostazy można rozwinąć procesy dewitalizacji i ablacji tkanek, a także zamykania naczyń. Działania te są klasyfikowane, jako efekty należące do koagulacji i oznaczane kolorem niebieskim.



Cięcie elektrochirurgiczne. Elektroda jest otoczona warstwą pary. Prąd przepływa w postaci łuków elektrycznych.

CIĘCIE

01

Aby uzyskać rozdzielanie tkanki, należy ją szybko rozgrzać do temperatury ponad 100°C, tak, aby płyn tkankowy szybko odparował, a struktura tkanki uległa pęknięciu. Gęstość prądu konieczną do uzyskania tego efektu uzyskuje się dzięki krótkim łukom elektrycznym (iskrom), pojawiającym się przy napięciach wynoszących około 200 V pomiędzy elektrodą a tkanką. Łuki te, miniaturowe wyładowania, powodują niemal punktowy przepływ prądu (patrz ilustracja 01). Elektrodą tnącą jest zwykle nóż, szpatałka, igła lub pętla o liniowej krawędzi natarcia. Podczas procesu cięcia krawędź nie dotyka bezpośrednio tkanki, ponieważ otoczona jest warstwą odparowanego płynu tkankowego. Łuki powstają na krawędzi pomiędzy powierzchnią elektrody, a najbliższą jej tkanką. Powoduje to szybkie ogrzanie i odparowanie tkanki przy krawędzi natarcia elektrody, a w rezultacie powstanie nacięcia. Elektrodę można przesuwac przez tkankę bez użycia siły. Procedurę tę nazywa się także elektrotomią.

Wraz ze wzrostem napięcia wzrasta intensywność powstających łuków elektrycznych. Płynie wówczas silniejszy prąd, niż jest to konieczne do wykonania prostego cięcia. Skutkuje to odparowaniem większej ilości płynu i bardziej intensywnym rozgrzewaniem się sąsiednich tkanek. Mamy wtedy do czynienia z koagulacją hemostatyczną, lecz w przypadku silnego rozgrzania może także dochodzić do niepożądanego karbonizacji. Charakter nacięcia, w szczególności wielkość strefy koagulacji na jego krawędzi, nosi także nazwę, jakości cięcia. Pożądana jakość cięcia zależy od rodzaju za-

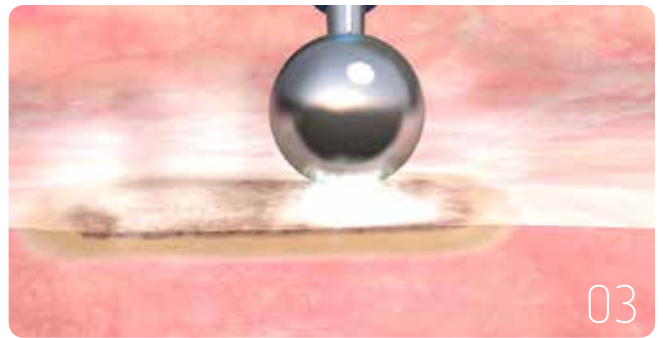
biegu. Użytkownik może wpływać na jakość cięcia, regulując jego szybkość – im szybsze cięcie, tym mniejsza koagulacja – oraz zmieniając parametry działania urządzenia. Poniżej zaprezentowano najczęściej stosowane regulacje procesu cięcia.

Regulacja napięcia: Napięcie elektryczne ma decydujące znaczenie dla tworzenia się łuków elektrycznych. W połączeniu z opornością tkanki napięcie decyduje o przepływie natężenia prądu, a co za tym idzie, o energii dostarczanej za pośrednictwem każdego łuku. Tak więc stałe napięcie daje stałą jakość cięcia, niezależnie od jego głębokości. Jakość cięcia zależy jednak od prędkości cięcia i typu tkanki – na przykład, dzięki niskiemu oporowi przy niższych napięciach, tkanka mięśniowa może być cięta prądem o niższym napięciu niż tkanka tłuszczowa. Gwarantuje to powtarzalność cięć przy niezmiennych właściwościach tkanki. Jednocześnie selektywność tkanki związana z tym oddziaływaniem może być wykorzystywana do wypreparowywania różnych typów tkanek.

Regulacja łuku elektrycznego: Intensywność łuków elektrycznych stanowi miarę skuteczności cięcia. Nowoczesne diatermie elektrochirurgiczne są w stanie mierzyć tę intensywność i utrzymywać ją na stałym poziomie, dokonując odpowiednich korekt napięcia. Regulacja łuku zapewnia stałą jakość cięcia, niezależnie od rodzaju tkanki, prędkości cięcia i typu elektrody.



↑ Koagulacja kontaktowa z niskim napięciem
 ↓ i wysokim napięciem modulowanym



↑ Koagulacja bezkontaktowa. Fulguracja
 ↓ Koagulacja plazmą argonową.

Modulacja: Wyższe napięcie szczytowe jest konieczne do zapewnienia cięcia z bardziej intensywną koagulacją. Aby zapobiec nadmiernemu efektowi cięcia i karbonizacji, konieczne jest obniżenie średniej mocy. Uzyskuje się to poprzez modulację prądu zmiennego, co oznacza, że jego wartość szczytowa ulega zmianom w czasie. Często stosowanym typem modulacji jest „modulacja śródmiąższowa”, w której płynący prąd jest przerywany w krótkich okresach czasu. Z reguły modulacja zachodzi tak szybko, że użytkownik może jedynie zaobserwować zmianę efektu wywołanego na tkance. Wskaźnik zakresu modulacji to zależność pomiędzy wartością szczytową, a wartością średnią (wartością efektywną) napięcia i nosi nazwę współczynnika szczytu.

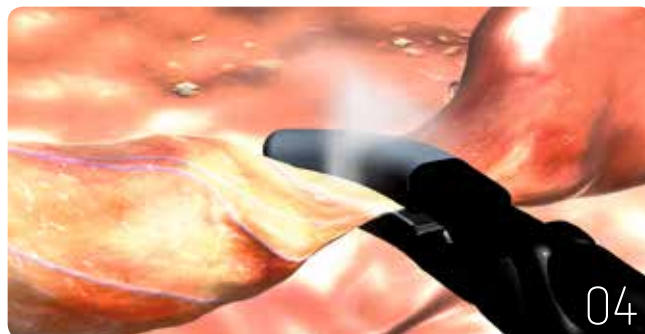
Ograniczenie mocy: Dostarczana moc może ulegać ograniczeniu do ustawionej wartości maksymalnej. Zapobiega to dostarczeniu większej ilości mocy, niż jest to konieczne dla osiągnięcia pożądanego efektu, a także podnosi poziom bezpieczeństwa pacjenta i lekarza.

Regulacja mocy: Moc można także regulować, ustawiając stałą wartość napięcia. Podobnie jak w przypadku regulacji łuku elektrycznego, regulacja mocy zapewnia niezależną do rodzaju tkanki jakość cięcia, która jednak w znacznym stopniu zależy od wielkości powierzchni styku.

HEMOSTAZA PRZEZ KOAGULACJĘ

02,03

Przy wystarczająco powolnym ogrzewaniu krwawiącej tkanki, białka w tkance i sączącej się krwi jako pierwsze ulegną koagulacji. Następuje wtedy atrofia i wysuszenie tkanki związane z odparowywaniem płynu. Koagulacja krwi i obkurczenie się naczyń krwionośnych powoduje ich zamknięcie i powstrzymanie krwawienia. Koagulację można prowadzić w bezpośrednim kontakcie z tkanką (koagulacja kontaktowa) lub bez niego. Koagulacja kontaktowa służy przede wszystkim do likwidowania krwawienia miejscowego. Wykorzystuje ona albo niskie napięcia (patrz ilustracja 02 ↑), albo napięcia modulowane z wyższą wartością szczytową (patrz ilustracja 02 ↓). Wyższe napięcia umożliwiają szybszą pracę, lecz mogą wiązać się z powstawaniem łuków elektrycznych i karbonizacją. W przypadku koagulacji bezkontaktowej prąd jest przekazywany za pośrednictwem łuków elektrycznych pod wysokim napięciem wynoszącym kilka tysięcy woltów. W przeciwieństwie do cięcia, łuki docierają do stosunkowo dużej powierzchni tkanki, dzięki czemu powstaje dwuwymiarowa strefa koagulacji. W ten sposób mogą być koagulowane powierzchowne i rozległe krwawienia. W procedurze konwencjonalnej łuki elektryczne przebiegają w powietrzu i nosi ona nazwę fulguracji (patrz ilustracja 03 ↑). Bardziej jednorodny i kontrolowany efekt uzyskuje się w przypadku koagulacji plazmą argonową (APC, ilustracja 03 ↓), którą opisano w rozdziale „Koagulacja plazmą argonową”, na stronie 13.



Zamykanie naczynia krwionośnego poprzez termofuzję. Naczynie uchwycone jest klemem bipolarnym i ulega zamknięciu pod wpływem koagulacji.

DEWITALIZACJA I ABLACJA

W celu leczenia zmian patologicznych lub guzów, tkankę można poddać dewitalizacji (zniszczeniu), redukcji lub usunięciu.

W przypadku dewitalizacji tkanka ulega nieodwracalnemu uszkodzeniu w wyniku rozgrzania jej do temperatury przekraczającej 60°C. Do dewitalizacji powierzchniowej najlepiej nadaje się koagulacja plazmą argonową (APC), do większych i głębszych obszarów bardziej nadaje się koagulacja kontaktowa elektrodą kulkową lub igłową. Lepszą penetrację uzyskuje się zwykle stosując niższe wartości prądu przez dłuższy czas, ponieważ tkanka nie wysycha tak szybko w kontakcie z elektrodą i nie traci przewodnictwa. Dzięki temu ciepło ma więcej czasu na rozejście się w głąb tkanki. Ten sam efekt przynosi także stosowanie modulacji napięcia. Dodatkowo podczas przerw w przepływie prądu płyn z przylegających tkanek może napływać ponownie ku elektrodzie, co także sprzyja opóźnieniu procesu wysychania tkanki. Dewitalizacja niepożądanego tkanki nosi często nazwę ablacji wysoką częstotliwością lub częstotliwością radiową, choć nie mamy tu do czynienia z bezpośrednią ablacją tkanek. Dewitalizowana tkanka ulega następnie rozkładowi pod wpływem wewnętrznych procesów metabolicznych zachodzących w organizmie pacjenta.

Rzeczywistą, niemechaniczną ablację tkanki trudno jest uzyskać przy zastosowaniu procedur elektrochirurgicznych. Koagulacja plazmą argonową z zastosowaniem wysokiej mocy może zapewniać szybkie odparowywanie, przynajmniej płynu tkankowego, jednakże podczas takiej pracy często dochodzi do karbonizacji tkanki. Stosując powolne podgrzewanie, można zmniejszyć objętość niepożądanego tkanki na drodze odparowania jej płynu tkankowego i bez jej zwęglenia.

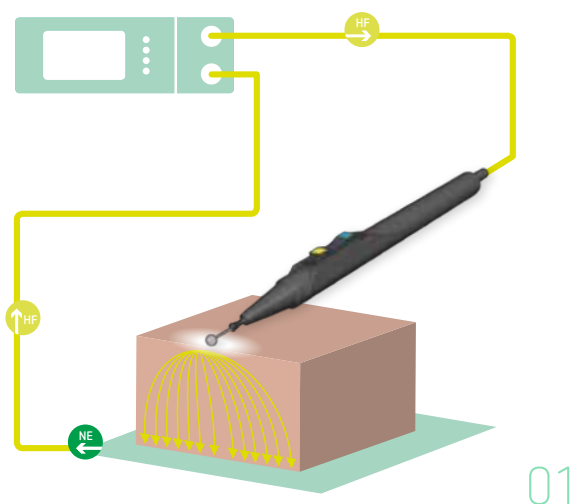
ZAMYKANIE NACZYŃ POPRZEZ TERMOFUZJĘ

04

Pęćki naczyń lub poszczególne większe naczynia krwionośne można, przed przecięciem, zamykać przy wykorzystaniu koagulacji. Ściany naczynia, które ma zostać zamknięte, ściska się razem klemem, przez którego okładki przepływa prąd. Dzięki procesowi koagulacji zdenaturowane białka ścian naczynia łączą się ze sobą. Diatermia elektrochirurgiczna w sposób ciągły kontroluje zmiany stanu tkanki, znajdującej się pomiędzy okładkami klemu i dzięki automatycznej regulacji napięcia szczytowego i modulacji zapobiega nadmiernym uszkodzeniom cieplnym otaczających. Zamknięte naczynia wraz z otaczającą je tkanką można następnie przeciąć mechanicznie lub elektrochirurgicznie. Procedura ta stopniowo wypiera zamykanie naczyń przy użyciu zwłóknów lub klipsów.

Techniki elektrochirurgiczne

W elektrochirurgii rozróżnia się techniki monopolarne i bipolarne. Dodatkowo istnieje podział na techniki kontaktowe i bezkontaktowe. Koagulacja plazmą argonową jest ważną procedurą bezkontaktową. W tym rozdziale opisana została technika monopolarna i bipolarna, a także koagulacja plazmą argonową.



Technika monopolarna:

Efekt chirurgiczny występuje na elektrodzie aktywnej (EA), gdzie gęstość prądu jest najwyższa. Z powrotem prąd przepływa przez elektrodę neutralną obojętną o dużej powierzchni.

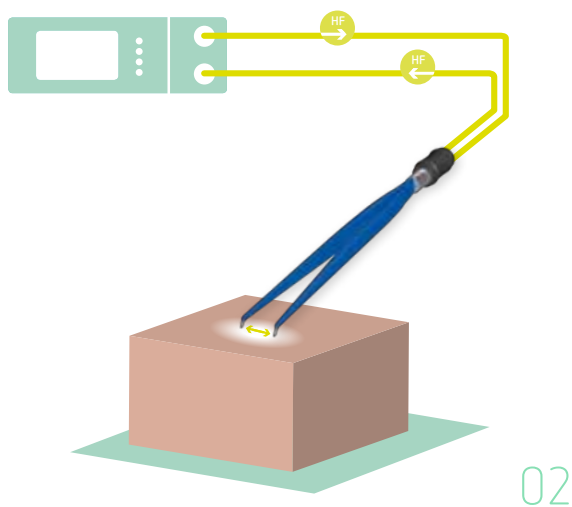
TECHNIKA MONOPOLARNA

01

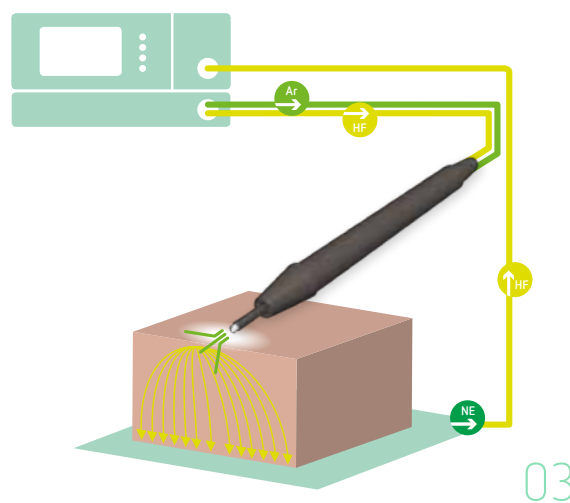
W technice monopolarnej obie elektrody, pomiędzy którymi płynie prąd, są odmienne. Efekt chirurgiczny uzyskiwany jest na elektrodzie aktywnej. Ma ona stosunkowo małą powierzchnię styku, na której uzyskiwana jest wysoka gęstość prądu. Drugą elektrodą jest elektroda neutralna o dużej powierzchni, którą umieszcza się w odpowiednim miejscu na skórze pacjenta. Prąd o wysokiej częstotliwości, umożliwiający cięcie lub koagulację elektrodą aktywną, jedynie nieznacznie rozgrzewa tkankę mającą kontakt z dużą powierzchnią elektrody neutralnej i jest ledwie wyczuwalny dla pacjenta nie wywołując efektu chirurgicznego.

W przypadku słabego styku pomiędzy elektrodą neutralną, a skórą pacjenta lub gdy elektroda ta ma zbyt małą powierzchnię, mogą wystąpić oparzenia. W nowoczesnych aparatach elektrochirurgicznych stosuje się dzielone lub wielopowierzchniowe elektrody neutralne, w celu pomiaru oporu pomiędzy obiema częściami elektrody, co umożliwia wykrycie wadliwego kontaktu elektrody ze skórą pacjenta.

Ponieważ w przypadku techniki monopolarnej prąd przepływa przez ciało pacjenta na stosunkowo dużej odległości, istnieje kilka zasad, o których należy pamiętać, aby zapewnić bezpieczne stosowanie tej metody. Opisano je szczegółowo w następnym rozdziale (na stronie 14).



*Technika bipolarna:
prąd płynie pomiędzy dwoma elektrodami.*



*(b) Koagulacja plazmą argonową (APC):
prąd przepływa przez przewodzącą plazmę argonową pomiędzy
elektrodą aktywną (EA) a elektrodą neutralną (EN).*

TECHNIKA BIPOLARNA

02

W elektrochirurgii bipolarnej obie elektrody umieszczone są w jednym instrumencie. Prąd płynie w wąskiej, ograniczonej strefie tkanki, znajdującej się pomiędzy elektrodami. W technice tej nie jest wymagane stosowanie elektrody neutralnej. Zazwyczaj obydwie elektrody są wykorzystywane w równym stopniu do uzyskania efektu elektrochirurgicznego. W przypadku konfiguracji asymetrycznych, o różnych polach powierzchni styku elektrod, oddziaływanie chirurgiczne wywoływane jest na elektrodzie o mniejszej powierzchni styku.

Biorąc pod uwagę aspekt bezpieczeństwa, przepływ prądu o ograniczonym przestrzennie zakresie jest zaletą. Jednakże technika bipolarna nie może być używana do każdego zastosowania. Ze względu na własności użytkowe, technika monopolarna wykazuje wyższość w szczególności w odniesieniu do elektrod tnących.

KOAGULACJA PLAZMĄ ARGONOWĄ

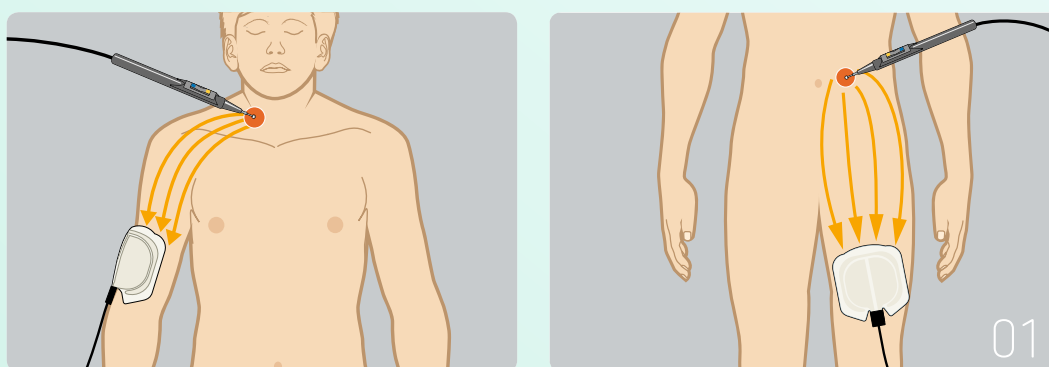
03

Koagulacja plazmą argonową (APC) jest bezkontaktową techniką monopolarną. Prąd, w formie łuków elektrycznych płynie w zjonizowanym (tzn. przewodzącym prąd) gazowym argonie – plazmie argonowej. APC wykorzystuje się do koagulacji rozległych krwawień tkanek, powierzchniowej dewitalizacji oraz zmniejszania ich objętości przez odparowanie i obkurczanie. Ważną zaletą techniki APC jest wyeliminowanie przyklejania się tkanki do instrumentu i jej rozrywania. Plazma ma także tendencję do wyszukiwania obszarów lepiej przewodzących, a zatem nieskoagulowanych. Przy zastosowaniu odpowiednio niskich ustawień mocy skutkuje to relatywnie równomierną koagulacją powierzchniową o niewielkiej penetracji w głąb. Głębsza koagulacja może być uzyskana wraz ze wzrostem mocy i czasu aplikacji.

Bezpieczeństwo w elektrochirurgii

Podobnie jak w przypadku każdego sprzętu medycznego, praca diatermią elektrochirurgiczną związana jest z określonym ryzykiem dla pacjenta, użytkownika i ich otoczenia.

Informacje zawarte w tym rozdziale mają za zadanie pomóc użytkownikowi zrozumieć swoje ryzyko związane z elektrochirurgią oraz je zminimalizować poprzez odpowiednie jej wykorzystanie. Rozdział ten nie zastępuje zasad bezpiecznego użytkowania zawartych w instrukcji obsługi określonego urządzenia. Wielu producentów zapewnia także szkolenia oraz dodatkowe dane literaturowe na temat oferowanych przez siebie rozwiązań.



Droga prądu przez ciało pacjenta (żółte strzałki) pomiędzy elektrodą aktywną (EA) a elektrodą neutralną (EN) w przypadku techniki monopolarnej.

EFEKT CIEPLNY PRĄDU ELEKTRYCZNEGO

01

Efekt elektrochirurgiczny opiera się na przepływie prądu zmiennego o wysokiej częstotliwości przez organizm pacjenta, pomiędzy dwiema elektrodami. Powoduje to powstawanie ciepła zależnego od gęstości prądu oraz właściwości tkanki, przez którą płynie. Do uzyskania efektu elektrochirurgicznego konieczne jest wytworzenie w danym miejscu prądu o wysokiej gęstości. Jednakże, poza polem operacyjnym, przewężenia na drodze płynącego prądu mogą powodować powstawanie niepożądanych oparzeń i/lub niepożądaną koagulację. Przykładami są małe obszary styku, takie jak pomiędzy opuszkami palców pacjenta lub w górnej części ud albo miejsca, w których tkanka wykazująca dobre przewodnictwo jest cienka, np. w stawach. Dlatego droga prądu przez ciało pacjenta powinna być możliwie jak najkrótsza, mieć dobre przewodnictwo oraz duży przekrój poprzeczny.

Oparzenia mogą być także spowodowane elektrycznym kontaktem pacjenta z uziemieniem. Powodem jest powstawanie tak zwanego prądu upływowego, który płynie w wyniku sprzężenia pojemnościowego pomiędzy generatorem wysokiej częstotliwości, a ziemią (patrz ramka „Sprzężenie pojemnościowe, uziemienie i prąd upływowy”). Choć prądy takie mają niskie wartości, mogą powodować oparzenia w przypadku małej powierzchni styku pacjenta, np. z uziemionym stołem operacyjnym, metalowym wyposażeniem stołu lub stojakiem infuzyjnym.

Przy stosowaniu technik bipolarnych większość opisanych powyżej czynników ryzyka jest wykluczona ze względu na małą odległość pomiędzy elektrodami. Przy stosowaniu technik monopolarnych ryzyko to można minimalizować, stosując się do określonych zasad dotyczących pozycjonowania pacjenta oraz umieszczania elektrody neutralnej.

Pozycjonowanie pacjenta:

Pacjent musi być dobrze odizolowany elektrycznie podczas ułożenia na stole operacyjnym. Ponieważ większość płynów jest przewodnikami, przestrzeń pomiędzy pacjentem, a stołem operacyjnym powinna być jak najbardziej sucha i nieprzemakalna. Należy unikać kontaktu skóry ze skórą.

Elektroda neutralna:

Elektroda neutralna musi mieć dobry kontakt ze skórą pacjenta na całej powierzchni i powinna być umieszczona możliwie najbliżej pola operacyjnego. Droga prądu pomiędzy elektrodą aktywną, a neutralną powinna być krótka i przebiegać przez tkanki dobrze ukrwione, o jak największym przekroju poprzecznym (patrz ilustracja 01).

PALNE CIECZE I GAZY

Łuki elektryczne przewodzące prąd powstają w trakcie cięcia i w niektórych rodzajach koagulacji, w szczególności koagulacji plazmą argonową (APC). Mają one na celu wywołanie określonych efektów elektrochirurgicznych, jednak mogą stanowić także źródło zapłonu substancji palnych, takich jak środki dezynfekujące w postaci płynnej lub oparów, a także innych gazów palnych. Nawet gazy podtrzymujące procesy spalania, takie jak czysty tlen, mogą być w takich warunkach niebezpieczne. Z tego powodu substancje takie należy usunąć z obszaru, w którym wykorzystywana jest technika elektrochirurgiczna – np. poprzez odessanie.

ZAKŁÓCANIE PRACY INNYCH URZĄDZEŃ

Aparaty elektrochirurgiczne mogą zakłócać pracę innych urządzeń pracujących w tym samym czasie. Powody tego zjawiska są bardzo złożone, a rozwiązanie problemu może wymagać zastosowania różnorodnych środków. Z tego powodu poniżej wymieniono jedynie najczęstsze z nich. Producenci diatermii elektrochirurgicznych zwykle udostępniają dodatkowe informacje na ten temat, a także służą pomocą w rozwiązywaniu tych problemów.

Zmienne prądy elektrochirurgiczne mogą przepływać przez urządzenia podłączone do pacjenta i wpływać na ich funkcjonowanie. Przykładami mogą być rozruszniki serca i inne implanty aktywne, a także urządzenia służące do monitorowania stanu pacjenta. Problemy te można częściowo wyeliminować poprzez odpowiednie umieszczenie elektrody neutralnej, aby zapobiec niepożądanym drodze przepływu prądu. W przypadku pacjentów z wszczepionym rozrusznikiem serca szczególnie polecana jest technika dwubiegunowa.

Innym częstym powodem zakłóceń jest sprzężenie pojemnościowe (patrz ramka, po prawej) pomiędzy przewodami umieszczonymi zbyt blisko siebie, np. kabel od diatermii elektrochirurgicznej i EKG. Dlatego właśnie przewody elektrochirurgiczne powinny być umieszczane, w miarę możliwości, z dala od przewodów innych urządzeń. W przypadku zabiegów endoskopowych możliwość ta jest ograniczona, w tym przypadku przekaz obrazu może ulegać zakłóceniu pod wpływem sprzężenia pojemnościowego pomiędzy instrumentami elektrochirurgicznymi, a przewodami przekazującymi dane obrazu, znajdującymi się w endoskopie. Problemy takie można rozwiązywać na różne sposoby. O informacje na ten temat należy zwracać się do producentów sprzętu.

POZOSTAŁE INFORMACJE

Noworodki i dzieci:

W przypadku wykorzystywania techniki monopolarnej u noworodków i dzieci, u których nie może być zastosowana standardowa elektroda neutralna należy używać specjalnych elektrod neutralnych przeznaczonych dla tych pacjentów. Skutkuje to przepływem prądu przez mniejszą powierzchnię. Aby uniknąć oparzeń spowodowanych zwiększoną gęstością prądu, należy ograniczyć jego wartości. Można to zrobić, stosując odpowiednie ustawienia diatermii elektrochirurgicznej. Niektóre urządzenia dysponują specjalnymi układami monitorującymi służącymi kontroli przepływu prądu u dzieci i noworodków. Innym sposobem może być ograniczenie powierzchni styku elektrody aktywnej poprzez wykonywanie niewielkich cięć i/lub stosowanie elektrod koagulacyjnych o małej powierzchni.

Ciąża:

Choć nie znany jest wpływ prądu elektrochirurgicznego na uszkodzenia zarodka lub płodu u kobiet ciężarnych zaleca się stosowanie technik bipolarnych.

Kilka instrumentów podłączonych do jednego urządzenia:

Ze względu na sprzężenie pojemnościowe między przewodami prąd zmienny może płynąć w przewodzie nieaktywnego instrumentu, co może powodować rozgrzewanie się elektrody. Z tego powodu przewody instrumentów powinny być oddalone od siebie. Instrumenty, które nie są w danej chwili wykorzystywane, należy odłożyć w bezpieczne miejsce, a w szczególności nie na pacjenta.

Jednoczesne działanie dwóch diatermii elektrochirurgicznych:

Podczas jednoczesnego korzystania z dwóch aparatów elektrochirurgicznych u jednego pacjenta, może wystąpić szereg problemów, np. ze względu na nakładanie się prądów o wysokiej częstotliwości. Więcej informacji na ten temat można uzyskać od odpowiednich producentów sprzętu.

SPRZĘŻENIE POJEMNOŚCIOWE, UZIEMIENIE I PRĄD UPŁYWOWY

Prąd zmienny może przepływać z jednego do drugiego przewodnika, nawet jeśli nie istnieje między nimi połączenie elektryczne. Wynika to z faktu, że energia pomiędzy ładunkami elektrycznymi działa także w obszarach nieprzewodzących. Jeśli pomiędzy dwoma przewodnikami dominuje prąd zmienny, prąd może płynąć w obu z nich. W przeciwieństwie do prądu stałego, połączenie przewodnikowe nie jest konieczne, ponieważ w przypadku prądu zmiennego ładunek elektryczny porusza się w przewodniku w obie strony na przemian i nie występuje przepływ ładunków w środku. Zjawisko to nosi nazwę **sprzężenia pojemnościowego** i zachodzi pomiędzy przewodnikami – takimi jak przewody elektryczne – położonymi blisko siebie. Im wyższa jest częstotliwość, tym łatwiej dochodzi do przepływu prądu. Z tego powodu, sprzężenie pojemnościowe może we wzmożonym stopniu zachodzić w przypadku elektrochirurgii, w której stosuje się znacząco wyższe częstotliwości, niż stosowane w sieci elektrycznej (50 Hz).

Napięcie w sieci zasilającej występuje pomiędzy przewodem prądowym (fazą), a przewodem neutralnym (zerowym). Jeżeli ktoś dotknie fazy prąd może płynąć przez ciało do ziemi. Aby wykluczyć to niebezpieczeństwo w przypadku uszkodzenia urządzenia, jego metalowa obudowa musi być zawsze **uziemiona** za pośrednictwem, uziemionego gniazda zasilającego.

W elektrochirurgii prąd nie może płynąć bezpośrednio do ziemi. Z tego powodu generator elektrochirurgiczny w diatermii chirurgicznej jest izolowany, tak aby obwód elektryczny mógł zostać zamknięty wyłącznie przez drugą elektrodę. Jednakże nie da się uniknąć niewielkich upływów prądu ze względu na sprzężenie pojemnościowe. Prąd taki nosi nazwę **prądu upływowego** i jest w jak największym stopniu ograniczany metodami technicznymi.

Instrumenty

Użytkownicy elektrochirurgii mają do dyspozycji wiele instrumentów odpowiednich do różnorodnych zastosowań. W tym rozdziale przedstawiono przegląd takich instrumentów.

Zasadniczo instrumenty dzielą się na instrumenty służące do cięcia i instrumenty służące do koagulacji – w niektórych przypadkach do cięcia i koagulacji. Pod względem zastosowania instrumenty należy podzielić na instrumenty do techniki monopolarnej i bipolarnej, a także do koagulacji argonowej (APC). Instrumenty można także klasyfikować pod względem zakresu ich zastosowania w zależności od ich budowy. Instrumenty do otwartych zabiegów chirurgicznych składają się zwykle z uchwytu oraz dołączanej do niego elektrody. W przypadku instrumentów służących do chirurgii minimalnie inwazyjnej konieczny jest trzon, który może być sztywny lub giętki, zależnie od rodzaju zastosowania, np. do laparoskopii, czy endoskopii. Wreszcie, wiele instrumentów występuje w wersji do jednorazowego lub wielorazowego użytku.



01

Instrument do cięcia
po prawej – monopolarna, po lewej – bipolarna

INSTRUMENTY DO CIĘCIA

01

Do wykonywania cięcia konieczne są elektrody z krawędzią liniową. Typowymi elektrodami służącymi do cięcia są igły, szpatałki, pętle i haczyki. Elektrody monopolarne występują jako końcówki dołączane do uchwytów, natomiast instrumenty monopolarne i bipolarne wykonywane są ze sztywnym lub elastycznym trzonem. Z reguły instrumenty bipolarne służące do cięcia wyposażone są w pierścień pełniący funkcję elektrody neutralnej, który musi mieć kontakt z tkanką w czasie wykonywania cięcia. Istnieją także nożyczki bipolarne, z dwiema elektrodami tnącymi. Na ilustracji 01 pokazano przykładowe instrumenty do cięcia monopolarnego i bipolarnego.



02

Monopolarna elektroda kulkowa z dużą powierzchnią styku.



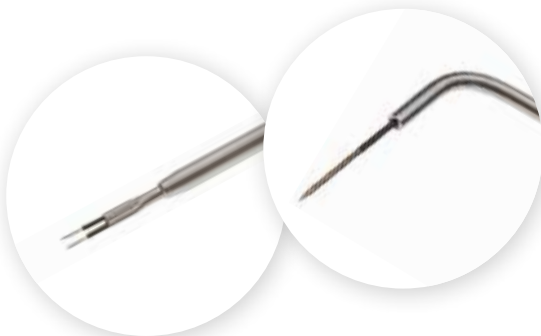
03

Instrumenty bipolarne do termofuzji. Po lewej: do chirurgii otwartej. Po prawej: laparoskopowy.



05

Uchwyt APC do zabiegów otwartych z nakręcanym aplikatorem.



04

Igły do koagulacji. Po lewej – bipolarna, po prawej – monopolarna.



06

Sonda APC do endoskopii giętkiej.

INSTRUMENTY DO KOAGULACJI

02,03,04

Dla każdego z wymienionych dalej efektów koagulacyjnych przeznaczone są specjalne instrumenty: hemostaza, zamykanie naczyń krwionośnych i ablacja. W chirurgii otwartej hemostaza uzyskiwana jest zazwyczaj techniką monopolarną, w której wykorzystuje się instrument o dużej powierzchni styku, np. elektrody kulkowe (patrz ilustracja 02). Stosowana może być także płaska strona szpałki do cięcia.

Do zamykania naczyń krwionośnych stosuje się pincety bipolarne i klemy o różnych rozmiarach i kształtach (patrz ilustracja 03). Do ablacji i dewitalizacji tkanek wykorzystuje się monopolarne lub bipolarne igły wkłuciowe (patrz ilustracja 04).

INSTRUMENTY DO KOAGULACJI PLAZMĄ ARGONOWĄ

05,06

APC obejmuje hemostazę, a także ablację przez dewitalizację i obkurczanie. Instrumenty APC składają się z elektrody oraz przewodu dostarczającego gaz argonowy. Mają różnorodne kształty w zależności od zastosowania (patrz ilustracja 05). Od czasu wprowadzenia przez firmę Erbe tej metody do endoskopii giętkiej (patrz ilustracja 06) zastosowanie APC na tym polu stało się powszechne.

Zastosowania

Dzięki swojej wszechstronności elektrochirurgia znalazła wiele zastosowań, od chirurgii ogólnej po gastroenterologię, ginekologię, urologię, pneumologię, otolaryngologię, dermatologię i neurochirurgię. W oparciu o charakterystyczne właściwości i możliwości elektrochirurgii można przedstawić następujący przegląd:

- ✔ stosowanie tępej elektrody do wykonywania cięć bez wysiłku i z niewielkim krwawieniem,
- ✔ opanowywanie krwawień punktowych i występujących na dużych powierzchniach,
- ✔ zamykanie ukrwionych tkanek i możliwość ich rozdziałania bez utraty krwi,
- ✔ dewitalizacja i obkurczanie tkanek,
- ✔ usuwanie tkanek przez ich wycinanie.

W tym rozdziale omówione zostały typowe zastosowania technik chirurgicznych. Bardziej szczegółowe informacje zawarte są w broszurach dla użytkowników. Wielu producentów oferuje także szkolenia, podczas których można nauczyć się tych technik.

CIĘCIE I HEMOSTAZA

Cięcie i hemostaza to typowe zadania elektrochirurgiczne. Działania te wykorzystuje się we wszystkich dyscyplinach chirurgii. Koagulacja kontaktowa i APC są wykorzystywane dla uzyskania hemostazy. Bezkontaktowa koagulacja argonowa APC oferuje kilka wyraźnych korzyści w zakresie uzyskiwanych efektów koagulacji i możliwości jej kontrolowania, w szczególności w przypadku wykonywania zabiegów chirurgicznych o minimalnej inwazyjności.

ZAMYKANIE NACZYŃ

Do zamykania naczyń, ukrwionych struktur tkankowych oraz większych naczyń krwionośnych wykorzystywane są pincety bipolarne i klemy. Typowe zastosowania obejmują mobilizację jelit lub wycinanie węzłów chłonnych w chirurgii trzewnej, a także mobilizację macicy przed jej resekcją w ginekologii.

DEWITALIZACJA I ABLACJA

Zabiegi dotyczące guzów, zmian patologicznych i tkanek nowotworowych poprzez ich dewitalizację i obkurczanie to ważny obszar zastosowania elektrochirurgii. Techniki te są wykorzystywane np. w chirurgii wątroby, otolaryngologii, oraz pneumunologii. W takich wypadkach stosuje się koagulację kontaktową elektrodą kulkową lub igłową, a także koagulację APC. Koagulacja APC może być wykorzystywana zarówno do dewitalizacji powierzchniowej, a także do redukcji tkanek, np. w przypadku przerostów zlokalizowanych w obrębie przewodu pokarmowego.

USUWANIE TKANEK

Redukcję tkanek można uzyskać usuwając ją elektrochirurgicznie elektrodą pętlową. Technikę tę wykorzystuje się np. do usuwania polipów jelitowych (polipektomia). Diatermia elektrochirurgiczna automatycznie przełącza się wówczas pomiędzy trybem cięcia i koagulacji kontaktowej, aby ograniczyć ryzyko krwawienia. Innym zastosowaniem jest przezcewkowa resekcja gruczołu krokowego (TURP). W takim przypadku pętlę monopolarną lub bipolarną wprowadza się przez resektoskop, razem z płynem irygacyjnym służącym do usuwania niepotrzebnej tkanki. Podobną procedurę można wykorzystywać także w ortopedii do wygładzania tkanek chrzęstnych.

Słowniczek

Ablacja – Usuwanie, redukcja lub niszczenie tkanek

Chirurgia częstotliwości radiowych – Synonim do elektrochirurgii. Skrót: chirurgia RF

Cięcie – Działanie elektrochirurgiczne, podczas którego płyn śródkomórkowy ulega gwałtownemu odparowaniu i pękają ściany komórek

Częstotliwość – Ilość okresów na sekundę, podczas których kierunek prądu zmienia się dwukrotnie. Jednostka: herc (Hz). 1 kHz = 1.000 Hz

Dewitalizacja – Uśmiercanie tkanki biologicznej

Diatermia – Synonim elektrochirurgii

Egzogeny – Pochodzenia zewnętrznego

Elektrochirurgia bipolarna – Procedura elektrochirurgiczna, w której obie elektrody umieszczone są w jednym instrumencie

Elektrochirurgia monopolarna – Procedura elektrochirurgiczna, podczas której aktywna elektroda jest używana w miejscu przeprowadzania zabiegu, a obwód elektryczny zamknięty zostaje za pośrednictwem elektrody neutralnej

Elektrochirurgia – Zastosowanie prądu elektrycznego o wysokiej częstotliwości do tkanek biologicznych w celu uzyskania efektu chirurgicznego na drodze rozgrzewania. Synonimy: diatermia, chirurgia częstotliwości radiowych (RF)

Elektroda aktywna – Część instrumentu elektrochirurgicznego przewodząca prąd do miejsca zamierzonego oddziaływania na tkankę pacjenta. Skrót: AE

Elektroda neutralna – Przewodząca elektroda mająca kontakt z ciałem pacjenta podczas wykonywania procedur jednobiegunowych, mająca na celu odbieranie prądu elektrochirurgicznego. Zwraca prąd do jednostki elektrochirurgicznej w celu zamknięcia obwodu elektrycznego. Skrót: PP. Synonimy: elektroda dyspersyjna, elektroda obojętna

Elektroda – Przewodnik dostarczający lub przyjmujący prąd, np. elektroda aktywna, neutralna

Elektrotomia – Cięcie elektrochirurgiczne

Endogeny – działający od wewnątrz

Energia – Moc x czas. Istnieją różne formy energii, np. elektryczna, mechaniczna i ciepła. Jednostka: dżul (J)

Fulguracja – Bezkontaktowa koagulacja z wykorzystaniem łuków elektrycznych w powietrzu

Generator wysokich częstotliwości – Urządzenie lub element urządzenia przekształcający prąd stały lub prąd zmienny o niskiej częstotliwości na prąd chirurgiczny o wysokiej częstotliwości

Gęstość prądu – Przepływ prądu przez pole powierzchni przekroju. Im wyższa gęstość prądu, tym więcej ciepła powstaje

Hemostaza – Zatrzymanie przepływu krwi

Hipertermia – Rozgrzewanie tkanki do temperatury wyższej niż normalna

Iskra – Krótki łuk elektryczny

Jakość cięcia – Natura cięcia, w szczególności w odniesieniu do zakresu koagulacji na brzegach cięcia. Pożądana jakość cięcia zależy od zastosowania.

Karbonizacja – Zwęglenie tkanki biologicznej

Kauteryzacja – Procedura cięcia i hemostazy z zastosowaniem rozgrzanych instrumentów. Czasami mylnie utożsamiana z elektrochirurgią

Koagulacja plazmą argonową – Bezkontaktowa koagulacja monopolarna. Przewodzący prąd gaz argonowy (plazma argonowa) przewodzi prąd do tkanki za pośrednictwem łuków elektrycznych. Skrót: APC

Koagulacja – 1. Denaturacja białek. 2. Efekt elektrochirurgiczny, w wyniku którego białka ulegają koagulacji i tkanka się kurczy

Łuk elektryczny – Wyładowanie elektryczne w postaci niewielkiego błysku. Podczas tego procesu, gaz – np. powietrze lub argon – ulega przekształceniu w plazmę przewodzącą prąd, w wyniku jonizacji. Łuki są w szczególności pożądane podczas wykonywania procedur cięcia i APC.

Martwica – Patologiczna śmierć komórek

Moc – Energia na sekundę. Moc elektryczna jest iloczynem napięcia i natężenia. Jednostka: wat (W)

Modulacja – Chronologiczna zmiana wartości szczytowej sygnału okresowo zmiennego (prądu, napięcia)

Napięcie szczytowe – Maksymalna wartość okresowo zmiennego napięcia względem zera (0) w kierunku dodatnim lub ujemnym

Napięcie zmienne – Napięcie, które w regularnych odstępach czasu zmienia polaryzację

Napięcie – Energia konieczna dla rozdzielania ładunków, oparta na ilości ładunków. Jednostka: wolt (V)

Obrzęk – Gromadzenie się płynu w tkankach

Odparowanie – Odparowanie tkanki

Odwodnienie – Osuszanie tkanek biologicznych

Oparzenia od elektrody neutralnej – Oparzenie wynikające z nadmiernego wytwarzania ciepła, co ma związek ze zbyt wysoką gęstością prądu pod lub na elektrodzie neutralnej

Opór elektryczny / impedancja – Opisuje przewodnictwo danego materiału. Im wyższe przewodnictwo, tym niższy opór elektryczny. Oporność przewodnika to iloczyn oporu względnego danego materiału i jego długości, podzielony przez pole powierzchni przekroju. Jednostka: ohm (Ω)

Plazma – Gaz wykazujący przewodnictwo elektryczne w wyniku jonizacji

Prąd zmienny – Prąd, który w regularnych odstępach czasu zmienia kierunek przepływu

Prąd – Ilość ładunków elektrycznych poruszających się przez określony punkt w ciągu sekundy. Jednostka: ampera

Sprężenie pojemnościowe – Bezkontaktowe przekazanie prądu zmiennego pomiędzy dwoma przewodnikami elektrycznymi, pomiędzy którymi przepływa napięcie zmienne

Termofuzja – Fuzja tkanek przez koagulację

Wartość efektywna – Średnia wartość kwadratu okresowo zmiennego parametru (prądu, napięcia). W odniesieniu do dostarczanej mocy, pierwiastek kwadratowy średniej jest wartością o równoważnym oddziaływaniu prądu stałego lub napięcia stałego.

Współczynnik szczytu – Stosunek wartości szczytowej do wartości skutecznej prądu lub krzywej napięcia; miara stopnia modulacji sygnału

Wysoka częstotliwość – W przypadku elektrochirurgii (norma IEC 60601-2-2): częstotliwość wynosząca co najmniej 200 kHz. Skrót: HF, także częstotliwość radiowa (RF)

Zmiana patologiczna – Uszkodzenie, rana lub zniszczenie struktury anatomicznej lub czynności fizjologiczne



Erbe Polska Sp. z o.o.
Al. Rzeczypospolitej 14 lok. 2.8
02-972 Warszawa
Polska
Tel +48 22 642-25-26
Fax +48 22 642-88-99
sales@erbe.pl
erbe-polska.com

Erbe Elektromedizin GmbH
Waldhoernlestrasse 17
72072 Tuebingen
Niemcy
Tel +49 7071 755-0
Fax +49 7071 755-179
info@erbe-med.com
erbe-med.com