

ELEKTROCHIRURGIE

MUDr. Roman Staněk

Urologie SSN Opava

Historie

Začátky koagulace cévního krvácení se datují do roku **1920–1928**, kdy neurochirurg H. Cushing a fyzik W. T. Bovie sestrojili první přístroj (**poprvé použit 1924**). V roce **1968** byly vyvinuty současné přístroje s tzv. cirkulujícím prouděním, kdy proud cirkuluje jen mezi generátorem a elektrodami. V roce **1981** byly vyvinuty monitorovací systémy kontaktu elektrod. Od roku **1994** jsou doporučovány odsávací systémy pro odsávání par.

DEFINICE

Elektrochirurgie	Chirurgické výkony za použití elektrického proudu. Ten vzniká mezi dvěma elektrodami (anoda a katoda). Je charakterizován napětím a odporem: $U = R \times I$ ($I = U / R$), kde U: napětí (Volt), R: odpor (Ohm), I: proud (ampér).
Monopolární systém	Jedna elektroda je na nástroji, druhá mimo a proud prochází mezi nástrojem a druhou elektrodou (disperzní) – nejčastěji užívaná.
Aktivní elektroda	Elektroda, která umožňuje koncentraci elektrického proudu do místa chirurgického zásahu.
Zpětná (disperzní) elektroda	Elektroda, která vede proud zpětně do generátoru.
Bipolární systém	Obě elektrody jsou součástí pracovního nástroje a proud prochází mezi nimi (je bezpečnější, vzhledem k užívanému nižšímu napětí méně efektivnější pro stavění většího krvácení).
Proud	Počet elektronů procházejících jedním bodem za sekundu – měřeno v ampérech.
Napětí	Síla, která působí na elektrony proti odporu, udává se ve voltech.
Elektrochirurgická jednotka	Generátor proudu, vodiče, elektrody (bipolární, monopolární, disperzní, aktivní).

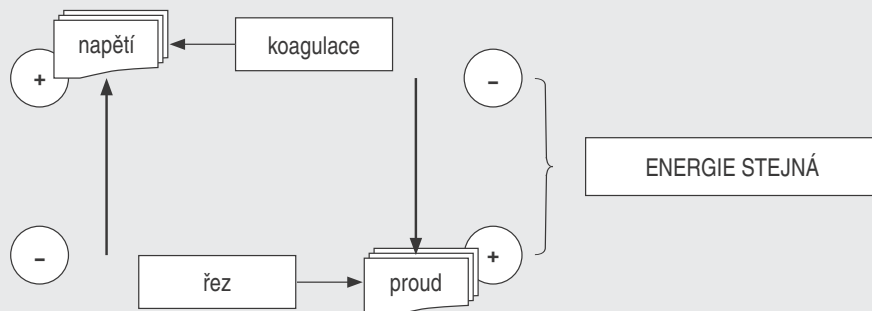
FAKTORY OVLIVŇUJÍCÍ CHARAKTER PŮSOBNÍ ELEKTRICKÉHO PROUDU

1. Řez je funkcí proudu

Čím větší je proud, tím větší je schopnost elektrorezu (působení tepla při průchodu elektrického proudu při maximálně možné power density – dochází k vaporizaci tkáně) – většinou se využívá u monopolárních nástrojů. Existují již i bipolární řezné nástroje.

2. Koagulace je funkcí napětí

Čím větší je napětí, tím větší je koagulace. Velikost napětí ovlivňuje hloubku působení koagulace. Tkáně nevaporizují, ale denaturují.



3. Odpor

Je dán fyzikálními vlastnostmi tkání a mění se tkáň od tkáně, včetně změn spojených se změnami prokrvení nebo povrchové vlhkosti. **Odpor** je funkcí a charakteristikou tkáně.

4. Termický efekt

Pokud je odpor vysoký, pak proudění nemůže probíhat tkání a dochází k hromadění energie ve tkáni a jejímu ohřevu.

5. Při použití monopolární elektrody prochází nástrojem relativně vysoké napětí, a to v rozsahu všech tkání, nacházejících se mezi disperzní elektrodou (podložkou) a monopolární elektrodou (nástrojem a může tak dojít ke vzniku tzv. **bloudivých proudů** a vzniku **termického efektu** (podobný efekt vznikne při poškození izolace elektrody).

6. Power density

Proud na jednotku plochy (koncentrace energie). Čím menší je plocha, za konstantního proudu, tím je větší působení proudu na tkáň, tím přesnější a efektivnější je řez za cenu snížení efektu koagulace. **Maximální power density se dosahuje polohou elektrody těsně nad tkání: elektroda by měla být pro účely řezu v co nejmenším kontaktu s tkání (úzká, aktivovaná těsně před kontaktem s tkání). Je chybou nejprve elektrodu zanořit do tkáně (čímž se zvětší povrch kontaktu a sníží power density) a poté aktivovat elektrický proud.**

7. Čím je tkáň a její okolí vodivější, tím nižší jsou termické změny

Nejlépe jsou chráněny tkáně v izotonickém NaCl (fyziologickém roztoku), nejméně ve sterilní vodě (nevodivá). V NaCl ale naopak klesá efektivnost působení elektrického proudu.

8. Doba působení

Čím déle působí elektrický proud, tím větší plocha tkáně je postižená a tím jsou změny do větší hloubky tkání (příliš krátká doba zase neumožní dostatečný efekt).

9. Energie

Obézní pacienti vyžadují vyšší energie, než muskulární pacienti.

10. Příškvary

Zvyšují odpor elektrody a snižují proud.

11. Velikost elektrody

Čím je elektroda menší, tím nižší energie je vyžadována k dosažení cíleného efektu.

Některé charakteristiky vztahu tkání a proudu

100 000 Ω	odpor palmární kůže
2 000 Ω	odpor tuku
800 Ω	odpor svaloviny
60 Hz	(Faradický efekt) způsobuje šok, svalovou kontrakci, bolestivost, zástava srdeční, depolarizace nervů
60–300 Hz	při těchto frekvencích nedochází k Faradickému efektu, nedochází také k žádnému účinku na tkáň
100 000 Hz	neuromuskulární dráždění

Elektrochirurgický generátor pracuje ve třech pracovních módech

1. Fulgurace (koagulace)

Využití vysokovoltážního proudu s působením i v hlubších vrstvách tkání. Koagulace probíhá pulzně, v nichž 6–10 % času je aktivních, zbylých 94–90% je pasivních (napětí se pohybuje kolem 9 000 V).



2. Desikace

Dochází k denaturaci tkání. Tento efekt závisí na ploše kontaktu tkáně s elektrodou. Oproti fulguraci musí být elektroda v kontaktu s tkání. Tohoto děje dosáhneme jak koagulačním, tak řezacím proudem (užití při stavění krvácení větších cév).

3. Elektrořez

Kontinuální proud vyvolá při maximální koncentraci proudu vaporizaci tkáně (elektroda těsně nad tkání). Kontinuální působení proudu – 100 % doby působení el. proudu.



Dále je možno využít**Míchaný proud**

Využívá se pulzního generátoru vln – umožňuje užití vyššího napětí a možnosti míchat koagulační a řezné vlastnosti elektrického proudu.

**Elektrokauterizace**

Působení tepla na konci kovu. Elektrický proud neprochází tkáněmi, které jsou ke kovu přiloženy – „proud neopustí kov“ (používá se jednosměrný proud).

Argonový koagulátor

Konvenční monopolární proud s využitím výkonu pod clonou argonového plynu (umožňuje užití nižší energie, je bezpečnější, méně vypařování karcinogenních plynů).

ZMĚNY TKÁNÍ A FYZIKÁLNÍ POCHODY PŘI ZMĚNÁCH TEPLOT

Teplota	Změny na tkáni	Fyzikální děj
100 °C	→ vypařování	vaporizace, koagulace
90–100 °C	→ svrašťení	vysychání
65–90 °C	→ bílo / šedé	denaturace proteinů
60–65 °C	→ zbělení	koagulace
37–60 °C	beze změny	oteplení

RIZIKA POŠKOZENÍ TKÁNÍ V LAPAROSKOPII

1. Přímý kontakt pracovní elektrody s jinou potencionální elektrodou a vznikem elektrického proudu a zahřátím materiálu s poškozením okolních tkání.
2. Poškození izolačních vrstev nástroje v místech mimo dohled operátora.
3. Dojde k přenosu elektrického proudu i přes nenarušenou izolační vrstvu.
4. Vznik karcinogenu v parách (formaldehyd a benzen).

PREVENCE POŠKOZENÍ ELEKTRICKÝM PROUDEM

1. Kontrola izolace pracovního přístroje, poškození vodičů a disperzní elektrody.
2. Uložení EKG kontrolních elektrod co nejdále od místa operačního pole.
3. Vyhýbání se užití hořlavých anestetik.
4. Dokonalé vysušení kůže od užívaného alkoholu.
5. Kontrola dokonalého kontaktu disperzní (zpětné) elektrody.
6. V případě, že není aktivní elektroda užívána, její uložení do izolovaných držáků.
7. Očištění elektrod od příškrvarů.
8. Aktivní části elektrochirurgické jednotky udržujte v suchu.
9. Užití minimální možné pracovní energie.
10. Užití nízkého řezacího napětí.
11. Užití krátkého intermitentního proudění oproti prolongovanému proudu.
12. Neaktivovat proud, pokud nefunguje cirkulující proudění.
13. Neaktivovat elektrodu, pokud je v kontaktu nebo blízké vzdálenosti s dalšími potencionálními elektrodami – vodiči.
14. Užití bipolárních systémů, pokud je to možné.
15. Nepoužívání hybridních systémů (kombinace kov + plast).
16. Použití monitorovacích systémů.

Literatura

1. Absten, G. T. (1999): Practical electrosurgery for clinicians, PME.A.
2. elmed.com/index.html

3. www.eddesign.com
4. www.valleylab.com
5. www.valleylabeducation.org