

DIATERMI

Finn West (DK), februar 2014.

Elektrokirurgi med anvendelse af højfrekvent vekselstrøm har i høj grad været medvirkende til den stadige udvikling af terapeutisk endoskopi. Ved korrekt anvendelse opnås optimal effekt med begrænset risiko for komplikationer.



Figur 1: Olympus ESG-100, ERBE VIO 300 diatermiapparater

Hvad er diatermi?

Kommer af det græske "dia" som betyder gennem eller over og "thermē" som betyder varme. Det er netop denne varmepåvirkning af vævet (termiske effekt) som anvendes teapeutisk indenfor gastroenterologien.

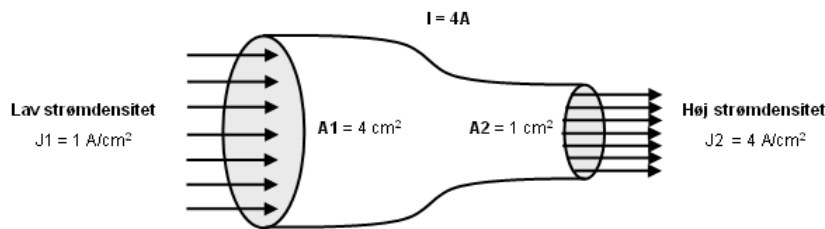
Højfrekvent (HF) vekselstrøm med en frekvens på >300 kHz anvendes ved diatermi, da risikoen for neuromuskulær stimulering (NMS) er stærkt reduceret samtidig med at denne strømtype er velegnet til at opvarme vævet. Den elektriske energi (E) i vævet som skabes af HF-strømmen konverteres endogent til termisk energi. Denne termiske energi (Q) er (jf. Joul's lov) proportional med den elektriske modstand (R), kvadratet af strømstyrke(I) og tiden (t):

$$Q = R * I^2 * t$$

For at den termiske effekt opnås nøjagtigt i det ønskede område og samtidig undgå skade på de dybere slimhindelag er det nødvendigt at forholde sig til strømdensiteten. Varmeudviklingen er størst hvor strømdensiteten er højst.

Derfor gælder det også om at have et så lille areal som muligt ved aktivelektroden og så stort areal ved neutralpladen, hvor strømmen ledes ud af patienten i det monopolære kredsløb. Strømdensiteten (J) er proportional med strømstyrken (I) og arealet (A):

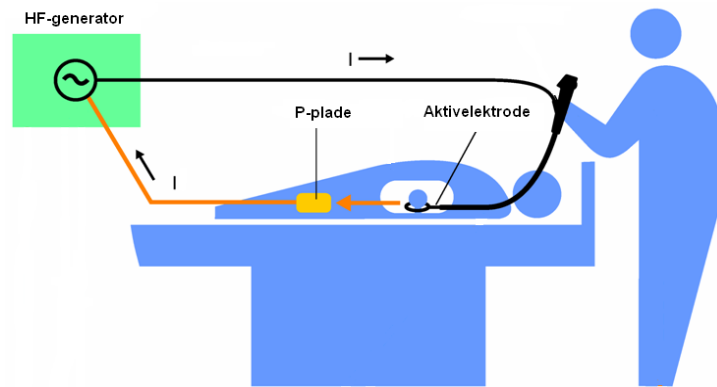
$$J = I * A$$



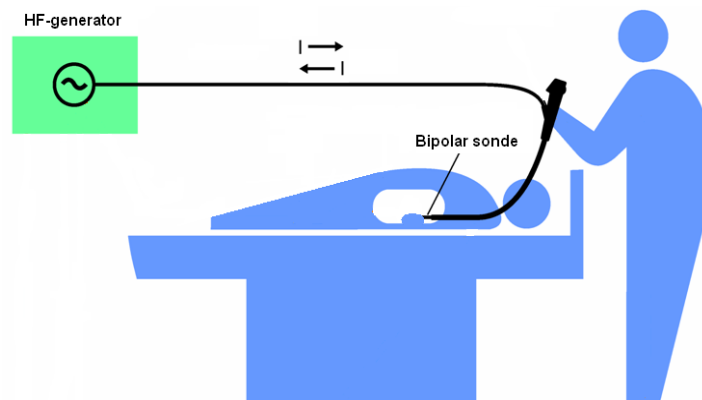
Det elektrokirurgiske kredsløb

Principielt findes der kun en type diatermi, da den elektrokirurgiske effekt opnås, når strøm passerer fra en elektrode til en anden elektrode. I praksis taler man dog om 2 typer af kredsløb:

- **Monopolar** - Her passerer strømmen fra en aktivelektrode med et lille areal (terapiinstrumentet) igennem kroppen til en passiv elektrode med et stort areal (neutralpladen).
- **Bipolar** - Både elektroden, som afgiver strømmen, og elektroden, som modtager strømmen, er placeret på samme sonde. Herved vil kun det vævsområde som ønskes påvirket af strømmen indgå i den strømførende kreds.



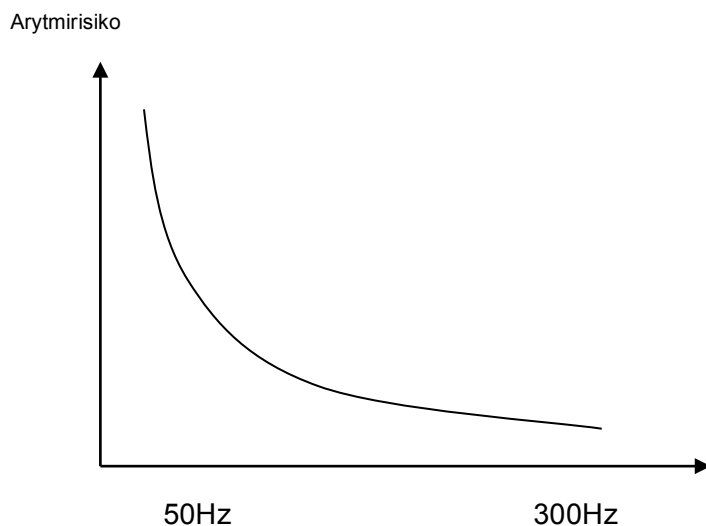
Figur 2: Monopolar diatermi sender strøm fra aktiv elektrode A via et stort vævsområde til neutralpladen N



Figur 3: Ved bipolar diatermi bliver strømmen langt bedre lokaliseret i vævet.

Biologisk effekt

Lavfrekvent vekselstrøm kan forårsage neuromuskulær stimulering (NMS) og ved passage gennem hjertemusklens ventrikelflimmer med dødelig udgang i yderste konsekvens. NMS såvel som hjertemusklens følsomhed for vekselstrøm aftager dog stærkt med stigende frekvens, og ved frekvenser over 300 kHz er risikoen ganske lille da nerver og muskler ikke kan nå at reagere.



Figur 4: Arytmirisikoen falder drastisk ved øget vekselstrømfrekvens.

Elektrokirurgisk strøm kan, såfremt strømmen ledes gennem hjertet f.eks. påvirke en pacemaker. En moderne pacemaker vil dog automatisk gå i gang så snart diatermiapparatets strømkreds afbrydes. Patienter med pacemaker skal derfor monitoreres med cardioskop, og man bør have defibrillator i beredskab.

Effekt på levende væv

I levende væv støder elektrisk strøm på modstand hvorved der dannes varme. Opvarmningen af vævet afhænger som tidligere nævnt af strømstyrken (I) modstanden i vævet (R) samt tiden (t) hvorved vævet påvirkes og denne opvarmning vil således medføre forandringer i det biologiske væv:

Temperatur	Termisk effekt på vævet
Op til ca. 40°C	Ingen udpræget skade på cellerne
Over ca. 40°C	Reversibel effekt på cellerne afhængig af varighed
Over ca. 49°C	Irreversibel effekt på cellerne
Ved ca. 60-70°C	Koagulation (clotting)
Over ca. 100°C	Vaporisation
Over ca. 200°C	Karbonisering

Elektrokirurgisk strøm kan således reguleres ved, at man med hurtig og høj varmeproduktion opnår skærende effekt, men på bekostning af hæmostasen. Modsat kan man med langsom og forholdsvis lille varmeproduktion kun opnå hæmostase, ingen skærende funktion. Ved blødningsstandsning skal sidstnævnte princip overholdes. Ønskes en skærende funktion, bør man dog i de fleste tilfælde anvende et hæmostaserende snit frem for et rent skærende snit (blandet strøm).

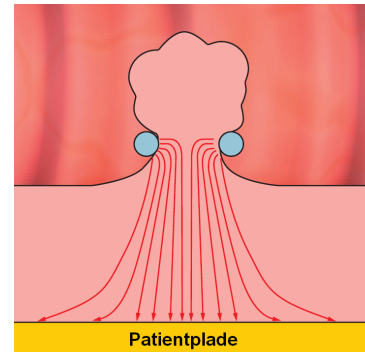
Faktorer med indflydelse på den elektrokirurgiske effekt

Vævsmodstanden er den eneste faktor, som operatøren ikke selv kan regulere. Af ligningen ovenfor fremgår det, at strømstyrken ikke er den mest egnede til at regulere for at opnå den ønskede vævseffekt, da eksempelvis en fordobling af strømstyrken fører til fire-dobling af varmeproduktion.

Herunder er beskrevet nogle af de faktorer som lægen skal overveje og som vil have indflydelse på den termiske effekt i vævet:

Strømtæthed

Heraf fremgår, at det areal, som strømmen fra elektroden passerer igennem, har afgørende indflydelse på den elektrokirurgiske effekt. Arealet har operatøren på mange måder indflydelse på, og desuden spiller den måde, elektroden applikeres på, en stor rolle.



Hastighed

Hastigheden hvormed terapiinstrumentet føres har ligeledes betydning for den termiske effekt på vævet. Jo længere tid emnet bevarer på vævet desto større bliver opvarmningen og dermed den termiske effekt på vævet.

Overflade på terapiinstrumentet

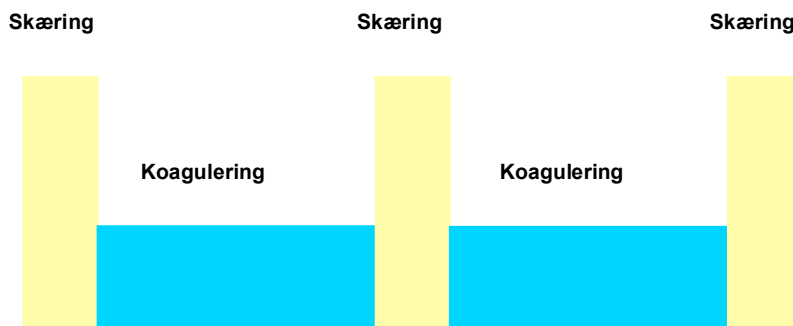
Størrelsen af overfladen på aktivelektroden/terapiinstrumentet vil have en betydning for den termiske effekt på vævet. En kraftig slynge vil således bidrage med større termisk effekt på vævet og potentielt sikre større hæmostase under proceduren.

Foruden ovenstående vil strømmens karakter også være afgørende for den termiske effekt på vævet. Derfor er det vigtigt at have en god viden og forståelse af den HF-generator som man anvender samt forskellen på de enkelte modus.

Grundlæggende arbejder man med to typer:

- **Skærende** effekt opnås ved anvendelse af kontinuerlige sinus bølger med relativ lav peak voltage men ret høj effekt. Når elektroden nærmer sig væv, opstår en gnistdannelse. Arealet, hvor en gnist rammer væv, er lille med deraf følgende høj strømtæthed og hurtig og høj opvarmning hvilket medfører vapoisation/skæring. Ønskes hæmostaserende snitflade anvendes lidt lavere effekt, således at opvarmningen bliver lidt langsommere, eller elektroden aktiveres intermitterende for at sikre konduktion af varme til omliggende væv.

Flere nyere HF-generatorer har også en periodiseret strøm hvor perioder af skærende strøm afløses af perioder med koagulerende strøm



Figur 5: PulseCut/EndoCut modus.

- Ren **koagulering** opnås fortrinsvis med anvendelse af strøm af intermitterende modulerende bølgeform med relativ høj peak-voltage men relativ lav effekt. Inden generatoren aktiveres, sørger man for fast kontakt mellem elektroder og væv. Således opnås relativt stort kontaktareal og tilsvarende en lav strømtæthed, hvilket vil føre til langsom opvarmning med tid til konduktion af varme til omliggende væv. Herved opnås hæmostase på basis af desiccation og exudation af fibrin.
- Ren koagulation kan også opnås med skærestrøm, hvis man respekterer princippet med strømtæthed (stort kontaktareal mellem elektrode og væv, vævskontakt inden aktivering af generator samt relativ lav effekt).

Risici ved anvendelse af elektrokirurgisk strøm

Anvendes skærende strøm og diatermiapparatet er skruet for højt op, kan opvarmningen ske så hurtigt, at der ud over vaporisation kun opnås superficiel termisk vævspåvirkning med mangelfuld desiccation og dermed risiko for blødning. På grund af den superficiele termiske nekrose er perforation ikke særlig sandsynlig, men enhver elektrode kan ved forkert anvendelse let skære sig igennem hvilken som helst tarmvæg.

Ved langsom opvarmning med henblik på desiccation og koagulation specielt ved langvarig, uafbrudt strøm anvendelse, kan der komme excessiv opvarmning og varmekonduktion til det omliggende væv. Herved opnås et stort areal med termisk nekrose med risiko for akut eller forsinket perforation (*burned serosal syndrome*). Ved langsom, langvarig opvarmning kan vævet også udtørres. Herved øges vævsmodstanden, og strømstyrken aftager. Der er ikke tilstrækkeligt intra- og ekstracellulært vand med henblik på at opnå vaporiserende effekt og hverken skæring eller fjernelse af elektroden er mulig, da elektroden klæber fast til vævet.

For at opnå optimal effekt og samtidig undgå elektrokirurgiske komplikationer bør følgende forholdsregler iagttages:

- Respekter principperne for strømtæthed. Ved polypektomi løftes polyppen væk fra tarmvæggen (elongering af stilken), hvorved tværsnitsarealet mindskes og strømtætheden øges. Optimal effekt opnås selv ved relativt lav effekt, mens excessiv opvarmning af tarmvæggen undgås. En stor polyp er vanskelig at resecere primært på grund af stort kontaktareal mellem slynge og væv. Stramning af slyngen øger kontaktarealet, men hvis modsat slyngen løsnes, kommer kun dele af elektroden i kontakt med vævet, strømtætheden øges og skærende effekt opnås.
- Undgå kontinuerlig aktivering af generator. Vil man opnå hæmostase sikrer intermitterende aktivering, at noget af overskudsvarmen føres bort. Herved mindskes arealet af termisk nekrose, og dermed risikoen for perforation. På den anden side, hvis man anvender skærestrøm, sikrer intermitterende aktivering af generator en vis form for varmekonduktion til omgivelserne og dermed bedre hæmostatisk effekt. Dette opnås også med en periodiseret strøm. I alle tilfælde bør hurtig skæring undgås da dette medfører øget risiko for blødning.
- Undgå for høj initial effekt. Start hellere lidt for lavt og skru lidt op hvis nødvendigt, dog først efter at man har sikret sig, at der ikke ligger væske, blod eller slim omkring elektroden. I så fald øges elektrodens kontaktareal med tilsvarende fald i strømtæthed som forklaring på manglende effekt.

Ukritisk øgning af effekten løser ikke problemet og kan være risikabelt (varmeproduktionen er proportional med kvadratet af strømstyrken).

Sikkerhedsregler

Risikoen for lækstrøm stiger ved øget frekvens. Selv om elektroderne er elektrisk isolerede, kan der på grund af kondensator effekt lække strøm til endoskopet.

Herudover kan der gå strøm fra den aktive elektrode gennem væsvæske tilbage til endoskopet. Disse lækstrømme kan medføre risiko for brandskade hos såvel patient som endoskopør og assistent. Det er derfor vigtigt at anvende et diatermiapparat med sikkerhedsforanstaltninger hvilket kan være lækstrømssensor (Olympus: Leakage Protection Sensor) eller sikkerhedskabel, S-kabel, som vil tage sig af eventuel utilsigtet strøm. Moderne diatermiapparater til endoskopisk brug har således sikkerhedsforanstaltninger som sikrer at såvel neutralpladen (kun ved dobbeltplader) som lækstrømmen monitoreres.

Der bør herudover være rutinemæssige procedurer, som sikrer, at patienten ikke i elektrisk henseende har jordforbindelse. Speciel forsigtighed skal iagttages ved indgreb på patienter, som er koblet til andet elektrisk udstyr, som f.eks. EKG-apparat, temperaturføler, respirator o.l. eller er i direkte kontakt med elektrisk ledende objekter som C-bue o.l.

Den største sikkerhed for både patient, endoskopør og assisterende personale består i fortrolighed med principper som anvendes ved diatermi samt fortrolighed med det tilhørende udstyr. Alt udstyr skal fortløbende kontrolleres for beskadigelse på elektroder eller elektrisk isolering og endoskopør og assistenter bør arbejde med gummihandsker. Et elektrisk stød f.eks. på grund af lækstrøm eller statisk elektricitet kan forårsage, at endoskopøren af ren forskrækkelse rykker til og utilsigtet tilfører patienten mekanisk skade.