

# 3

## DOSIMETRIA

Kari Jokela

### SISÄLLYSLUETTELO

3.1	Yleistä .....	60
3.2	Kudosten ja solujen sähköiset ominaisuudet .....	60
3.3	Kenttien kytkeytyminen kehoon .....	78
3.4	Kvasistaattinen alue .....	81
3.5	Resonanssialue .....	98
3.6	Pinta-absorptioalue .....	105
3.7	Yhteenveto .....	111

### 3.1 | Yleistä

Kudoksissa vaikuttava sähkökenttä  $E$ , virrantiheys  $J$  ja ominaisabsorptionopeus SAR ovat tärkeimmät kehon sisäiset altistumissuureet, joista sähkömagneettisten kenttien biologiset vaikutukset määräytyvät. Keskeinen ongelma on siinä, miten kehon sisäiset kentät määräytyvät ulkoisista kentistä. Täysin samanlaisissa ulkoisissa altistumisolosuhteissa voi syntyä täysin erilainen kehon sisäinen altistuminen riippuen riippuu kehon muodosta, koosta, johtavuudesta ja kehon asennosta kenttään nähden. Tähän kehon sisäisen altistumisen arviointiin käytetään dosimetriaa.

Mikroskooppisessa dosimetriassa tavoitteena on saada tietoa kenttien hienojakaumasta, jotta päästäisiin pureutumaan kenttien biologisiin ja biofysikaalisiin vuorovaikutusmekanismeihin solu- ja molekyyalitasolla. Mikroskooppisen dosimetrian tutkimus auttaa myös ymmärtämään, miten erityyppisten kudosten ja solujen rakenne vaikuttaa kudosten keskimääräisiin sähköisiin ominaisuuksiin eri taajuuksilla.

Makroskooppisessa dosimetriassa tutkitaan kenttien keskimääräistä jakaumaa äärellisessä tilavuudessa, joka tyypillisesti on muutaman kuutiomillimetrin kokoinen. Tässä tilavuudessa kudosten hienorakenteen vaikutus on pääosin tasoittunut. Miltei kaikki käytännön dosimetriset mittaukset ja laskut tehdään makroskooppisessa mittakaavassa.

### 3.2 | Kudosten ja solujen sähköiset ominaisuudet

#### Kudosten rakenne ja koostumus

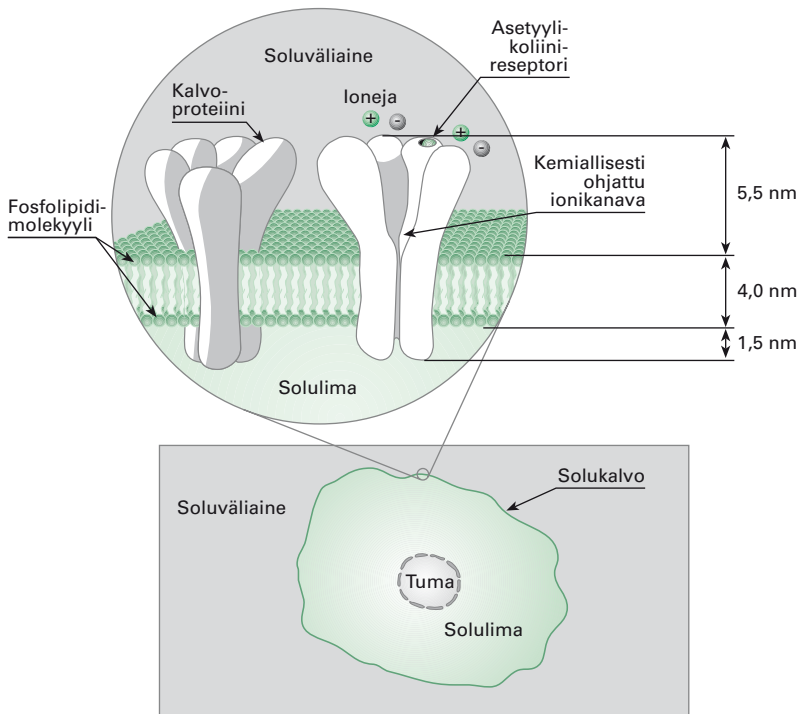
Kemialliselta koostumukseltaan kudokset ovat vettä, siihen liuenneita suoloja sekä erilaisia orgaanisia yhdisteitä kuten aminohappoja, hiilihydraatteja, nukleiinihappoja ja rasvahappoja. Suuri vesipitoisuus (40–70 %) sekä solurakenne ovat keskeisimpiä kudosten sähköisiin ominaisuuksiin vaikuttavia tekijöitä.

Soluja ympäröi ulkoinen solukalvo eli plasmamembraani. Se säätelee soluun tulevien ja solusta poistuvien aineiden määrää ja laatua, sekä vastaanottaa ja lähettää kemiallisia viestejä. Solukalvo muodostuu kahdesta fosfolipidimolekyylikerroksesta, jossa on glykoproteiineista muodostuvia, jähmeästi liikkuvia makromolekyyliä, kuva 3.1. Useimmat niistä toimivat entsyymeinä, ionikanavina tai viestejä vastaanottavina resepto-

rimolekyyleinä. Glykoproteiineihin kiinnittyy molemmilta puolilta ioneja ja erilaisten orgaanisten yhdisteiden molekyylejä. Kalvon paksuus on tyypillisesti 6–10 nm.

Solun sisäpuoli muodostuu solulimasta eli sytosolista ja siinä olevista soluelimistä, joita ovat esimerkiksi tuma, mitokondriot ja endoplasminen kalvosto. Ihmisen geenit on pakattu tuman sisältämiin DNA-rihmoihin, joista kromosomit muodostuvat. Aivan kuten solua myös tumaa ympäröi kalvo, joka tosin on läpäisevämpi kuin ulkoinen solukalvo. Solun biologiasta on lisätietoa solubiologian oppikirjoissa sekä tämän kirjasarjan 4. osassa Säteilyn terveysvaikutukset.

Sähköisiltä ominaisuuksiltaan kudokset ovat sekoitus eristeitä ja johteita. Soluväliaine ja solulima ovat verraten hyviä johteita, sillä niihin on liuenut ioneja. Johtavuutta heikentää hieman se, että solun kiinteät ainesosat



**Kuva 3.1 Solukalvon rakenne**

Solukalvo muodostuu kahdesta fosfolipidimolekyylikerroksesta ja siinä jähmeästi liikkuvista glykoproteiineista. Kalvoproteiini muodostaa ionikanavan, joka avautuu, kun reseptoriin kytkeytyy asetyylikoliinimolekyylit. Sähköisesti stimuloituvilla soluilla, kuten hermosoluilla, on ionikanavia, jotka avautuvat solukalvon yli kytkeytyvän jännitteen ohjaamana.

kuten ovat makromolekyylit ja erilaiset kalvorakenteet syrjäyttävät osan nestetilasta. Kiinteät aineosat ovat sähköisiltä ominaisuuksiltaan lähempänä eristeitä. Nämä ominaisuudet vaikuttavat keskeisesti siihen, miten ulkoisten kenttien aiheuttama sisäinen sähkökenttä jakautuu kehossa ja mitä reittejä pitkin indusoitunut virta kulkee. Paikalliset kentän ja virran tihentymät ovat biologisten vaikutusten kannalta tärkeitä.

Pientaajuudessa kentässä solukalvo eristää solun sisäosan sähköisesti soluväliaineesta. Solukalvon rakenneosa lipidimolekyylikalvo on erittäin hyvä eriste, mutta ionikanavat heikentävät tätä eristystä aiheuttaen resistiivistä vuotovirtaa kalvon läpi. Suurilla yli 10 MHz taajuuksilla eristysvaikutus häviää, koska solukalvo alkaa johtaa kapasitiivisesti.

## Permittiivisyys, johtavuus ja permeabiilisuus

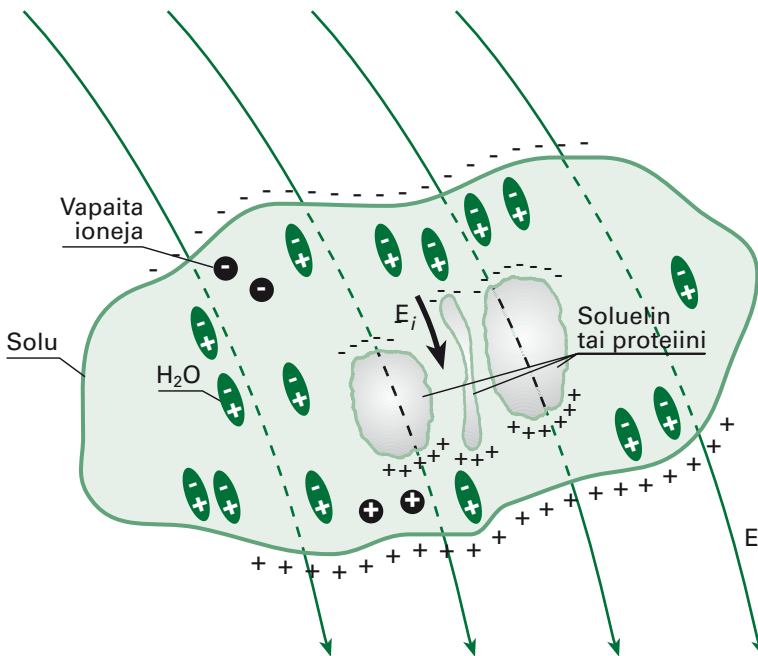
Aineiden sähköiset ominaisuudet määräytyvät sisäisen sähkökentän ja varattujen hiukkasten välisistä sähköisistä vuorovaikutuksista. Sähkökentän aiheuttama voima pyrkii vetämään negatiivisia ja positiivisia varauksia eri suuntiin. Tämän seurauksena väliaineen vapaat varauksenkuljetajat ja ionit liikkuvat sähkökentän suuntaan ja syntyy polarisaatiota. Polarisaatiossa erimerkkisistä varauksista muodostuvat sähköisesti neutraalit hiukkaset eli dipolit pyrkivät kääntymään sähkökentän suuntaan, mutta eivät kulkeudu kentän suunnassa. Väliaineen polarisaatiota ei saa sekoittaa sähkömagneettisen aallon polarisaatioon, jota käsiteltiin kappaleessa 2.2. Biologisten kudosten kannalta erityisen tärkeitä polarisaation muotoja ovat dipolipolarisaatio ja Maxwellin–Wagnerin polarisaatio, kuva 3.2.

Dipolipolarisaatiossa kenttä pyrkii kääntämään väliaineessa olevia sikiin sokin suuntautuneita kiinteitä dipoleja kentän suuntaisiksi. Vesimolekyylissä happi- ja vetyatomien dipolimomentti on suuri, joten ne suuntautuvat hyvin herkästi kentän mukana, kuva 2.4. Maxwellin–Wagnerin eli rajapintapolarisaatiossa suurten makromolekyyliden ja solukalvojen pinnoille muodostuu erimerkkisiä varauksia kentän vaikutuksesta; kappale toimii ikään kuin suurikokoisena dipolina. Maxwellin–Wagnerin ilmiön edellytyksenä on, että polarisoituvan hiukkasen ja väliaineen sähköiset ominaisuudet poikkeavat toisistaan, jolloin syntyy sähköinen rajapinta.

Dipoli- ja Maxwellin–Wagnerin polarisaatioiden lisäksi on elektroni- ja ionipolarisaatiota, jossa sähkökenttä aiheuttaa dipoleja atomitasolla – esimerkiksi poikkeuttaen atomeja kiertäviä elektroneja. Polarisaation

voimakkuus on suoraan verrannollinen sähkökentän voimakkuuteen. Mitä voimakkaampi kenttä on sitä paremmin dipolit suuntautuvat sähkökentän suuntaan, ja sitä suurempi varaus hiukkasen ja väliaineen rajapinnoille syntyy.

Kiinteiden dipolien ja sähkökentän indusoimien dipolien lisäksi kudosteissa on positiivisia ja negatiivisia ioneja, jotka syntyvät suolojen liuetessa veteen, kuva 2.4a. Alle 100 kHz taajuuksilla biologisen materiaalin johtavuus määräytyy pääasiassa vapaista ioneista. Biologisille aineille pätee yleisesti, että pienillä, alle 1 MHz taajuuksilla kudokset ovat sähköisiltä ominaisuuksiltaan karkeasti rinnastettavissa johteisiin. Suurilla taajuuksilla biologiset aineet ovat lähempänä häviöllisiä eristeitä. Suurilla taajuuksilla on kätevää määritellä tehollinen johtavuus, jossa mukana ovat myös polarisaatiohäviöt. Kun dipoli kääntyy, kenttä tekee



**Kuva 3.2 Sähkökentän aiheuttama polarisaatio väliaineessa ja solulimassa**

Sähkökenttä synnyttää polarisaatiota ja ionivirtauksia väliaineessa ja solulimassa. Vapaat ionit pyrkivät liikkumaan sähkökentän  $E$  suunnassa, positiiviset ja negatiiviset ionit vastakkaisiin suuntiin. Negatiivisesta ja positiivisesta varauksesta muodostuvat kiinteät dipolit, kuten vesimolekyylit, pyrkivät kääntymään kentän suuntaisiksi. Hiukkaset, kuten solut ja proteiinit, jotka poikkeavat sähköisiltä ominaisuuksiltaan väliaineesta pyrkivät polarisoitumaan kentän suunnassa (Maxwellin–Wagnerin polarisaatio).

työtä, jolloin syntyy häviöitä ja lämpötila kasvaa. Polarisaatiohäviöissä tehoa kuluu tähän kääntymiseen, jota jarruttavat hiukkasten väliset kitkatekijät. Häviöiden suuruus riippuu taajuudesta.

Homogeenisen väliaineen sisällä ei synny varauskeskittymiä, koska dipolien päissä olevat erimerkkiset varaukset kumoavat toisensa. Varauskeskittymiä sen sijaan syntyy, kun kappaleen ja sitä ympäröivän väliaineen sähköiset ominaisuudet poikkeavat toisistaan. Tällöin kappaleen vastakkaisille pinnoille muodostuu sähkökentän suunnassa pintavaraus, jonka aiheuttama kenttä summautuu vastakkaisesti ulkoisen kentän kanssa, kuten kuvasta 3.2 voidaan päätellä. Kun sähköisesti tiheä kappale, kuten ihminen, on sähköisesti harvemmassa väliaineessa, pintavarausten aikaansaama kenttä vaimentaa sisäistä kenttää. Vastakkaisessa tapauksessa, kuten väliaineessa olevassa ilmaontelossa, kenttä kasvaa.

Väliaineen sähköisiä ominaisuuksia kuvataan permittiivisyydellä  $\epsilon$ , joka kuvaa aineiden kykyä varastoida ja kuluttaa sähkökentän energiaa. Permittiivisyys riippuu erityisesti väliaineen polarisaatioilmiöistä, ihmiskehossa tämä riippuu sekä kudostyyppistä että taajuudesta. Myös lämpötila vaikuttaa sähköisiin ominaisuuksiin. Ei-magneettisten materiaalien kuten biologisten materiaalien permeabiilisuus on puolestaan vakio  $\mu_0 = 4\pi \cdot 10^{-7}$  H/m (henryä per metri), eikä riipu kudostyyppistä tai taajuudesta.

Sinimuotoisen kentän kanssa vuorovaikutuksessa olevan materiaalin permittiivisyys voidaan esittää kompleksisessa muodossa

$$\epsilon = \epsilon_0 (\epsilon_r' - j\epsilon_r''), \quad (3.1)$$

jossa  $\epsilon_0$  on tyhjän permittiivisyys. Reaaliosan termiä  $\epsilon_r'$  kutsutaan suhteellisen permittiivisyyden reaaliosaksi. Imaginaariosan termi  $\epsilon_r''$  on vastaavasti suhteellisen permittiivisyyden imaginääriosana. Permittiivisyys riippuu sekä kudostyyppistä että taajuudesta. Permittiivisyyden kasvaessa johtavuus ja väliaineessa etenevän sähkömagneettisen aallon vaimennus kasvavat, jolloin myös häviöt kasvavat. Vapaat ionit sekä polarisaatiohäviöt vaikuttavat teholliseen johtavuuteen  $\sigma$ , joka määräytyy permittiivisyyden imaginääriosasta seuraavasti:

$$\sigma = \omega \epsilon_0 \epsilon_r'' . \quad (3.2)$$

Tehollista johtavuutta käytetään virrantiheyden ja ominaisabsorptionopeuden määrittelevissä kaavoissa, katso kappale 2.3. Seuraavassa kohdassa

esitetään kondensaattorin sähköisen sijaiskytkennän avulla miten häviöllisen kappaleen permittiivisyys ja johtavuus liittyvät ominaisabsorptionopeuteen SAR.

### Häviöllinen levy sähkökentässä

Kuvan 3.3a esityksessä levymainen häviöllinen kappale on asetettu kondensaattorin levyjen väliin. Kun kondensaattorin yli kytketään jännite  $U$ , syntyy kappaleessa tehohäviö  $P$ . Levyjen väliin kytketty sinimuotoinen jännite aiheuttaa levyjen väliin sinimuotoisen sähkökentän  $E_i = U/d$ , jonka suuruus riippuu levyjen välisestä etäisyydestä  $d$ . Etäisyys  $d$  on pieni verrattuna levyjen pinta-alaan  $A$ .

Systemiä kuvaa sähköinen sijaiskytkentä (kuva 3.3b), jossa ideaalisen kondensaattorin  $C$  rinnalle on kytketty vastus  $R$  kuvaamaan todellisen kondensaattorin häviöllisyyttä. Vastuksen konduktanssi on  $G = 1/R$ . Kondensaattoriin syötetty virta  $I$  saadaan kertomalla jännite kondensaattorin ja vastuksen muodostamalla kompleksisella admittanssilla  $G + j\omega C$  eli

$$I = (G + j\omega C)U \quad (3.3)$$

Toisaalta, yleinen levykapasitanssin yhtälö on

$$I = j\omega \epsilon \left( \frac{A}{d} \right) U = \left( j\omega \epsilon_o (\epsilon_r' - j\epsilon_r'') \frac{A}{d} \right) U = I_G + I_D, \quad (3.4)$$

missä  $\epsilon$  on väliaineen kompleksinen permittiivisyys. Koska kaavan 3.2 mukaan johtavuus on  $\sigma = \omega \epsilon_o \epsilon_r''$ , saadaan sijoittamalla

$$I = \left( \sigma \frac{A}{d} + j\omega \epsilon_o \epsilon_r' \frac{A}{d} \right) U. \quad (3.5)$$

Jos verrataan yhtälöitä 3.3 ja 3.5, huomataan, että sijaiskytkennän konduktanssi  $G$  voidaan lausua  $G = \sigma A/d$ . Konduktanssi, joka on resistanssin käänteisarvo kuvaa materiaalin johtavuutta ja toisaalta häviöllisyyttä. Kapasitanssi  $C$  puolestaan voidaan lausua yhtälön  $C = \epsilon_o \epsilon_r' A/d$  avulla ja se kuvaa materiaalin kykyä varastoida energiaa, kuten edellä todettiin.

Jakamalla yhtälö 3.5 puolittain  $A$ :lla ja sijoittamalla  $U = E_i d$  saadaan lausekkeet johtavuusvirran tiheydelle  $J_C$

$$J_C = \frac{I_C}{A} = \sigma E_i \quad (3.6)$$

ja kapasitiivisen siirrosvirran tiheydelle  $J_D$

$$J_D = \frac{I_D}{A} = j\omega\epsilon_o\epsilon_r' E_i \quad (3.7)$$

Näitä vastaavat virrat ovat johtavuusvirta  $I_C$  ja kapasitiivinen siirrosvirta  $I_D$ , katso sijaiskytkentä kuvassa 3.3b.

Vapaa johtavuus ei ole ainoa vaikuttava häviömekanismi dielektrisisä aineissa, kuten edellä todettiin. Toinen mekanismi on polaaristen hiukkasten vaste värähtelevään sähkökenttään ja myös tämän prosessin häviöihin kuluu energiaa. Johtavuusvirta  $I_C$  muodostuu ionivirrasta ja dielektrisiin dipolihäviöihin liittyvästä virrasta. Ionivirta on vallitseva johtavuusvirran komponentti pienillä alle 100 kHz taajuuksilla, kun taas dipolihäviöihin liittyvä johtavuusvirta on merkittävä suurilla radiotaajuuksilla. Johtavuusvirta on aina samassa vaiheessa kuin sähkökenttä.

Kapasitiivinen siirrosvirta  $I_D$  kuvaa sähkökentän välityksellä kulkevaa virtaa. Se on virta, joka kulkee esimerkiksi ilmaeristeisen kondensaattorin läpi. Siirrosvirta on 90 asteen vaihesiirrossa sähkökenttään nähden eikä aiheuta häviöitä väliaineessa.

Jakamalla  $I_C$   $I_D$ :llä saadaan virtojen suhteeksi yhtälön 3.4 mukaan

$$\frac{I_C}{I_D} = \frac{\epsilon_r''}{\epsilon_r'} = \tan \delta \quad (3.8)$$

Tämä suhdeluku  $\tan \delta$  on dielektrinen häviökerroin, joka on siten myös johtavuusvirran ja siirrosvirran itseisarvon suhde. Johteilla  $\tan \delta \gg 1$  ja eristeillä taas  $\tan \delta \ll 1$ . Alle 100 kHz taajuuksilla biologisen kudoksen häviökerroin on paljon suurempi kuin yksi, eli pienillä taajuuksilla kudokset ovat sähköisiltä ominaisuuksiltaan karkeasti rinnastettavissa johteihin.



siin. Suurilla taajuuksilla kudokset ovat pikemminkin häviöllisiä eristeitä, joissa ionihäviöiden lisäksi myös dielektriset polarisaatiohäviöt ovat merkittäviä.

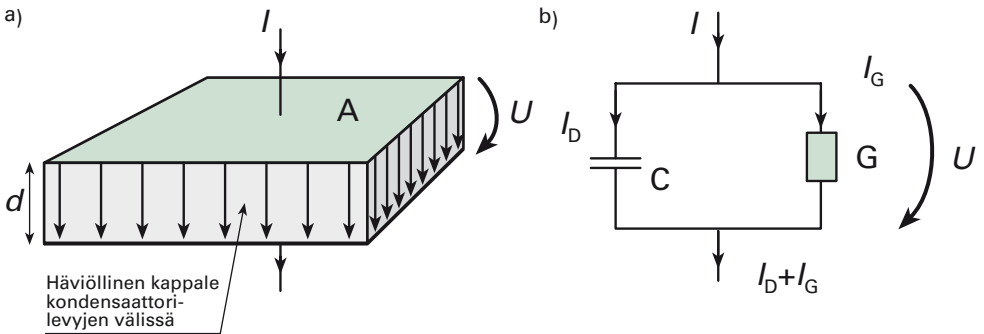
Seuraavassa lasketaan miten häviöllisen kappaleen permittiivisyys ja johtavuus liittyvät ominaisabsorptionopeuteen. Ominaisabsorptionopeus on tärkeä suure 100 kHz – 10 GHz taajuuksilla. Ominaisabsorptionopeuden SAR ratkaisemiseksi muodostetaan kondensaattorin tehohäviön  $P$  lauseke

$$P = U^2 G = \left( \frac{U}{d} \right)^2 \sigma A d . \quad (3.9)$$

Sijoitetaan  $E_i = U/d$  ja  $V = Ad$ , jossa  $V$  on häviöllisen kappaleen tilavuus. Tehohäviön lausekkeeksi saadaan  $P = E_i^2 \sigma V$ , josta voidaan laskea SAR jakamalla tehohäviö levyn massalla  $m = V\rho$

$$SAR = \frac{P}{V\rho} = \sigma \frac{E_i^2}{\rho} , \quad (3.10)$$

missä  $\rho$  on levyn tiheys. Tässä saatiin SAR:n määritelmän (kaava 2.27) mukainen tulos.



**Kuva 3.3** Levymäinen häviöllinen kappale sähkökentässä

Kun kondensaattorilevyjen yli kytketään jännite, syntyy kappaleessa tehohäviöitä. Tärkeät dosimetriset suureet, johtavuusvirran tiheys  $J_G$  ja SAR riippuvat häviöllisen kappaleen johtavuudesta  $\sigma$ , siirrosvirrantiheys  $J_D$  puolestaan riippuu suhteellisen permittiivisyyden reaali-osasta  $\epsilon'_r$ .

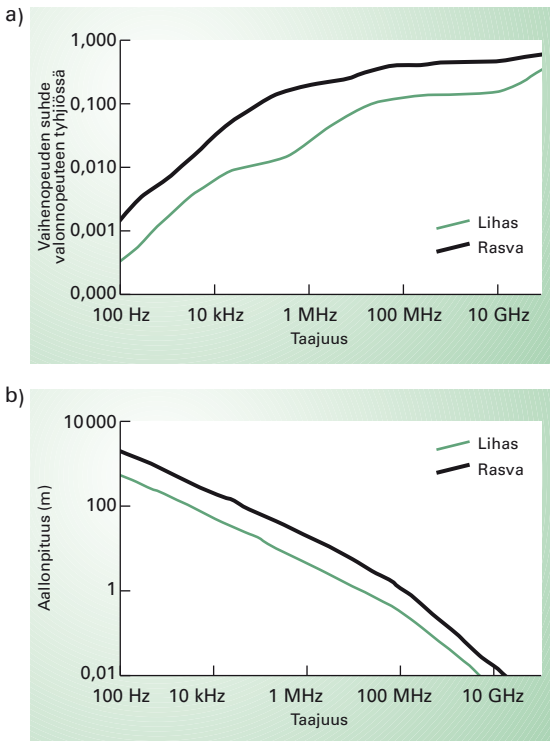
a) Levymäinen kondensaattori

b) Kondensaattorin sähköinen sijaiskytkentä

## Dispersio ja polarisaatio biologisessa kudoksessa

Väliaineen sähköiset ominaisuudet muuttuvat taajuuden funktiona, jolloin ilmenee dispersiota, eli väliaineessa kulkevat eri taajuiset sähkömagneettiset aallot etenevät eri nopeuksilla (kuva 3.4). Vaihenopeus  $v$  määräytyy permittiivisyyden reaali-osasta siten, että  $v = c_0 / \sqrt{\epsilon_r}$ , missä  $c_0 =$  valon nopeus  $2,998 \cdot 10^8$  m/s. Taajuuden kasvaessa molekyylit ja solukalvot eivät ehdi polarisoitua kunnolla, jolloin permittiivisyys pienee ja johtavuus lisääntyy.

Biologisissa kudoksissa on useita erityyppisiä dipoli- ja Maxwellin-Wagnerin polarisaatioita, joihin liittyviä dispersioilmiöitä nimitetään



**Kuva 3.4 Dispersio**

Sähkömagneettisen aallon vaihenopeus ja aallonpituus muuttuvat rasva- ja lihaskudoksessa suhteellisen permittiivisyyden reaali-osan  $\epsilon_r$  funktiona.

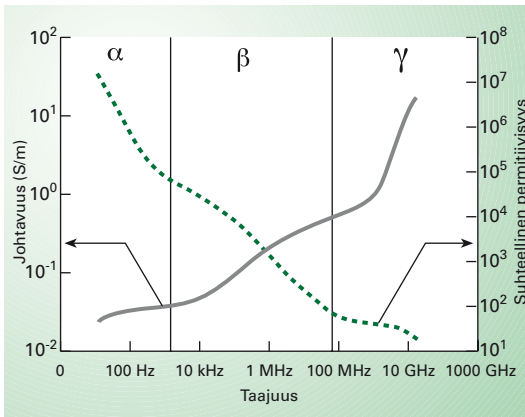
a) Kun uusi dispersiomekanismi tulee kuvaan, eri taajuisien komponenttien vaihenopeuserot kasvavat ja laajakaistaisen kentän aaltomuoto säröytyy entistä enemmän.

b) Rasvakudoksessa aallonpituus on suurempi kuin lihaskudoksessa, koska lihaksen suhteellinen permittiivisyys  $\epsilon_r$  on suurempi kuin rasvakudoksen. Dosimetriassa aallonpituudella alkaa olla fysikaalista merkitystä vasta yli 10 MHz suuremmilla taajuuksilla, eli kun aallonpituus kudoksessa alkaa olla samaa suuruusluokkaa tai pienempi kuin kehon mitat.

taajuuden mukaan kasvavassa järjestyksessä  $\alpha$ -,  $\beta$ -,  $\delta$ - ja  $\gamma$ -dispersioksi. Taulukossa 3.1 on lueteltu kudoksissa vaikuttavat dispersio ja polarisaatioilmiöt, ja kuvassa 3.5 on havainnollistettu miten ne vaikuttavat maksakudoksen suhteellisen permittiivisyyden reaali-osaan ja johtavuuteen.

Dispersio	Polarisoituva molekyyli tai solun osa	Mekanismi	Taajuusalue
$\alpha$	Solukalvo	Vastaionien liike solun pinnalla Sisempien kalvorakenteiden varautuminen	30–300 Hz
$\beta$	Solukalvo	Solukalvon varautuminen	1–10 000 kHz
$\delta$	Sidotut vesimolekyylit Proteiinit	Dipolien orientoituminen Proteiinien rajapintojen varautuminen ja sivuketjujen orientoituminen Vastaionien liike proteiinien pinnoilla	0,1–3 GHz
$\gamma$	Vapaat vesimolekyylit	Dipolien orientoituminen	10–100 GHz

Taulukko 3.1 Dispersio ja polarisaatio biologisissa kudoksissa eri taajuusalueilla



Kuva 3.5 Maksakudoksen sähköiset ominaisuudet

Eri dispersiomuotojen vaikutus näkyy muutoksina suhteellisen permittiivisyyden reaali-osassa  $\epsilon'_r$  ja johtavuudessa  $\sigma$ . (Gabriel ym. 1996).

## Debyen yhtälöt

Dipolipolarisaation sekä Maxwellin–Wagnerin polarisaation vaikutusta väliaineen permittiivisyyden reaali-osaan ja johtavuuteen kuvataan yksinkertaisimmassa tapauksessa Debyen yhtälöillä

$$\epsilon'_L = \epsilon'_H + \frac{\epsilon'_L - \epsilon'_H}{1 + \left(\frac{f}{f_r}\right)^2} \quad (3.11)$$

$$\sigma = \sigma_L + \frac{2\pi f_r(\epsilon'_L - \epsilon'_H)}{1 + \left(\frac{f_r}{f}\right)^2} \quad , \quad (3.12)$$

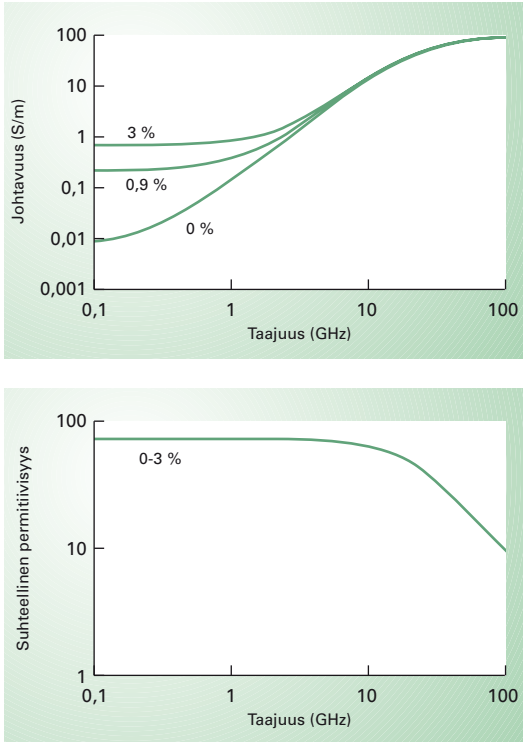
missä  $\epsilon'_L$  on suhteellisen permittivisyyden reaaliosa pienillä (Low) taajuuksilla ja  $\epsilon'_H$  suurilla (High) taajuuksilla. Vastaavat johtavuudet ovat  $\sigma_L$  ja  $\sigma_H$ . Pientaajuinen johtavuus  $\sigma_L$  on sama kuin ionijohtavuus. Jos dielektrisiä eli dipolihäviöitä ei ole, johtavuus ei muutu taajuuden muuttuessa. Joskus johtavuudella tarkoitetaan pelkästään ionijohtavuutta.

Dipolien kääntyminen vaikeutuu taajuuden lähestyessä relaksaatiotaajuutta  $f_r$ , minkä johdosta permittiivisyys alkaa laskea ja polarisaatiohäviöt kasvattavat tehollista johtavuutta. Kaukana relaksaatiotaajuudesta permittiivisyys ja johtavuus asettuvat vakiotasolle kunnes jälleen seuraava relaksaatiotaajuus lähestyy. Kuten yhtälöistä huomataan, johtavuuden ja permittiivisyyden reaaliosan muutokset ovat fysikaalisesti toisiinsa sidonnaisia. Niiden välistä yleistä yhteyttä kuvataan Kramersin–Kronigin yhtälöiden avulla.

Debyen yhtälöt soveltuvat hyvin veden sähköisten ominaisuuksien mallintamiseen, mutta biologisten aineiden yleisten sähköisten ominaisuuksien kuvaamiseen ne eivät sellaisenaan riitä. On huomioitava, että biologisissa aineissa on samoilla taajuusalueilla useita erilaisia polarisaatiomekanismeja limittäin, ja ne voivat vaikuttaa sähköisiin ominaisuuksiin loiventaen taajuusriippuvuutta. Tällaiset ilmiöt voidaan kuitenkin huomioida Debyen yhtälöiden pienellä laajennuksella. Kyseessä on tällöin niin kutsuttu Colen–Colen dispersiomalli.

### Veden sähköiset ominaisuudet ( $\gamma$ -dispersio)

Veden sähköisillä ominaisuuksilla on keskeinen vaikutus kudosten sähköisiin ominaisuuksiin. Kuvassa 3.6 on esitetty sekä veden johtavuus että suhteellisen permittiivisyyden reaaliosa  $\epsilon'_r$  taajuuden funktiona eri suolapitoisuuksilla. Ne noudattelevat hyvin yksinkertaista Debyen mallia. Alle 10 GHz taajuuksilla  $\epsilon'_r$  on likimain vakio ja sen arvo on noin 80. Yli 10 GHz taajuuksilla permittiivisyys alkaa pienentyä vesimolekyylien orientaation heikentyessä  $\gamma$ -dispersion vaikutuksesta. Dipolihäviöt ovat vallitsevia näin suurilla taajuuksilla, eikä suolapitoisuudella ole paljon merkitystä. Sen sijaan alle 1 GHz taajuuksilla veden johtavuus määärtyy pääasiassa siihen liuenneista ioneista. Alle 100 kHz taajuudella fysiologisen suolaliuoksen (0,9 %) johtavuus on noin 0,2 Siemensiä per metri (S/m).



**Kuva 3.6 Veden sähköisiä ominaisuuksia eri suolapitoisuuksilla taajuuden funktiona**

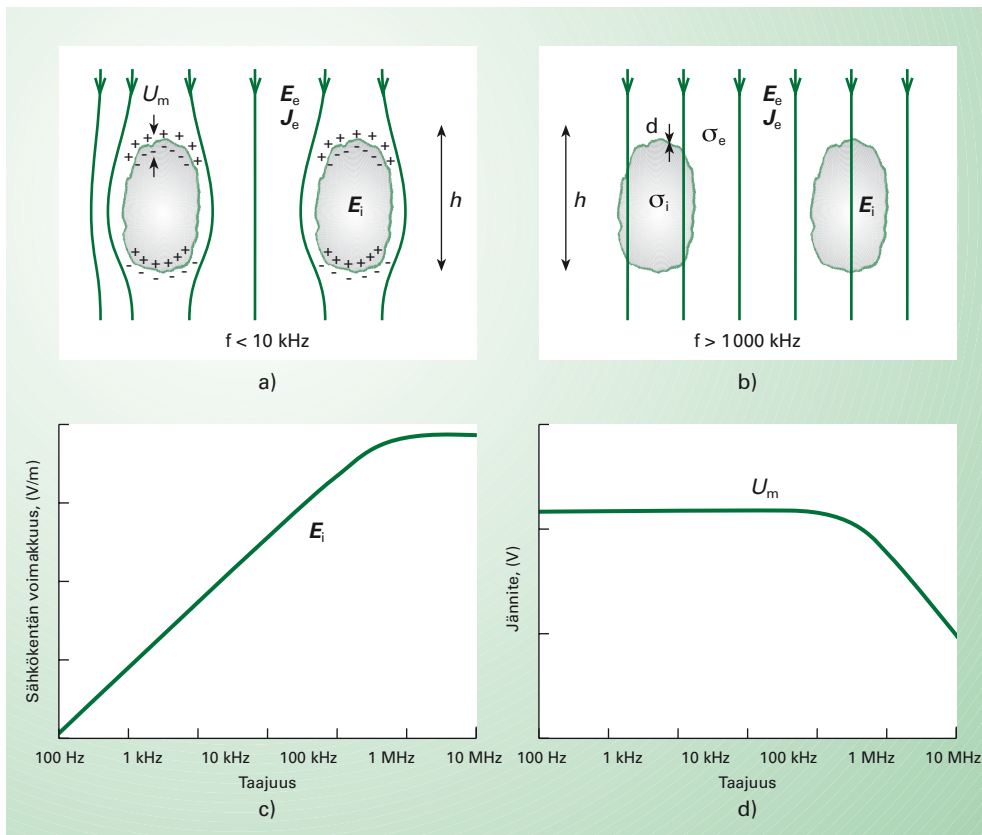
Kudosten oma fysiologinen suolapitoisuus on lähellä 0,9 prosenttia.

## Sähkökentän kytketyminen soluun ( $\beta$ -dispersio)

Solujen kalvorakenteet vaikuttavat suuresti kudosten sähköisiin ominaisuuksiin eri taajuuksilla. Solukalvon varautuminen on biologiselle materiaalille ominainen Maxwellin–Wagnerin polarisaation muoto, joka vaikuttaa keskeisesti kudosten sähköisiin ominaisuuksiin taajuusalueella 10 kHz – 10 MHz. Relaksaatiotaajuuden alapuolella solukalvo eristää solun sisäosat johtavasta soluväliaineesta ja kalvo ehtii varautua jakson aikana, kuva 3.7. Varaukset kertyvät vastakkaismerkkisinä kalvon vastakkaisille puolille. Sähkökenttä solun sisällä jää pieneksi, koska solun yli vaikuttava jännite kytketty kalvon yli. Voidaan myös ajatella, että solun ulkoisen kentän kannalta solut ovat tyhjiä aukkoja väliaineessa eivätkä siten osallistu virran kuljetukseen. Johtavuus määräytyy pääasiallisesti kudoksen nesteen johtavuudesta sekä siitä miten tiheästi solut on pakattu kudoksessa.

Relaksaatiotaajuuden yläpuolella virta ja sähkökenttä tunkeutuvat kapasitiivisesti solun sisälle. Soluliman ja soluväliaineen resistiivisyys hidastaa jaksonaikaista varautumista ja indusoitunut kalvojännite pienenee. Solukalvojen oikosulkeutuminen ilmenee siten, että 10–1 000 kHz taajuuksilla permittiivisyyden reaaliosa pienenee voimakkaasti ja johtavuus kasvaa hieman. Kyseessä on biologiselle materiaalille ominainen dispersiomekanismi, jota nimitetään  $\beta$ -dispersioksi.

Johtavuus kasvaa, koska virta alkaa kulkeutua myös solun sisällä. Siten solurakenne ei enää suurilla taajuuksilla juurikaan vaikuta kudosten sähköisiin ominaisuuksiin eikä sähkökentän mikrokooppiseen jakau-



**Kuva 3.7 Sähkökentän kytkeytyminen soluun pienillä ja suurilla taajuuksilla**

- Kudoksiin indusoituneen sähkökentän  $E_e$  ja virrantiheyden  $J_e$  kytkeytyminen soluun
- pienillä taajuuksilla
  - suurilla taajuuksilla
  - Solun sisäisen sähkökentän muutos taajuuden funktiona.
  - Solukalvon yli kytkeytyneen jännitteen muutos taajuuden funktiona.

maan. Suhteellisen permittiivisyyden reaaliosa on lähellä veden permittiivisyyttä ( $\approx 80$ ). Sitä pienentävät hieman solulimassa ja soluväliaineessa olevat makromolekyylit ja pienet soluorganellit, jotka voidaan kuvitella pieniksi eristehiukkasiksi muuten hyvin johtavassa väliaineessa.

Solukalvon yli indusoitunut jännite  $U_m$  ja solun sisäinen sähkökenttä  $E_i$  voidaan esittää taajuuden  $f$  funktiona muodossa, kuvat 3.7c ja d.

$$U_m = \frac{K_1 h}{\sqrt{1 + \left(\frac{f}{f_r}\right)^2}} E_e \quad (3.13)$$

$$E_i = \frac{1,5}{\left(1 + \frac{1}{2\sigma_e \sigma_i}\right)} \sqrt{\frac{f/f_r}{1 + \left(\frac{f}{f_r}\right)^2}} E_e, \quad (3.14)$$

missä  $E_e$  on soluväliaineessa esiintyvän sähkökentän voimakkuus ja  $K_1$  on solun muodosta riippuva kerroin. Pallon muotoisilla soluilla  $K_1 = 0,75$  ja pitkulaisilla soluilla  $K_1 = 0,5$ . Solun pituus tai halkaisija kentän suunnassa on  $h$ . Käytännössä yhtälöt ovat käyttökelpoisia hyvin laajalla taajuusalueella muutamasta kymmenestä hertsistä gigahertseihin.

Soluväliaineen tyypillinen johtavuus  $\sigma_e$  on noin 1 S/m ja soluliman johtavuus  $\sigma_i$  noin 0,5 S/m. Soluväliaineessa vaikuttava sähkökenttä  $E_e$  voidaan olettaa samaksi kuin keskimääräinen kudoksessa vaikuttava sähkökenttä silloin, kun solut ovat harvassa. Tiheän solukon tapauksessa soluun vaikuttava kenttä  $E_e$  voi kuitenkin olla huomattavasti suurempi – jopa yli kymmenkertainen – kuin keskimääräinen kudoksessa vaikuttava kenttä. Keskimääräisen kentän määräytymistä ulkoisista kentistä käsitellään makroskooppista dosimetriaa koskevissa kappaleissa 3.3–3.6.

Relaksaatiotaajuus voidaan esittää pallomaisille soluille yksinkertaisessa muodossa

$$f_r = \frac{1}{\pi h c_m \left(\frac{1}{\sigma_i} + \frac{1}{2\sigma_e}\right)}, \quad (3.15)$$

missä  $c_m$  on solukalvon kapasitanssi pinta-alayksikköä kohden (tyypillisesti 1  $\mu\text{F}/\text{cm}^2$ ). Relaksaatiotaajuus muuttuu kääntäen verrannollisesti

solun halkaisijaan  $h$ . Muun kuin pallon muotoisten solujen relaksaatio-  
taajuudelle ei ole yksinkertaista analyttistä yhtälöä, mutta yleisesti pä-  
tee, että relaksaatiotaajuus muuttuu kääntäen verrannollisesti solun ko-  
koon. Pitkulaisilla lihas- ja hermosoluilla relaksaatiotaajuus voi olla  
niinkin pieni kuin 1 kHz, kun kenttä on hermo- tai lihassäikeen suun-  
tainen.

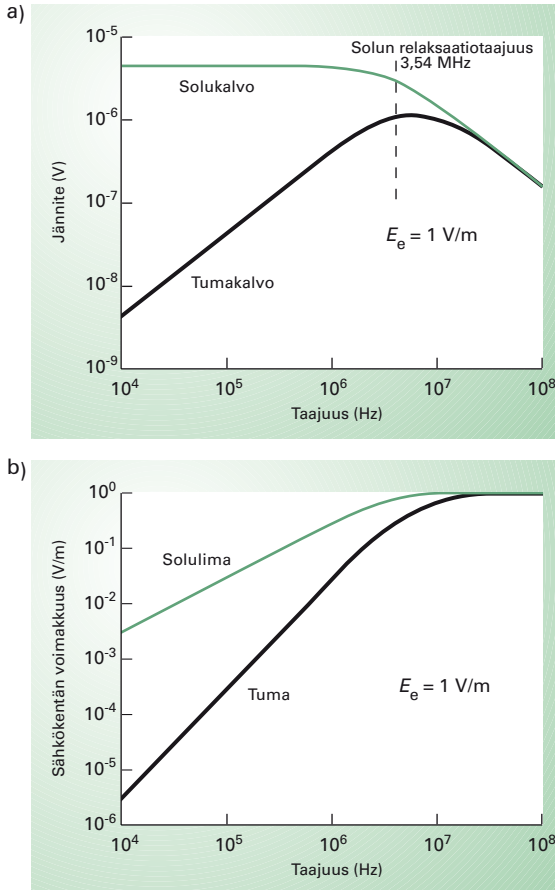
Yhtälön 3.13 mukaan pitkulaisen solun kalvon yli indusoitunut jännite on  
 $U_m = E_e h / 2$  pienillä taajuuksilla, ja kalvon sisällä vaikuttava sähkökent-  
tä on  $E_m = U_m / d = E_e h / 2d$ , missä  $d$  on kalvon paksuus (5–10 nm).  
Kalvon sisällä sähkökenttä vahvistuu kalvon paksuuden ja solun pituuden  
suhteessa, joka voi olla hyvinkin suuri luku, suurimmillaan jopa  $10^6$ . Pit-  
kulaiset hermosolut ovat herkimpiä sähkökentän vaikutuksille. Niissä on  
jänniteherkkiä ionikanavia, jotka voivat aueta indusoituneen jännitteen  
aiheuttaman muodonmuutoksen seurauksena. Näin yksinkertaisella mal-  
lilla voidaan selittää suhteellisen lyhyiden, alle yhden sentin pituisten  
hermosolujen stimuloituminen eli sähkövirran aiheuttama ärsyntyminen.  
Mekanismia selostetaan tarkemmin kappaleessa 4.4. Onneksi jännite ei  
kuitenkaan kasva jatkuvasti solun pituuden kasvaessa, vaan solukalvojen  
vuotaminen kompensoi jännitteen kasvua, kun solun pituus on yli yhden  
senttimetrin.

Kuvassa 3.8 on havainnollistettu miten sähkökenttä ja kalvon yli indusoi-  
tunut jännite muuttuvat taajuuden funktiona solussa ja tumassa. Pienillä  
taajuuksilla solukalvon jännite pysyy vakiona. Relaksaatiotaajuuden ylä-  
puolella jännite alkaa pienentyä likimain kääntäen verrannollisesti taa-  
juuteen. Jännitteen osalta solu toimii siten yksiasteisena alipäästösuodat-  
timena. Sähkökentän osalta käy päinvastoin; solu toimii ylipäästösuodat-  
timena, joka suurilla taajuuksilla päästää kentän läpi.

Tuma, joka on yhtenäisen tumakalvon ympäröimä organelli solun sisällä,  
käyttäytyy sähköisesti samalla tavalla kuin solu. Erona on vain se, että  
pienemmästä koosta johtuen relaksaatiotaajuus on suurempi kuin solulla,  
ja soluväliaineessa vaikuttavan sähkökentän on korvanut kuvan 3.8b mu-  
kainen soluliman ylipäästökenttä. Kun taajuus on pieni, tuman sähkö-  
kenttä vaimenee voimakkaammin kuin soluliman kenttä, koska tumalla  
on kaksinkertainen suojaus. Tumakalvon yli kytkeytyvä jännite käyttäy-  
tyy kuten kaistanpäästösuodattimen läpäissyt jännite. Pienillä taajuuksil-  
la jännite on pieni, koska soluliman kenttä on pieni, kun taas suurilla  
taajuuksilla tumakalvon kapasitiivinen oikosulkeutuminen pienentää jän-  
nitettä. Tumakalvon jännite saa maksimiarvon solun ja tuman relaksa-  
tiotaajuuksien välisellä taajuusalueella. Näiden tekijöiden vuoksi on ilmeis-



tä, että pienillä taajuuksilla tumän sisällä oleva DNA on paremmin suojattu sähkökentän suorilta vaikutuksilta kuin tumän ulkopuolella olevat makromolekyylit, erityisesti solukalvon reseptorit ja kanavaproteiinit.



**Kuva 3.8 Sähkökentän ja -virran kytkäytyminen solulimaan ja tumaan**

Tumakalvon yli indusoitunut jännite on suurimmillaan relaksaatiotaajuuden lähellä. Pienillä taajuuksilla tumaan vaikuttava sähkökenttä jää pieneksi, koska solukalvo toimii eristeenä. Suurilla taajuuksilla kapasitiivinen oikosulkeutuminen pienentää jännitettä.

### $\alpha$ -dispersio

Hyvin pienillä alle 100 Hz taajuuksilla ilmenee  $\alpha$ -dispersio, jonka vaikutuksesta permittiivisyys nousee hyvin suureksi. Arvellaan, että se voisi johtua siitä, että solukalvoon liittyvät sisemmät kalvorakenteet alkavat varautua, minkä seurauksena solukalvon kapasitanssi kasvaa noin kol-

mekymmenkertaiseksi. Toinen mahdollinen selitys perustuu niin kutsuttujen vastaionien liikkumiseen sähkökentän vaikutuksesta solukalvon ulkopinnalla. Vastaionit ovat soluväliaineessa olevia ioneja, jotka ovat löyhästi sitoutuneet solukalvoon. Voidaan ajatella, että solua ympäröi ionipilvi, joka alkaa polarisoitua sähkökentän vaikutuksesta kentän määräämässä suunnassa. Tässä  $\alpha$ -dispersion mallissa ajatellaan, että koko solu polarisoituu kun taas  $\beta$ -dispersiossa solukalvo toimii polarisoituvana elementtinä.

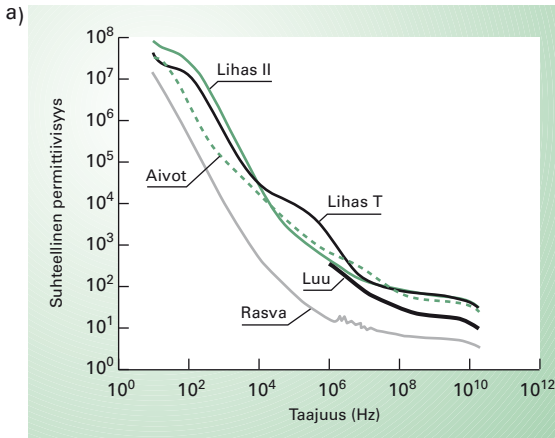
### $\delta$ -dispersio

Taajuusalueella 0,1–3 GHz vaikuttaa suhteellisen heikko  $\delta$ -dispersio, jossa Maxwellin–Wagnerin polarisaation tapaan proteiinien pinnoille kertyy varauksia, kuva 3.9. Muita tällä taajuusalueella vaikuttavia polarisaatiomekanismeja ovat proteiinien varattujen sivuketjujen taipumisesta aiheutuva polarisoituminen, varausten liikkuminen proteiinien pinnoilla sekä sidotun veden dipolipolarisaatio. Makromolekyylien ja kalvoraakenteiden pinnalla on kiinnittyneenä muutaman molekyyliin paksuinen sitoutuneen veden kerros, joka käyttäytyy eri tavalla sähkökentässä kuin vapaa vesi. Kiinteään ainehiukkaseen sitoutunut vesimolekyyli ei pääse kääntymään yhtä liukkaasti kuin vapaassa vedessä, mistä seuraa, että sidotun veden relaksaatiotaajuus on huomattavasti alhaisempi kuin vapaan veden.

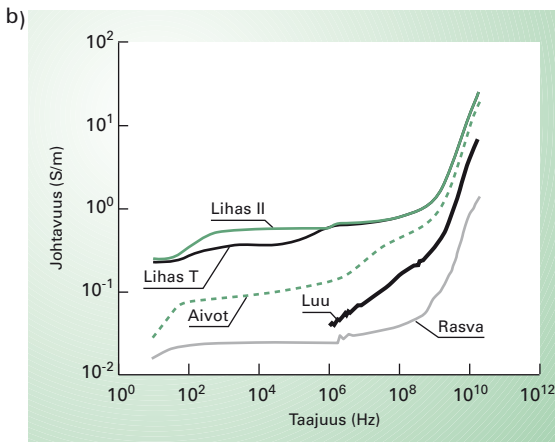
### Esimerkkejä kudosten sähköisistä ominaisuuksista

Kudosten sähköisistä ominaisuuksista on runsaasti mittaustietoja eri taajuuksilta. Sovittamalla mittaustuloksiin Debyen ja Colen–Colen dispersiomallien pohjalta kehitettyjä teoreettisia laskelmia, on useimpien kudosten sähköisistä ominaisuuksista saatu kattavat tiedot laajalla taajuusalueella 10 Hz – 10 GHz. Teoreettisten mallien ja mittaustulosten vertailu auttaa myös selittämään niitä biofysikaalisia syitä, jotka ovat sähköisten parametrien taajuusriippuvuuden taustalla.

Tarkastelemalla kuvan 3.9 käyriä, voidaan havaita, miten erityyppisten kudosten sähköiset parametrit muuttuvat taajuuden funktiona. Nähdään, miten suhteellisen permittiivisyyden reaaliosa  $\epsilon_r'$  laskee ja johtavuus  $\sigma$  nousee uudelle tasolle aina, kun uusi dispersiomekansimi alkaa vaikuttaa. Johtavuuden kasvu selittää sen, miksi sähkömagneettisen aallon tunkeutumissyvyys pienenee taajuuden kasvaessa.



**Kuva 3.9 Erityyppisten kudosten sähköisten parametrien riippuvuus taajuudesta**



a) Sekä vesipitoisten (lihas, aivo) että vähän vettä sisältävien (luu, rasva) kudosten johtavuus  $\sigma$  kasvaa taajuuden kasvaessa. b) Toisaalta näiden kudosten suhteellisen permittiivisyyden reaaliosa  $\epsilon_r$  pienenee taajuuden kasvaessa. Lihaksen sähköiset parametrit perustuvat Gabrielin tutkimusryhmän vuonna 1996 julkaisemiin mittauksiin, joissa sähkökenttä on ollut kohtisuorassa ( $\perp$ ) ja samansuuntainen (||) lihassyyn kanssa.

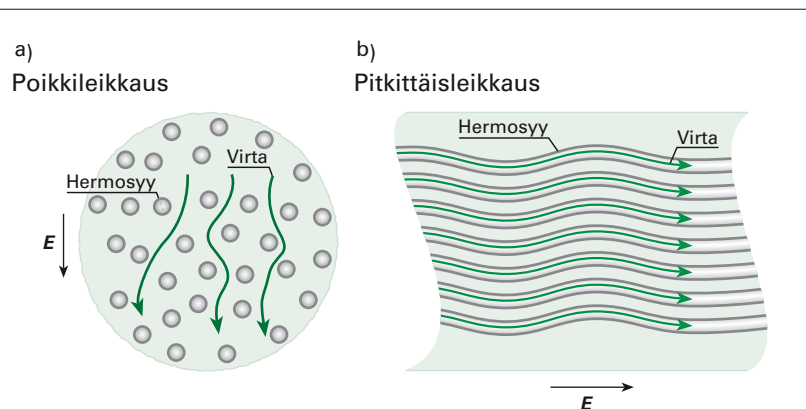
Kudokset voidaan jakaa kahteen sähköisiltä ominaisuuksiltaan selvästi poikkeavaan ryhmään. Vesipitoisten kudosten permittiivisyys ja johtavuus voi olla yli kymmenkertainen verrattuna vain vähän vettä sisältäviin kudoksiin. Lihakset, aivot, iho ja useimmat sisäelimet ovat vesipitoisia, kun taas rasva ja luu ovat vähän vettä sisältäviä kudoksia.

Lihaskudosta on aikuisen ihmisen painosta 40–50 %, minkä johdosta se vaikuttaa eniten koko kehon keskimääräisiin sähköisiin ominaisuuksiin. Koko kehon keskiarvo johtavuudelle ja suhteelliselle permittiivisyydelle on noin kaksi kolmasosaa lihaskudokselle pätevistä arvoista. Tästä tiedosta on hyötyä, kun arvioidaan sähkö- ja magneettikenttien kytkeytymistä ihmisen kehoon ja koe-eläimiin. Hyvin pienillä taajuuksilla (ELF-taajuuksilla 30–300 Hz) yleisesti käytetty koko kehon keskimääräinen johtavuus on 0,1–0,2 S/m.

Useimmat kudokset ovat isotrooppisia, mikä tarkoittaa sitä, että niiden sähköiset parametrit eivät riipu sähkökentän suunnasta. Hermo- ja lihaskudos ovat huomattavia poikkeuksia. Hermo- ja lihassolut muodostavat pitkistä hermo- ja lihassyistä, joiden sähköiset ominaisuudet riippuvat alle 10 MHz taajuuksilla sähkökentän suunnasta, kuten kuvasta 3.10 nähdään. Erityisen huomionarvoista on, että johtavuus on huomattavasti pienempi syitä vasten kohtisuoraan kuin niiden suuntaisesti. Pienillä alle 10 kHz taajuuksilla aivokudoksen johtavuus voi olla jopa kahdeksankertainen hermosyiden suunnassa (0,8 S/m) verrattuna poikittaiseen suuntaan (0,1 S/m). Suuri johtavuus selittyy sillä, että syyn suuntainen kenttä aiheuttaa syiden välisessä soluväliaineessa virtoja, jotka eivät pahemmin mutkittele, koska soluväliaineessa ei ole virran kulkua häiritseviä kalvorakenteita. Syitä vastaan kohtisuorassa suunnassa solukalvot pakottavat virran mutkittelemaan syiden välistä, mikä lisää virran kulkumatkaa ja siten vähentää johtavuutta.

### 3.3 | Kenttien kytkeytyminen kehoon

Ulkoisten kenttien kehon sisälle indusoimat sähkökenttä sekä virrantiheys ovat keskeisimmät suuret sähkö- ja magneettikentän aiheuttamalle altistumiselle. Ne voidaan laskea Maxwellin yhtälöihin (luku 2) perustuvan sähkömagneettisen kenttäteorian avulla, jos ulkoinen sähkö- ja mag-



**Kuva 3.10 Virran kulku hermokudoksessa pienillä taajuuksilla**

Hermosyyhin indusoituneita virtoja, a) sähkökentän  $E$  suunnan ollessa kohtisuorassa hermosyytä vastaan sekä b) sähkökentän ollessa syyn suuntainen. Syitä vastaan kohtisuorassa suunnassa solukalvot pakottavat virran mutkittelemaan syiden välistä, mikä lisää huomattavasti virran kulkumatkaa ja vähentää siten johtavuutta. Kun kenttä on hermosyyn suuntainen, virran tiellä on vähemmän esteitä. Relaksaatiotaajuus on tällöin melko alhainen – pienimmillään 1 kHz.

neettikenttä tai niiden lähteenä olevat virrat tunnetaan. Esimerkiksi jos antennissa kulkevat virrat tunnetaan, niitä voidaan käyttää lähteinä, joiden perusteella antennin säteilemät kentät ja edelleen näiden kehoon indusoimat kentät voidaan laskea.

Sähkö- ja magneettikentän voimakkuus, taajuus, suunta ja jakauma vaikuttavat suuresti altistumiseen. Kehon muodot ja kudosten sähköiset ominaisuudet on tunnettava, samoin kuin altistumiseen vaikuttava ympäristö; esimerkiksi johtavalla maanpinnalla voi olla huomattava vaikutus. Myös itse keho vaikuttaa ulkoisiin kenttiin vääristämällä sähkökenttää ja heijastamalla sähkömagneettisia aaltoja. Ulkoisella kentällä tarkoitetaan yleensä häiriintymätöntä kenttää, josta häiriikkö eli kentälle altistuva ihminen on poistettu.

Seuraavassa selostetaan sähkö- ja magneettikenttien kytkeytyminen kehoon käyttämällä mahdollisimman yksinkertaisia analyyttisiä laskentamalleja, joiden antamaa kuvaa täydennetään numeerisilla menetelmillä saaduilla tuloksilla. Analyyttisten mallien oletuksena on, että kenttä on homogeeninen ja kehoa voidaan simuloida säännöllisen muotoisella homogeenisesta materiaalista muodostuneella kappaleella, esimerkiksi pallolla, paksulla tasoveyllä, pyörähdyssellipsoidilla tai sylinterillä. Kudoksiin indusoituva sähkökenttä voidaan tällöin esittää suhteellisen yksinkertaisessa matemaattisessa muodossa. Tällaisten laskentamallien etu on siinä, että ne antavat suuruusluokaltaan oikeita tuloksia, ja havainnollistavat selkeästi niitä fysikaalisia tekijöitä, joista kytkeytyminen riippuu. Analyyttisten laskentamallien ja numeeristen menetelmien lisäksi dosimetrisissa tutkimuksissa käytetään kudosten sähköisiä ominaisuuksia jäljittelevästä nesteestä muodostuvia homogeenisia fantomeja. Näiden sisäinen sähkökenttä, virrantiheys tai SAR voidaan mitata nesteessä liikuteltavalla mittapöydällä (luku 10). Näin saadaan esimerkiksi matkapuhelimien SAR-tasot testattua ja monien teoreettisten mallien pätevyys varmennettua.

## Tunkeutumissyvyys eri taajuuksilla

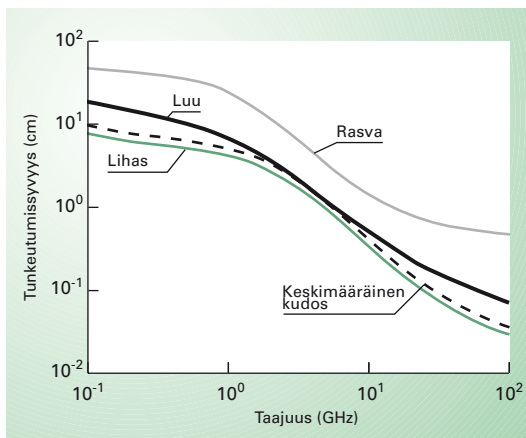
Karkea kuva sähkömagneettisten kenttien tunkeutumisesta ihmisen kehoon saadaan tarkastelemalla, miten sähkömagneettinen tasoaalto vaimenee kudoksissa taajuuden funktiona. Kuvassa 3.11 on esitetty aallon tunkeutumissyvyys taajuuden funktiona eri kudostyypeillä. Tunkeutumissyvyys määritellään sellaiseksi syvyydeksi, jolla sähkökenttä on vaimentunut  $0,37$  ( $1/e$ ) osaan ja ominaisabsorptionopeus  $0,137$  ( $1/e^2$ ) osaan pinnalla vallitsevista arvoista. Mitä heikommin kenttä vaimenee, sitä sy-

venmälle se tunkeutuu. Tunkeutumissyvyyden laskemista on selostettu kohdan 3.6 lopussa.

Kuvasta 3.11 nähdään, että vaimeneminen on vähäisempää rasvassa ja luussa kuin lihaksessa. Ero johtuu siitä, että lihaskudoksessa on enemmän vettä kuin rasva- ja luukudoksessa. Koska ihmisessä on eniten lihaskudosta ja sitä sähköisesti muistuttavia muita kudoksia, määräytyvät kudosten keskimääräiset sähköiset ominaisuudet lihaskudoksen mukaan. Keskimääräinen tunkeutumissyvyys kudoksessa ei poikkea huomattavasti lihaskudoksen tunkeutumissyvyydestä.

Tunkeutumissyvyys pienenee ja johtavuus kasvaa taajuuden kasvaessa. Kun alle 100 MHz taajuudella kentät tunkeutuvat kaikkialle kudoksiin, yli yhden GHz taajuuksilla kehon sisäosat ovat suhteellisen hyvässä suojassa. Yli 3 GHz taajuuksilla absorptio on jo varsin pinnallista. On kuitenkin huomattava, että alle 3 GHz taajuuksilla geometria vaikuttaa oleellisesti sähkömagneettisen aallon tunkeutumiseen kehon eri osiin, samoin kuin se, onko säteilylähde lähellä vai kaukana.

Dosimetrisia tarkasteluja varten on tarkoituksenmukaista jakaa sähkömagneettinen spektri kolmeen eri osaan: kvasistaattiseen alueeseen (alle 30 MHz), resonanssialueeseen ja pinta-absorptio-alueeseen (yli 3 GHz).



**Kuva 3.11 Sähkömagneettisen aallon tunkeutumissyvyys eri kudoksissa**

Keskimääräinen tunkeutumissyvyys kudoksessa (katkoviiva) noudattelee lihasten ominaisuuksia; niillä on eniten painoarvoa, kun katsotaan kehon keskimääräisiä absorptio-ominaisuuksia. Nyrkisääntönä voidaan pitää, että koko kehon keskimääräinen johtavuus ja permittiivisyys on kaksi kolmasosaa vastaavista lihasten arvoista.

### 3.4 | Kvasistaattinen alue

#### Pintasähkökenttä

Kvasistaattisella alueella tarkoitetaan sähkömagneettisen spektrin alkupäätä, eli alle 30 MHz taajuuksia. Näillä taajuuksilla ulkoisen sähkömagneettisen kentän aallonpituus on suuri - yli 10 metriä - verrattuna ihmiskehon pituuteen. Sähkökentän jakauma ei riipu merkittävästi taajuudesta eikä sähkökentässä esiinny aaltojen äärellisestä kulkuajasta johtuvia vaihe-eroja. Kentät tunkeutuvat tehokkaasti myös kehon sisäosiin.

Kuvissa 3.12a–c on esitetty miten ihmisen keho muuttaa kvasistaattisella alueella ulkoista sähkökenttää, joka samalla indusoi heikkoja pituus-suuntaisia sähkövirtoja kehon sisälle. Jos ihminen oikosulkeutuu maahan jaloistaan, niiden kautta purkautuu oikosulkuvirta  $I_g$ .

Kvasistaattisella alueella pintasähkökenttä on tärkeä suure, koska se on itsessään merkittävä altistustekijä ja siitä voidaan laskea sisäinen sähkökenttä. Pintasähkökentän laskemista helpottaa oleellisesti se, että kvasistaattisella alueella ihmisen keho voidaan olettaa ulkoisen kentän kannalta äärettömän hyvin johtavaksi kappaleeksi. Kudosten sähköiset ominaisuudet ja taajuus eivät vaikuta merkittävästi pintakenttään, joka suuntautuu aina kohtisuoraan ihon pintaa vasten. Itse asiassa ihminen voitaisiin korvata hyvin johtavalla metallifoliolla eikä se muuttaisi mitenkään tilannetta.

Kentänvoimakkuus on suurimmillaan pään ja ylävartalon alueella ja yleensä niissä kohdissa, joissa on teräviä ulokkeita. Kentän vahvistuskerroin  $k_{en}$ , eli pinnalla vaikuttavan kentänvoimakkuuden suhde häiriintymättömään kentänvoimakkuuteen, on suurimmillaan pääläen kohdalla ( $k_{en} \approx 18$ ). Kuvassa 3.12a ja b on havainnollistettu, miten johtava kappale vetää sähkökentän vuoviivoja puoleensa ja miten ne tihenevät päätä kohden.

Ulkoinen sähkökenttä  $E_o$  synnyttää ihmisen iholle kentän tahdissa muutuvan pintavarauksen  $Q_s$  (C/m<sup>2</sup>), joka voidaan lausua muodossa

$$Q_s = \epsilon_o k_{en} E_o \quad , \quad (3.16)$$

missä  $\epsilon_o = 8,854 \cdot 10^{-12}$  F/m on tyhjiön permittiivisyys. Pintavarauksen vaihtelu ajan

funktiona merkitsee sitä, että kehon pinnalle suuntautuu pintaa vasten kohtisuora virta, jonka tiheyden  $J_s$ , pintavarauksen  $Q_s$  ja ihoa vastaan kohtisuoran sähkökentän  $k_{en} E_o$  välillä on yhteys

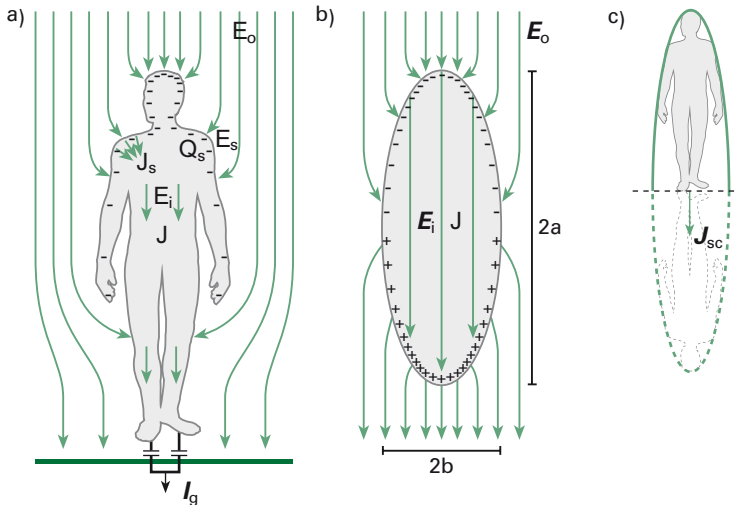
$$J_s = \frac{dQ_s}{dt} = \epsilon_o k_{en} \frac{dE_o}{dt} . \quad (3.17)$$

Virrantiheys on suoraan verrannollinen sähkökentän muutosnopeuteen eli aikaderivaattaan.

Sinimuotoinen sähkökenttä voidaan esittää muodossa  $E(t) = \sqrt{2} E_o \cos(\omega t)$ , missä  $E_o$  on kentän tehollisarvo. Sähkökentän aikaderivaatta on  $dE/dt = \omega \sqrt{2} E_o \cos(\omega t + \pi/2)$  ja aikaderivaatan tehollisarvo on  $\omega E_o$ . Näin saadaan pintavirrantiheyden tehollisarvo sinimuotoisessa sähkökentässä lausuttua muodossa

$$J_s = j \omega \epsilon_o k_{en} E_o , \quad (3.18)$$

jossa imaginääriyksikkö  $j$  ilmentää vain sitä, että virrantiheyden ja sähkökentän välinen vaihe-ero<sup>1</sup> on  $\pi/2$ .



**Kuva 3.12 Pintaajuisen homogeenisen sähkökentän kytkeytyminen ihmiseen**

Pintaajuisen homogeenisen sähkökentän kytkeytyminen ihmiseen a) ja ihmistä simuloivaan pyörähdysellipsoidiin b) ja c). Ulkoisen värähtelevän sähkökentän vaikutuksesta syntyy värähtelevä pintavaraus  $Q_s$ , joka muodostuu kehon sisäosista tulevista värähtelevistä virroista  $J_s$ . Virtojen ylläpito vaatii heikon sisäisen sähkökentän. Jos ihminen on oikosuljettuna hyvin johtavaan maahan, syntyy alapuolelle peilikuva.



Yhtälöiden 3.17 ja 3.18 merkitys on siinä, että niiden avulla voidaan arvioida virrantiheyksiä ihonalaisissa kudoksissa, kun tunnetaan ulkoisen pintakentän voimakkuus. Sinimuotoisen pintavirrantiheyden synnyttämä sähkökenttä ihon sisällä saadaan jakamalla pintavirran tiheys ihon johtavuudella. Jos kenttä on laajakaistainen, saadaan likimääräinen tulos jakamalla yhtälö 3.18 kyseisen taajuuskaistan keskimääräisellä johtavuudella. Tämä on mahdollista, koska kvasistaattisella alueella johtavuus muuttuu varsin vähän taajuuden funktiona.

### Sisäinen sähkökenttä pyörähdysellipsoidissa

Yksinkertaisen pyörähdysellipsoidimallin avulla (kuvat 3.12b ja c) voidaan tarkastella, miten homogeeninen sähkökenttä kytkeytyy ihmiseen pienillä taajuuksilla. Pyörähdysellipsoidi muodostuu sellaisesta materiaalista, jonka sähköiset parametrit vastaavat kudosten keskimääräisiä arvoja. Tällaisella mallilla saadaan keskimääräisestä kehon sisäisestä sähkökentästä arvio, jonka suuruusluokka on oikea. Pyörähdysellipsoidin puolikkaalla voidaan kuvata myös johtavaan maatasoon oikosulussa olevaa ihmistä, kuva 3.12c. Peilikuvaperiaatteen nojalla johtava taso voidaan poistaa, jos alapuolelle sijoitetaan peilikuva. Johtavan maatasoa päällä häiriintymätön sähkökenttä suuntautuu aina kohtisuoraan maatasoa vasten eli kenttä on seisovan ihmisen pituusakselin suuntainen. Tällainen tilanne vallitsee esimerkiksi voimajohdon alapuolella. Seuraavassa osoitetaan, että sähkökentän kytkeytyminen kehoon on suurimmillaan, kun ihminen seisoo johtavan tason päällä.

Akselin suuntainen ulkoinen sähkökenttä  $E_o$  aiheuttaa homogeenisessa pyörähdysellipsoidissa samansuuntaisen sähkökentän  $E_i$

$$E_i = \frac{E_o}{C_1} . \quad (3.19)$$

Kentän vähennyskerroin  $C_1$  saadaan yhtälöstä

$$C_1 = (\varepsilon_r - 1)N , \quad (3.20)$$

<sup>1</sup> Kompleksisen sähkösuureen itseisarvo kuvaa sinimuotoisen sähkösuureen tehollisarvoa tai amplitudia, ja kulma vaihekulmaa johonkin saman taajuiseen vertailusuureeseen nähden

missä  $\epsilon_r = \epsilon_r' - j\epsilon_r''$  on kudoksen suhteellinen permittiivisyys ja  $N$  on depolarisaatiokerroin, joka riippuu pyörähdyssellipsoidin litistyneisyydestä ja kentän suunnasta. Depolarisaatiokerroin, joka voi saada arvoja väliltä 0–1, kuvaa sitä, miten hyvin sähkökentän indusoima pintavaraukset suojaa kehon sisäosia sähkökentältä. Sisäkentän vaimeneminen johtuu siitä, että johtava kappale polarisoituu eli positiivinen ja negatiivinen varaus keräytyvät eri päihin. Tällaisen pintavarausten tuottama sekundaarinen kenttä kumoaa lähes kokonaan alkuperäisen ulkoisen kentän kehon sisällä, kuva 3.12b. Pieni jäännöskenttä tarvitaan kuitenkin ulkoisen kentän tahdissa vaihtelevan pintavarausten ylläpitämiseksi.

Kerroin  $C_1$  on kompleksinen, joten sisäisen ja ulkoisen kentän välillä vallitsee vaihe-ero. Pituusakselin suuntaisen sähkökentän tapauksessa depolarisaatiokerroin saadaan kaavasta

$$N = \frac{1}{K^2} \left[ \frac{R}{2K} \ln \left( \frac{R+K}{R-K} \right) - 1 \right], \quad (3.21)$$

missä aksiaalisuhte  $R = a/b$ ,  $K = \sqrt{R^2-1}$ , kun  $2a$  on pyörähdyssellipsoidin isoakseli ja  $2b$  pikkuakseli. Eritetty sähkökentän kytketymismalli pätee kohtuullisella tarkkuudella alle 10 MHz taajuuksilla.

Kytkeytymismallia voidaan yksinkertaistaa alle 1 MHz taajuuksilla, jolla  $|\epsilon_r| \gg 1$  ja  $\epsilon_r'' \gg \epsilon_r'$ . Koska johtavuus on  $\sigma = \omega\epsilon_0\epsilon_r''$ , saadaan kaavasta 3.19 laskettu sähkökenttä sievennettyä muotoon,

$$E_i = j \frac{\omega\epsilon_0 E_o}{N\sigma}. \quad (3.22)$$

Kaava kuvastaa sitä, että ulkoisen kentän kannalta biologinen kappale käyttäytyy kuin hyvin sähköä johtava kappale. Keskeinen ilmiö on sisäisen kentän voimakas pieneminen kehon pinnalle muodostuvien varausten johdosta.

Kappaleen koolla ei ole merkitystä sähkökentän kytketymiselle kvasi-taattisella alueella; vain sähköiset ominaisuudet, muoto ja suunta kenttään nähden ovat merkittäviä. Mitä suurempi on johtavuus, sitä suurempi pintavaraukset ehtii keräytyä pinnalle ja sitä pienempi on kappaleen sisälle jäävä jäännöskenttä. Depolarisaatioon vaikuttavia tekijöitä on esitetty seuraavassa:

- Mitä pitkulaisempi kappale on sähkökentän suunnassa, sitä heikommin pintavaraus suojaa sitä, ja sitä pienempi on depolarisaatiokerroin (taulukko 3.2).
- Kun sähkökenttä on levyä vasten kohtisuorassa, depolarisaatiokerroin on yksi. Tällainen tilanne on esimerkiksi kondensaattorin sisällä olevassa eristelevyssä.
- Maakontaktissa seisovan ihmisen pituus kaksinkertaistuu peilikuvallaan. Siten pyörähdysellipsoidimallissa aksiaalisuhte kaksinkertaistuu ja sisäinen sähkökenttä lähes kolminkertaistuu.

Jos sähkökenttä suuntautuu vinosti ihmiseen, kenttä voidaan aina jakaa pituusakselin suuntaiseen ja sitä vasten kohtisuoraan komponenttiin sekä laskea niiden aiheuttamat sisäkentät vektoreina yhteen. Jatkossa tarkastellaan, jollei erikseen mainita, vain sellaista tilannetta, jossa sähkökenttä on kappaleen pituusakselin suuntainen, koska tällöin altistuminen on suurimmillaan.

#### FAKTALAATIKKO 3.1

Maadoitetulla pyörähdysellipsoidilla voidaan karkeasti mallintaa sellaista tilannetta, jossa altistutaan voimajohdon sähkökentälle seisomalla paljain jaloin johdon alla. Sähkökenttä voi 400 kV johdon alla olla suurimmillaan 10 kV/m, jolloin pyörähdysellipsoidimallilla laskettu sisäinen kentänvoimakkuus on 10 mV/m ja keskimääräinen virrantiheys noin 2 mA/m<sup>2</sup>. Alan kansainvälisen asiantuntijatoimikunnan ICNIRPin (International Commission on Non-Ionizing Radiation Protection) vuonna 1998 julkaisemien ohjearvojen mukaan virrantiheyden perusraja väestölle on 2 mA/m<sup>2</sup> ja viitearvo 50 Hz sähkökentälle on 5 kV/m. Tällä mallilla tehdyt laskelmat viittaavat siihen, että 400 kV voimajohdon alla sähkökentän indusoimat virrantiheydet eivät ole kaukana väestön perusrajasta. Viitearvot siis ylittyvät, mutta tärkeämpää on, että perusraja ei ylity. Perusraja työntekijöille alle 1 kHz taajuuksilla on 10 mA/m<sup>2</sup> ja viitearvo 50 Hz sähkökentälle on 10 kV/m.

Yhtälön 3.22 mukaan sisäinen sähkökenttä pienenee johtavuuden lisäksi suoraan verrannollisesti taajuuteen. Se kuvastaa sitä, että pienillä taajuuksilla suojaava pintavaraus ehtii muodostua jakson aikana paremmin kuin suurilla taajuuksilla. Esimerkiksi 50 Hz taajuudella maadoitetun pyörähdysellipsoidin (johtavuus 0,2 S/m) sisäisen ja ulkoisen kentän suhde on  $E_i/E_o = 1,0 \cdot 10^{-6}$ . Siten sisäinen sähkökenttä on sähköverkon käyttötajuuksilla vain noin miljoonasosa ulkoisesta sähkökentästä. Vastaava

suhde maadoittamattomalle eli vapaassa tilassa olevalle ellipsoidille on  $0,36 \cdot 10^{-6}$ .

Kappale	Depolarisaatio-kerroin	Kytkeä	Sähkökentän suunta ja aksiaalisuhde R
Ohut levy	1	Heikko	$E_0$ kohtisuorassa
Pitkä sylinteri	0,5	Heikko	$E_0$ kohtisuorassa pituusakseliin nähden
Pallo	0,333	Melko voimakas	R = 1
Ellipsoidi vapaassa tilassa	0,039	Voimakas	$E_0$ pituusakselin suuntainen, R = 6,4
Maadoitettu ellipsoidi	0,0137	Voimakas	$E_0$ pituusakselin suuntainen, R = 12,8

**Taulukko 3.2 Depolarisaatiokerroimia erimuotoisille kappaleille**

Sähkökentän indusoima sisäinen sähkökenttä on kääntäen verrannollinen depolarisaatiokerroimeen  $N$  (kaava 3.21).  $R = a/b$  on aksiaalisuhde, missä  $a$  on pyörähdyseleipsoidin iso-akselin ja  $b$  pikkuakselin puolikas. Maadoittamattomalle ihmiselle voi käyttää tyypillisesti arvoja  $a = 0,9$  sekä  $b = 0,14$  ja maadoitetulle  $a = 1,8$  ja  $b = 0,14$ .

Taulukossa 3.3 on havainnollistettu kuinka sähkökenttä  $E_0$  sekä siitä riippuvat virrantiheys ja SAR kasvavat taajuuden funktiona taajuusalueella 50 Hz – 1 MHz. Virrantiheys ja SAR on laskettu kaavojen 2.29, 2.24 ja 2.25 avulla ( $Z_0 = 377 \Omega$ ). Virrantiheys kasvaa suoraan verrannollisesti taajuuteen, mutta sähkökenttä hieman hitaammin, koska myös johtavuus kasvaa hieman taajuuden funktiona. Taulukossa esitetyt kentänvoimakkuudet ovat samaa luokkaa kuin voimajohtojen läheisyydessä 10–50 m

	Sähkökentässä 613 V/m		Magneettikentässä <sup>1)</sup> 1,63 A/m	
	50 Hz	1 MHz	50 Hz	1 MHz
$E_i$ (V/m)	$6,21 \cdot 10^{-4}$	6,21	$8,95 \cdot 10^{-5}$	1,79
$J$ (A/m <sup>2</sup> )	$1,24 \cdot 10^{-4}$	2,48	$1,79 \cdot 10^{-5}$	$7,16 \cdot 10^{-1}$
SAR (W/kg)	$7,7 \cdot 10^{-11}$	$1,54 \cdot 10^{-2}$	$1,60 \cdot 10^{-12}$	$1,30 \cdot 10^{-3}$

1) keskikehon pinnalla

**Taulukko 3.3 Taajuuden vaikutus kehon sisäiseen altistumiseen 613 V/m sähkökentässä ja 1,63 A/m magneettikentässä**

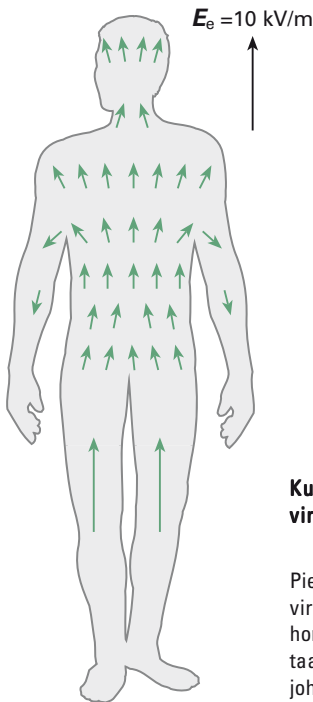
Laskentamallina on käytetty maadoitettua ihmistä kuvaavaa pyörähdyseleipsoidia ( $N = 0,0137$ , taulukko 3.2). Sähkökenttä on pituusakselin suuntainen ja magneettikenttä sitä vasten kohtisuorassa. Johtavuus on 0,2 S/m taajuudella 50 Hz ja 0,4 S/m taajuudella 1 MHz. Kudosten keskimääräinen tiheys on 1 000 kg/m<sup>3</sup>. Kentänvoimakkuuksia vastaava ekvivalenttinen tehotiheys on 1 000 W/m<sup>2</sup>.

etäisyydellä esiintyvät kentänvoimakkuudet. Magneettikentän kytkeytymistä ihmiskehoon käsitellään myöhemmin.

### Realistisen muotoisia malleja sähkökentälle

Tarkempia tuloksia saadaan, kun käytetään sellaisia laskentamalleja tai fantomeja, joiden muoto ja kudosten sähköiset ominaisuudet ovat lähempänä todellisuutta. Kuvassa 3.13 on esitetty homogeenisen sähkökentän synnyttämien virrantiheyksien suunta ja ahtautuminen. Mittaus on tehty maadoitettua ihmistä jäljittelevässä homogeenisessä fantomissa. Mittaus on suoritettu pienikokoisella virrantiheysanturilla, jota liikutellaan kudosten keskimääräistä johtavuutta jäljittelevässä nesteessä. Kentän voimakkuus oli 10 kV/m ja taajuus oli 50 Hz.

Fantomilla mitatut keskimääräiset virrantiheydet ovat samaa luokkaa kuin yksinkertaisemmalla pyörähdysellipsoidimallilla lasketut arvot. Virrantiheys vartalon keskialueella vaihtelee välillä 1–3 mA/m<sup>2</sup>, kun taas suurin virrantiheys 12 mA/m<sup>2</sup> on mitattu jaloissa. Jaloissa poikkileikkauspinta on pieni ja kokonaisvirta suuri, minkä johdosta virrantiheydet ovat huomattavasti suurempia kuin vartalon alueella.



**Kuva 3.13 Sähkökentän (10 kV/m) indusoimia virrantiheyksiä**

Pientaajuisen 10 kV/m sähkökentän indusoimia virrantiheyksiä ihmisen muotoja jäljittelevässä homogeenisessä fantomissa. Sähkökenttä oletetaan vartalon suuntaiseksi ja jalat oikosuljetuiksi johtavaan maatasoon. (Kaune ja Forsythe 1985)

Eri tutkimuksissa jalkavirrantiheydet ovat vaihdelleet välillä 11–19 mA/m<sup>2</sup>, kun ne on skaalattu 10 kV/m kentälle. Maasta eristettynä ihmisen jalkavirrat ovat huomattavasti pienempiä kuin maadoitetun ihmisen - tyypillisesti suuruusluokkaa 3 mA/m<sup>2</sup>.

Virran ahtautumista tapahtuu myös jonkin verran kaulassa, jossa sijaitsee sähköärsytykselle herkkä selkäydin. Kaulassa keskimääräinen virrantiheys on suuruusluokkaa 2–5 mA/m<sup>2</sup> (10 kV/m) eikä riipu merkittävästi jalkojen ja maan välisestä eristyksestä. Kaulavirrat eivät ole juurikaan suurempia kuin jaloissa kulkevat virrat.

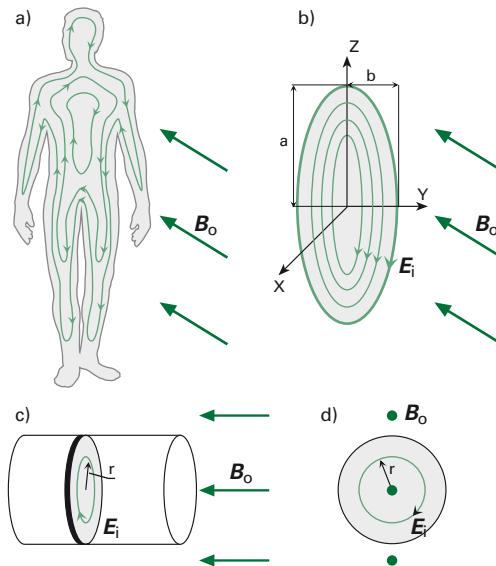
Tarkinta dosimetristä tietoa saadaan ihmisen muotoja ja eri kudosten sähköisiä ominaisuuksia jäljittelevistä heterogeenisista laskentamalleista, joissa resoluutio alkaa olla niin hyvä, että kudosten heterogeenisuuden vaikutus tulee hyvin esiin. Esimerkiksi oikosuljetun ihmisen nilkoissa paikalliset virrantiheydet ovat heterogeenisten mallien perusteella olleet 50 Hz taajuudessa 10 kV/m kentässä jopa 170 mA/m<sup>2</sup> eli lähes satakertaiset keskimääräisiin virrantiheksiin nähden. Pienen poikkipinta-alan lisäksi ahtautumista lisää se, että hyvin johtavien kudosten osuus nilkassa on suhteellisen pieni verrattuna huonosti johtavaan luumun ja virrat pyrkivät ahtautumaan hyvin johtaviin kudoksiin. Vartalon ja kaulan alueella lasketut paikalliset huippuvirrantiheydet ovat olleet 20–50 mA/m<sup>2</sup>.

Näiden lukuarvojen perusteella voisi päätellä, että virrantiheys 400 kV voimajohdon alla ylittäisi moninkertaisesti väestörajan 2 mA/m<sup>2</sup>. On kuitenkin huomattava, että huippuvirrantiheydet eivät anna täysin oikeaa kuvaa altistumisesta, vaan paikallisia virtahuippuja on laskennassa jonkin verran syytä tasoittaa keskiarvoistamalla. Kudosten johtavuusvaihtelut aiheuttavat enemmän vaihtelua virrantiheydessä kuin induoituneessa sähkökentässä, joka on hermostimulaation kannalta kriittisempi altistumissuure. ICNIRPin suosituksessa virtahuippuja tasoitetaan määrittämällä virrantiheyden keskiarvo 1 cm<sup>2</sup> suuruisen pinnan keskiarvona. Lisäksi keskustelua on käyty siitä, pitäisikö virrantiheyttä rajoittaa vain keskushermoston toiminnan kannalta keskeisissä kudoksissa, joita ovat erityisesti aivot, selkäydin ja silmän verkkokalvo. Uusimpien laskelmien mukaan näissä kehon osissa keskiarvoistettu virrantiheys 10 kV/m ja 50 Hz kentässä on noin 2 mA/m<sup>2</sup>, eli lähellä suositeltua väestörajaa. Radiotaajuusalueella virran ahtautuminen aiheuttaa raajoissa paikallisia tehotihentymiä ja lämpenemistä, ja aihetta käsitellään lisää hieman myöhemmin, kuva 3.16.

## Magneettikentän kytkeytyminen ihmiseen

Kehon lävistävä ajan funktiona muuttuva magneettivuo indusoi Faradayn lain (luku 2) perusteella kehoon kiertävän sähkökentän ja sitä kautta pyörrevirtoja. Niiden voimakkuus on suoraan verrannollinen ulkoisen kentän muutosnopeuteen. Kudokset eivät vääristä alkuperäistä magneettikenttää, koska niissä ei ole merkittäviä määriä magneettisia materiaaleja. Myöskään pyörrevirtoihin liittyvä sekundaarinen magneettikenttä ei kvasistaattisella alueella häiritse merkittävästi, koska johtavuus ei ole niin suuri, että virrat ahtautuisivat pintaosiin. Kuvassa 3.14 on esitetty miten magneettikenttä kytkeytyy erilaisiin biologisesta aineesta muodostuviin kappaleisiin.

Yksinkertaisen pallomallin avulla voidaan havainnollistaa sähkömagneettisen induktiolain fysikaalista perustaa. Lasketaan palloon indusoitunut sähkökenttä  $E_i$  poikkileikkaustasossa, joka on kohtisuorassa muuttuvaa magneettikenttää  $B_o$  vasten ( $r$ -säteinen ympyrä, kuva 3.14d). Ympyrän läpi menevä magneettivuo on  $\Phi = \pi r^2 B_o$ . Faradayn lain mukaan induktiojännite  $U$  on suoraan verrannollinen magneettivuon muutosnopeuteen  $U = -d\Phi/dt$ . Ympyrän kehällä induktiojännite on  $U = 2\pi r E_i$ , missä  $E_i$  on indusoituneen sähkökentän voimakkuus. Näistä



**Kuva 3.14 Pientaajuisen magneettikentän kytkeytyminen biologisiin kappaleisiin**

Pientaajuisen magneettikentän kytkeytyminen a) ihmiseen, b) pyörähdyssellipsoidiin, c) sylinteriin ja d) palloon .

yhtälöistä voidaan ratkaista indusoitunut sähkökenttä:

$$E_i(r) = -\frac{d\Phi/dt}{2\pi r} = -\frac{r}{2} dB_o/dt . \quad (3.23)$$

Indusoitunut sähkökenttä saa maksimiarvonsa pallon pinnalla ja menee nolllaksi keskellä. Pallon sisäosiin mentäessä indusoitunut kenttä pienenee, koska tason lävistävä magneettivuo  $\Phi$  pienenee. Samalla tavoin lasketaan sylinteriin indusoitunut sähkökenttä, kun magneettikenttä on samansuuntainen kuin sylinterin akseli. Yhtälössä 3.23 pallon säde korvautuu vain sylinterin säteellä. Yhtälö on myös voimassa silloin kun sylinteri lyhenee ohueksi leikkeeksi. Tällaisella pyöreällä levymallilla, voidaan laskea soluviljelmissä yleisesti käytettyyn petrimaljaan indusoitunut sähkökenttä.

Sinimuotoiselle magneettikentälle voidaan käyttää kompleksista esitysmuotoa, josta sinimuotoiset muuttujat on pudotettu pois ja tehdään sijoitus  $dB/dt = j\omega B_o$  (tehollisarvo) ja saadaan

$$E_i(r) = -j\frac{1}{2}\omega r B_o . \quad (3.24)$$

Indusoitunut sähkökenttä on suoraan verrannollinen taajuuteen. Pallomalli soveltuu päähän ja aivoihin kohdistuvan altistumisen arviointiin, jolloin sopiva halkaisija on noin 15 cm.

Pyörähdysellipsoidimalli soveltuu parhaiten keskivartalon alueella esiintyvien kentänvoimakkuuksien arviointiin. Sopivat mitat ovat  $a = 0,9$  m,  $b = 0,14$  m (aksiaalisuhte  $R = 6,4$ ). Kytkeytyminen on voimakkainta silloin, kun magneettivuon läpäisemä poikkipinta on mahdollisimman suuri eli kun magneettikenttä on pituusakselia vasten kohtisuoran xy-tason suuntainen, kuva 3.14b. Pyörähdysellipsoidiin indusoituneen sähkökentän yhtälöt ovat yleisessä tapauksessa muotoa

$$E_i(y) = -y \frac{a^2}{a^2 + b^2} \frac{dB_o}{dt} \quad (3.25)$$

ja sinimuotoiselle kentälle muotoa



$$E_t(y) = -j\omega y \frac{a^2}{a^2 + b^2} B_o \quad . \quad (3.26)$$

Kenttä on suurimmillaan pinnalla ( $y = b$ ) ja nolla keskellä ( $y = 0$ ). Pääakselien ollessa yhtä suuret ( $a = b$ ) saadaan sama ratkaisu, joka edellä johdettiin pallolle. Täysikasvuisen ihmisen aksiaalishuhte  $a/b$  on niin suuri, että keskialueella pintakenttä on hyvällä tarkkuudella

$$E_t(y) \approx -b \frac{dB_o}{dt} \quad (3.27)$$

ja sinimuotoiselle kentälle voidaan tämä lauseke kirjoittaa muotoon

$$E_t(y) \approx -j\omega b B_o \quad . \quad (3.28)$$

Yleisenä sääntönä voidaan sanoa, että magneettinen kytkentä riippuu eniten kappaleen leveydestä  $b$ . Pituutta  $a$  venyttämällä saadaan induktio-kenttä lisääntymään vain korkeintaan kaksinkertaiseksi. Tehokkaimmin magneettikenttä kytkeytyy mahdollisimman pallomaisiin ja sähkökenttä mahdollisimman pitkulaisiin kappaleisiin.

Sähkökentän yhteydessä esitetyn taulukon (taulukko 3.3) arvoista voidaan päätellä, että tasoaalto-olosuhteissa ( $E/H = 377 \Omega$ ) sähkökenttä kytkeytyy voimakkaammin kehoon kuin magneettikenttä. Esimerkiksi oikosuljetun pyörähdysellipsoidin (kuva 3.12c) tapauksessa ulkoisen sähkökentän aiheuttama sisäinen sähkökenttä on kertoimella 3,5–7 suurempi kuin magneettikentän aiheuttama maksimikenttä kehon pinnalla. Kappaleen pyöristyessä magneettinen kytkentä kasvaa suhteessa sähköiseen kytkentään. Koon kasvaessa sähkökentän indusoima sisäinen kenttä pysyy vakiona kappaleen koosta huolimatta, jos muoto ei muutu, kun taas magneettikentän indusoima kenttä kasvaa lineaarisesti. Faradayn lain mukaan suurikokoinen kappale kerää suuremman magneettivuon kuin pienikokoinen kappale.

Anatomisilla laskentamalleilla on havaittu, että magneettikentän indusoidut paikalliset virrantiheydet voivat olla 2–9 kertaa suurempia kuin pyörähdysellipsoidimallin antamat pintavirrat. Esimerkiksi  $500 \mu\text{T}$  homogeeninen magneettikenttä indusoi 50 Hz taajuudella pyörähdysellipsoidin pinnalle suurimmillaan noin  $4,4 \text{ mA/m}^2$  virrantiheyden, kun taas realistiset heterogeenisten laskentamallien antamat arvot ovat olleet huo-

mattavasti yli 10 mA/m<sup>2</sup> ja jopa 40 mA/m<sup>2</sup>. Virrantiheydet ovat suurimmillaan kainalokuopissa sekä jalkojen ja vartalon liittymäkohdissa, joissa virran suunnassa tapahtuu äkillisiä muutoksia. On kuitenkin huomattava, että keskushermoston toiminnan kannalta tärkeissä kudoksissa (aivot, selkäydin) maksimi virrantiheys on vain noin 3 mA/m<sup>2</sup>, kun käytetään ICNIRPin suosittelemaa keskiarvoistusta 1 cm<sup>2</sup> suuruisen pinta-alkion yli.

Magneettivuon tiheys 500 μT on tärkeä vertailuarvo, koska se on ICNIRPin suosittelema ja EU:n direktiiveissä annettu viitearvo rajoitettaessa työntekijöiden altistumista magneettikentälle. Viitearvo on johdettu siten, että virrantiheyden perusraja 10 mA/m<sup>2</sup> ei ylittyisi. Koko väestöä koskevat ohjearvot ovat 100 μT ja 2 mA/m<sup>2</sup>.

Suurin osa käytännössä esiintyvistä magneettikenttäaltistumisista tapahtuu epähomogeenisessa lähikentässä, joissa magneettikentän lähde on alle metrin päässä kehosta. Tällaisessa tapauksessa virrantiheydet ovat huomattavasti pienempiä, kuin homogeenisessa kentässä. Realistisia altistumisarvioita saadaan vain sellaisilla laskentamalleilla, joissa magneettikentän jakauma kehon kohdalla on huomioitu oikein. Usein voidaan määrittää magneettikentän keskiarvo pään ja vartalon avulla ja verrata sitä ohjearvoon. Silloin kun lähde on hyvin lähellä – alle 20 cm etäisyydellä – on arvioitava virrantiheys laskennallisesti.

## Ominaisabsorptionopeus kvasistaattisella alueella

Kvasistaattisen alueen yläpäässä taajuuksilla 100 kHz – 30 MHz ominaisabsorptionopeus SAR tulee lämpövaikutusten myötä merkittäväksi altistumista kuvaavaksi suureeksi. Paikallinen SAR saadaan suoraan sähkökentästä aiemmin esitetyn mukaisesti:

$$SAR = \frac{\sigma E_i^2}{\rho} . \quad (3.29)$$

Homogeenisen sähkökentän tapauksessa keskimääräinen SAR on pyörähäydysellipsoidissa sama kuin paikallinen huippuarvo,

$$SAR_{wba,e} = \frac{\sigma E_{i,e}^2}{\rho} , \quad (3.30)$$

missä  $E_{i,e}$  saadaan esimerkiksi yhtälöstä 3.26. Alaindeksi  $_{wba}$  viittaa koko kehon keskiarvoon (whole-body-average) ja alaindeksi  $_e$  (electric) sähköiseen kytkentään. Magneettinen kytkentä erotetaan alaindeksillä  $_m$  (magnetic).

Magneettisen kytkennän tapauksessa koko kehon keskimääräinen SAR on pyörähdyssellipsoidissa likimain viidesosa pinnalla esiintyvistä huippuarvosta, joten

$$SAR_{wba,m} \approx \frac{1}{5} \frac{\sigma E_{i,m}^2}{\rho}, \quad (3.31)$$

missä  $E_{i,m}$  saadaan esimerkiksi yhtälöstä (3.28).

Silloin, kun sähkö- ja magneettikenttä vaikuttavat samanaikaisesti, laskeaan pääsääntöisesti ensin sähköisesti ja magneettisesti indusoituneet sähkökentän komponentit vektoreina yhteen ja vasta sitten SAR. Pyörähdyssellipsoidin keskimääräisen SAR:n saa kuitenkin laskea summaamalla yhtälöistä (3.30) ja (3.31) lasketut SAR-arvot yhteen symmetriasystistä johtuen.

Vaikka pyörähdyssellipsoidimalli ennustaakin suurin piirtein oikein tyypilliset virrantiheydet kehossa ja oikosulkuvirran jaloista maahan, keskimääräinen koko kehon SAR jää radiotaajuuksilla noin viisi kertaa pienemmäksi kuin tarkemmilla malleilla saadut arvot, kuva 3.17. Tämä johtuu siitä, että pyörähdyssellipsoidimalli ei kunnolla kuvaa absorption lisääntymistä alaraajoissa, joissa sähkökentän aiheuttama virta ahtautuu. Erityisesti maadoitetun ihmisen nilkoissa on huomattavan suuri paikallinen absorptiohuippu eli tehotihentymä. Se voi olla jopa satakertainen keskimääräiseen koko kehon SAR-arvoon nähden.

## Oikosulkuvirta jaloissa

Kehon sisällä vaikuttavia virtoja on käytännön altistumistilanteessa mahdotonta mitata. Sen sijaan on suhteellisen helppo mitata sähkökentän indusoima kehon akselin suuntainen kokonaisvirta (luku 10), jonka perusteella voidaan arvioida paikallinen virrantiheys ja ominaisabsorptionopeus. Virta on suurimmillaan maahan oikosuljetun ihmisen nilkoissa, jossa virran ahtautuminen pienelle poikkipinta-alalle kasvattaa virrantiheyttä ja ominaisabsorptionopeutta. Oikosul-

kuvirtaa voidaan arvioida laskennallisesti pyörähdysellipsoidimallin avulla.

Homogeenisessa sähkökentässä johtavaan maatasoon oikosulussa olevan ihmisen jalkojen kautta kulkeva oikosulkuvirta  $I_{sc}$  on

$$I_{sc} = K_o h^2 f E_o \quad , \quad (3.32)$$

missä  $h$  on ihmisen pituus ja  $K_o$  on vakio, jota seuraavassa kutsutaan virtavakioksi. Virtavakio voidaan määrittää mittaamalla tai laskemalla. Homogeenisen pyörähdysellipsoidin tapauksessa tälle virtavakiolle voidaan johtaa lauseke

$$K_o = \frac{2\pi^2 \epsilon_o}{R^2 N} \quad . \quad (3.33)$$

Keskikokoista miehelle aksiaalisuhte on  $R = 12,5$  ja virtavakion  $K_o$  arvoksi saadaan  $0,078 \text{ nA}/(\text{m}^2\text{HzVm}^{-1})$ . Tämä pyörähdysellipsoidimallille laskettu arvo vastaa hyvin sekä realistisemmilla malleilla että mittauksissa saatuja arvoja. Ne ovat vaihdelleet välillä  $0,07-0,108 \text{ nA}/(\text{m}^2\text{HzVm}^{-1})$ . Sopiva arvo keskikokoiselle ja -painoiselle miehelle on noin  $0,086 \text{ nA}/(\text{m}^2\text{HzVm}^{-1})$ . Virtavakion arvo kasvaa hieman kehon paksuuden lisääntyessä. Jalkavirtaan vaikuttaa myös jalkojen ja maan välinen kontakti. Galvaanista kontaktia ei tarvita, vaan riittävä kontakti syntyy kapasitiivisesti esimerkiksi ohuiden kengänpohjien läpi. Kaavasta 3.32 nähdään, että oikosulkuvirta  $I_{sc}$  kasvaa suoraan verrannollisesti taajuuteen. Malli toimii 50 Hz taajuudelta aina 10–30 MHz taajuudelle.

## Leikemalli

Sähkökentän indusoiman virran ahtautumisen aiheuttamia tehotihentymiä voidaan tarkastella kuvassa 3.15 esitetyn ihmiskehon dielektrisen leikemallin avulla, joka perustuu Säteilysurvakeskuksen tutkimuksiin. Tässä mallissa koko keho viipaloidaan leikkeisiin ja jokainen leike jaetaan homogeenisiin kudosalueisiin. Lähteenä voidaan käyttää esimerkiksi MRI-kuvauksista saatua dataa. Korkeuden funktiona muuttuva kokonaisvirta jakautuu leikkeissä homogeenisille kudosalueille ja painottuu niiden johtavuuden mukaisesti. Leikkeen  $j$  kudosalueessa  $j$  kulkeva johtavuusvirta on

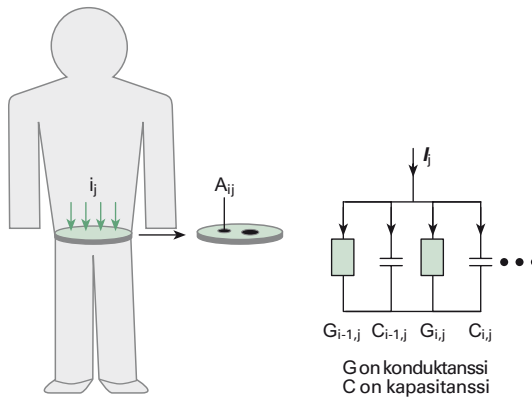
$$I_{ij} = \frac{\sigma_{ij} A_{ij} I_j}{\sqrt{\left(\sum_{i=1}^{n_j} \sigma_{ij} A_{ij}\right)^2 + \left(\omega \sum_{i=1}^{n_j} \varepsilon_{ij} A_{ij}\right)^2}}, \quad (3.34)$$

missä

- $I_j$  = kokonaisvirta leikkeessä  $j$
- $A_{ij}$  = kudosalueen pinta-ala
- $\varepsilon_{ij}$  = permittiivisyyden reaaliosa
- $\sigma_{ij}$  = johtavuus
- $\rho_{ij}$  = tiheys (tyypillisesti 1000 kg/m<sup>3</sup>).

Kaava on johdettu siten, että jokainen homogeeninen alue leikkeessä korvataan kuvassa 3.15 esitetyllä vastuksesta ja kondensaattorista muodostuvalla sijaiskytkennällä. Vastuksen  $G_{ij}$  (konduktanssi  $G = 1/R$ ) läpi kulkeva johtavuusvirta  $I_{ij}$  liittyy ionijohtavuudesta ja dielektrisestä polarisaatiosta aiheutuviin häviöihin, joiden seurauksena tehoa absorboituu kudoksiin. Osa leikkeen läpi kulkevasta kokonaisvirrasta on kapasitiivista siirrosvirtaa, joka ei aiheuta absorptiota. Alle 10 MHz taajuudella tämän vaikutus on suhteellisen pieni.

Kun otetaan huomioon, että virrantiheys  $J_{ij} = I_{ij}/A_{ij} = \sigma_{ij} E_{ij}$  ja sijoitetaan tästä saatu sähkökenttä SAR:n kaavaan (3.29), saadaan



**Kuva 3.15 Ihmisen dielektrinen leikemalli ja sen sähköinen sijaiskytkentä**

Ohut leike on jaettu homogeenisiin kudosalueisiin  $A_{ij}$  jotka on korvattu vastuksista ja kondensaattoreista muodostuvalla sijaiskytkennällä. Korkeuden funktiona muuttuva virta  $I_j$  jakautuu leikkeessä likimain alueiden johtavuuden mukaan.

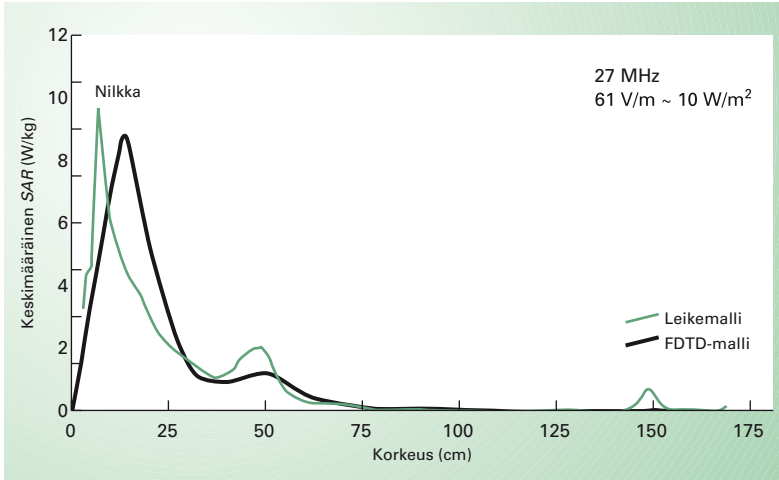
$$SAR_{ij} = \frac{I_{ij}^2}{\sigma_{ij} \rho_{ij} A_{ij}^2} \quad , \quad (3.35)$$

missä  $SAR_{ij}$  on paikallinen SAR leikkeen  $j$  alueessa  $i$ . Koko kehoon absorboitunut teho saadaan kertomalla paikalliset SAR-arvot niitä vastaavilla kudosteikkien tilavuuksilla ja laskemalla näin saadut tehot yhteen.

Leikemalli antaa yhteyden paikallisen SAR:n ja vartalossa tai raajassa kulkevan kehovirran tai virran välille. Yhteys on kuitenkin vain likimääräinen. Mallissa on oletettu, että magneettikentän aiheuttama absorptio on pieni ja että kehossa ei esiinny merkittäviä poikkitaissuuntaisia virtoja. Vertailut tarkempiin malleihin osoittavat, että ainakin maadoitetussa tapauksessa nämä oletukset ovat varsin hyvin voimassa aina 30 MHz taajuuksille. Suuremmilla taajuuksilla virta ahtautuu pintakerroksiin. Esimerkki 3.1 valottaa miten RF-sähkökentän nilkkaan indusoima virta lasketaan.

Lausekkeita (3.34) ja (3.35) tarkastelemalla voidaan päätellä, että SAR on suurimmillaan silloin kun virta ahtautuu pienellä poikkipinnalla hyvin johtaviin vesipitoisiin kudoksiin. Se näkyy selvästi kuvasta 3.16, jossa on esitetty leikemallilla ja FDTD-mallilla (Finite-Difference Time-Domain) laskettu keskimääräinen SAR maadoitetun ihmisen poikkipinnoilla eri korkeuksilla. Lähes 90 prosenttia tehosta absorboituu maadoitetun ihmisen jalkoihin ja maadoittamattomassakin tapauksessa noin 70 prosenttia. Suurin SAR arvo on nilkoissa, jossa leikkeen keskiarvo on noin 9 W/kg. Paikallinen maksimi syntyy nilkan lihakseen, jossa SAR on vieläkin suurempi, leikemallin mukaan 52 W/kg. Se on hyvin yhteensopiva tarkimpien FDTD-laskujen mukaan, joissa maksimi SAR on noin 40 W/kg. Syy tällaisen tehotihentymän syntymiseen juuri nilkassa on se, että siellä keho on kapeimmillaan ja lisäksi johtavien vesipitoisten kudosten (lihas, iho, jänteet) määrä on suhteellisen pieni verrattuna huonosti johtavaan luuhun.

Edellä esitetyt laskentaesimerkit osoittavat, että paikallinen SAR voi maadoitetun ihmisen nilkassa ylittää ICNIRPin perusrajan 20 W/kg, vaikka sähkökentän viitearvo 61 V/m (10–400 MHz) ei ylittyisikään. Raajojen suojaamiseksi liialliselta lämpenemiseltä ICNIRP suosittelee, että taajuuksilla 10–110 MHz virta ei missään raajassa saisi ylittää työntekijöillä viitearvoa 100 mA ja muulla väestöllä viitearvoa 45 mA. Tarkimpien käytettävissä olevien dosimetrinen mallien mukaan 100 mA virran aiheuttama paikallinen SAR on nilkassa 5–7 W/kg.



**Kuva 3.16 SAR korkeuden funktiona homogeenisessä 27 MHz sähkökentässä, kun jalat oikosulkeutuvat maahan**

Leiketason keskimääräinen SAR on laskettu käyttämällä Säteilyturvakeskuksen leikemallia ja FDTD-mallia (Chen ja Gandhi 1989). Sähkökentän voimakkuus on 61 V/m, jota vastaa ekvivalenttinen tehotiheys 10 W/m<sup>2</sup>.

#### ESIMERKKI 3.1

### Virtamallin soveltaminen homogeeniseen sähkökenttään

Oletetaan 1,75 m pituiseen ihmiseen kohdistuvan lyhytaaltoantennista tulevan sähkökentän ekvivalenttiseksi tehotiheydeksi altistusrajojen mukainen enimmäisarvo 10 W/m<sup>2</sup> taajuudella 21,55 MHz. Sähkökenttä on pystypolarisoitu ja sen voimakkuus on 61,4 V/m. Ihminen seisoo täysin johtavalla maatasolla ja on galvaanisessa kontaktissa siihen. Edellä kuvatussa tilanteessa altistuminen on suurin mahdollinen. Tällöin kaavasta 3.32 ja virtavakiolla 0,086 nA/(m<sup>2</sup>HzV/m) saadaan molempien jalkojen kautta maahan kulkeva oikosulkuvirtaksi  $I_{sc} = 348$  mA, josta yhdelle jalalle tulee 174 mA. Sijoittamalla tämä arvo kaavaan 3.35 ja oletamalla nilkan teholliseksi poikkipinta-alaksi 10 cm<sup>2</sup>, johtavuudeksi 0,65 S/m ja tiheydeksi 1 g/cm<sup>3</sup> saadaan nilkan paikalliseksi SAR:iksi noin 47 W/kg, joka on yli kaksi kertaa suurempi kuin paikallisen SAR:n enimmäisarvo 20 W/kg. Tästä havaitaan, että vaikka ulkoisen sähkökentän voimakkuus ei ylitä enimmäisarvoa 61,4 V/m, paikallinen SAR on huomattavasti enimmäisarvoa suurempi. Raja-arvo 20 W/kg saavutetaan, kun noin 100 mA virta kulkee sekä jaloissa tai käsissä, sillä ranteen ja nilkan tehollinen poikkipinta-ala voidaan arvioida yhtä suuriksi.

### 3.5 Resonanssialue (30–3 000 MHz)

Yli 30 MHz taajuuksilla johtavuusvirta ja kapasitiivinen siirrosvirta aiheuttavat niin voimakkaan sekundaarisen magneettikentän, että sähkökenttä alkaa vaimentua kehon sisäosissa ja virta ahtautua kehon pintaosiin. Lisäksi aallonpituus kudoksessa on alle metrin, eivätkä kehon mitat ole enää pieniä tähän verrattuna. Kehon sisällä alkaa edetä vaimenevia aaltoja, jotka sopivilla taajuuksilla resonoivat keskenään. Koko kehon resonanssi syntyy silloin, kun sähkökenttä on pituusakselin suuntainen ja ihmisen pituus on vapaassa tilassa likimain puolet aallonpituudesta. Tällöin keho absorboi tehokkaimmin energiaa sähkömagneettisesta aallosta, kuva 3.17. Resonanssien ja virran ahtautumisen johdosta syntyy tehotihentymiä eli kuumia pisteitä kehon sisäosiin.

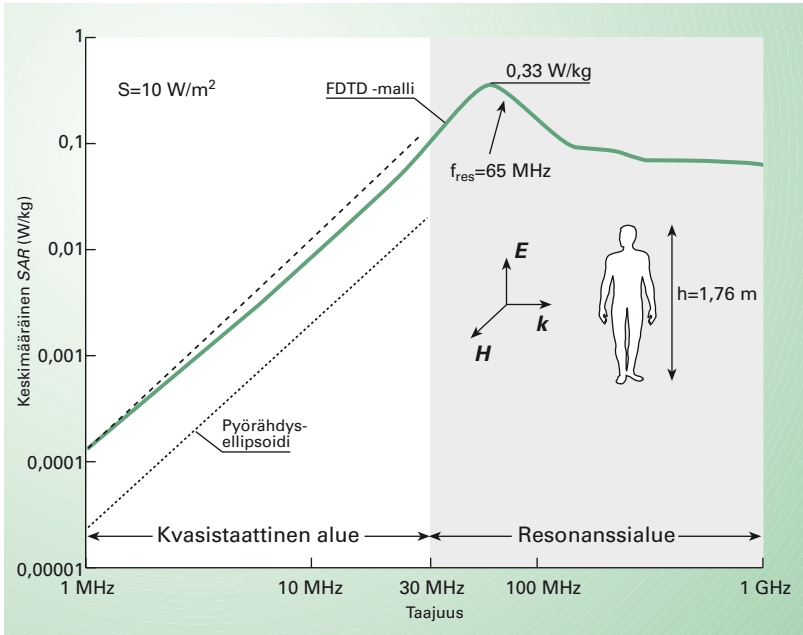
Seuraavassa havainnollistetaan eri lähteistä saatujen dosimetristen laskentatulosten avulla, miten sähkömagneettiset kentät kytkeytyvät ihmiseen resonanssialueella. Yksinkertaisia analyttisiä laskentamalleja ei voida hyödyntää, vaan sisäinen sähkökenttä ja SAR on käytännössä laskettava Maxwellin yhtälöihin perustuvien numeeristen mallien avulla. Ihminen vastaanottaa tehoa sähkömagneettisesta aallosta varsin samalla tavalla kuin häviöllinen dipoliantenni, joka on parhaiten vireessä silloin kun se on puolen aallon mittainen.

#### Tasoaallon absorboituminen koko kehoon

Kuvassa 3.17 on esitetty FDTD-menetelmällä (kappale 2.5) laskettu koko kehon SAR taajuuden funktiona, kun aikuiseen ihmiseen kohdistuu vatsaa kohden etenevä tasoaalto ( $10 \text{ W/m}^2$ ). Sähkökenttä on kehon pituusakselin suuntainen ja magneettikenttä on horisontaalinen. Vertailun vuoksi kuvaan on piirretty homogeenisella pyörähdysellipsoidimallia laskettu arvoja. Tasoaallon tehotiheys  $10 \text{ W/m}^2$  on työntekijöitä koskeva ICNIRPin ohjearvo taajuusalueella 10–400 MHz. Kun tehotiheys mitataan sähkökentän perusteella, viitearvo on  $61 \text{ V/m}$ , ja jos tehotiheys mitataan magneettikentän perusteella, viitearvo on  $0,16 \text{ A/m}$ .

Kuvan käyristä voidaan tehdä useita yleisiä päätelmiä. Alle 30 MHz taajuuksilla SAR nousee likimain suoraan verrannollisesti taajuuden neliöön, kuten vertailu neliöllisesti nousevaan katkoviivaan osoittaa. Kun ihmisen pituus on likimain puolet aallonpituudesta, syntyy voimakas resonanssiabsorptio. Maadoittamattoman 1,76 m pitkän ihmisen





**Kuva 3.17 Koko kehon keskimääräinen SAR taajuuden funktiona**

Sähkömagneettinen tasoaalto ( $10 \text{ W/m}^2$ ) osuu maasta sähköisesti eristettyyn aikuiseen. Heterogeenisella FDTD-mallilla laskettu koko kehon keskimääräinen SAR on esitetty yhtenäisellä viivalla (Dimbylow 1997). FDTD-käyrän päälle piirretty katkoviiva kuvaa ideaalista taajuuden funktiona neliöllisesti nousevaa SAR-käyrää. Vertailun vuoksi kuvaan on piirretty pyörähdysellipsoidimallilla laskettu SAR. FDTD-mallissa keho on jaettu magneettikuvien perusteella kuutiomaisiin vokseleihin, joissa sivun pituus oli 2 mm. Laskennan nopeuttamiseksi on kuitenkin jouduttu tyytymään hieman pienempään resoluutioon, joka on vaihdellut paikan mukaan 6–20 mm. Vokselin johtavuus ja permittiivisyys vastaa samalla kohdalla kehoa olevan kudoksen keskiarvoja.

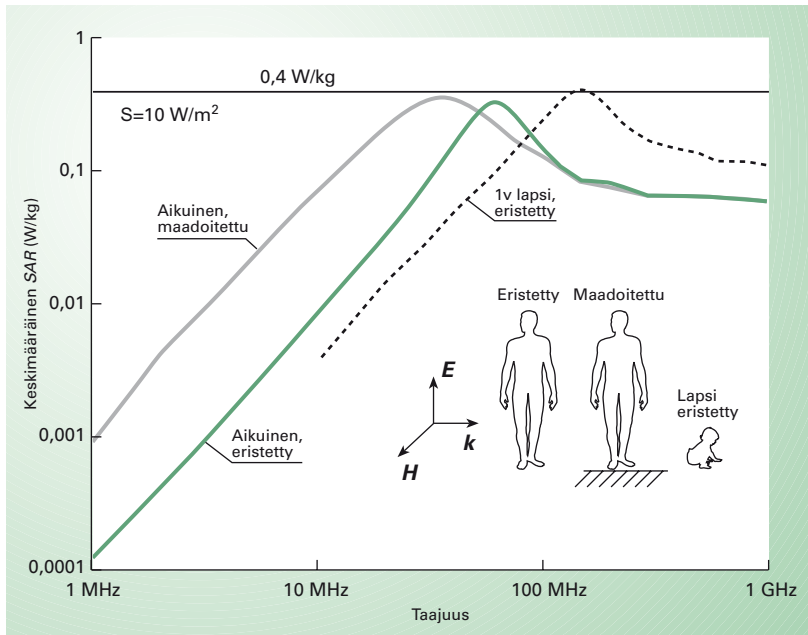
resonanssitaajuus on siis 65 MHz. Tällä resonanssitaajuudella tehotiheyden ollessa  $10 \text{ W/m}^2$  koko kehon keskimääräinen SAR<sub>wba</sub> on 0,33 W/kg. Resonanssitaajuudesta alkaa absorptiossa hidas lasku, jossa SAR laskee likimain kääntäen verrannollisesti taajuuteen. Yli 400 MHz taajuudella ominaisabsorptionopeus alkaa lähestyä vakio-tasoa, joka on likimain viidesosa resonanssitaajuuden SAR-arvosta.

Kuvassa 3.18 on havainnollistettu miten ihmisen koko ja sähköinen yhteys maahan vaikuttavat koko kehon absorptioon. Sähkökenttä on jälleen kehon pituusakselin suuntainen. SAR-käyrät on laskettu tilanteille, joissa aikuinen on sähköisesti eristetty maasta, aikuinen on hyvässä

yhteydessä maahan, ja noin vuoden ikäinen lapsi on sähköisesti eristetty maasta. Resonanssitaajuus kasvaa kääntäen verrannollisesti pituuteen, jolloin resonanssiabsorptio on lapsella hieman suurempi kuin aikuisella.

Maadoittaminen tuottaa ihmisen alle peilikuvan ja laskee resonanssitaajuuden likimain puoleen. Maksimi koko kehon SAR kasvaa jonkin verran, mutta paljon vähemmän kuin taulukon 3.2 depolarisaatiokertoimista voisi päätellä. Se johtuu siitä, että nilkkojen ja jalkaterien vastus on niin suuri, että se rajoittaa oikosulkuvirtaa resonanssissa. Paksussa pyörähdyssellipsoidissa virtaa rajoittaa kehon suuri kapasitiivinen impedanssi maahan nähden.

Useimmissa altistumisstandardeissa kentänvoimakkuuksien ja ekvivalenttisen tehoiteyden raja-arvot on johdettu siten, että koko kehon SAR ei saisi missään olosuhteissa ylittää perusrajaa 0,4 W/kg. On hyvin kiinnos-



**Kuva 3.18 Ihmisen koon ja johtavan maakontaktin vaikutus koko kehon absorptioon**

Sähkömagneettisen taso-aallon ( $10 \text{ W/m}^2$ ) aiheuttama koko kehon keskimääräinen SAR on laskettu taajuuden funktiona maasta eristetyllä aikuisella, maasta eristetyllä noin vuoden ikäisellä lapsella sekä johtavaan maahan oikosuljetulla aikuisella. Aikuisen pituus on 1,76 m ja lapsen pituus 0,75 m. Laskennassa on käytetty heterogeenista FDTD-mallia (Dimbylow 1997).

tavaa havaita, että  $10 \text{ W/m}^2$  tasoaltokentässä kaikkien edellä esitettyjen SAR-käyrien huippuarvot ovat lähellä, mutta kuitenkin  $0,4 \text{ W/kg}$  tason alapuolella, kuva 3.18. Ekvivalenttisen tehotiheyden viitearvot ovat siten varsin hyvin sopusoinnussa keskenään sellaisessa tilanteessa, jossa sähkömagneettinen aalto kytkeyty mahdollisimman tehokkaasti ihmiseen taajuuksilla 10–400 MHz.

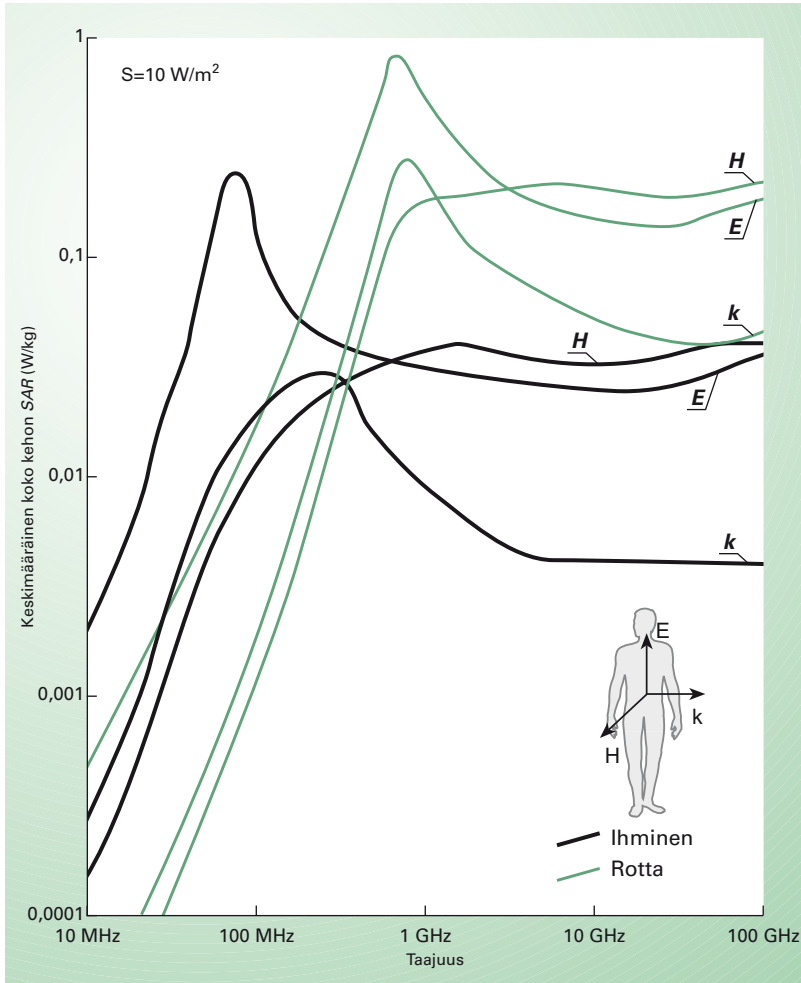
Kehon asento sähkömagneettisen aallon tulosuuntaan nähden vaikuttaa keskeisesti absorptioon. Kuvassa 3.19 on esitetty miten aallon tulosuunta vaikuttaa kahden erikokoisen pyörähdysellipsoidin tapauksessa. Pyörähdysellipsoidit edustavat täysikasvuista ihmistä ja rottaa. Aallon tulosuuntaa kuvataan E- H- ja k-polarisaatioilla:

- E-polarisaatio: edellä esitetyn mukaisesti resonanssihuippu on maksimissaan, kun sähkökenttä on ellipsoidin pituusakselin suuntainen ja aallon etenemissuunta on sitä vastaan kohtisuorassa.
- H-polarisaatio: magneetikentän ollessa ellipsoidin pituusakselin suuntainen ei resonanssihuippua esiinny lainkaan, mutta suurilla taajuuksilla absorptio on samaa luokkaa kuin E-polarisaatiolla. Se on luonnollista, koska suurilla taajuuksilla SAR määräytyy aallon kohtaaman kappaleen fysikaalisesta poikkipinta-alasta, joka on pyörähdysellipsoidissa sama E- ja H-polarisaatiolla, (katso kohta 3.6).
- k-polarisaatio: aallon edetessä ellipsoidin pituusakselin suunnassa esiintyy jonkinlainen resonanssihuippu, joka kuitenkin on huomattavasti matalammalla kuin E-polarisaatiolla.

Rotan absorptio poikkeaa oleellisesti ihmisen absorptiosta. Pienemmästä koosta johtuen resonanssitaajuus kasvaa kymmenkertaiseksi (700 MHz) ja maksimiabsorptio E-polarisaatiolla 3,6 kertaiseksi. Sen sijaan kvasistaattisilla taajuuksilla rottamalli absorboi tehoa likimain neljä kertaa heikommin kuin ihmismalli, sillä rotan vartalo on huomattavasti pyöreämpi kuin ihmisen vartalo. Kvasistaattisella alueella sähkökentän kytkeytymien heikkenee, kun kappale pyöristyy. Magneetikentän suhteellinen kytkeytyminen lisääntyy, mutta se ei korvaa sähköisen kytkennän heikentymistä.

Rottien ja muiden koe-eläinten absorptio-ominaisuudet on tunnettava, kun tehdään eläinkokeita radiotaajuuden säteilyn biologisista vaikutuksista. Suuret erot absorptio-ominaisuuksissa aiheuttavat sen, että erikoisilla lajeilla havaittuja vaikutuksia ei voida vertailla keskenään, jos käytetään samaa tehotiheyttä. Kokeet on suunniteltava siten, että ainakin koko kehon keskimääräinen SAR on sama. On kiinnostava havaita, että noin 1 GHz taajuudella rotta absorboi likimain yhtä paljon k- ja H-

polarisaatiossa (sähkökenttä kohtisuorassa pituusakselia vasten). Tätä voidaan hyödyntää suunnittelemalla altistusjärjestelmä niin, että rotta voi liikkua häkissään H-k-tasossa ilman että liikkeellä on huomattavia vaikutuksia absorptioon. Vain, jos rotta nousee takajaloilleen, absorptio kasvaa merkittävästi.



**Kuva 3.19 Keskimääräinen koko kehon SAR rottaa ja ihmistä kuvaavissa pyörähdySELLIPSOIDEISSA**

Rotan ja ihmisen absorptiota on vertailtu laskemalla keskimääräinen SAR eri suunnista tulevassa tasoaaltokentässä. Ellipsoidin pituusakseli on E-polarisaatiossa sähkökentän suuntainen (pikkukuva), H-polarisaatiossa magneettikentän suuntainen ja k-polarisaatiossa aallon etenemisvektorin suuntainen (Durney ym. 1978). Kvasistaattisella alueella laskettu absorptio on likimain viidesosa todellisesta arvosta, koska mallina käytetty homogeeninen pyörähdySELLIPSOIDI ei huomioi alaraajoissa tapahtuvaa virran ahtautumista.

## Tehotihentymät resonanssialueella

Kehon sisälle syntyvien tehotihentymien eli paikallisten kuumien pisteiden SAR voi huomattavasti ylittää keskimääräisen koko kehon SAR-arvon. Tehotihentymiä syntyy kaikilla taajuuksalueilla, mutta resonanssialueelle on ominaista se, että niitä voi syntyä kehon sisäosiin eri suuntiin etenevien aaltojen interferoidessa ja resonoidessa keskenään. Tehotihentymien synnylle on useita eri syitä, jotka riippuvat taajuudesta ja altistumistilanteesta:

- Resonanssialueen alapäässä virran ahtautuminen synnyttää nilkoissa kuumen pisteen.
- Aaltojen heijastuminen kudosten rajapinnoista aiheuttaa seisovia aaltoja, joissa on absorptiohuippuja likimain puolen aallon välein.
- Kaareutuvat rajapinnat voivat linssin tavoin fokusoida aaltoja poltopisteeseen.
- Vähähäviöllisen kudoksen ympäröimässä häviöllisemmässä kudosalueessa voi syntyä puoliaaltoresonanssi.
- Pieni säteilylaite lähellä kehoa, esimerkiksi matkapuhelin, aiheuttaa pinnallisen SAR-tihentymän.

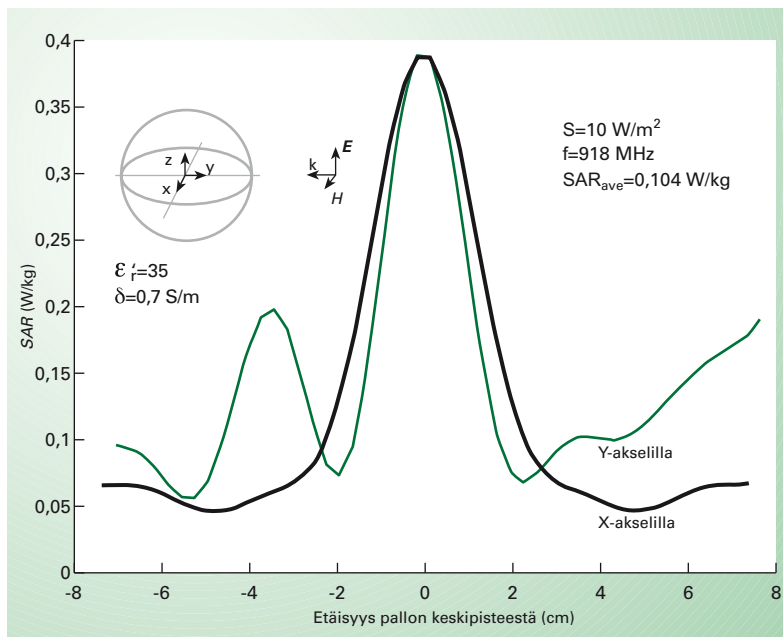
Esimerkki resonanssialueen tehotihentymästä on kuvassa 3.20, jossa on esitetty pallon ominaisabsorptionopeuden jakauma tasoaaltokentässä. Palloa voidaan pitää hyvin yksinkertaistettuna mallina ihmisen päästä. Pallo koostuu homogeenisesta materiaalista, jonka permittiivisyys ja johdavuus vastaavat keskimääräisiä aivokudoksen arvoja. Pallon keskelle syntyy selvä SAR-huippu, joka on yli kaksinkertainen verrattuna keskimääräiseen SAR-arvoon. Tehotihentymä aiheutuu pallon sisällä tulosuunnassa heijastelevien aaltojen summautumisesta, mutta myös fokuusoitumisella on vaikutusta. Summautumisen vaikutus ilmenee noin puolen aallon välein toistuvissa absorptiohuipuissa, joiden kohdalla etenevät ja heijastelevat aallot ovat samassa vaiheessa.

Kudoksissa aallonpituus ( $\lambda_i$ ) on pienempi kuin ilmassa ( $\lambda_o$ ). Niiden välillä vallitsee yhteys  $\lambda_i \approx \lambda_o / \sqrt{\epsilon_r}$ . Koska suhteellisen permittiivisyyden reaalisosa  $\epsilon_r'$  on suuri (35–100), on aallonpituus kudoksissa tyypillisesti kolmas- tai vain kahdeksasosa aallonpituudesta ilmassa. Yli 100 MHz taajuuksilla kehon sisälle alkaa mahtua useita aallonpituuksia (kuva 3.4b). Yli 1 GHz taajuuksilla sähkömagneettisen aallon voimakas vaimeneminen kudoksessa vähentää kuitenkin oleellisesti aaltojen keskinäisestä resonoinnista aiheutuvia huippuja.

Kuvasta 3.20 voisi saada sen käsityksen, että matkapuhelimen säteily

altistaisi erityisen voimakkaasti aivojen keskiosia. Näin ei kuitenkaan ole, sillä matkapuhelimen käyttäjä ei altistu tasoaalolle kaukokenttäolosuhteissa, vaan käyttäjä altistuu antennin synnyttämälle lähikentälle. Lähikentän aiheuttama SAR on aina hyvin pinnallinen, koska antennin lähellä kenttä vaimenee nopeasti etäisyyden funktiona (luvut 9 ja 10).

Tarkimpien dosimetristen laskelmien mukaan tasoallon aiheuttama paikallinen SAR voi resonanssialueella olla suurimmillaan 20–30 kertainen koko kehon keskimääräiseen SAR-arvoon verrattuna. Altistumisstandardeja johdettaessa on lähdetty siitä, että paikallinen huippuarvo kehon sisäosissa saa olla huomattavasti suurempi kuin koko kehon keskiarvo, koska verenkierto ja lämmönjohtuminen tasaavat tehokkaasti paikallisten kuumien pisteiden aiheuttamaa lämmitystä, (katso myös kappale 4). Siten tasoalto-olosuhteissa keskimääräisen SAR:n rajat suojaavat riittävän hyvin myös paikallisilta lämpövaikutuksilta. Jos kuitenkin altistuminen on hyvin epätasaista tai vain pieni osa kehosta al-



**Kuva 3.20 SAR-jakauma aivoja simuloivassa pallossa**

FDTD-menetelmällä laskettu SAR-jakauma aivoja simuloivassa homogeenisessä pallossa. Palloon kohdistuu  $10 \text{ W/m}^2$  tasoaltokenttä. Keskimääräinen SAR pallossa on  $0,104 \text{ W/kg}$ . Kuva vastaa tilannetta, jossa ihminen on säteilylähteen synnyttämässä kaukokentässä.

tistuu, on paikallinen huippu SAR kriittisempi kuin koko kehon SAR. ICNIRPin työntekijöitä koskeva perusraja paikalliselle huippu SAR:lle kehossa ja päässä on 10 W/kg, ja muulle väestölle viisi kertaa pienempi eli 2 W/kg. Nämä ovat 25 kertaa suurempia kuin vastaavat koko kehon SAR-arvot 0,4 W/kg ja 0,08 W/kg.

### 3.6 | Pinta-absorptioalue

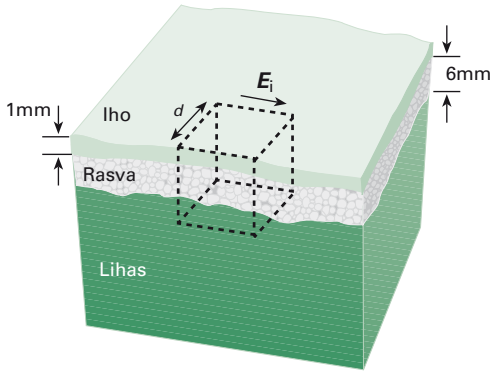
#### Tasomalli

Pinta-absorption alueella 3–300 GHz ulkoisen sähkömagneettisen kentän aallonpituus on pieni kehon mittoihin verrattuna. Suurin osa tehosta absorboituu kehon pintakerrokseen lämmittäen ihoa ja välittömästi sen alla olevia kerroksia. Pinta-absorptioalueen dosimetriassa voidaan käyttää monikerroksista tasomallia, jolla laskenta tulee suhteellisen yksinkertaiseksi (kuva 3.21). Tasomallin käyttö perustuu kvasioptiseen oletukseen, jonka mukaan riittävän suurilla taajuuksilla aallonpituus on niin pieni ( $< 10$  cm), että kehon pintaa voidaan paikallisesti pitää tasopintana. Pinnalle tulee tasoaalto, josta osa heijastuu ja osaa jatkaa sisäpuolelle vaimentuvana ja eri kudosten rajapinnoista heijastelevana aaltona. Aallon tulosuunta tasoon nähden voi vaihdella, mutta useimmiten oletetaan, että aalto tulee kohtisuoraan pintaa vasten.

Kuvan 3.21 kolmikerroksisessa tasomallissa ylimmän kerroksen muodostaa yhden millimetrin paksuinen iho. Sen takana on kuuden millimetrin paksuinen rasvakerros, jonka takana on niin paksu kerros lihastyypistä kudosta, että sen takaa ei tule enää merkittäviä heijastuksia.

Tasomallille saadaan suhteellisen yksinkertainen analyyttinen ratkaisu lähtemällä Maxwellin yhtälöistä johdetusta aaltoyhtälöstä. Yksikerroksisen tasomallin yhtälöt on koottu asiasta kiinnostunutta lukijaa varten tämän luvun lopussa olevaan erikoiskappaleeseen. Yksikerroksisesta mallista päästään monikerroksiseen malliin laskemalla rajapinnoista heijastuneet aallot etenevien aaltojen kanssa yhteen.

Kuvassa 3.22 on esitetty, miten sähkökenttä ja SAR muuttuvat sähkömagneettisen aallon tunkeutuessa kehoon 10 GHz taajuudella. Päinvastoin kuin homogeenisessa väliaineessa, jossa SAR vaimenee monotonisesti, monikerroksisessa väliaineessa on voimakkaita tehotihentymiä myös pintaa syvemmillä. Ne aiheutuvat aaltojen heijastuksista, joita syn-



**Kuva 3.21** Pinta-absorptioalueella käytettävä tasomalli

Kehon pintakerroksia kuvaava kolmikerroksinen tasomalli. Se soveltuu dosimetrisiin las-kuihin pinta-absorptioalueella yli 3 GHz mikroaaltotaajuuksilla. ICNIRPin mukaan SAR määri-tetään 10 gramman painoisen kudospala on, voidaan olettaa, että se on kuutio. Tällaisen massan sisältävän kuution (kuvassa katkoviiva) särmän pituus  $d$  on 2,15 cm, jos oletetaan, että kudoksen tiheys on likimain sama kuin veden tiheys  $1\ 000\ \text{kg/m}^3$ . Se on hyvä oletus lukuun ottamatta luuta, joka on likimain kaksi kertaa tiheämpää kuin muut kudokset. SAR-huippujen tasaaminen keskiarvoistamalla on termodynaamisesti perusteltua, koska ve-renkierto ja passiivinen lämmönjohtuminen pienentävät paikallisia lämpöhuippuja.

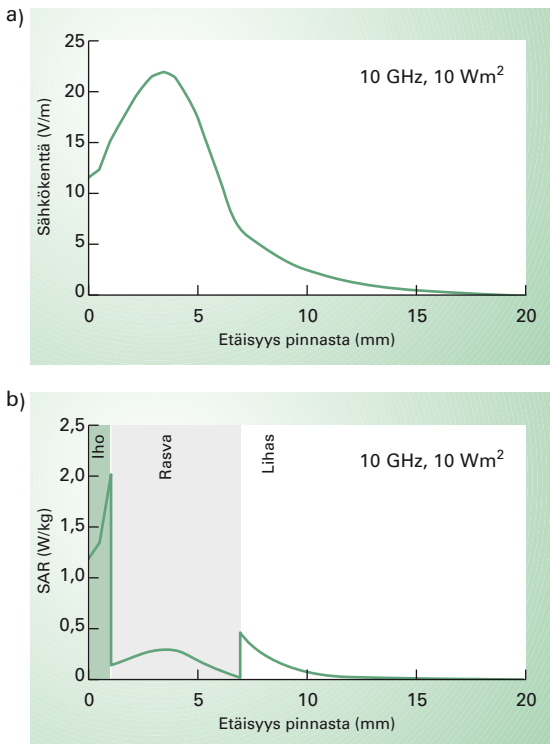
tyy kudosten välisistä rajapinnoista. Erityisen voimakas absorptiopiikki esiintyy ihon ja rasvakudoksen rajapinnalla. Se selittyy sillä, että rasvan permittiivisyys ja johtavuus ovat pienempiä kuin vesipitoisemman ihon. Tällaisella rajapinnalla aalto tulee sähköisesti tiheämmästä aineesta har-vempaan. Tästä seuraa, että heijastuneen sähkökentän vaihe on ihon puo- lella likimain sama kuin tulevan aallon. Tällöin sähkökentät summautu- vat ja SAR kasvaa.

Rasvakerroksessa on etenevien ja heijastuvien aaltojen interferenssis- tä aiheutuvaa vaihtelua, mutta absorptio on vähäisempää kuin paljon paremmin johtavassa ihossa. Rasvakerrokseen syntyy minimikohta ras- van ja lihaksen rajapintaan. Rasvan ja lihaksen rajapinnassa etenevän ja heijastuneen aallon sähkökentät kumoavat osittain toisensa, koska nyt rajapinnalla siirrytään sähköisesti harvemmassa väliaineesta sähköi- sesti tiheämpään. Voidaan myös ajatella, että rajapinnalla johtavampi lihas oikosulkee kentän. Rasvan keskellä sähkökentät summautuvat sa- massa vaiheessa aiheuttaen pienen SAR-maksimin. Paksussa lihasker- roksessa heijastuvat aallot ovat vaimentuneet pois, joten aalto vaimenee monotonisesti.



Vaikka SAR on nykyisten altistumisrajoitusten johdosta keskeisin dosimetrinen altistumissuure, ei sähkökenttää sovi unohtaa silloin kun tutkitaan muita kuin lämmöstä aiheutuvia vaikutuksia. Sähkökentän jakauma poikkeaa oleellisesti SAR:n jakaumasta, koska johtavuus ei vaikuta sähkökenttään yhtä voimakkaasti kuin absorptioon. Sähkökentän maksimi on 10 GHz taajuudella rasvakerroksen keskellä.

Pinta-absorptio kasvaa ja tunkeutumissyvyys pienenee taajuuden funktiona. Kun tulevan aallon tehotiheys on  $50 \text{ W/m}^2$  (ICNIRPin viitearvo), maksimi paikallinen SAR-arvo  $10 \text{ W/kg}$  ylitetään taajuudella 10 GHz, kuva 3.23. Hyvin suurilla taajuuksilla eli millimetri- ja infrapuna-alueella pinta-SAR nousee hyvin suureksi. Tällä ei kuitenkaan ole merkitystä, koska ihon lämmönsäätelyjärjestelmä on hyvin sopeutunut sähkömagneettisen säteilyn aiheuttamaan pintalämmitykseen. Auringon säteilyn



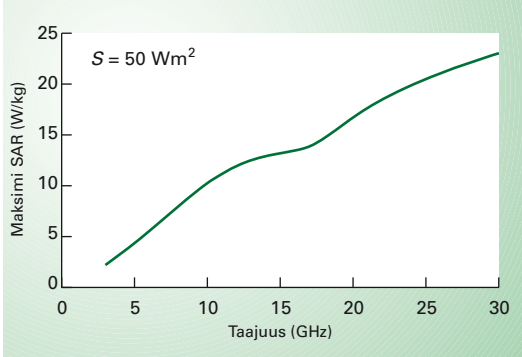
**Kuva 3.22 Mikroaaltojen tunkeutuminen kehoon 10 GHz taajuudella**

Kolmikerroksista tasomallia käyttäen on laskettu

a) sähkökentän voimakkuus ja

b) ominaisabsorptionopeus

etäisyyden funktiona ihon pinnalta. Käyriä laskettaessa on oletettu, että tasoalto tulee iholle tulee kohtisuoraan.



**Kuva 3.23 SAR kasvaa iholla taajuuden funktiona**

Kolmikerroksista tasomallia käyttäen on laskettu iholla esiintyvä maksimi SAR taajuuden funktiona gigahertsialueella, kun iholle tulee kohtisuora tasoaalto.

tehotiheys voi olla yli  $800 \text{ W/m}^2$  näkyvän valon ja infrapunasäteilyn aallonpituuksilla (alle 1 mm). Yli 6 GHz taajuuksilla on järkevämpää rajoittaa tehotiheyttä kuin ominaisabsorptionopeutta.

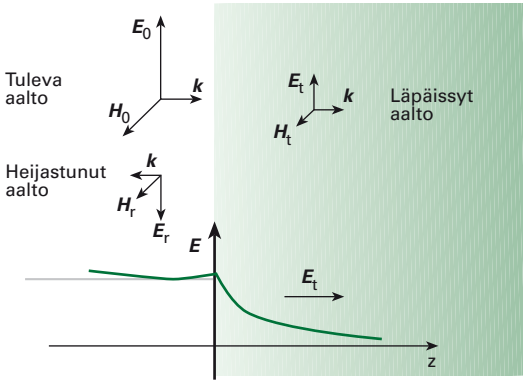
### SAR:n ja tehotiheyden välinen yhteys pinta-absorptioalueella

Suurilla mikroaaltotaajuuksilla paikallinen ihomaksimi ei yleensä ole kriittinen vaan koko kehon lämpeneminen. On hyödyllistä tarkastella miten koko kehon SAR riippuu tehotiheydestä pinta-absorptioalueella. Absorboitunut teho saadaan kertomalla tehotiheys  $S$  kehon fysikaalisella poikkipinta-alalla  $A$  ja huomioimalla heijastunut teho. Koko kehon SAR saadaan jakamalla absorboitunut teho  $P$  massalla  $m = \rho V$  ( $\rho$  on tiheys ja  $V$  tilavuus):

$$SAR_{\text{oba}} = \frac{(1 - R^2)SA}{\rho V}, \quad (3.36)$$

missä  $R^2$  on tehoheijastuskerroin ihon pinnalla ja tekijä  $1 - R^2$  huomioi absorboituneen tehon osuuden. Tyypillisesti vain noin kolmannes mikroaaltotehosta absorboituu kehoon ja loppu heijastuu takaisin, kuva 3.24.

Kun sähkökenttä on pituusakselin suuntainen (E-polarisaatio), pyörähdysellipsoidin fysikaalinen poikkipinta-ala  $A = \pi ab$  on suurimmillaan. Ottamalla huomioon, että pyörähdysellipsoidin tilavuus  $V = 4/3\pi ab^2$



**Kuva 3.24 Sähkömagneettisen aallon tunkeutuminen tasomaiseen biologiseen materiaaliin**

Sähkökenttä vaimenee eksponentiaalisesti häviöllisessä väliaineessa. Tunkeutumissyvyydellä  $z = 1/\alpha$  sähkö ja magneettikenttä ovat vaimentuneet  $1/e$  osaan eli noin 37 prosenttiin alkuperäisestä arvosta. Osa tulevasta aallosta heijastuu rajapinnalla takaisin ja summautuu tulevaan aaltoon.

saadaan yhtälö 3.36 muotoon

$$SAR_{wba} = \frac{3(1-R^2)S}{4\rho b} \quad (3.37)$$

Tästä voidaan yleistää, että pinta-absorptioalueella koko kehon SAR on kääntäen verrannollinen kehon läpimittaan, jos muoto pysyy samana, mikä on fysikaalisesti järkevä tulos. Läpimitan kasvaessa SAR pienenee, koska massa kasvaa nopeammin kuin absorboiva pinta-ala.

Tehotiheydellä  $50 \text{ W/m}^2$ , joka on ICNIRPIN työntekijöitä koskeva viitearvo, saadaan koko kehon SAR-arvoksi  $0,1 \text{ W/kg}$ , kun  $b = 0,14$ ,  $R^2 = 0,63$  ja  $\rho = 1\,000 \text{ kg/m}^3$ . Tulos on neljäsosa ICNIRPIN työntekijöitä koskevasta  $0,4 \text{ W/kg}$  perusrajusta. Käytännössä ihmiseen voi absorboitua tehoa hieman enemmän kuin mitä ellipsoidimallin perusteella voidaan arvioida, sillä useimmat ihmiset ovat pyörähdysmallia litteämpiä. Pyörähdysellipsoidin litistyessä paremmin ihmistä kuvaavaksi ellipsoidiksi SAR kasvaa noin 40 %. ICNIRP onkin käyttänyt varsin konservatiivista mallia päättyessään viitearvoon  $50 \text{ W/m}^2$ . Toisaalta IEEE:n (Institute of Electrical and Electronics Engineers) standardissa vuodelta 1999 tehotiheysraja on hieman korkeammalla tasolla eli  $100 \text{ W/m}^2$  yli 3 GHz taajuuksilla.

## Yksikerroksinen tasomalli

Oletetaan, että ilmassa etenevä sinimuotoinen sähkömagneettinen tasoaalto kohtaa tasopinnan, jonka takana on puoliavaruuden täyttävä homogeeninen häviöllinen väliaine, kuva 3.24. Aalto etenee  $z$ -suuntaan, eli kohtisuoraan ihon pintaan nähden. Sähkö- ja magneettikentät voidaan esittää ajan  $t$  ja paikan  $z$  funktiona kompleksimuodossa<sup>2</sup>

$$e(z, t) = E_0 e^{-\gamma z} e^{j\omega t} \quad \text{ja} \quad (3.38)$$

$$h(z, t) = H_0 e^{-\gamma z} e^{j\omega t} \quad , \quad (3.39)$$

missä  $E_0$  ja  $H_0$  ovat tulevan aallon kentänvoimakkuuksien amplitudeja ja  $\omega$  näiden kulmataajuus. Paikkariippuvuus määräytyy kompleksisesta etenemiskertoimesta

$$\gamma = \alpha + j\beta = j\omega \sqrt{\mu_0 \epsilon_0 (\epsilon_r - j\epsilon_r'')} \quad , \quad (3.40)$$

missä

$\mu_0 = 4\pi \cdot 10^{-7}$  H/m on biologisen materiaalin permeabiliteetti,  
 $\epsilon_0 = 8,854 \cdot 10^{-12}$  F/m tyhjän permittiivisyys  
 $\epsilon_r^2 - j \epsilon_r''$  on väliaineen suhteellinen kompleksinen permittiivisyys.

Etenemiskertoimen reaalisosa  $\alpha$  on väliaineen häviöistä riippuva vaimenuskerroin, joka käytännössä häviöttömässä ilmassa on nolla. Imaginäärisosa  $\beta$  on vaihekerroin. Osa aallosta heijastuu rajapinnalla takaisin. Heijastuneen aallon sähkökentän voimakkuus on  $RE_0$ , missä heijastuskerroin  $R$  on kompleksinen. Resultanttikenttä rajapinnalla on tulevan aallon ja heijastuneen aallon summa eli itseisarvona lausuttuna:

$$E_t(0) = |(1 + R)| E_0 \quad . \quad (3.41)$$

Kompleksinen heijastuskerroin saadaan lausekkeesta

$$R = \frac{\eta / \eta_0 - 1}{\eta / \eta_0 + 1} \quad , \quad (3.42)$$

<sup>2</sup> Reaaliset kentät saadaan kompleksimuotoisten kenttien reaalisosasta.

missä  $\eta_0 = 376,7 \Omega$  on reaalinen aaltoimpedanssi ilmassa ja  $\eta$  kompleksinen väliaineen aaltoimpedanssi. Se saadaan yhtälöstä

$$\eta = \sqrt{\frac{\mu_0}{\epsilon_0(\epsilon_r' - j\epsilon_r'')}} \quad (3.43)$$

Rajapinnalla esiintyvä resultanttikenttä on myös se kenttä, joka lähtee etenemään väliaineessa eksponentiaalisesti vaimenevana tasoaaltona

$$e(z, t) = E_t(0)e^{-\alpha z} e^{j(\omega t - \beta z)} \quad (3.44)$$

missä  $E_t(0)$  on sähkökentän voimakkuus pinnalla ja  $E_t(0)e^{-\alpha z}$  väliaineessa. Ominaisabsorptionopeus syvyydellä  $z$  on

$$SAR(z) = \frac{1}{2} \frac{\sigma}{\rho} (E_t(0)e^{-\alpha z})^2 \quad (3.45)$$

missä  $\rho$  on tiheys. Kaavan edessä oleva kerroin  $1/2$  johtuu siitä, että edellä sähkökentän voimakkuus määriteltiin edellä poikkeuksellisesti amplitudin, eikä tehollisarvon suhteen. Sähkökenttä vaimenee eksponentiaalisesti häviöllisessä väliaineessa. Tunkeutumissyvyydellä  $z = 1/\alpha$  sähkö ja magneettikenttä ovat vaimentuneet  $1/e$  osaan eli noin 37 prosenttiin alkuperäisestä arvosta kuten aiemmin todettiin. Samalla tehotehoisuus ja SAR ovat vaimentuneet  $(1/e)^2$  osaan eli 13,5 prosenttiin. Taajuuden funktiona laskettuja tunkeutumissyvyyksiä on esitetty aikaisemmin kuvassa 3.11. Näin saatiin johdettua yksinkertainen absorptiomalli tarkastelemalla miten paksu tasolevy vaikuttaa sähkömagneettisen aallon etenemiseen.

### 3.7 | Yhteenveto

Tässä luvussa tarkasteltiin miten kehon sisäinen sähkökenttä ja siihen liittyvä virrantiheys määräytyvät kehon ulkopuolella vaikuttavasta ajan funktiona muuttuvasta sähkö- ja magneettikentästä. Kudosten sähköiset ominaisuudet määräytyvät kentän ja varattujen hiukkasten välisistä vuorovaikutuksista, joiden seurauksena aineessa tapahtuu sähköistä polarisoitumista. Kudosten permittiivisyys ja johtavuus määräytyvät eniten vesimolekyylien muodostamien dipolien aiheuttamasta polarisaatiosta ( $\gamma$ -dispersio), kudosten vapaiden ionien kulkeutumisesta kentän

suuntaan sekä alle 10 MHz taajuuksilla solukalvojen polarisoitumisesta eli Maxwellin–Wagnerin ilmiöstä ( $\beta$ -dispersio).

Kudosten johtavuus määräytyy kudosten vesipitoisuudesta, sillä kudostenesteiden suolapitoisuus on likimain vakio. Vesipitoiset lihakset ja sisäelimet, joista valtaosa kudoksista muodostuu, johtavat paremmin kuin kuiva rasva ja luu. Mitä parempi johtavuus, sitä häviöllisempiä kudokset ovat. Alle 1 MHz taajuuksilla vapaiden ionien vaikutus on määräävä, kun taas suurilla taajuuksilla myös dielektriset dipolihäviöt ovat merkittäviä.

Kehon sisälle syntyvä sähkökenttä määräytyy ulkoisista kentistä, ympäristöstä, kehon muodosta ja kudosten sähköisistä ominaisuuksista. Kun nämä tunnetaan, kenttä voidaan periaatteessa laskea Maxwellin yhtälöiden avulla käyttämällä sopivaa numeerista menetelmää, kuten FDTD-menetelmää. Analyttisiä ratkaisuja saadaan vain äärimmilleen yksinkertaistetuille kehon malleille kuten keskimääräisestä kudost materiaalista muodostuvalle pallolle, pyörähdysellipsoidille ja paksulle tasolevyllä.

Kvasistaattisella alueella taajuus on niin pieni, että sähkö- ja magneettikentän kytkentymistä kehoon voidaan tarkastella erikseen. Indusoituneen sähkökentän tuottamiin virtoihin liittyvä sekundaarinen magneettikenttä on niin pieni, että se voidaan unohtaa. Aallonpituus kehon sisälläkin on suuri kehon mittoihin verrattuna. Magneettikenttä ja indusoitunut sähkökenttä tunkeutuvat hyvin myös kehon sisäosiin. Virran ahtautuminen aiheuttaa tehotihentymiä esimerkiksi nilkkoihin. Koko keho voidaan simuloida yksinkertaisilla absorptiomalleilla kuten pyörähdysellipsoidilla.

Resonanssialueella 30 MHz – 3 GHz koko keho tai sen osa voi mennä resonanssiin, jonka seurauksena absorptio kasvaa huomattavasti. Resonansseista, aaltojen heijastuksista ja virran ahtautumisesta johtuvia kuumia pisteitä esiintyy yleisesti myös kehon sisäosissa. Yksinkertaisilla absorptiomalleilla ei ole käyttöä.

Pinta-absorptioalueella 3–300 GHz säteily on luonteeltaan sähkömagneettista aaltoliikettä, joka tunkeutuu vain kehon pintaosiin – mitä suurempi taajuus sitä pinnallisempi tunkeutuminen ja sitä suurempi SAR. Yksinkertaiset tasomallit toimivat tällä alueella.

## KIRJALLISUUTTA

### Solubiologia ja säteilybiologia:

Alberts B, Bray D, Lewis J, Raff M, Roberts K, Watson JD. Molecular biology of the cell, third edition: Garland Publishing Inc., New York 1994.

Paile W (toim.). Säteilyn terveysvaikutukset, Säteily ja ydinturvallisuus-kirjasarja, STUK, Hämeenlinna 2002.

### Yleistä tietoa aineiden sähköisistä ominaisuuksista ja niiden taustalla olevasta fysiikasta:

Neelakanta PS. Handbook of electronic materials. Monolithic and composite versions and their applications. Boca Raton, New York, London, Tokyo, CRC Press, 1995.

Nyfors E, Vainikainen P. Industrial microwave sensors. Norwood: Artech House, Inc., 1989.

Sihvola A. Electromagnetic mixing formulas and applications. Padstow, Cornwall: The Institution of Electrical Engineers, 1999.

### Biologisten kudosten sähköiset ominaisuudet:

Foster KR and Schwan HP. Dielectric properties of tissues and biological materials: In: Polk C ja Postow E (toimittajat). Handbook of Biological Effects of Electromagnetic Fields. Boca Raton, Boston, London, Washington D.C.: CRC Press, 1996.

Gabriel S, Lau RW, Gabriel C. The dielectric properties of biological tissues: III. Parametric models for the dielectric spectrum of tissues. Phys. Med. Biol., 41: 2271–2293, 1996.

<http://niremf.ifac.cnr.it/tissprop/>

Sähkömagneettisten kenttien dosimetriassa käytettyjä analyttisiä ja numeerisia menetelmiä:

Lin JC, Gandhi OP. Computational methods for predicting field intensity. In: Polk C ja Postow E (toimittajat). Handbook of Biological Effects of Electromagnetic Fields. Boca Raton, Boston, London, Washington D.C., CRC Press, 1996.

Taflove A. Computational electrodynamics, The Finite Difference Time Domain Method. Norwood: Artech House, inc., 1995.

Yee KS. Numerical solution of initial boundary value problems involving Maxwell's equations in isotropic media. IEEE Transactions on Antennas and Propagation, 14: 302–307, 1966.

Ilvonen S, Sihvonen AP, Kärkkäinen K, Sorros J. Numerical assesment of induced ELF currents in the human head due to the battery current of a digital mobile phone. Bioelectromagnetics, hyväksytty julkaistavaksi, 2005

Muita lähteitä ja viitteitä :

Bernardi P, D'Inzeo G. Interaction mechanisms at microscopic level. In: Francheschetti G, Gandhi OP, Grandolfo M. Electromagnetic Biointeraction-Mechanisms, Safety Standards, Protection Guidelines. Plenum Press, New York: 27–58, 1989.

Chen J-Y, Gandhi OP. RF currents induced in an anatomically-based model of a human for plane-wave exposures (20–100 MHz). Health Phys., 57: 89–98, 1989.

Dimbylow PJ. Current densities in a 2 mm resolution anatomically realistic model of the body induced by low frequency electric fields. Phys. Med. Biol. 2000, 45: 1013–1022.

Dimbylow PJ. FDTD calculations of the whole-body averaged SAR in an anatomically realistic voxel model of the human body from 1 MHz to 1 GHz. Phys. Med. Biol., 42: 479–490, 1997.

Dimbylow PJ. Finite-Difference Time-Domain calculations of absorbed power in the ankle for 10–100 MHz plane wave exposure. IEEE Transactions on Biomed. Engi., 38: 423–428, 1991.



Gandhi OP, Chatterjee I, Wu D, Gu YO. Likelihood of high rates of energy deposition in the human legs at the ANSI recommended 3–30 MHz RF safety levels. *Proc. IEEE*, 73: 1145–1147, 1985.

Hill AD. Better simple models of human radiofrequency absorption rates for E-polarization at quasi-static frequencies. *J Microwave Power*, 20: 17–29, 1985.

ICNIRP International Commission on Non-Ionizing Radiation Protection. Guidelines for limiting exposure to time-varying electric, magnetic, and electromagnetic fields (up to 300 GHz). *Health Phys.*, 74: 494–522, 1998.

Johnson CC, Guy AW. Nonionizing electromagnetic wave effects in biological materials and systems. *Proc. IEEE*, 60: 692–717, 1972.

Jokela K, Puranen L, Gandhi OP. Radio frequency currents induced in the human body for medium-frequency/high-frequency broadcast antennas. *Health Phys.*, 66: 237–244, 1994.

Kaune WT, Forsythe WC. Current densities measured in human models exposed to 60-Hz electric fields. *Bioelectromagnetics*, 6: 13–32, 1985.

Kaune WT, Gillis MF. General properties of the interaction between animals and ELF electric fields. *Bioelectromagnetics*, 2: 1–11, 1981.

Lin JC, Guy AW, Johnson CC. Power deposition in a spherical model of man exposed to 1–20 MHz electromagnetic fields. *IEEE Trans. Microwave TheorTech.*, 21: 791–797, 1973.

Matthes R, Mc Kinlay A, Bernhardt JH, Vecchia P, Veyret B (toim.). Exposure to static and low frequency electromagnetic fields, biological effects and health consequences (0–100 kHz). International Commission on Non-Ionizing Radiation Protection, ICNIRP 13/2003, Märkl-Druck, München 2003.

Spiegel RJ. Magnetic coupling to a prolate spheroid model of man. *IEEE Trans. Power Apparatus and Systems*, 96: 208–212, 1977.

