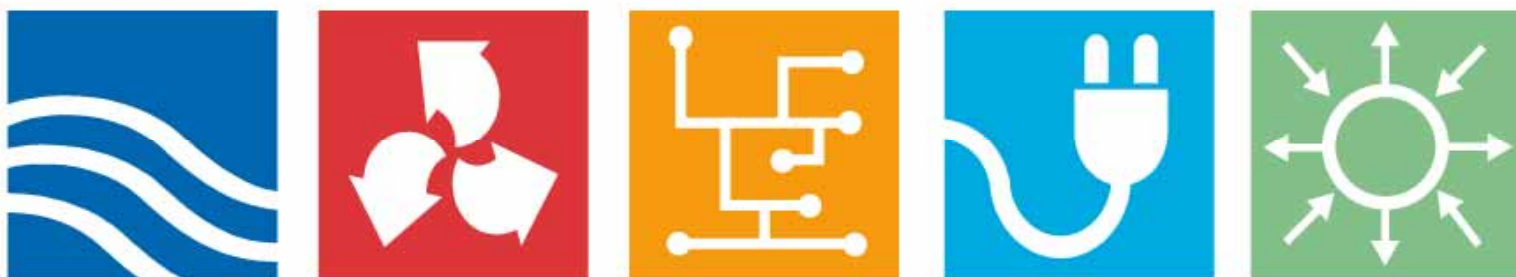




Elektriska och magnetiska fält i publika miljöer och vid yrkesmässig exponering

Del 2: Strömtäthet i kroppens organ och kontaktströmmar

Elforsk rapport 06:91



Göran Olsson

April 2006

ELFORSK

Elektriska och magnetiska fält i publika miljöer och vid yrkesmässig exponering

Del 2: Strömtäthet i kroppens organ och kontaktströmmar

Elforsk rapport 06:91

Förord

Elforsk har sedan 1990-talet bedrivit verksamhet inom området kraftfrekventa elektriska och magnetiska fält (EMF). Verksamheten omfattar forskning kring möjligheter att bestämma och begränsa EMF samt bevakning av forskningen kring effekter av EMF,. Arbetet i denna rapport har initierats och granskats av Svensk Energis EMF-grupp bestående av Eva Bergius (ordf) Svenska Kraftnät, Helena Andersson (sekr) Svensk Energi, Lennart Engström Vattenfall Eldistribution, Bengt Hanell Elforsk, Gunnar Hovsenius Elforsk, Åke Sjödin Elforsk, Henry Söderman Fortum Distribution, Ulf Thorén E.ON Elnät Sverige, Marianne Windell Vattenfall Eldistribution. De företag som bidragit till finansieringen av projektet är: Fortum Eldistribution, Göteborg Energi, Jämtkraft, LuleKraft, Mälarenergi, Skellefteå Kraft, Svenska Kraftnät, E.ON Nät, E.ON, Umeå Energi, Vattenfall, Vattenfall Distribution, Vattenfall Elproduktion och Öresundskraft.

Stockholm april 2006

Bengt Hanell
Elforsk AB
Programområde Överföring och distribution

Sammanfattning

Denna rapport ger en sammanfattning av kunskapsläget vid halvårsskiftet 2005, vad det gäller beräkning av strömtäthet i kroppens organ och kontaktströmmar.

1999 utfärdade EU en rekommendation om begränsning av allmänhetens exponering för elektriska och magnetiska fält och våren 2004 följdes denna av ett direktiv om begränsning av de fält som arbetstagare kan utsättas för. Båda dokumenten syftar till att förhindra negativa *akuta* effekter på människokroppen. Det vetenskapliga underlaget till båda dessa dokument har tagits fram av organisationen ICNIRP. Här i Sverige har EU-rekommendationen omarbetats till en föreskrift utgiven av SSI och Arbetsmiljöverket arbetar med att ta fram en föreskrift med EUs direktiv som grund.

Den grundläggande begränsningen i ICNIRPs dokument och i föreskrifterna är en strömtäthet i det centrala nervsystemet. Även om det råder en viss oklarhet om exakt vilka organ som avses, så torde hjärnan, ryggmärgen och ögat (näthinnan) höra till de närmast aktuella. Strömtätheten har en medicinsk grund. Gränsvärdet på 10 mA/m^2 för arbetstagare har sannolikt baserats på den nedre gränsen för fosfener, men valet av nivå stöds också av att det på senare år visat sig att det centrala nervsystemet kan påverkas av strömtätheter av denna storleksordning. Gränsvärdet för allmänheten har satts till 2 mA/m^2 , för att även skydda barn och speciellt känsliga individer.

I litteraturen ges många exempel på beräkning av inducerade strömmar orsakade av yttre B- och E-fält. De enkla tillvägagångssätten baseras på homogena kroppar med en konstant inre konduktivitet. Dessa metoder ger tyvärr inte någon säker information om strömmen i de kritiska organen. Det finns emellertid publicerade resultat från beräkningar med mer komplexa modeller och för olika exponeringsscenarier; både med B- och E-fält och både med homogena och med inhomogena fält. Dessa alternativa beräkningar tyder på att ICNIRPs relation mellan strömtäthet och B- och E-fält är konservativ. För vissa fall borde det därför vara möjligt att överskrida de av ICNIRP och EU stipulerade referens/insatsnivåerna.

Emellertid kan så små kontaktströmmar begränsa det högsta acceptabla elektriska fältet. Kontaktströmmar kan uppträda när en människa laddas upp av ett E-fält och tar i ett jordat föremål. De kan också uppkomma när en människa tar i ett annat uppladdat föremål – exempelvis en bil. Speciellt det senare fallet kan leda till betydande kontaktströmmar. En studie visar att större lastbil parkerad i ett E-fält på 1 kV/m kan orsaka en kontaktström på upp till $0,6 \text{ mA}$. Även om man tar hänsyn till realistiska förluster, så är dessa uppgifter så pass oroande att de bör bekräftas eller revideras genom fortsatta studier. Ett alternativ, för att klara den begränsning som kontaktströmmarna ev kan orsaka, är att införa två skyddsnivåer för det tillåtna elektriska fältet. En generell nivå och en högre nivå för de fall då risken för direktkontakt med jord är minimal.

Summary

This report summarizes the knowledge up to mid-year 2005, about calculation of induced currents in the human body and contact currents.

The EU has issued a recommendation in 1999 about restriction of the general public's exposure to electrical and magnetic fields. This recommendation was followed by a directive issued in spring 2004 regarding employers responsibilities for employees exposure to EMF. Both documents aim to prevent short-term adverse effects in the human body. The scientific background work for both these documents has been carried out by the organisation ICNIRP. Bases for assessment about long-term effects did not exist according to ICNIRP in 1997. Here in Sweden the EU recommendation has been revised, and a directive issued by the Swedish Radiation Protection Authority (SSI). The Swedish Work Environment Authority (Arbetsmiljöverket) is working on a national directive with EU's directive as foundation.

The fundamental restrictions in the regulations are based on the current density in the some critical organs. Although, it is not entirely clear about which organs should be considered, the brain, the spinal cord (marrow) and the eye (the retina) are probably the most relevant ones. The basic restriction value of 10 mA/m^2 for employees has probably been based on the lower boundary for phosphenes, but the central nervous system can also be influenced by current densities of this magnitude. The basic restriction value for the general public is set to 2 mA/m^2 in order also to protect children and particularly sensitive individuals.

Examples are given in the literature about calculations of induced currents caused by external B- and E-fields. Simple model calculations are based on homogeneous bodies of constant conductivity. Unfortunately these methods do not give any reliable information about the current density in critical organs. However, there are published results from calculations with complex models and different exposures situations. These alternative calculations indicate that the relationship between current density and external fields is conservative in the ICNIRP's results. Therefore, it should be possible to exceed the stipulated reference levels without exceeding the limit values in a majority of well-defined exposure situations.

It is also possible that contact currents can limit the highest acceptable electrical field. Contact currents can appear when a person is charged by an E-field and touches an earthed object, or when a person touches a charged object - for example a lorry with dry tires. This later case can lead to significant contact currents. A study shows that a lorry parked in an E-field of 1 kV/m , can cause a contact current of up to $0,6 \text{ mA}$. Even if considerations are taken to realistic leakage currents, this information is so worrying that it should be confirmed or revised by further studies.

Innehållsförteckning

1	INLEDNING	1
1.1	BAKGRUND	1
1.2	MÅL.....	1
1.3	AVGRÄNSNINGAR.....	2
2	ORDFÖRKLARINGAR OCH FÖRKORTNINGAR (GEMENSAM FÖR DEL 1 OCH DEL 2).....	3
3	BERÄKNING AV STRÖMMAR I KROPPENS ORGAN	5
3.1	ALLMÄNT	5
3.2	BERÄKNING AV STRÖMMAR ORSAKADE AV MAGNETISKA FÄLT	8
3.3	BERÄKNING AV STRÖMMAR ORSAKADE AV ELEKTRISKA FÄLT	40
3.4	FEL VID BERÄKNING AV DEN INDUCERADE STRÖMTÄTHETEN	54
3.5	KONTAKTSTRÖMMAR ORSAKADE AV ELEKTRISKA FÄLT	55
4	SAMMANFATTNING OCH SLUTSATSER.....	62
5	REFERENSER	65

1 Inledning

1.1 Bakgrund

Elektriska och magnetiska fält (EMF) i vår omgivning påverkar oss i varierande grad. Vissa fält har vi varit utsatta för sedan urminnes tid, medan andra har tillkommit i takt med samhällets tekniska utveckling.

Till den förra gruppen kan vi bl a räkna det jordmagnetiska fältet som är i stort sett statistiskt och runt den 60:e breddgraden vanligen av storleksordningen 50 μT . Över mer betydande magnetiska järnmalmer kan dock fältet bli mer än dubbelt så stort. Likaså i stort sett statiska är de elektriska fält som byggs upp inför åskväder. Fältstyrkan vid markytan växer då från 10 upp till mer än 100 kV/m. Från det stora antalet åskväder runt ekvatorn får vi också ett "magnetiskt brus", nästan kontinuerligt och vanligen 0,01 – 0,1 Hz.

Den senare gruppen är ständigt växande, både i fråga om antalet källor och frekvensinnehåll. Uppbyggnaden av rundradiosystemet, samhällets elektrifiering, radar- och mikrovågstekniken och kanske framförallt den snabba utbyggnaden inom mobiltelefonområdet, har inneburit att i princip hela samhället täcks av elektriska och magnetiska fält av olika frekvenser.

Till en början dominerades samhällsdebatten av innovationernas tekniska och positiva sidor och frågan om fälts eventuella påverkan på människan var ingen väsentlig fråga. Det var i stort sett bara inom de mycket små grupper, till vardags i direktkontakt med radiosändare och radaranläggningar, som frågan överhuvudtaget diskuterades.

Det kom att dröja ända fram till mitten av 70-talet innan den mer allmänna debatten kom igång om de elektriska och magnetiska fältens inverkan på människokroppen. Debatten fick ytterligare näring 1979 när Wertheimer och Leeper presenterade resultat som tydde på en statistisk koppling mellan förekomsten av barnleukemi och närheten till kraftledningar [1]. I Sverige fortsatte debatten med den planerade 800 kV ledningen från Forsmark och övergick i början på 90-talet i en mer allmän diskussion om högspänningsledningar i tätortsnära områden. Framförallt diskuterades sambandet mellan tämligen låga magnetfält (0,2 – 0,4 μT) och olika tumörsjukdomar. Åt de elektriska fälten däremot, ägnades vid den här tiden inte så mycket intresse. Parallellt med dessa diskussioner byggdes mobiltelefon-systemen ut och debatten kom också alltmer att fokuseras på det högre frekvensområdet. Under de allra senaste åren har dock de elektriska fälten åter kommit i blickpunkten. Troligen är det EU-direktivet och dess förhållandevis snäva gränser för E-fältet som fått frågan att åter bli högaktuell.

1.2 Mål

Målet med denna studie har varit att i en rapport sammanfatta grundläggande kunskap om befintliga regelverk, deras medicinska bakgrund och hur de skall kunna tolkas och användas.

Rapporten består av två separata delar, som kan läsas var för sig, men förståelsen för denna Del 2 vinner på att Del 1 har studerats.

Del 1 (Elforsk rapport 06:90) inleds med en mer översiktlig beskrivning av förekommande fält, både i publika miljöer och i arbetslivet. Materialet har hämtats ur publicerade arbeten, i huvudsak konferenspublikationer och artiklar i tidskrifter.

Därefter följer i Del 1 ett försök att sammanfatta kunskapsläget om de elektriska och magnetiska fältens mer akuta inverkan på människokroppen. Frågan är kontroversiell och det finns en risk att varje försök till uppsummering kan tolkas som en partsinlaga. Redan här kan det dock sägas att frågan om eventuella långtidseffekter är om möjligt än mer omstridd. Sammanfattningen begränsas till effekter av lägre frekvenser, runt 50 Hz och därmed utelämnas allt som har med det högre frekvensområdet (mobiltelefon-frekvenser) att göra.

Del 1 ger också en vägledning till de kommande föreskrifterna inom området. Tonvikten ligger där på arbetstagares exponering och arbetsgivarens ansvar och skyldigheter.

I denna Del 2 (Elforsk rapport 06:91) ges en introduktion till olika möjligheter att beräkna de strömmar som de elektriska och magnetiska fälten inducerar i människokroppen. Både analytiska lösningar och numeriska metoder presenteras och det visas att de båda grupperna kompletterar varandra. Med enkla modeller och analytiska lösningar kan principerna och huvuddragen förklaras, medan mer anatomiskt riktiga modeller och numeriska metoder krävs för att bättre kunna beskriva strömtätheten.

I denna del ges också en beskrivning av kontaktströmmar och hur de är beroende av det elektriska fältet.

1.3 Avgränsningar

Den här studien fokuserar på de *akuta* effekterna av kraftfrekventa (50/60 Hz) elektriska och magnetiska fält. Ett kortare avsnitt ingår förvisso om långtidseffekter, men detta bara för att ge en orientering om frågan.

2 Ordförklaringar och förkortningar (Gemensam för Del 1 och Del 2)

ALS	Amyotrofisk lateralskleros. Ett sjukdomstillstånd vid vilket de nervceller i hjärnan och ryggmärgen, som styr kroppens vilje-mässiga rörelser, skadas och så småningom förstörs.
Alzheimers sjukdom	Sjukdomstillstånd vid vilket patienten drabbas av tidiga minnesproblem och av koncentrationssvårigheter.
Anisotropi	Olika egenskaper i olika riktningar.
Basic restriction	Gränsvärde. Termen används av ICNIRP och i EUs rekommendation om begränsning av allmänhetens exponering. Se grundläggande begränsning
CD, CDV	Committee Draft (for vote). Koncept till IEC-standard.
Duplex	Ledarkonfiguration med två ledare per fas.
CENELEC	European Committee for Electrotechnical Standardization. En organisation som verkar för gemensamma europeiska standarder inom elområdet.
Controlled environment.	Ett område som är tillgängligt för dem som är medvetna om risken för exponering och då denna upplysning är en följd av deras anställning, eller har uppnåtts genom varningsskyltar.
Elektrofosfener	Störningar på synsystemet orsakade av ett yttre elektriskt fält.
ELF	Extremely low frequency. Frekvenser under 300 Hz.
EN	Beteckning på standarder utgivna av CENELEC.
Endogena fält	Fält inne i kroppen.
Epidemiologi	Studiet av sjukdomar i samhället, i synnerhet hur de sprids och hur de kan kontrolleras. Epidemiologi baseras till stor del på statistiska studier.
Fosfener	Se elektro- respektive magnetofosfener.
Gnisturladdning	Den kortvariga strömpuls som uppkommer vid kontakt mellan ett uppladdat föremål (e v en människa) och jord.
Grundläggande begränsning.	Gränsvärde. Se Basic restriction.
IARC	International Agency for Research on Cancer. En organisation inom WHO som koordinerar forskning inom cancerområdet.

ICNIRP	International Commission on Non-Ionizing Radiation Protection. En internationellt sammansatt kommitté som arbetar med hälsoeffekter av icke-joniserande strålning.
IEC	International Electrotechnical Commission. En standardiseringsorganisation verksam inom elområdet.
In vitro	”I glaset”. Experiment som utförs utanför kroppen.
Isotropi	Lika egenskaper i alla riktningar.
Kontaktström	Den ström som uppkommer vid kontakt mellan ett uppladdat föremål (e v en människa) och jord.
Kontrollerad miljö	Från engelskans Controlled environment. Se detta ord.
Kvadrupel	Ledarkonfiguration med fyra ledare per fas.
Magnetofosfener	Störningar på synsystemet orsakade av ett yttre magnetiskt fält.
Melatonin	Hormon som bildas i talldkörteln och som styr sömnrhythmen.
NIEHS	National Institute of Environmental Health Sciences. En institution i USA som bl. a. har utvärderat sambandet mellan emf och cancer.
NRPB	National Radiological Protection Board. En brittisk institution med uppgift att bygga upp och sprida kunskap om olika former av strålning.
prEN	Koncept till EN-standard.
RALF	Rådet för Arbetslivsforskning
Reference value	En mätbar storhet för exponering. Se Referensnivå.
Referensnivå	En mätbar storhet för exponering.
Reobas	Nervceller påverkas av elektriska impulser över en viss nivå – tröskelvärde. Reobasen är tröskelvärde för en oändligt lång impuls.
TC	Technical Committee. Större arbetsgrupp inom CENELEC och IEC. En TC kan bestå av flera WG.
Triplex	Ledarkonfiguration med tre ledare per fas.
Voluntärförsök	Försök med frivilliga försökspersoner.
WG	Working Group. Mindre arbetsgrupper inom CENELEC och IEC som vanligen behandlar ett väl avgränsat ämnesområde.

3 Beräkning av strömmar i kroppens organ

3.1 Allmänt

I en kropp som exponeras för elektriska och magnetiska fält, fås inre strömmar av en storlek som är beroende av fältets styrka och av kroppens form och egenskaper. I vissa fall kan den totala strömmen i en kroppsdel vara av intresse, men i allmänhet är strömtätheten i ett givet tvärsnitt av kroppen det mest relevanta. I föreskrifterna är denna storhet av primär betydelse och i vissa fall krävs det att man skall beräkna denna i specifika organ. Dessvärre ger varken EU-direktiven eller de fram till nu publicerade standarderna från CENELEC och IEC någon mer detaljerad anvisning för hur denna beräkning skall göras. Olika metoder presenteras, med sina för- och nackdelar angivna, men standarderna är ännu ovanligt vaga på den här punkten och lämnar många frågor ännu delvis obesvarade. Förvisso är det ännu något år kvar till våren 2008, då EU-direktivet träder i kraft fullt ut, men situationen är besvärlig för den som vill göra beräkningar redan idag. Ett visst stöd får man dock från IEEE och framförallt från den allt rikare floran av artiklar i ämnet.

Det är tyvärr inte bara bristen på standarder i ämnet som hittills försvårat eller till och med hindrat beräkningar i ämnet, utan även avsaknaden av anatomiska data. För att korrekt kunna beräkna storleken av de strömmar som induceras, krävs nämligen mycket detaljerade anatomiska data, och de har blivit tillgängliga först under de allra senaste åren genom den snabbt ökande användningen av datortomografi. Med denna metod kan en människa ”skivas upp” i någon millimeter tjocka skivor eller bilder, och olika organ kan identifieras och mätas upp. The *Visible Human Project* inom National Institutes of Health, USA, är ett sådant projekt bidragit till att öka möjligheterna att göra beräkningar med olika organ. Data för *Visible Human Male* publicerades 1994 och året efter för *Visible Human Female*.

Parallellt med framväxten av bättre anatomiska atlaser har också kunskapen om organens elektriska egenskaper ökat. I det här sammanhanget är det främst organens konduktivitet (σ) som är av intresse och huruvida den är lika i alla riktningar eller inte, dvs möjligen uppvisar olika grad av anisotropi. Konduktiviteten är mer eller mindre temperaturberoende och det är givetvis värdet vid 37°C som är av primärt intresse.

En utförlig studie publicerades 1996 av C Gabriel m fl [2], [3], [4]. Det är en kombinerad litteratur- och experimentell studie omfattande frekvensområdet 10 Hz – 20 GHz. Ett mycket begränsat urval av data från denna studie återges i Tabell 3.1 nedan. I tabellen finns också (på engelska) motsvarande data återgivna från EN 50392:2004. En motsvarande uppställning finns också i den blivande IEC 62311 (Ref 106/70/CDV).

Alla organ återfinns inte i Gabriels studie och den sk cerebrospinalvätskan (CSF) är ett sådant exempel. Denna vätska bildas i ventriklarna, de små hålrum som finns under hjärnans lober. Från ventriklarna trycks vätskan ut genom hjärnan och bildar ett tunt vätskeskikt mellan hjärnan och dess hinnor. Vätska trycks också ner genom ryggmärgskanalen. Baumann m fl redovisar i en artikel [5] en undersökning av cerebrospinalvätskans konduktivitet vid 25 och 37°C. Vid 50 Hz är konduktiviteten

1,453 S/m vid 25°C och 1,791 S/m vid 37°C. Konduktiviteten ökar något med ökande frekvens.

Organ	Konduktivitet (S/m)	Organ	Konduktivitet (S/m)
Ben (Bone, cancellous/cortical)	0,04 (0,08/0,02)	Lungor (Lungs, deflated, inflated)	0,08 (0,21/0,07)
Benmärg (Bone marrow)	0,05 (0,00)	Magsäcken (Stomach)	0,5 (0,52)
Binjurar (Adrenal glands)	0,45	Mjälten (Spleen)	0,1 (0,10)
Blod (Blood pool)	0,7 (0,70)	Muskler (Muscle)	0,35 (0,27)
Bukspottkörteln (Pancreas)	0,22 (0,10)	Njurar (Kidney)	0,1 (0,10)
Cerebrospinalvätska (Csf)	2 (2,00)	Prostatan (Prostate)	0,4 (0,42)
Hjärnan, vit substans (Brain, white)	0,06 (0,06)	Ryggmärgen (Spinal cord)	0,1 (0,03)
Hjärnan, grå substans (Brain, gray)	0,1 (0,09)	Sköldkörteln (Thyroid)	0,5 (0,52)
Hjärta (Heart)	0,1 (0,09)	Testiklarna (Testes)	0,4 (0,42)
Hud (Skin)	0,1 (0,00)	Urinblåsan (Bladder)	0,2 (0,21)
Lever (Liver)	0,07 (0,04)	Öga (Eye)	0,4 (0,50)

Tabell 3.1. Organens konduktivitet. Efter Gabriel [2], [3], [4] och EN 50392:2004.

Den inre eller inducerade strömmen (J) i ett organ är lika med produkten av det inre elektriska fältet (E) och organets konduktivitet (σ). Detta innebär att vi redan här, med hjälp av Tabell 3.1, kan få en uppfattning om vilka organ, som vid en viss exponering, får en hög strömtäthet.

Blodet har hög konduktivitet och får en hög strömtäthet, vilket får de stora blodkärlen att framträda tydligt på en vy över en exponerad människa. Cerebrospinalvätskan, med en konduktivitet på 2 S/m eller strax därunder, får också en hög strömtäthet, men vätskevolymen är begränsad och därmed påverkas inte bilden i stort. Musklerna uppvisar en inte så hög konduktivitet, men är å andra sidan stora, att de ändå påverkar totalbilden.

Hjärnan, både den grå och den vita substansen, har en förhållandevis låg konduktivitet och får därmed också en förhållandevis låg strömtäthet. (Den vita substansen består av nervfibrer eller axoner som är omslutna av myelin och det är myelinet som ger den vita färgen.)

Dagens tillgängliga anatomiska modeller ger oss bara möjlighet att uppskatta strömtätheten i ett visst organ. Det är ännu mycket som felar, både den anatomiska upplösningen och kunskapen om organens konduktivitetsfördelning (de flesta organ är säkerligen inte homogena) och likaså kännedomen konduktiviteten i olika riktningar. Muskler har modellerats med olika konduktivitet i olika riktningar, men säkerligen uppvisar även andra organ en sådan anisotropisk konduktivitetsfördelning. En avslutande svårighet ligger i att forma huden korrekt så att den både täcker underliggande vävnad, men samtidigt inte bildar några onaturliga veck.

Tillsammans innebär allt detta att det är så tidsödande att skapa en korrekt modell och att sedan få in den i en dator, att det - i vart fall än så länge - inte kan vara en rutinmetod för att beräkna inducerade strömmar i olika organ.

I den vidare framställningen kommer det att visas hur de numeriska modellerna/metoderna istället kan används för att stödja beräkningar med betydligt enklare modeller. Huvuddelen av avsnittet måste baseras på den rika flora av artiklar som har publicerats sedan mitten av 90-talet, då utbudet av standarder ännu är ganska bristfälligt. Förvisso finns också ett antal IEC-standarder som mer eller mindre färdiga koncept (som CD eller CDV), men detta är inget officiellt material och således går det inte heller att referera direkt till detta.

De artiklar som finns inom ämnet *beräkning av inducerade strömmar* eller dosimetri kan delas in i fem huvudgrupper:

- Beräkning av strömmar i enkla geometriska modeller.
- Beräkning av strömmar och fältstyrkor på cellnivå.
- Beräkning av strömmar och fältstyrkor i enskilda organ.
- Beräkning m h a enkla anatomiska modeller.
- Beräkning m h a komplexa modeller, bl a med inhomogen konduktivitetsfördelning.

Beräkningar på cellnivå lämnas utanför den här framställningen därför att det har en närmare koppling till ämnesområdet mekanismer. Likaså behandlas de enskilda organen ganska kortfattat, men en artikel om hjärtat kan vara väl värd att beröra.

Av praktiska och pedagogiska skäl behandlas de magnetiska och elektriska fälten var för sig.

3.2 Beräkning av strömmar orsakade av magnetiska fält

3.2.1 Beräkning med enkla geometriska modeller

Det finns i litteraturen många exempel på strömberäkningar med hjälp av rent analytiska lösningar och även med numeriska lösningar, men med begränsad detaljeringsgrad. De analytiska lösningarna förutsätter enkla och vanligen rotationssymmetriska kroppar. Konduktiviteten är oftast konstant genom hela kroppen. I de lite mer avancerade lösningarna kan den simulerade människokroppen vara sammansatt av flera delar, men var del har då oftast en enkel geometri.

Fördelen med detta arbetssätt är givetvis enkelheten och snabbheten. Det går förhållandevis smidigt att komma fram till ett resultat. Dessvärre är det svårt att få ett pålitligt värde på strömtätheten i ett visst organ och kanske allra minst i små organ med hög konduktivitet. Den viktiga frågan om strömtäthetens maxvärde i det centrala nervsystemet går alltså inte att besvara med dessa enkla modeller.

Ett exempel på en sådan enkel och mycket användbar modell är den cirkulära skivan, med konstant konduktivitet, och som exponeras för ett homogent B-fält vinkelrätt mot skivans plan. Modellen kan användas både för att studera effekten av en kropps storlek (radie) och för att jämföra resulterande strömtäthet vid exponering för homogena och inhomogena fält. Därtill kan också modellen användas för att uppskatta strömtätheten i huvud och bål.

För den cirkulära skivan gäller att den ström som induceras är 0 i skivans mittpunkt och ökar sedan mot skivans kant. Strömtätheten vid skivans kant kan beräknas enligt:

$$J = \pi \times \sigma \times f \times B \times r \quad \text{där}$$

$$J = \text{strömtätheten, A/m}^2$$

$$\sigma = \text{skivans konduktivitet, S/m}$$

$$f = \text{frekvensen, Hz}$$

$$B = \text{magnetisk flödestäthet, T}$$

$$r = \text{skivans radie, m}$$

Modellen kan också användas för att uppskatta strömtätheten i ett tänkt snitt genom en människokropp som exponeras för ett homogent B-fält. Följande värden kan då antas:

$$\sigma = 0,2 \text{ S/m. Ett rimligt värde på kroppens medelkonduktivitet.}$$

$$f = 50 \text{ Hz}$$

$$B = 500 \text{ } \mu\text{T, vertikalt fält.}$$

$$r = 0,2 \text{ m. Ett rimligt värde för bålen vid ett horisontellt snitt}$$

$$J = \pi \times 0,2 \times 50 \times 500 \cdot 10^{-6} \times 0,2 \approx 3,1 \text{ mA/m}^2$$

Om kroppen utsätts för ett horisontellt fält riktat bröst - rygg, fås en cirkulerande ström i bålen. En rimlig medelradie för bålen för en kraftig person kan då antas vara ca 0,3 m och den maximala strömtätheten blir då ca 4,7 mA/m².

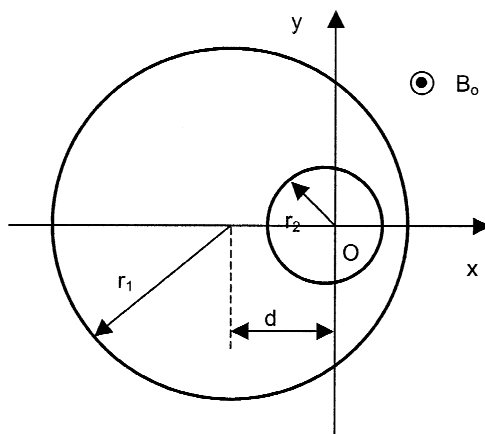
Det är förvisso så att det finns områden i kroppen som har en högre konduktivitet; upp till ca 2 S/m, men dessa har å andra sidan betydligt mindre dimensioner än skivan ovan.

Dessa resultat kan bl a jämföras med ICNIRPs relation [6] mellan "basic restrictions – 10 mA/m² och "reference values" – 500 µT. Det är uppenbart att ICNIRP valt en försiktig relation mellan B-fält och strömtäthet.

Ett något mer komplext fall fås om skivan ovan kompletteras med en inre excentriskt placerad skiva med en annan konduktivitet. En sådan modell kan t ex användas för att visa hur strömfördelningen ser ut i ett horisontellt snitt genom huvudet, om detta exponeras för ett vertikalt B-fält.

I det tänkta horisontella snittet antas hjärnan vara cirkulär och ha en medelradie (r_1) på 8 cm. Dess konduktivitet (σ_1) antas vara 0,1 S/m. Inuti hjärnan finns hålrum (de s k ventrikulerna) fyllda med cerebrospinalvätska. Hålrummen får representeras av ett cirkulärt hålrum med radien (r_2) 2,4 cm och med konduktiviteten (σ_2) 2 S/m. Avståndet (d) mellan centrum på de två cirkulära skivorna antas vara 1 cm, med den mindre skivan förskjuten framåt i huvudet.

Uttrycken för strömtätheten i de båda skivorna återges nedan och har hämtats från förslaget till ny EN-standard prEN 50 413:2003, Annex A [7] (Observera att detta förslag har dragits tillbaka):



Figur 3.1. Excentriska cirklar. Återgiven från prEN 50 143:2003 [7].

$$\mathbf{J}_1 = \sigma_1 \left\{ \left(\frac{A}{r^2} - D \right) \sin \varphi \mathbf{u}_r - \left[\left(\frac{A}{r^2} + D \right) \cos \varphi + \frac{j\omega B_{0z}}{2} r \right] \mathbf{u}_\varphi \right\}$$

$$\mathbf{J}_2 = \sigma_2 \left\{ -F \sin \varphi \mathbf{u}_r - \left[F \cos \varphi + \frac{j\omega B_{0z}}{2} r \right] \mathbf{u}_\varphi \right\}$$

Uttrycken för A, D och F tecknas:

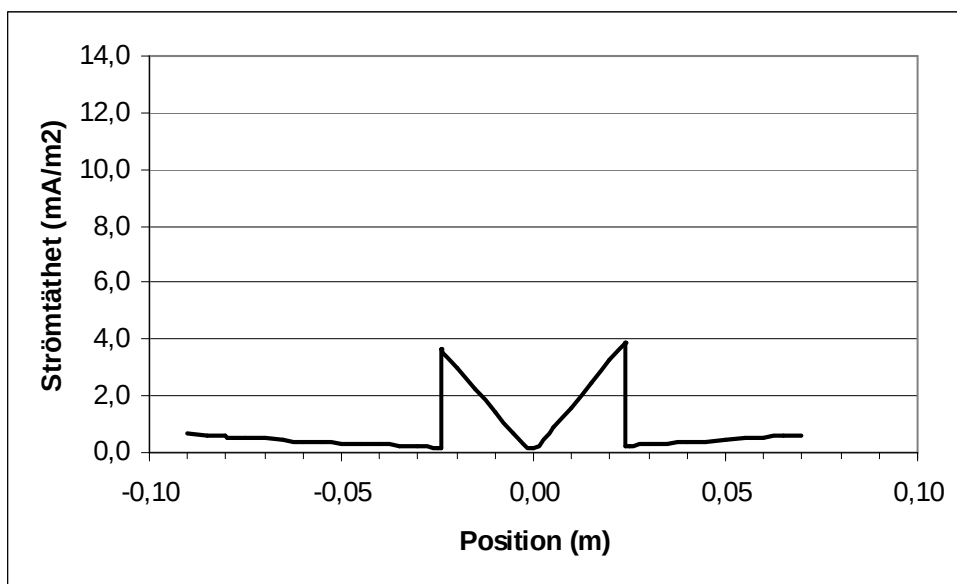
$$A = \frac{d(r_1^2 - d^2)j\omega B_{oz}}{2 \left(1 - \frac{\sigma_1 + \sigma_2}{\sigma_1 - \sigma_2} \frac{(r_1^2 - d^2)}{r_2^2} \right)}$$

$$D = \frac{\sigma_1 + \sigma_2}{\sigma_1 - \sigma_2} \frac{A}{r_2^2}$$

$$F = \frac{A}{r_2^2} + D$$

Längs linjen $y = 0$, d v s längs en linje från nacken till pannan, blir $\phi = 0$ och uttrycken blir därmed något förenklade.

Om denna modell av huvudet exponeras för ett homogent och vertikalt 50 Hz B-fält på 500 μT fås en strömtäthet längs linjen $y = 0$ enligt Figur 3.2 nedan.



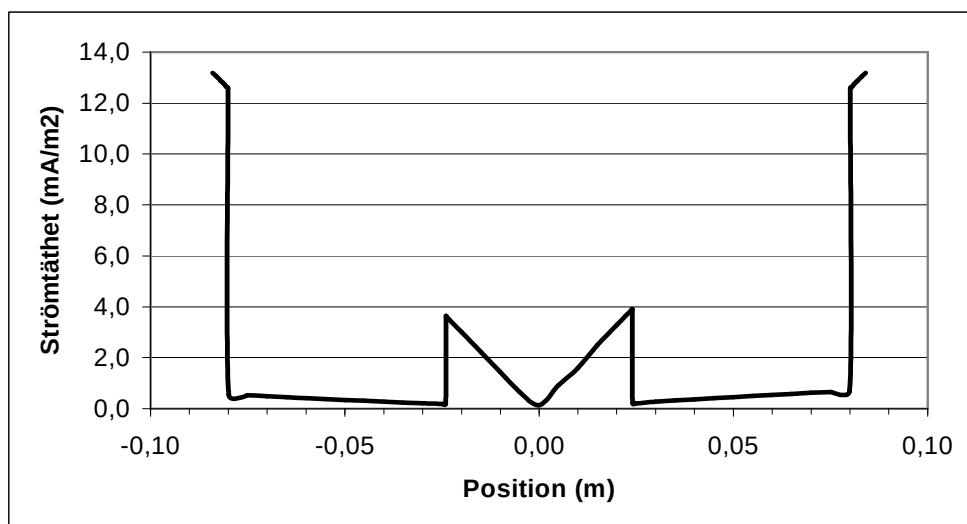
Figur 3.2. Strömtätheten i två excentriska skivor motsvarande ett horisontellt snitt genom huvudet.

Denna modell motsvarar bara delvis huvudets inre. Mellan hjärnan och skallbenet (e g mellan spindelvävshinnan och den mjuka hjärnhinnan) finns ett några mm tunt skikt av cerebrospinalvätska. En tänkt "2 skivemodell" av denna yttre del kan se ut enligt följande:

Hjärnan antas vara cirkulär och ha en medelradie (r_2) på 8 cm. Dess konduktivitet (σ_2) antas vara 0,1 S/m. Från hålrummen i hjärnans inre bortses i detta fall. Utanför hjärnan finns en cirkulär skiva med radie (r_1) 8,4 cm och med konduktiviteten (σ_1) 2,0 S/m. Avståndet (d) mellan centrum på de två cirkulära skivorna antas vara 0 cm, vilket innebär att vätskeskiktet antas vara lika tjockt runt hela hjärnan.

Om även denna modell exponeras för ett homogent och vertikalt B-fält på 500 μT fås en strömtäthet i ytterkant av det yttre skiktet på ca 13 mA/m^2 .

Resultaten från de två beräkningarna kan, med rimlig grad av noggrannhet, sammanvägas till den graf som visas i Figur 3.3. Det är dock viktigt att komma ihåg att detta blir en approximation och i synnerhet partierna vid $r = \pm 0,08 \text{ m}$ präglas märkbart av detta.



Figur 3.3. Strömtätheten i två + två excentriska skivor motsvarande ett horisontellt snitt genom huvudet.

Figurerna 3.2 och 3.3 åskådliggör på ett tydligt sätt flera egenskaper hos strömtätheten i en "2 skivemodell":

- Strömtätheten i två excentriskt placerade skivor är en kombination av den som fås i två separata skivor. Strömtätheten blir maximal vid skivans kant och minimal i skivans centrum.
- Det maximala värdet är i detta fall en lokal företeelse. Ett tänkt medelvärde över 1 cm^2 kan uppgå till ca 50 % av maxvärdet.
- Strömtätheten styrs av skivornas konduktivitet. Högre konduktivitet ger en högre strömtäthet.
- Strömtätheten blir diskontinuerlig vid skivornas kontaktlinje. Kurvan uppvisar ett språng på ca $12 \text{ mA}/\text{m}^2$ i övergången till det yttre skiktet av cerebrospinalvätska.

Den intressanta och högst relevanta frågan om hur nära sanningen man kan komma med en sådan här modell, låter sig naturligtvis inte så lätt besvaras. Ett svar kan sökas i en jämförelse med det resultat som fås om en numerisk metod tillämpas på en högupplöst modell av hela människan. De numeriska metoderna beskrivs närmare i avsnitt 3.2.4, men ett par siffervärden kan återges redan här.

Med en numerisk metod fås ett max värde på strömtätheten i hjärnans grå substans på ca $2,6 \text{ mA}/\text{m}^2$ och på ca $22,6 \text{ mA}/\text{m}^2$ i cerebrospinalvätskan, allt vid 500 μT vertikalt och homogent fält. Med den analytiska lösningen ovan fås 0,7 respektive $13,2 \text{ mA}/\text{m}^2$. Felen

är med andra ord stora! Förklaringen torde kunna ligga i att den numeriska metoden kan ta hänsyn till hjärnans veckade struktur och till variationer i det yttre vätskeskiktets tjocklek. En förträngning av vätskeskiktet från 4 till 2 mm bör kunna ge en betydligt högre strömtäthet. Båda dessa fenomen torde vara av lokal karaktär och påverkar säkerligen speciellt maxvärdena på ett märkbart sätt.

3.2.1.1 Medelvärdesbildning

Exemplet med de cirkulära skivorna betonar vikten av att strömtätheten måste uttryckas som ett medelvärde över en viss yta, förslagsvis 1 cm^2 . Detta har givetvis ICNIRP och EU beaktat och de angivna gränsvärdena uttrycks just som medelvärden över 1 cm^2 . Det är emellertid inte självklart hur denna medelvärdesbildning skall gå till och varken ICNIRP eller EU lämnar vägledning därtill. Ett par förslag kommer från en forskargrupp vid University of Victoria i Kanada, som i en artikel i *Physics in Medicine and Biology* [8] presenterar vad man kallar F och T-medelvärden.

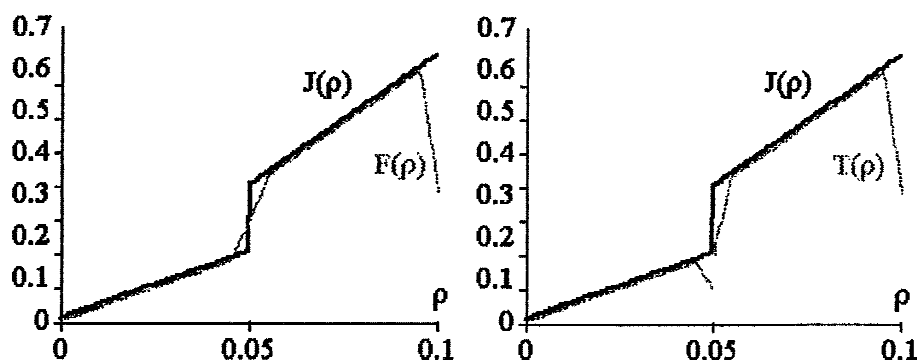
Från den nämnda artikeln återges följande:

F (Full averaging): Värdet för en viss beräkningspunkt beräknas som medelvärdet av ett antal beräkningspunkter över 1 cm^2 och fördelade runt den nominella positionen. Hänsyn tas till alla punkter, även om de skulle ligga inom ett annat organ.

T (Tissue specific): Värdet för en viss beräkningspunkt beräknas som medelvärdet av ett antal punkter över 1 cm^2 och fördelade runt den nominella positionen. Hänsyn tas bara till punkter inom det aktuella organet. Punkter inom andra organ tilldelas värdet 0.

I Figur 3.4 nedan åskådliggörs skillnaden mellan F- och T-metoden med följande beräkningsexempel återgett från den nämnda artikeln [8]:

En skiva med tjockleken 1 cm och radien $r = 10 \text{ cm}$ exponeras för ett homogent B-fält på 1 T. Konduktiviteten för $r < 5 \text{ cm}$ är 1 S/m och för $r > 5 \text{ cm}$ 2 S/m. Den beräknade strömtätheten J visas med en kraftig linje och medelvärdesbildningen F respektive T med en tunnare linje.



Figur 3.4. Medelvärdesbildning med F- respektive T-metoden [8].

Det framgår av den vänstra figuren att med F-metoden överskattas strömtätheten i det lågkonduktiva materialet och underskattas i det högkonduktiva. Av den högra figuren framgår att T-metoden underskattar strömtätheten i båda materialen.

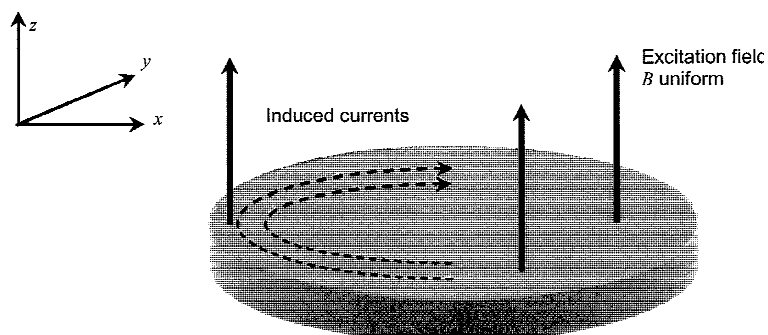
Någon anvisning om medelvärdesbildning lämnas som tidigare sagts inte av ICNIRP eller EU, Tyvärr är också de fram till nu publicerade standarderna mycket vaga på denna punkt. I allmänhet beräknas och anges endast maxvärden (eller spotvärden). Det är bara i IEC 62226-2-1:2004 som medelvärdesbildning över 1 cm^2 nämns och då i samband med analytiska uttryck för att beräkna strömtätheten i en cirkulär skiva. Tillsvidare måste tyvärr detta betraktas som ett oklart område.

En annan möjlighet att "tona ned" beräknade maxvärden är att använda s k L99-värden eller 99:de percentilen, d v s värden som inte överskrids i 99 % av beräkningspunkterna i ett visst organ. De punkter som hamnar i den sista procenten antas då vara mer eller mindre felaktiga p g a de numeriska metodernas kanteffekter och de anatomiska modellernas ofullkomligheter.

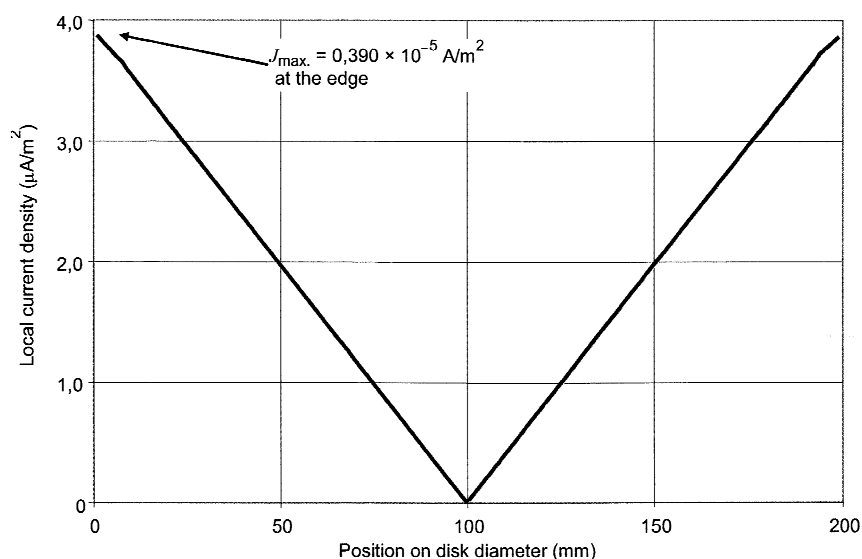
3.2.1.2 Inhomogena fält

Vid beräkningarna ovan har det magnetiska fältet varit homogent, men så är det sällan i verkligheten. Fälten är mer eller mindre inhomogena och ju närmare källan är, ju mer inhomogent är fältet. Vad innebär då detta? Tvingas vi till betydligt mer komplicerade beräkningar? Svarat är: *Vanligtvis inte*. I de flesta fallen ger beräkningar med homogena fält något för höga strömtätheter – risken överskattas alltså. Nedan visas med några exempel vilken strömtäthet som fås med homogena och inhomogena fält. Exempel och figurer har hämtats från IEC 62226-2-1:2004 [9].

Figur 3.5, nedan, visar en cirkulär skiva med radien $r = 100 \text{ mm}$ som exponeras för ett vertikalt och homogent 50 Hz-fält på 1,25 mT. Skivans konduktivitet $\sigma = 0,2 \text{ S/m}$. I Figur 3.6 visas den resulterande strömtätheten i skivan. Maxvärdet vid skivans kant är $3,9 \mu\text{A/m}^2$.

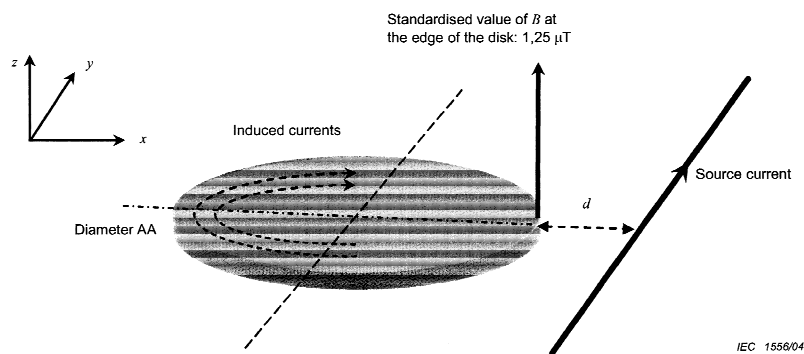


Figur 3.5. Skiva exponerad för ett homogent fält. Återgiven från IEC 62226-2-1:2004 [9].



Figur 3.6. Strömtäthet vid homogent B-fält. Återgiven från IEC 62226-2-1:2004 [9].

Ett inhomogent fält kan fås från en enkelledare vid skivans kant, se Figur 3.6. Observera att fältet vid skivans kant är identiskt ($1,25 \mu\text{T}$) med det homogena fältet.



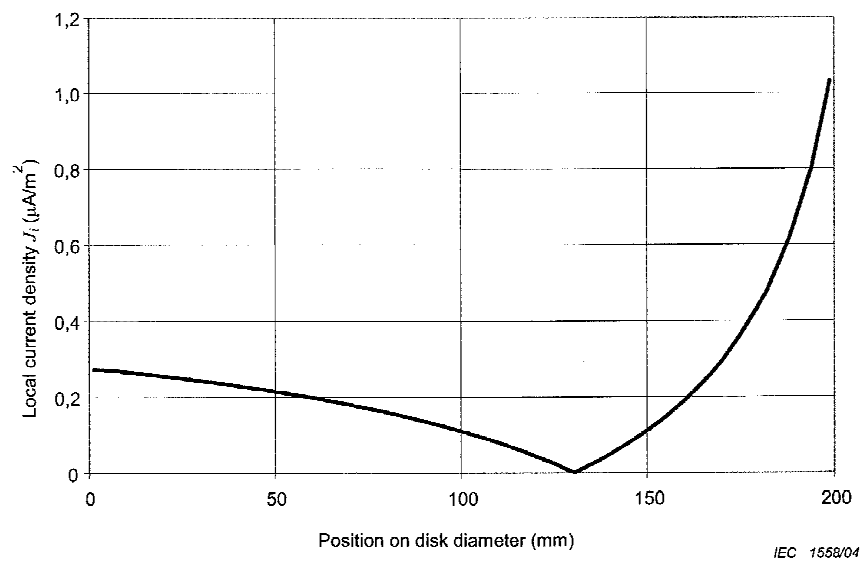
Figur 3.7. Skiva exponerad för ett inhomogent fält. Återgiven från IEC 62226-2-1:2004 [9].

Kurvan över strömtätheten (Figur 3.8) får i detta fall ett helt annat utseende. Den högsta strömtätheten fås närmast ledaren, men den når där bara upp till drygt $1 \mu\text{A}/\text{m}^2$. Detta skall jämföras med knappt $4 \mu\text{A}/\text{m}^2$ för det homogena fältet.

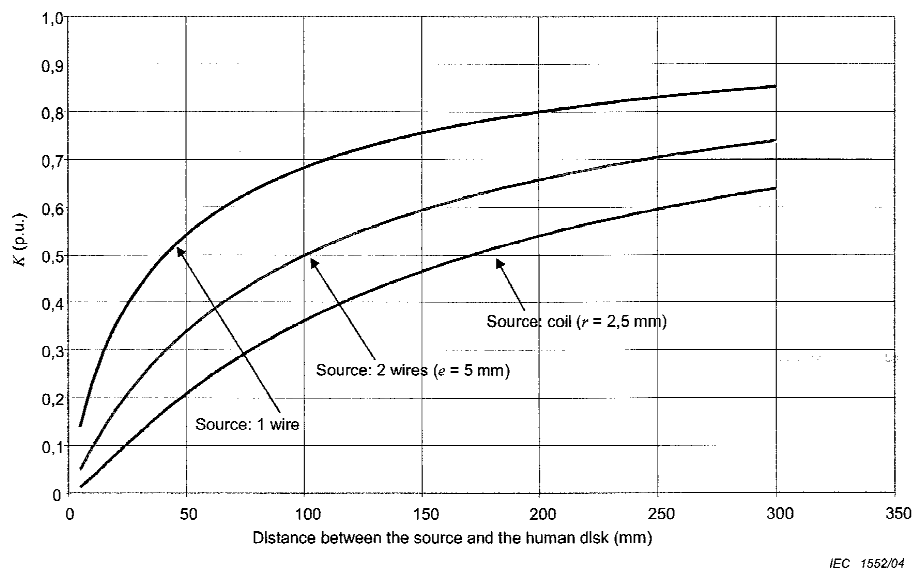
I IEC-standarden definieras kvoten mellan strömtätheten för ett icke homogent fält och motsvarande för ett homogent fält. Denna kvot betecknas "Coupling factor for non uniform magnetic field" och tecknas: $K = J_{\text{nonuniform}} / J_{\text{uniform}}$.

I detta fall $K = 1,05 / 3,9 \approx 0,27$.

Om avståndet mellan skivan och ledaren ökar, så blir fältet alltmer homogent och kopplingsfaktorn närmar sig 1. Detta visas i nedanstående Figur 3.9.



Figur 3.8. Strömtäthet vid ett inhomogent B-fält. Återgiven från IEC 62226-2-1:2004 [9].



Figur 3.9. Coupling factor K för olika avstånd och källor. Återgiven från IEC 62226-2-1:2004 [9].

Det framgår av det ovanstående att om ett yttre inhomogent fält approximeras med ett homogent fält inom respektive organ och om storleken av det homogena sätts lika med storleken av det inhomogena fältet i en punkt i organet närmast källan för fältet, så kommer den inducerade strömtätheten att överskattas.

Detta innebär att man dels måste känna det maximala fältet inom respektive organ av intresse och i många fall räcker det med enkla beräkningar, ex vis med Biot-Savarts lag

för fältet från en lång rak ledare. Dels måste man ha tillgång till tabeller med strömtätheten vid ett homogent fält av en given storlek, ex vis $1 \mu\text{T}$.

Tabeller med normaliserad strömtäthet finns i litteraturen och har tagits fram genom beräkningar med mer anatomiskt riktiga modeller. En fortsatt beskrivning av denna mycket användbara metod följer i avsnitt 3.2.4.

3.2.2 Beräkning av inducerade strömmar i enskilda organ.

Beräkningar med enskilda organ är inte vanliga i litteraturen, men en studie rörande hjärtat publicerades 1999 av Dawson och hans kollegor vid University of Victoria [10].

I detta fall ingår hela kroppen i beräkningsmodellen och dess olika organ har modellerats med olika konduktivitet. Själva hjärtat är uppbyggt av totalt 1 152 kuber. Blodets konduktivitet förutsätts vara $0,7 \text{ S/m}$ och hjärtats muskulatur antas vara isotropt $0,1 \text{ S/m}$. Ingen hänsyn tas till den eventuella effekten av att hjärtats muskelfibrer huvudsakligen är orienterade diagonalt.

Beräkningar har genomförts med en magnetisk flödestäthet (B) på 1 mT och 60 Hz , men nedan redovisas resultatet omskalat till 50 Hz . Tre fall med fältet homogent och parallellt med de tre huvudaxlarna B_x , B_y och B_z har beräknats. För jämförelse visas även resultatet av beräkningar med hjärtat isolerat, d v s utan påverkan av kroppen i övrigt.

Generellt fås betydligt högre inre E-fält och strömtätheter med "hjärtat på plats" än med det isolerat, skillnaden kan i vissa fall vara en faktor 3. Därmed torde det vara uppenbart att beräkningar av detta slag måste göras med så realistiska förutsättningar som möjligt. Med en fullständig modell kan medelvärden av den interna elektriska fältstyrkan i hjärtats muskulatur uppgå till ca 20 mV/m och motsvarande strömtäthet till ca $2,5 \text{ mA/m}^2$. I de blodfyllda delarna fås högre strömtäthet; ca $6 - 7 \text{ mA/m}^2$. Maxvärdena ligger betydligt högre. Fältstyrkan kan uppgå till mellan 40 och 70 mV/m och strömtätheten till mellan 6 och 17 mA/m^2 .

Av detta framgår att hjärtat inte är så känsligt för magnetiska fält. Ett yttre B-fält på $500 \mu\text{T}$ skall inte medföra en högre strömtäthet än $1,3 \text{ mA/m}^2$ i medeltal.

3.2.3 Beräkning m h a enkla anatomiska modeller

Nedan redovisas några artiklar som beskriver beräkningar av det här slaget:

Till ISH konferensen 1993 i Yokohama presenterades en fransk studie av Baraton m fl [11]. Författarna har med hjälp av ett FEM-program beräknat den inre elektriska fältstyrkan som induceras av ett yttre magnetiskt fält orienterat i de tre huvudriktningarna. Den använda modellen var tämligen komplex med $49\,000$ delvolymer och med 12 st olika organ och kroppsdelar; bl a lever, lungor, hjärna och magsäck.

Beräkningarna genomfördes med ett yttre magnetiskt fält på 1 A/m, vilket i luft motsvarar ca 1,25 μT . Dessvärre presenteras bara kroppsmedel- och maxvärden av fältstyrkan och strömtätheten, så det är inte möjligt att direkt jämföra denna tidiga studie med andra. En intressant sak är att man pekar på svårigheten att använda maxvärden eftersom dessa påverkas kraftigt av nätets form och indelning.

Delvis samma författare presenterade vid Cigré konferensen 1994 en studie [12] av inducerade strömmar i samband med Arbete Med Spänning (AMS). I detta fall användes en något mer detaljerad modell än tidigare, med totalt 13 olika organ och kroppsdelar.

Beräkningar har genomförts för olika exponeringsfall, typiska för AMS-arbete på högspänningsledning. Tyvärr presenteras inte resultatet uppdelat per organ och det blir därför vanskligt att jämföra denna studie med andra, men man kan konstatera hög strömtäthet lokalt i kroppen.

Vid ISH konferensen 1997 presenterades en artikel av Bottauscio och Conti [13]. Författarna redovisar däri en beräkning av de strömmar som induceras i en kropp av yttre elektriska och magnetiska fält. Modellen har modellerats med hjärta, hjärna, lungor, tarmar och lever. Vart organ har tillskrivits en viss konduktivitet. Detaljeringsgraden är inte bra, men ändå bättre än vad de analytiska metoderna normalt medger.

Man har bl a beräknat den maximala strömtätheten i hjärnan och funnit att den blir 0,16 mA/m² vid ett yttre vertikalt E-fält på 5 kV/m. Vid exponering för ett horisontellt B-fält på 20 μT , riktat mot bröstet, fås likaså 0,16 mA/m².

En betydligt enklare modell har använts i en finsk studie av Reivonen m fl [14]. I detta fall används en rotationsellipsoid (se Figur 7.10) med en homogen konduktivitet på 0,15 S/m. Författarna har i sina beräkningar utgått från uppmätta elektriska och magnetiska fält i ett 400 kV ställverk och sedan beräknat den ström som induceras. Dessvärre är det svårt att jämföra denna studie med andra då man inte redovisar de primära fälten.

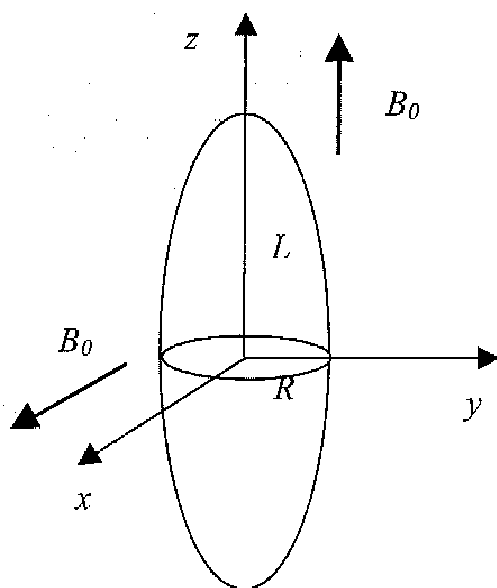
Rotationsellipsoiden används också i en japansk studie publicerad vid ISH 2001 [15]. Även här är konduktiviteten konstant, men 0,2 S/m. Man kan visa att relationen mellan det horisontella och det vertikala magnetiska fältet har en betydande inverkan på den inducerade strömmen, men resultatet är svårt att översätta till en mer komplex kropp.

Vid samma ISH konferens 2001 publicerades en annan japansk studie [16] som pekade på konduktivitetsfördelningens betydelse. Man kunde visa att en inhomogen konduktivitet ger en högre strömtäthet än en homogen. Likaså att inverkan på det elektriska fältet är mindre.

Även i en turkisk studie från 2001 [17] används rotationsellipsoiden för att beräkna den inducerade elektriska fältstyrka som orsakas av ett yttre magnetiskt fält. Resultatet är dessvärre svårt att översätta till en mer realistisk anatomi. 2002 publiceras ytterligare en japansk studie [18] baserad på en ellipsoidisk modell med homogen konduktivitet, men precis som tidigare är resultatet svårt att översätta till en mer realistisk kroppsbyggnad.

I Health Physics, septembernumret 2002, publicerades ett par artiklar [19], [20] som båda redovisar arbeten med ellipsoida modeller. I ingetdera av fallen är det möjligt att dra några slutsatser om strömtätheten i ett visst organ och därför är det också svårt att använda dessa studier för att kunna visa om ICNIRP's riktlinjer är uppfyllda eller inte.

Dessa ovan nämnda artiklar visar att rotationsellipsoiden är en populär modell att arbeta med. En orsak är givetvis att beräkningarna blir rimligt komplexa. I förslaget till ny EN-standard prEN 50 413:2003 [7] finns ett uttryck för att beräkna strömtätheten i en sådan kropp. Se vidare i Figur 3.10 nedan.



Figur 3.10. Rotationsellipsoiden återgiven från prEN 50 413:2003. [7]

Med ovanstående beteckningar gäller för strömtätheten J att:

$$|J| = k_B \sigma f B_0$$

där

k_B = en geometriberoende faktor

σ = kroppens konduktivitet

f = frekvensen

B_0 = det yttre B-fältet

För det fall då B är parallellt med z -axeln fås cirkulära strömbanor i xy -planet och k_B kan tecknas som:

$$k_B = \pi r$$

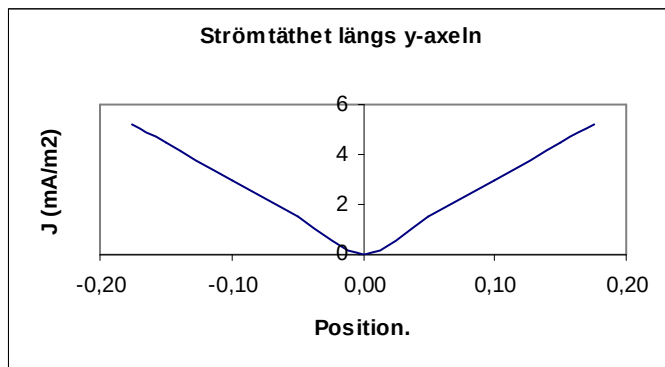
För det fall då B är parallellt med x -axeln fås elliptiska strömbanor och k_B kan tecknas som:

$$k_B = \frac{2\pi \sqrt{\left(\frac{L}{R}\right)^4 y^2 + z^2}}{1 + \left(\frac{L}{R}\right)^2}$$

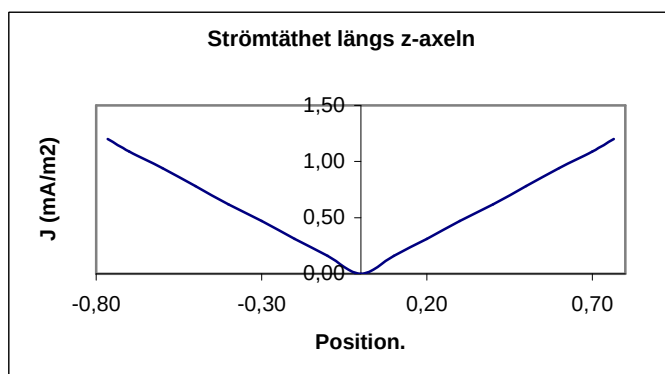
Exponering för ett fält parallellt med z -axeln är identiskt med exponering av en cirkulär skiva, som redan behandlats i avsnitt 3.2.1. Om B -fältet däremot är parallellt med x -axeln fås ett nytt fall med elliptiska strömbanor i yz -planet, som kan vara värt att närmare illustrera.

Om ellipsoiden antas motsvara huvud-bål och övre delen av benen hos en normalväxt person, kan följande gälla:

$L = 0,765$ m; $R = 0,175$ m; $\sigma = 0,2$ S/m; $f = 50$ Hz; $B = 500$ μ T



Figur 3.11 a.
Strömtäthet i yz -planet,
längs y -axeln.

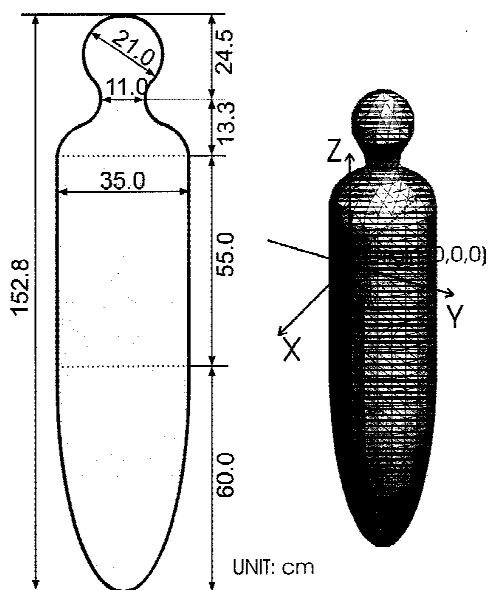


Figur 3.11 b.
Strömtäthet i yz -planet,
längs z -axeln.

Strömtätheten blir, och inte oväntat, högst längs ellipsens lillaxel. Arealen minskar och strömtätheten stiger. Översatt på människokroppen skulle detta innebära att vid ett B -fält riktat bröst-rygg, fås maximal strömtäthet längs kroppens sidor.

En variant av rotationsellipsoiden är den standardiserade kropp som visas i Figur 3.12 nedan. Figuren är återgiven från EN 50 392:2004 [21]. Det här är en kropp med mer människoliknande former, men fortfarande med homogen konduktivitet. Huvud och hals finns med, men armar och skuldror saknas liksom fötterna och den nedre delen av benen.

Kroppen finns även beskriven i den kommande IEC-standard IEC 62311, men framställningen där skiljer sig inte något väsentligt från den i EN 50 392.



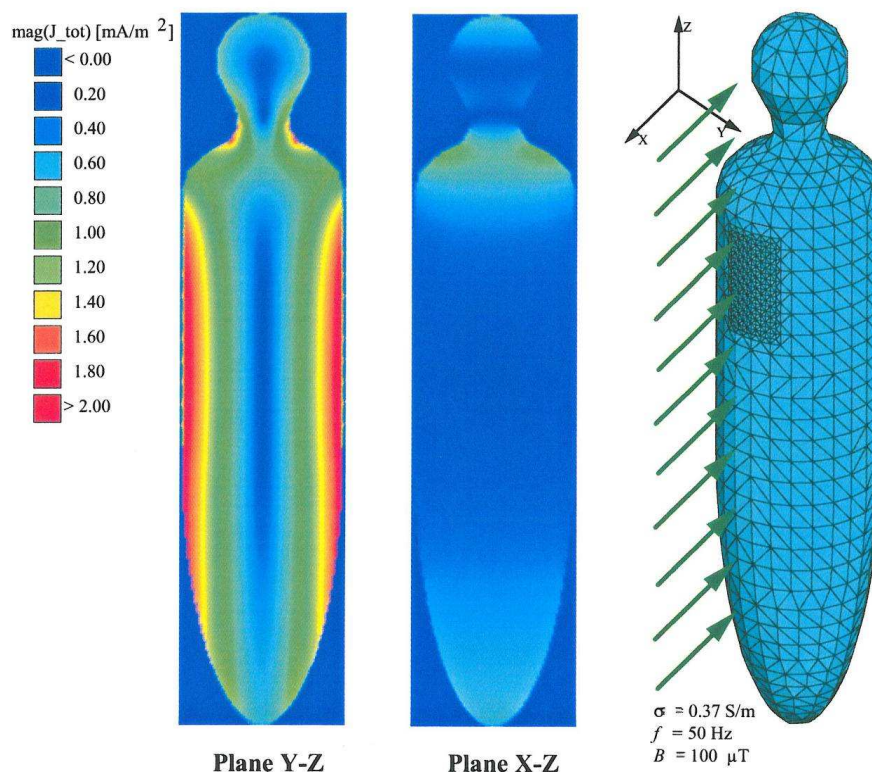
Figur 3.12. En standardiserad människoliknande kropp enligt EN 50 392:2004 [21].

Från EN 50 392 har Figur 3.13 hämtats. Denna visar kroppen exponerad för ett homogent B-fält på 100 μT . Fältet är horisontellt och riktat parallellt med x-axeln, således jämförbara förutsättningar med Figur 3.10 - 3.11 ovan. En viktig skillnad är att konduktiviteten är så hög som 0,37 S/m. Normalt brukar en homogen kropps konduktivitet sättas lika med människokroppens medelkonduktivitet på 0,2 S/m.

Den inducerade strömtätheten är proportionell mot konduktiviteten och fältets storlek. Detta innebär om värdena i Figur 3.13 multipliceras med en faktor

$$k = 500 / 100 \times 0,20 / 0,37 \approx 2,7$$

kan resultatet jämföras med Figur 3.11.



Figur 3.13. Inducerad strömtäthet i en människoliknande modell.
Återgiven från EN 50 392 [21].

Några siffervärden finns tyvärr inte att tillgå i standarden, utan bara figurerna ovan. Det räcker dock för att konstatera att strömtätheten uppgår till ca 2 mA/m^2 längs kroppens sidor och att den är ca $0,6\text{-}0,8 \text{ mA/m}^2$ vid den nedre delen av benen. Strömtätheten vid hjässan är också ca $0,6\text{-}0,8 \text{ mA/m}^2$. Vid halsen stiger strömtätheten till ca $1,6 \text{ mA/m}^2$. Omräknat med faktorn 2,7 enligt ovan, fås värden enligt Tabell 3.1 nedan.

Kroppsdelen	Strömtäthet (mA/m^2)	
	Enkel modell enligt Figur 7.10-7.11	Människoliknande modell enligt Figur 7.12-7.13
Sidorna	5,2	5,4
Hjässan	1,2	1,6 - 2,2
Nedre delen av benen	1,2	1,6 - 2,2

Tabell 3.1 Jämförelse mellan två beräkningsmetoder.

Det visar sig således att de båda metoderna ger snarlika resultat. Den stora skillnaden fås givetvis i de områden (huvud och ben) där den människoliknande modellen avviker kraftigt från den enkla.

Båda metoderna kan dock bara ge en grov uppskattning eftersom båda baseras på det oriktiga antagandet att konduktiviteten är konstant i hela kroppen.

3.2.4 Beräkning m h a komplexa modeller

Det påpekades ovan att en modell måste ha en realistisk konduktivitetsfördelning för att de inducerade strömmarna skall kunna beräknas något så när korrekt. De större blodkärlen måste modelleras, liksom större skelettmuskulatur. De inre organen är också viktiga. Hjärtat har nämnts tidigare i framställningen, men naturligtvis måste även hjärnan och ryggmärgen finnas på plats. Naturligtvis finns det en gräns för hur långt detaljeringen kan drivas. Tillgänglig arbetstid sätter en gräns och beräkningsmodellens upplösning en yttersta gräns. Med modellen UVic, t ex, som bygger på kuber med sidan 3,6 mm, kan varken tunna blodkärl eller enstaka nerver modelleras.

Det är viktigt att komma ihåg att det som redovisas nedan bara är beräkningsresultat och inte någon absolut sanning. Värden kan vara angivna med en hög grad av noggrannhet, men de hänför sig bara till en viss modell och behöver inte innebära att de ligger nära förhållandena i en mänsklig kropp.

Den vidare framställningen ägnas åt att närmare beskriva olika modelleringar och erhållna resultat. Åt den numeriska behandlingen ägnas däremot endast lite utrymme. Den intresserade hänvisas ex vis till den kommande IEC-standard 62226-3.

3.2.4.1 Inledande arbeten vid University of Victoria

Fram till och med inledningen av 2005 är det bara två forskargrupper som låtit publicera material i någon omfattning om realistiska modeller och beräkning av strömtätheten i enskilda organ. Den ena är knuten till University of Victoria (UVic, Kanada) och den andra till National Radiological Protection Board (NRPB) (Storbritannien).

Maria A Stuchly och Shengkai Zhao (UVic) publicerade 1996 en inledande artikel [22] om sambandet mellan yttre magnetfält och en i kroppen inducerad ström. Modellen bestod i grunden av 1,16 miljoner celler, men helkroppsberäkningarna har gjorts med ett glesare nät. I huvudet däremot, har strömtätheten beräknats med full upplösning. Detaljeringsgraden är, i vart fall med dagens mått, tämligen måttlig. Blodet har fått högst konduktivitet (0,6 S/m) och fett, brosk och lungor den lägsta (0,04 S/m). Detta innebär att cerebrospinalvätskan (2 S/m) saknas i modellen och detta framgår tydligt av resultatet för huvudet.

Beräkningar har dels gjorts för tre fall med en montör stående invid en strömförande ledare med 200, 500 och 1000 A. Arbetsavståndet är genomgående 0,5 m och frekvensen 60 Hz. Dels har beräkningar gjorts med ett homogent B-fält på 1 μ T.

För en jämförelse med senare artiklar redovisas fallet med ett homogent B-fält på 1 μ T och omskalat till 50 Hz.

Exponeringsfall: Homogent B-fält, 1 μT	Strömtäthet i huvudet ($\mu\text{A}/\text{m}^2$)	
	Medelvärde	Maxvärde
B_x (Horisontellt, höger-vänster)	1,56	10,9
B_y (Horisontellt, fram-bak)	1,53	15,1
B_z (Vertikalt)	1,14	7,56

Tabell 3.2. Inducerad strömtäthet i huvudet enligt Stuchly och Zhao [22].

Medelvärdet för ett vertikalt fält (B_z) stämmer tämligen väl med den enkla beräkningen med en cirkulär skiva (se avsnitt 3.2.1). Enligt Tabell 3.2 ovan fås $1,14 \mu\text{A}/\text{m}^2 / \mu\text{T}$ och därmed ca $0,6 \text{ mA}/\text{m}^2$ vid $500 \mu\text{T}$. Detta skall jämföras med $0,5 \text{ mA}/\text{m}^2$ för skivmodellen ($r = 0,09 \text{ m}$ och $\sigma = 0,1 \text{ S}/\text{m}$). För maxvärdet, däremot, är skillnaden betydligt större. Detta beror med all säkerhet att hjärnans yttre form kunnat modelleras med en oregelbunden kontur, vilket leder till områden med förhöjd strömtäthet.

3.2.4.2 Uvic och homogena B-fält

1997 återkommer Maria A Stuchly, men nu tillsammans med Trewor W Dawson och Kris Kaputa; alla tre verksamma vid University of Victoria. I en artikel i tidskriften Bioelectromagnetics [23] redogör man för en jämförande studie av två olika anatomiska modeller med maskvidd 3,6 mm respektive 7,2 mm. Den förra ger en kroppsmodell med 1 639 146 celler och den senare en med 204 290. Den färdiga kroppen är i båda fallen 1,77 m lång och väger 76 kg. Modellen, kallad UVic, står upp med fötterna något isär och har händerna vid ljumskveckan. (Se Figur 3.14 och 3.15.) Totalt har 88 olika organ modellerats, huvuddelen med en konduktivitet enligt Gabriel et al [2], [3], [4]. Samliga organ har givits en isotrop konduktivitet. Se vidare i Tabell 3.3.

Beräkningarna av den inre elektriska fältstyrkan och den inducerade strömtätheten har genomförts med en numerisk metod kallad skalar potential finitdifferens metoden (SPFD). Metoden är användbar för beräkning av induktion i ledande kroppar vilkas dimensioner är mycket mindre än våglängden hos det primära fältet. På människo-liknande former är metoden användbar upp till ca 100 kHz. Vid högre frekvenser börjar inträngningsdjupet bli i storleksordningen av kroppens dimensioner och då blir metoden olämplig.

Resultatet presenteras dels grafiskt och dels i tabellform. I allmänhet fås högre värden med maskvidd 3,6 mm än med 7,2 mm. Det finns vissa undantag men detta kan förklaras bl a med svårigheten att modellera små organ och framförallt blodkärl med den större maskvidden. Slutsatsen av detta måste bli att beräkningar av detta slag skall göras med en så god upplösning och så detaljerad anatomi som det är möjligt.

I Tabell 3.3, återges en del av resultaten från beräkningarna med maskvidd 3,6 mm. Det primära fältet är ett homogent magnetfält på $1 \mu\text{T}$ och 50 Hz (omräknat från 60 Hz i artikeln) och dess riktning antas vara parallell med de tre huvudaxlarna:

B_x : Fältet riktat höger-vänster.

B_y : Fältet riktat bröst-rygg.

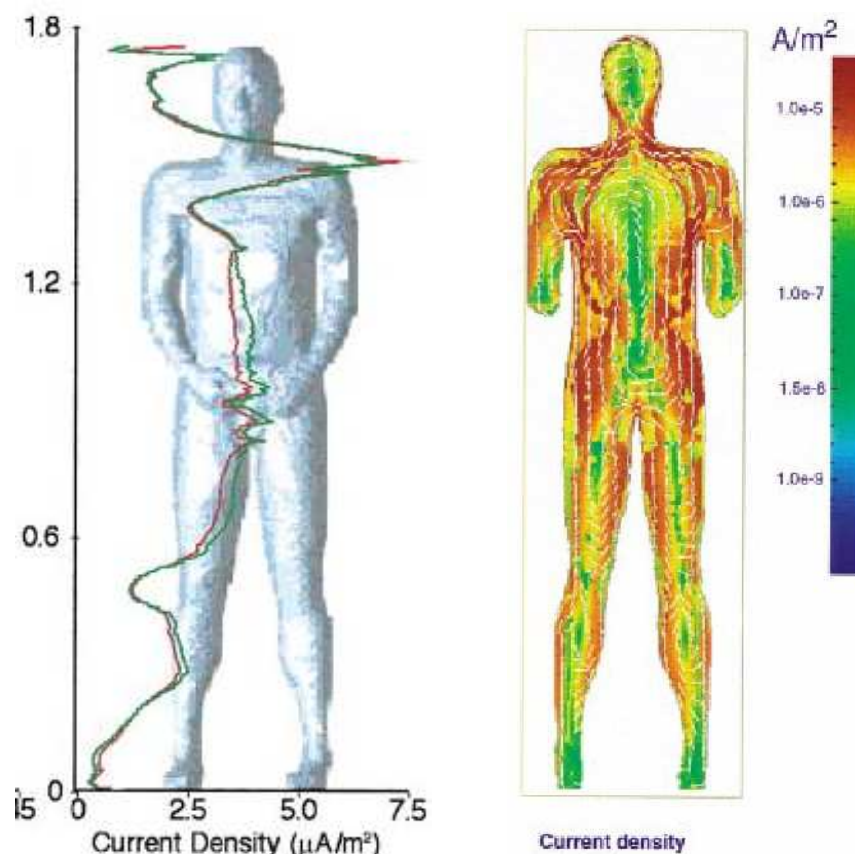
B_z : Fältet riktat huvud-fot.

Organ	Konduktivitet (S/m)	B_x		B_y		B_z	
		1 μ T, 50 Hz		1 μ T, 50 Hz		1 μ T, 50 Hz	
		J_{medel} (μ A/m ²)	J_{max} (μ A/m ²)	J_{medel} (μ A/m ²)	J_{max} (μ A/m ²)	J_{medel} (μ A/m ²)	J_{max} (μ A/m ²)
Benmärg	0,05	0,502	3,22	0,670	6,34	0,49	2,78
Blod	0,7	4,75	18,9	4,02	47,8	2,63	15,58
Cerebrospinal-vätska	2	12,4	64,4	8,50	41,9	8,33	45,2
Hjärnan, vit substans	0,06	0,59	3,08	0,55	2,98	0,49	2,13
Hjärnan, grå substans	0,1	0,96	5,93	0,87	6,07	0,80	5,23
Hjärta	0,1	1,60	5,69	1,13	4,01	1,24	3,31
Lungor	0,08	0,88	3,99	1,39	5,71	0,88	3,16
Muskler	0,35	3,57	22,1	4,35	42,3	2,98	26,2
Ryggmärgen	0,1	1,29	4,31	0,64	4,06	1,23	5,67
Testiklarna	0,4	3,77	11,3	4,92	24,5	2,72	10,4
Öga	0,4	Saknas	Saknas	Saknas	Saknas	Saknas	Saknas

Tabell 3.3. Beräknad strömtäthet vid ett homogent B-fält. Något omarbetad efter [23].

Av resultatet framgår att strömtätheten, och i synnerhet maxvärdena, blir höga i cerebrospinalvätskan och i musklerna. Betydligt lägre värden fås i andra kritiska organ som benmärgen, hjärtat och hjärnan.

Den beräknade strömtätheten kan också presenteras grafiskt och då både som en kurva över strömtätheten i ett visst tvärsnitt av kroppen och som en "densitetskarta" över kroppen. Framförallt "kartan" ger en översikt som näppeligen kan fås på annat sätt. Se Figur 3.14. Notera att det faktiskt finns en viss likhet med Figur 3.13. Den högsta strömtätheten fås i de båda fallen i kroppens yttre delar.

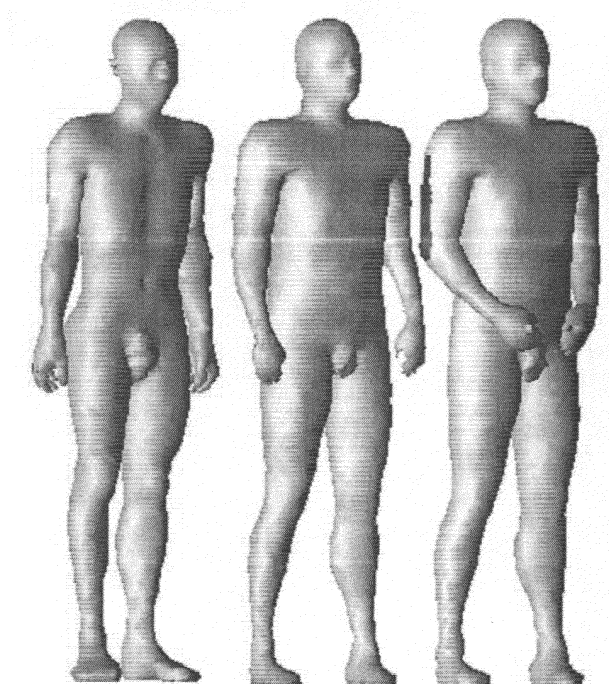


Figur 3.14a. Strömtätheten i ett horisontellt tvärsnitt av kroppen vid $1 \mu\text{T}$, 60 Hz. Fältet riktat bröst-rygg. De två kurvorna visar resultatet med två olika uppsättningar med konduktivitetsvärden. Återgiven från [24].

Figur 3.14b. Strömtätheten i kroppen vid $1 \mu\text{T}$, 60 Hz. Fältet riktat bröst-rygg. Återgiven från [24].

3.2.4.3 NORMAN från NRPB

Parallellt med arbetet med Uvic vid University of Victoria, har ett motsvarande studie gjorts av P J Dimbylow vid National Radiological Protection Board i Storbritannien. Dimbylow har arbetat med en modell kallad NORMAN, 1,76 m lång och 73 kg tung (se Figur 3.15). Modellen är uppbyggd av 8,3 miljoner celler, vilket innebär att den anatomiska upplösningen är något högre än den uppnådda vid University of Victoria. En annan betydelsefull skillnad är att NORMANs öga är mer detaljerat i sin uppbyggnad. Konduktivitetsfördelningen i stort är däremot i stort sett densamma i de två modellerna.



Figur 3.15. Olika beräkningsmodeller. NORMAN från NRPB till vänster. I mitten och till höger UVic från University of Victoria. [25].

I en artikel i *Physics in Medicine and Biology* 1998 [26] redovisar Dimbylow beräkningar av den ström som induceras i NORMAN av ett yttre homogent magnetiskt fält. Beräkningarna har gjorts med ett normaliserat fält på 1 T, 50 Hz, men återges här rapporten omskalade till 1 μ T. Dimbylow redovisar tre beräkningsfall:

LAT: Bx: Fältet riktat höger-vänster.

AP: By: Fältet riktat bröst-rygg.

TOP: Bz: Fältet riktat huvud-fot.

Beräkningar av det här slaget ger ett värde per cell och kan därefter grupperas per organ. Därefter kan min-, max- och medelvärden beräknas för varje organ av intresse. Emellertid kommer speciellt maxvärdena att påverkas av modellens form och hur väl ledande partier (ex vis stora blodkärl) modellerats i förhållande till beräkningscellernas indelning. Dessa randeffekter har förmodats kunna ha en så betydande inverkan på beräkningarnas relevans att ICNIRP i sina Guidelines [6] föreskrivet att strömtätheten skall beräknas som ett medelvärde över 1 cm^2 vinkelrätt mot strömriktningen. Motsvarande anvisning finns även i EUs direktiv.

Dimbylow redovisar i sin artikel materialet på detta sätt, d v s som det maximala medelvärdet räknat över 1 cm^2 . Ett undantag är givetvis ögats krökta hinnor, som är så tunna att det inte går att beräkna medelvärden på detta sätt. I stället har maxvärdet bestämts som medelvärdet av de 25 närmast liggande cellerna oavsett cellernas orientering. Se Tabell 3.4.

Organ	Kond. (S/m)	Modell	B _x LAT 1 μT, 50 Hz	B _y AP 1 μT, 50 Hz	B _z TOP 1 μT, 50 Hz
			J _{max} (μA/m ²) 1 cm ²		
Hjärnan	0,08	NORMAN	3,32	3,59	2,49
		NORMAN	<u>3,32</u>	<u>3,56</u>	<u>2,49</u>
		NAOMI	<u>2,81</u>	<u>2,98</u>	<u>1,85</u>
Hjärtat	0,08	NORMAN	4,56	5,26	3,64
		NORMAN	<u>4,46</u>	<u>5,15</u>	<u>3,63</u>
		NAOMI	<u>3,09</u>	<u>2,29</u>	<u>2,35</u>
Muskler	0,35	NORMAN	15,0	26,3	14,4
Ryggmärgen	0,03	NORMAN	<u>3,32</u>	<u>3,56</u>	<u>2,49</u>
		NAOMI	<u>2,81</u>	<u>2,98</u>	<u>1,85</u>
Ögat, sen-, näthinnan	0,50	NORMAN	5,51	2,84	3,83
		NORMAN	<u>5,50</u>	<u>2,87</u>	<u>3,83</u>
		NAOMI	<u>4,89</u>	<u>2,71</u>	<u>2,79</u>

Tabell 7.4. NORMAN och NAOMI. Beräknad strömtäthet vid ett homogent B-fält. Något omarbetad efter [26]. Understrukna värden från [27].

Tyvärr redovisar Dimbylow data bara för ett fåtal organ, men en jämförelse mellan Tabell 3.3 och Tabell 3.4 visar att medelvärdesbildningen över 1 cm² ger värden som ligger betydligt under de absoluta maxvärdena i Tabell 3.3. För hjärnan, exempelvis, är de absoluta maxvärdena 1,7 – 2,1 gånger högre än de medelvärdesbildade.

I februari 2005 publiceras en ny artikel av Dimbylow [27]. I denna ges dels något modifierade beräkningar med NORMAN och dels beräkningar med en ny modell – en kvinnlig vid namn NAOMI. Hon är 1,63 m lång och väger 60 kg. Hennes något annorlunda kroppsform jämfört med NORMAN gör att strömtätheten också blir något annorlunda. Se Tabell 3.4 och de värden som strukits under.

En grundläggande jämförelse mellan NORMAN och UVic, redovisas i gemensam artikel [25]. Det visas däri att de två modellerna ger i det närmaste identiska resultat vad det gäller den inducerade elektriska fältstyrkans medelvärde i respektive organ. Värdena för den 99-percentilen avviker något mer och för maxvärdena är skillnaden ytterligare något större. Avvikelserna är dock störst för sådana vävnader som är svåra att modellera; som hud (7 %) och fett (5 %), men detta är skillnader som är i princip utan betydelse vid en bedömning av en exponeringssituation.

3.2.4.4 Inverkan av en anisotrop konduktivitetsfördelning

Frågan om det riktiga att modellera organen med en isotrop konduktivitet har diskuterats och ifrågasatts. Det är framförallt skelettmuskulaturen som uppvisar en utpräglad anisotropi och där vävnaderna har en sådan omfattning att de i någon nämnvärd omfattning påverkar strömfördelningen i den övriga delen av kroppen. Konduktiviteten längs muskelfibrerna kan vara i storleksordningen 0,71–0,86 S/m, medan konduktiviteten tvärs fibrerna kan vara ca 0,068–0,167 S/m. Problemet är emellertid inte att kunna ange ett värde på konduktiviteten i en viss riktning, utan att kunna skapa en modell med korrekt orienterade muskelfibrer. I princip krävs i så fall att varje cell i modellen inte bara tilldelas en viss konduktivitet, utan också en riktning. Detta i sin tur innebär att beräkningarna blir än mer komplexa och i dagsläget i princip omöjliga att genomföra.

Ett alternativ är att genomföra en serie beräkningar med olika relation mellan skelettmuskulaturens transversella och longitudinella konduktivitet och sedan jämföra med det isotropa fallet, för att se vad anisotropin kan medföra i de mer kritiska organen.

Beräkningar av detta slag har genomförts av Dawson och Stuchly och redovisas i en artikel i *Physics in Medicine and Biology* [28]. I denna redovisar man fem beräkningsfall, alla med ett homogent yttre magnetiskt fält på 1 μ T och 60 Hz.

I: Isotrop konduktivitet. 0,35 S/m.

A: Longitudinellt 0,35 S/m och transversellt 0,20 S/m.

B: Longitudinellt 0,70 S/m och transversellt 0,20 S/m.

C: De longitudinella muskelfibrerna är alla orienterade i kroppens längsled. 0,20 S/m longitudinellt och 0,35 S/m transversellt.

D: De longitudinella muskelfibrerna är alla orienterade tvärs kroppens längsled. 0,20 S/m vertikalt och 0,70 S/m horisontellt.

A och B är tämligen realistiska beräkningsfall, medan C och D är av mer extrem karaktär. Tillsammans torde dock dessa kunna ge en god uppfattning om mellan vilka extremvärden som strömtätheten i ett visst organ kan variera.

I Tabell 3.5 sammanfattas beräkningar av medel- och maxvärden med en isotrop konduktivitet (fall I ovan) samt beräkningar för fallen B – D. Det minsta och det största medelvärde per organ redovisas liksom det största och minsta maxvärdet. Alla värden gäller för ett homogent 50 Hz-fält.

Tabell 3.5 ger en tydlig bild av ett av de problem som finns vid beräkning av de strömmar som induceras i kroppen. Däremot är det ingalunda självklart hur materialet skall användas på bästa sätt. Tabellen ger ytterlighetsvärden, vilka kan vara ett resultat av tämligen realistiska förutsättningar (C och D). Det blir därför vanskligt att exempelvis se detta som en lista över "riktigare" maxvärden än vad som redovisades i Tabell 3.3.

Bättre är då att använda Tabell 3.5 för att bilda ett osäkerhetsintervall omkring respektive värde för en isotrop konduktivitet. Av tabellen framgår att skillnaden mellan största medel/maxvärde för ett extremt anisotropt fall mot det isotropa fallet är ca 22 % (7,23/5,93) för hjärnan och ca 50 % (6,42/4,31) för ryggmärgen.

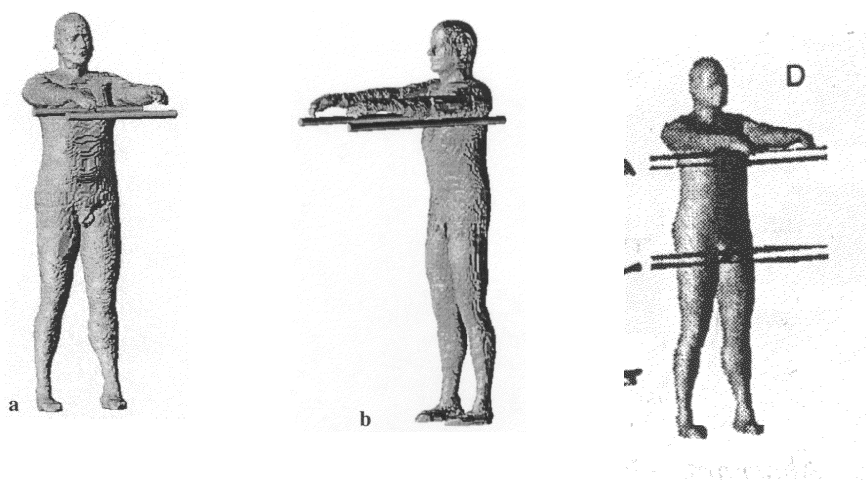
Organ	Kondukt. (S/m)	B _x 1 μT, 50 Hz		B _y 1 μT, 50 Hz		B _z 1 μT, 50 Hz	
		Minsta medel/maxvärde, anisotrop muskelkonduktivitet Medel/maxvärde, isotrop muskelkonduktivitet Största medel/maxvärde, anisotrop muskelkonduktivitet					
		J _{medel} (μA/m ²)	J _{max} (μA/m ²)	J _{medel} (μA/m ²)	J _{max} (μA/m ²)	J _{medel} (μA/m ²)	J _{max} (μA/m ²)
Benmärg	0,05	0,43 0,50 0,68	2,32 3,22 4,97	0,60 0,67 0,86	4,83 6,34 9,01	0,45 0,49 0,55	1,93 2,78 4,71
Blod	0,7	4,32 4,75 5,59	17,7 18,9 21,3	3,78 4,02 4,65	39,3 47,8 62,5	2,33 2,63 3,18	13,0 15,58 21,3
Cerebrospinal- vätska	2	11,8 12,4 14,0	59,1 64,4 72,9	7,97 8,50 10,2	39,9 41,9 46,0	8,30 8,33 8,42	44,8 45,2 45,8
Hjärnan, vit substans	0,06	0,54 0,59 0,68	2,89 3,08 3,40	0,50 0,55 0,64	2,94 2,98 3,08	0,48 0,49 0,50	1,99 2,13 2,35
Hjärnan, grå substans	0,1	0,88 0,96 1,13	5,60 5,93 7,23	0,81 0,87 1,04	5,99 6,07 6,28	0,80 0,80 0,81	4,58 5,23 6,09
Hjärta	0,1	1,45 1,60 1,85	5,33 5,69 6,18	1,09 1,13 1,36	3,87 4,01 4,33	1,15 1,24 1,38	3,23 3,31 4,71
Muskler	0,35	2,23 3,57 5,71	11,9 22,1 46,6	2,91 4,35 6,34	37,7 42,3 96,8	1,83 2,98 5,41	12,0 26,2 64,6
Ryggmärgen	0,1	1,29 1,29 1,35	3,99 4,31 6,42	0,55 0,64 0,93	3,33 4,06 4,55	1,12 1,23 1,38	4,09 5,67 8,24

Tabell 3.5. Beräknad strömtäthet vid ett homogent yttre magnetiskt fält, med ytterlighetsvärden för anisotrop muskelkonduktivitet. Något omarbetad efter [28].

3.2.4.5 Realistiska arbetssituationer och icke homogena fält

Ett annat problem vid beräkningar av det här slaget är det yttre, alstrande, fältet. Är det riktigt att utgå från ett homogent yttre fält? Beräkningarna blir enklare på detta sätt, men ger det ett acceptabelt resultat? Frågan tas upp i fem artiklar, alla baserade på beräkningar med UVic [8], [29], [30], [31] och [32].

I artiklarna redovisas ett antal beräkningsfall med en montör ståendes eller sittandes invid strömförande ledare. I tre av fallen är det fråga om strömförande kablar och i de övriga sex är det kraftledningslinor (AMS med barhandsmetoden). Tre fall i den senare gruppen är så generella att de kan tjäna som exempel även i ett nordiskt perspektiv, se Figur 3.16 nedan:



A. Montör vänd mot en duplexledning. B. Montör vänd längs en duplexledning. C. Montör vänd mot en kvadrupelledning.

Figur 3.16. Realistiska arbetssituationer. Återgivna från [29], [31]

- A. Stående montör vänd mot en duplexkonfiguration, med linorna i höjd med armhålorna. Båda armarna är utsträckta rakt fram vinkelrät ut från kroppen och placerade strax ovanför, men inte vilande på linorna. Avståndet mellan närmsta lina och kroppens medellinje är ca 30 cm. Avståndet mellan linorna är 46 cm (18") och strömmen 500 A per lina, dvs 1 000 A/fas [30], [31]
- B. Stående montör mellan linorna i samma duplexkonfiguration som i A. Montören är vänd längs linorna och har dem i höjd med armhålorna. Strömmen 500 A per lina, dvs 1 000 A/fas [30], [31].
- C. Stående montör vänd mot en kvadrupelkonfiguration, med de övre linorna i höjd med armhålorna. Båda armarna är utsträckta rakt fram vinkelrät ut från kroppen och placerade strax ovanför, men inte vilande på de övre linorna. Avståndet mellan linorna är 46 cm (18") och strömmen 250 A per lina, dvs 1 000 A/fas [29].

De tre fallen är beräknade med en modell med ca 80 organ, alla med en bestämd och isotrop konduktivitet. Det bör nämnas att antalet organ och deras konduktivitetsvärden är något annorlunda jämfört med tidigare modeller.

I Tabell 3.6, visas resultatet för några organ. Notera att maxvärdena är absoluta maxvärden och inte medelvärdesbildade över 1 cm^2 .

Organ	Konduktivitet (S/m)	A Stående vinkelrät duplex, 1000 A, 50 Hz		B Stående längs duplex, 1000 A, 50 Hz		C Stående tvärs kvadrupel, 1 000 A, 50 Hz	
		J_{rms} (mA/m ²)	J_{max} (mA/m ²)	J_{rms} (mA/m ²)	J_{max} (mA/m ²)	J_{rms} (mA/m ²)	J_{max} (mA/m ²)
Benmärg	0,05	0,4	3,2	0,3	1,3	0,3	1,8
Blod	0,7	2,8	12,8	1,6	7,2	2,2	11,4
Cerebrospinalvätska	2	3,6	14,3	6,3	20,8	3,9	15,3
Hjärnan, vit substans	0,06	0,2	0,6	0,3	0,9	0,3	0,7
Hjärnan grå substans	0,1	0,4	1,8	0,5	2,3	0,4	1,8
Hjärta	0,1	1,6	3,9	0,3	0,9	0,9	2,3
Muskler	0,35	2,0	23,7	1,8	10,5	2,0	17,2
Ryggmärgen	0,1	0,5	1,8	0,5	1,8	0,7	2,7
Öga	0,4	1,1	3,5	2,3	6,3	Saknas	Saknas

Tabell 3.6. Strömtäthet för tre realistiska arbetssituationer.

Det kan konstateras att strömtätheten i de här tre fallen endast överstiger gränsvärdet på 10 mA/m^2 i blod, muskler och cerebrospinalvätska och detta är exempel på sådan vävnad som inte åsyftas i regelverket. I de vävnader som regelverket anser vara kritiska, som hjärnan och ryggmärgen, är strömtätheten förhållandevis låg. De höga värdena för blod och muskler hänförs sig säkerligen till händerna och armarna, som kommer mycket nära de strömförande ledarna.

Liknande beräkningar visas i en något senare artikel av Dawson, Caputa och Stuchly [8]. I denna redovisas resultaten för totalt 10 st beräkningar, på duplex-, triplex- och kvadrupelkonfigurationer.

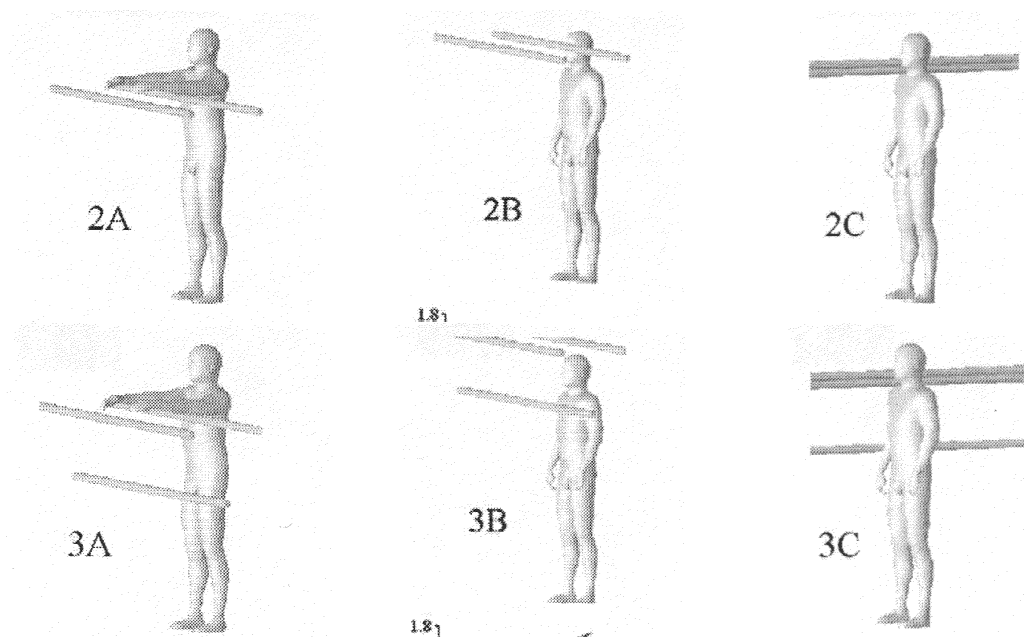
Resultatet presenteras både grafiskt och i tabellform. Den grafiska ger förvisso en god överblick, men det är bara i tabellerna som data presenteras per organ. I tabellerna ges data för bl a hjärnan, cerebrospinalvätskan, näthinnan och ryggmärgen. För dessa organ finns värden på storleken av det yttre fältet, på den i kroppen inducerade elektriska fältstyrkan och på den inre strömtätheten. För alla organ ges medelvärde, L_{99} (ett värde som inte överskrider i 99 % av beräkningspunkterna i ett visst organ), maxvärde och standardavvikelse. För strömtätheten redovisas dels det direkta beräkningsresultatet och dels medelvärdesbildningar över 1 cm^2 med F- och T-metoderna (se avsnitt 3.2.1.1).

För studien gäller följande grunddata:

- Duplex: Avståndet mellan linorna är 0,5 m.
- Triplex: Triangel stående på spetsen med kantlängd 0,5 m.
- 50 Hz, 1 000 A per fas och oändligt långa och tunna linor.
- Materialet är direkt skalbart till andra strömstyrkor.
- Endast inverkan av fasen närmast montören.
- Det kortaste avståndet mellan lina och montör är 2,5 cm.

Av de 10 arbetssituationerna ges här en redovisning för de 6 som kan vara intressanta i ett nordiskt perspektiv, se Figur 3.17.

- 2A Montör stående bredvid och vänd mot linorna i en duplexkonfiguration. Armarna utsträckta i vinkel mot kroppen och linorna i höjd med armhålorna.
- 3A Som 2A, men en triplexkonfiguration. Montören stående med båda benen bredvid den nedre linan i triangeln. De övre linorna i höjd med armhålorna.
- 2B Montör stående bredvid och vänd mot linorna i en duplexkonfiguration. Armarna invid kroppen och händerna på låren. Linorna i höjd med huvudet (öronen).
- 3B Som 2B, men en triplexkonfiguration. Montören stående med den nedre linan i axelhöjd och de övre en bit ovan huvudet.
- 2C Montör stående invid och vänd längs linorna i en duplexkonfiguration. Armarna invid kroppen och händerna på låren. Linorna i höjd med huvudet (öronen).
- 3C Som 2C, men en triplexkonfiguration. Montören stående med den nedre linan i midjehöjd och de övre i höjd med halsen.



Figur 3.17. Arbete invid duplex- och triplexkonfigurationer. Återgiven från [8].

Det material som redovisas i [8] är mycket omfattande och återges i tabellerna 3.7 (duplex) och 3.8 (triplex) i något omarbetad form.

I de två tabellerna redovisas också den strömtäthet som fås om fältet antas vara homogent och av samma storlek som det maximala fältet enligt kolumn 2. Vid beräkningen har fältet multiplicerats med den normaliserade strömtätheten för B_x , B_y eller B_z enligt Tabell 3.3. För fallen A och B har det högsta av B_y eller B_z valts och för fall C det högsta av B_x eller B_z ; detta för att undvika komplikationen med fältets riktning i vart enskilt organ. Möjligheten att använda ett homogent fält, istället för det inhomogena, har tidigare presenterats i avsnitt 3.2.1.2.

Då värden för ögat (nähinnan) saknas i Tabell 3.3, har dessa hämtats från motsvarande beräkningar med NORMAN, redovisade i Tabell 3.4. Nähinnans krökning har medfört att medelvärden har fått bildas från 25 närliggande beräkningspunkter å 2×2 mm, där inte nödvändigtvis alla ligger i ett och samma plan. Detta torde medföra att medelvärdet blir ett mellanting mellan F- och T-metoderna. I Tabell 3.7 och 3.8 är dessa värden markerade med ett N.

Från Tabell 3.4 och beräkningarna med NORMAN har också hämtats motsvarande medelvärdesbildade värden för hjärnan.

Det är givetvis ett mycket användbart material och kan enkelt användas för att kontrollera om en viss arbetssituation medför oacceptabelt höga exponeringsnivåer, men därtill går det också att dra några mer generella slutsatser:

	B-fält (μT) medelv/ maxv		J _{medel} (mA/m ²)	J _{L99} (mA/m ²)	J _{max} (mA/m ²)	J _{medel} (mA/m ²)	J _{max} (mA/m ²)
			Inhomogent fält			Homogent fält	
Arbetssituation 2A. 1 000 A							
Cerebrospinal- vätska	400/ 450	Beräknat v. F-medelv. T-medelv.	2,65 1,15 1,05	9,50 3,30 3,20	15,0 4,20 4,00	3,83	20,3
Hjärnan	350/ 450	Beräknat v. F-medelv. T-medelv.	0,20 0,35 0,15	0,65 1,90 0,45	1,70 3,90 0,90	0,39	2,73 1,62 (N)
Näthinnan	400/ 450	Beräknat v. F-medelv. T-medelv.	0,50 0,45 0,25	1,80 1,00 0,75	2,10 1,05 0,80		1,72 (N)
Ryggmärgen	500/ 650	Beräknat v. F-medelv. T-medelv.	0,20 0,25 0,15	0,45 0,65 0,35	0,60 2,05 0,40	0,80	3,69
Arbetssituation 2B. 1 000 A							
Cerebrospinal- vätska	750/ 1600	Beräknat v. F-medelv. T-medelv.	6,00 2,35 2,15	19,0 6,50 6,00	38,0 8,50 8,00	13,6	72,3
Hjärnan	800/ 1500	Beräknat v. F-medelv. T-medelv.	0,40 0,75 0,25	1,40 4,15 0,85	5,00 7,00 3,00	1,31	9,11 5,39 (N)
Näthinnan	1350/ 1400	Beräknat v. F-medelv. T-medelv.	2,20 1,80 1,05	8,00 4,10 2,65	13,5 4,45 2,65		5,36 (N)
Ryggmärgen	350/ 700	Beräknat v. F-medelv. T-medelv.	0,10 0,15 0,10	0,25 0,55 0,15	0,30 1,35 0,20	0,86	3,97
Arbetssituation 2C. 1 000 A							
Cerebrospinal- vätska	450/ 550	Beräknat v. F-medelv. T-medelv.	3,75 1,50 1,40	11,0 3,70 3,55	19,5 4,65 4,60	6,82	35,4
Hjärnan	450/ 500	Beräknat v. F-medelv. T-medelv.	0,25 0,45 0,15	0,80 2,45 0,50	4,30 3,95 1,20	0,48	2,97 1,66 (N)
Näthinnan	450/ 500	Beräknat v. F-medelv. T-medelv.	0,90 0,70 0,40	3,45 1,80 1,25	6,50 1,85 1,30		2,76 (N)
Ryggmärgen	400/ 500	Beräknat v. F-medelv. T-medelv.	0,15 0,20 0,15	0,35 0,55 0,30	0,60 1,65 0,35	0,65	2,84

Tabell 3.7. Inducerad strömtäthet vid arbete på duplex 1 000 A och jämförelse med ett homogent fält. Något omarbetat från [8].

	B-fält (μT) medelv/ maxv		J _{medel} (mA/m ²)	J _{L99} (mA/m ²)	J _{max} (mA/m ²)	J _{medel} (mA/m ²)	J _{max} (mA/m ²)
			Inhomogent fält			Homogent fält	
Arbetssituation 3A. 1 000 A							
Cerebrospinal- vätska	333/ 400	Beräknat v. F-medelv. T-medelv.	2,33 1,00 0,93	8,33 2,90 2,80	12,7 3,67 3,67	3,40	18,1
Hjärnan	333/ 367	Beräknat v. F-medelv. T-medelv.	0,17 0,30 0,13	0,57 1,70 0,40	1,50 3,33 0,80	0,32	2,23 1,32 (N)
Näthinnan	433/ 500	Beräknat v. F-medelv. T-medelv.	0,47 0,37 0,20	1,57 0,87 0,63	1,77 0,90 0,67		1,92 (N)
Ryggmärgen	433/ 500	Beräknat v. F-medelv. T-medelv.	0,20 0,23 0,13	0,47 0,63 0,33	0,60 2,07 0,40	0,62	2,84
Arbetssituation 3B. 1 000 A							
Cerebrospinal- vätska	400/ 750	Beräknat v. F-medelv. T-medelv.	3,33 1,33 1,23	11,3 3,67 3,33	20,7 4,67 4,67	6,38	33,9
Hjärnan	400/ 750	Beräknat v. F-medelv. T-medelv.	0,23 0,43 0,17	0,73 2,33 0,43	1,97 4,00 0,90	0,65	4,55 2,69 (N)
Näthinnan	400/ 400	Beräknat v. F-medelv. T-medelv.	0,77 0,63 0,37	2,57 1,27 0,87	4,33 1,30 0,90		1,53 (N)
Ryggmärgen	300/ 367	Beräknat v. F-medelv. T-medelv.	0,10 0,10 0,07	0,23 0,43 0,17	0,30 1,10 0,23	0,45	2,08
Arbetssituation 3C. 1 000 A							
Cerebrospinal- vätska	367/ 433	Beräknat v. F-medelv. T-medelv.	3,27 1,33 1,20	9,33 3,33 3,30	16,3 4,00 4,00	5,37	27,9
Hjärnan	367/ 433	Beräknat v. F-medelv. T-medelv.	0,20 0,40 0,13	0,67 2,13 0,40	4,00 3,33 1,07	0,42	2,57 1,44 (N)
Näthinnan	367/ 400	Beräknat v. F-medelv. T-medelv.	0,77 0,60 0,37	3,23 1,57 1,13	5,67 1,60 1,20		2,20 (N)
Ryggmärgen	333/ 433	Beräknat v. F-medelv. T-medelv.	0,17 0,20 0,13	0,33 0,53 0,27	0,63 1,50 0,30	0,56	2,46

Tabell 3.8. Inducerad strömtäthet vid arbete på triplex 1 000 A och jämförelse med ett homogent fält. Något omarbetat från [8].

Medelvärdesbildningen över 1 cm^2 har avgörande betydelse för resultatet. De höga maxvärdena jämnas ut och detta gäller oavsett vilken av de två metoderna som används. Medelvärdesbildning med F-metoden ger som förväntat högre värden än med T-metoden.

Detta är speciellt tydligt för hjärnan, där F-värdet påverkas av de höga värdena för cerebrospinalvätskan. Cerebrospinalvätskan uppvisar, på grund av den höga konduktiviteten, en generellt hög strömtäthet. De redovisade uppgifterna anvisar inte var i kroppen de högsta värdena uppnås, men troligen är det i det några millimeter tunna skiktet mellan hjärnhinnorna. Möjligen kan det också uppstå en hög strömtäthet lokalt i ryggmärgskanalen. I ventriklarna, däremot, är vätskan mer skyddad och strömtätheten borde bli lägre. Dess uppgift är att fungera som en "stötdämpare" runt hjärnan och att transportera vissa närings- och slaggprodukter. Vätskan förekommer förvisso på ytterst kritiska platser i kroppen, men det finns i dagsläget inget som tyder på att en hög strömtäthet i denna skulle kunna ha någon negativ och ögonblicklig inverkan på kroppens funktioner.

Vid de redovisade beräkningarna med NORMAN har medelvärdet beräknats inom vart enskilt organ och därför påverkas inte medelvärdet i t ex hjärnan av den betydligt högre strömtätheten i cerebrospinalvätskan.

Vid en jämförelse av beräkningarna med homogent och med inhomogent fält, visar det sig att det homogena överskattar strömtätheten i de flesta fall. Detta följer också tankarna om kopplingsfaktorer mm, som presenterades i avsnitt 3.2.1. Det finns dock ett viktigt undantag och det är för hjärnan i arbetssituation C, där det homogena fältet leder till en maximal strömtäthet på 65 – 70 % av vad det inhomogena fältet ger.

Det finns ingen självklar förklaring till detta, men kan vara så att vid den här exponeringen – med tinningloben närmast ledaren – fås några få beräkningspunkter med en mycket hög strömtäthet. Detta styrks av att relationen mellan Max och L_{99} är 5,38 för 2C och 5,97 för 3C. För 2A, 2B, 3A och 3B är den 2,88 i medeltal.

Tyvärr måste man räkna med att maxvärdena är ganska osäkra. De påverkas kraftigt av randeffekter och ofullkomligheter i den använda modellen. Dessutom skall man ha i minnet att dessa studerade arbetssituationer är mycket speciella och med ett kraftigt inhomogent fält. Svårigheterna att modellera *kan* ha gett upphov till svårupptäckta felaktigheter.

Dessa svårigheter till trots, får man inte bortse från möjligheten att använda ett homogent fält och normaliserade värden på strömtätheten, för att göra beräkningar även vid realistiska exponeringsfall. Detta har belysts i flera artiklar av bl a Dawson och Stuchly och framförallt i [31] och [32] visas på möjligheten att istället för maxvärdet i respektive organ, använda fältets medelvärde (alternativt RMS-värdet). Om detta tillämpas på Tabellerna 3.7 och 3.8, fås värden som bättre stämmer med motsvarande med ett inhomogent fält. Samtidigt ökar givetvis också risken för att i vissa fall underskatta strömtätheten.

Ett motsvarande resonemang förs också i en senare artikel av Bracken och Dawson [33]. I artikeln introduceras begreppet ”normaliserad induktionsfaktor”, som beskriver sambandet mellan den inducerade kvantiteten (inre fältstyrka eller strömtäthet) och det yttre B-fältet. I termen ”normaliserad” ingår att induktionsfaktorn är kvoten mellan induktionsfaktorn för ett inhomogent fält och för ett homogent fält. Induktionsfaktorer har beräknats fram från en rad olika modeller; både enkla och mer komplicerade och både med homogen och med inhomogen konduktivitet. Denna normaliserade induktionsfaktor är en funktion av avståndet till källan för fältet och varierar mellan 0 och 1. För allt större avstånd närmar sig faktorn 1. (Detta är snarlikt vad som visas i den tidigare Figur 3.9.) På ett avstånd av ca 10 m uppfattar människokroppen fältet från en linjekälla som i det närmaste homogent (faktorn = 1,0). På 1 meters avstånd är faktorn 0,8 – 0,9 och på 0,1 m 0,4 – 0,6. Detta innebär att ett inhomogent fält av styrkan B, på 1 meters avstånd, har samma inverkan på kroppen som ett homogent fält med styrkan $0,4\text{--}0,6 \times B$.

Det Bracken och Dawson presenterar i sin artikel är förvisso en intressant metod, men den är inte unik och tyvärr inte heller helt tillförlitlig. TC 106 inom IEC har tidigare visat på möjligheten att använda kopplingsfaktorer, vilket är i princip samma sak (se Figur 3.9). IEC har inte gått lika långt i sitt resonemang, men tanken att använda relationen mellan det inhomogena och det homogena fältet är densamma.

Bracken och Dawson baserar sina induktionsfaktorer på en rad olika modeller, varav flertalet är mycket enkla och med konstant inre konduktivitet. Man kan visa att de i grunden helt olika modellerna ger snarlika induktionsfaktorer vid samma avstånd. Det är naturligtvis ett gott tecken, men än bättre hade varit om man utnyttjat den fulla potentialen i de mer komplexa modellerna som t ex NORMAN och UVic.

3.2.5 Den inre elektriska fältstyrkan som ett alternativ till strömtäthet

Dimbylow tar i sin senaste artikel [27] upp frågan om det riktiga i att uttrycka gränsvärdet som en strömtäthet. Den inre elektriska fältstyrkan vore en mer riktig storhet och dessutom med en mer direkt koppling till exciteringen av nerver. Ett sådant gränsvärde bör kunna sättas vid den nedre gränsen för fosfener och då hamna på 100 mV/m. För allmänheten, som inkluderar mer känsliga individer, föreslås ett värde på 20 mV/m. Värdet skall ses som ett medelvärde över minst 1 000 celler eller minst 1 mm³. För NORMAN och NAOMI, som är uppbyggda av ca 2 x 2 x 2 mm stora kuber, innebär detta att det borde vara maxvärdet i en beräkningspunkt som är intressant. Emellertid kan de absoluta maxvärdena vara påverkade av olika fel, varför det är lämpligare att studera den 99-de percentilen eller L₉₉.

I Tabell 3.9 nedan återges en del av Dimbylows resultat uttryckta som inre fältstyrkor.

Det är uppenbart att den inre fältstyrkan är mindre känslig för en varierande konduktivitet. I detta fall fås de högsta värdena i hjärnan och i ryggmärgen, medan för strömtätheten fås det högsta värdet i ögat.

Organ	Kond. (S/m)	Modell	B _x LAT 1 μ T, 50 Hz	B _y AP 1 μ T, 50 Hz	B _z TOP 1 μ T, 50 Hz
			E _{L99} (mV/m)		
Hjärnan	0,08	NORMAN	0,033	0,031	0,022
		NAOMI	0,031	0,026	0,025
Ryggmärgen	0,03	NORMAN	0,049	0,030	0,023
		NAOMI	0,027	0,018	0,009
Ögat, sen-, näthinnan	0,50	NORMAN	0,015	0,007	0,010
		NAOMI	0,014	0,007	0,007

Tabell 3.9 NORMAN och NAOMI. Inre E-fält vid ett yttre magnetiskt fält. Återgiven från [27].

3.2.6 Magnetfält och inducerade strömmar – en sammanfattning

Ett yttre magnetiskt fält ger upphov till cirkulerande strömmar i människokroppen. Strömmarnas storlek beror av fältets storlek, kroppens konduktivitet och kroppens storlek i cirkulationsplanet. Kraftigare fält, högre konduktivitet och en större yta (volym) ger en högre ström.

Den inre anatomin, med organ med olika konduktivitet, medför att strömtätheten blir en lokal storhet. I vissa vävnader med hög ledningsförmåga, som blod, urin och cerebrospinalvätska, blir strömtätheten stor. Den blir å andra sidan förhållandevis låg i hjärnan som har låg konduktivitet.

De inre organens form och uppbyggnad medför att olika riktningar hos det yttre B-fältet ger upphov till olika strömtätheter. I vissa organ är skillnaden måttlig, medan den i andra kan vara betydande.

För att beräkna den inre strömtätheten kan numeriska metoder och mer eller mindre anatomiskt riktiga modeller nyttjas. Beräkningar kan göras både med ett yttre homogent fält och med inhomogena fält.

Homogena kroppar, med konstant inre konduktivitet, kan däremot inte användas för att beräkna strömtätheten i enskilda organ som hjärnan, näthinna och ryggmärg.

Resultatet kan presenteras som medel- eller maxvärden per organ. Då maxvärdet kan vara påverkat av randeffekter och dylikt, kan L₉₉ (99-percentilen) vara ett mindre störningskänsligt alternativ.

Enligt utgivna föreskrifter skall strömtätheten presenteras som medelvärdet över 1 cm^2 vinkelrät strömriktningen. Tyvärr ges dock ingen anvisning hur denna medelvärdesbildning skall gå till. Om medelvärdet skall bildas enbart av punkter inom samma vävnad, fås problem vid övergången till annan vävnad. Alternativt kan medelvärdet beräknas med hjälp av de föreslagna F- eller T-metoderna. F-metoden inkluderar punkter från närliggande vävnad och överskattar därmed strömtätheten i vävnaden med låg konduktivitet och underskattar den i närliggande vävnad med hög konduktivitet. T-metoden är inget bättre alternativ, då den alltid underskattar strömtätheten.

Beräkningar med numeriska metoder och anatomiskt riktiga modeller är mycket tidsödande. Själva beräkningstiden krymper förvisso med allt snabbare datorer, men ännu kräver modellerna så mycket "handarbete" att detta inte är en rimlig lösning för att kontrollera ett stort antal exponeringssituationer. Betydligt enklare är då att använda normaliserade värden på strömtätheten, som finns tabellerade för olika organ och exponeringsriktningar och för ett homogent fält. Om dessa normaliserade värden multipliceras med det maximala fältet i respektive organ, fås i de flesta fall en strömtäthet som överstiger den med ett inhomogent fält. En mindre konservativ lösning är att använda fältets medelvärde i respektive organ.

Relationen mellan yttre B-fält och strömtäthet, såsom den anvisats av ICNIRP och EU, bör kunna diskuteras och ifrågasättas. Enligt dessa organisationer gäller att:

Begränsning	Arbetstagare	Allmänheten
Gränsvärde	10 mA/m^2	2 mA/m^2
Insatsvärde	$500 \text{ } \mu\text{T}$	$100 \text{ } \mu\text{T}$

Tabell 3.10. B-fält. Relation mellan gränsvärde och insatsvärde enligt ICNIRP och EU.

En alternativ relation bör kunna sökas i Tabellerna 3.3 (UVic) och 3.4 (NORMAN och NAOMI). Tabell 3.3 ger som högst $6,07 \text{ } \mu\text{A/m}^2$ per μT för hjärnan, värdena för ryggmärgen är genomgående lägre. Detta är dock ett lokalt maxvärde och medelvärdet över 1 cm^2 kan förmodas vara lägre. Enligt Tabell 3.4, som presenterar medelvärden över 1 cm^2 , är motsvarande värde för hjärnan $3,59 \text{ } \mu\text{A/m}^2$ per μT . För ögat (nähinnan) fås däremot ett högre värde – $5,51 \text{ } \mu\text{A/m}^2$ per μT .

Ser man till den inducerade strömtätheten, är uppenbarligen ögat (nähinnan) som är den mest utsatta vävnaden för ett yttre magnetfält. Med $5,51 \text{ } \mu\text{A/m}^2$ per μT , fås då att:

Begränsning	Arbetstagare	Allmänheten
Gränsvärde	10 mA/m^2	2 mA/m^2
Motsvarande yttre B-fält	$1\,800 \text{ } \mu\text{T}$	$360 \text{ } \mu\text{T}$

Tabell 3.11. Relation mellan gränsvärde och insatsvärde baserad på påverkan på ögat.

För ögat finns tyvärr inga uppgifter om vad en anisotrop muskelkonduktivitet eventuellt kan medföra.

Det har diskuterats i litteraturen [34] om fosfener en bra indikator på påverkan på det centrala nervsystemet eller om de bara medför en viss och ofarlig irritation. Saunders och Jeffery [35] gör dock den bedömningen att påverkan på synsystemet verkligen är representativt för påverkan på hjärnan och att tröskelnivån på $10 - 15 \text{ mA/m}^2$ också kan vara gällande för hjärnan. Hjärnan är dock mindre känslig för ett yttre magnetfält än ögat. Den starkaste kopplingen, som fås när hjärnan exponeras för ett fält riktat bröst-rygg, är $3,59 \text{ } \mu\text{A/m}^2$ per μT (Tabell 3.4). Enligt Tabell 3.5 kan en mer extrem anisotrop muskelkonduktivitet medföra att medel- och maxvärdena blir ca 22 % högre. Den aktuella kopplingsfaktorn blir då $1,22 \times 3,59 = 4,38 \text{ } \mu\text{A/m}^2$ per μT .

En relation baserad på påverkan på hjärnan leder till följande:

Begränsning	Arbetstagare	Allmänheten
Gränsvärde	10 mA/m^2	2 mA/m^2
Motsvarande yttre B-fält	$2\,250 \text{ } \mu\text{T}$	$450 \text{ } \mu\text{T}$

Tabell 3.12. Relation mellan gränsvärde och insatsvärde baserad på påverkan på hjärnan.

Om man istället väljer att utgå från den inre fältstyrkan och att den får maximalt uppgå till 100 mV/m för arbetstagare och till 20 mV/m för allmänheten, fås följande relationer:

Begränsning	Arbetstagare	Allmänheten
Gränsvärde	100 mV/m	20 mV/m
Insatsvärde	$2\,000 \text{ } \mu\text{T}$	$400 \text{ } \mu\text{T}$

Tabell 3.13. Relation mellan gränsvärde och insatsvärde baserad på inre fältstyrka.

Det är som synes värden i samma storleksordning som de som beräknats utifrån den inducerade strömtätheten.

Avslutningsvis kan man konstatera att ICNIRPs / EUs relation mellan gräns- och insatsvärde är konservativ och detta talar för att det i vissa fall borde vara möjligt att acceptera exponeringar väl överstigande 500 respektive $200 \text{ } \mu\text{T}$. Det kan givetvis diskuteras huruvida en begränsning skall baseras på en påverkan på ögat eller på hjärnan, men den rådande osäkerheten om fosfener och deras betydelse, motiverar en begränsning baserad på ögat. Den bestämmande relationen blir därmed $5,5 \text{ } \mu\text{A/m}^2$ per μT .

3.3 Beräkning av strömmar orsakade av elektriska fält

Precis som de magnetiska fälten, ger även de elektriska fälten upphov till strömmar i människokroppen. Strömmarna är dock inte cirkulerande utan går i normalfallet (vid ett vertikalt E-fält) mellan huvudet och fötterna. Deras storlek är givetvis beroende av

fältets storlek, men också av frekvensen, kroppens konduktivitet och kroppens höjd eller längd i fältets riktning.

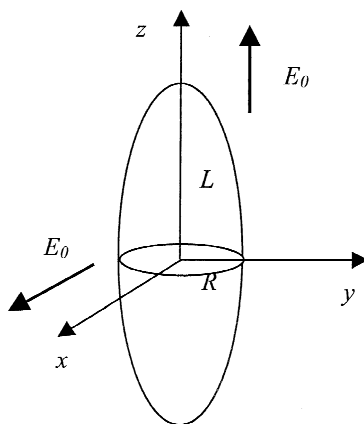
Strömmarna kan beräknas eller uppskattas på olika sätt. Enkla modeller med konstant inre konduktivitet kan användas för att studera inverkan av kroppens proportioner, men för att förstå vad som händer i enskilda organ, krävs mer komplexa modeller. NORMAN och UVic har nämnts i samband med de magnetiska fälten, men de är lika användbara i detta sammanhang.

Nedan ges en översikt av olika beräkningssätt och vad som kan uppnås med dessa. Mycket är naturligtvis gemensamt med de magnetiska fälten och utelämnas här. De olika vävnadernas konduktivitet är här lika viktig, men berörs inte närmare i detta avsnitt. Likaså ägnas inget utrymme åt detaljer i de numeriska metoderna.

3.3.1 Beräkning m h a enkla geometriska modeller

Vid en beräkning av strömtätheten i en kropp orsakad av ett elektriskt fält, är kroppens utsträckning (längd eller höjd) i fältet av stor betydelse. Lite förenklat kan man säga att en lång person drabbas av en högre ström i kroppen än en kort.

Det här kan enkelt visas genom att studera strömtätheten i en sfäroid, dvs en rotationssymmetrisk kropp med storaxeln $2L$ och lillaxeln $2R$. Se Figur 3.18 nedan. En genomgång av detta fall återfinns både i prEN 50 413 [7] och i den blivande IEC-standard 62226-3-1. Den här framställningen följer i stort EN-standarderna. IEC har valt att formulera uttrycken på ett något annat sätt, men slutresultatet blir givetvis detsamma.



Figur 3.18 Sfäroid med två alternativa riktningar för E-fältet. Återgiven från prEN 50 413 [7].

För det fall då $L > R$, dvs sfäroiden har människoliknande proportioner och med ett homogent E-fält parallellt med z-axeln fås enligt EN-standarderna att:

$$J = \sigma \left\{ \frac{E_0}{1 + \left(\epsilon_i^* / \epsilon_e^* - 1 \right) \left(u_0^2 - 1 \right) \left[u_0 \coth^{-1}(u_0) - 1 \right]} \right\}$$

För fallet med E-fältet parallellt med x- eller y-axeln fås:

$$J = \sigma \left\{ \frac{E_0}{1 + (\epsilon_i^* / \epsilon_e^* - 1) \frac{u_0}{2} [u_0 - (u_0^2 - 1) \coth^{-1}(u_0)]} \right\}$$

U_0 och kvoten $\epsilon_i^* / \epsilon_e^*$ kan tecknas som:

$$u_0 = 1 / \sqrt{1 - (R/L)^2} \quad \frac{\epsilon_i^*}{\epsilon_e^*} - 1 \cong -j \frac{\sigma}{\omega \epsilon_0} \quad \begin{array}{l} \text{där} \\ \sigma = \text{kroppens konduktivitet} \\ \omega = \text{vinkelfrekvensen} \\ \epsilon_0 = \text{dielektricitetsstalet för vakuum} \end{array}$$

Om strömtätheten J tecknas som:

$$|J| = k_E f E_0 \quad \begin{array}{l} \text{där} \\ f = \text{frekvensen} \end{array}$$

kan k_E tecknas för de två fallen med E_0 parallellt med z-axeln och med x- eller y-axeln:

$$k_{E1} = \frac{2\pi\epsilon_0}{(u_0^2 - 1)[u_0 \coth^{-1}(u_0) - 1]} \quad k_{E2} = \frac{4\pi\epsilon_0}{u_0[u_0 - (u_0^2 - 1)\coth^{-1}(u_0)]}$$

E_0 parallellt med z-axeln.

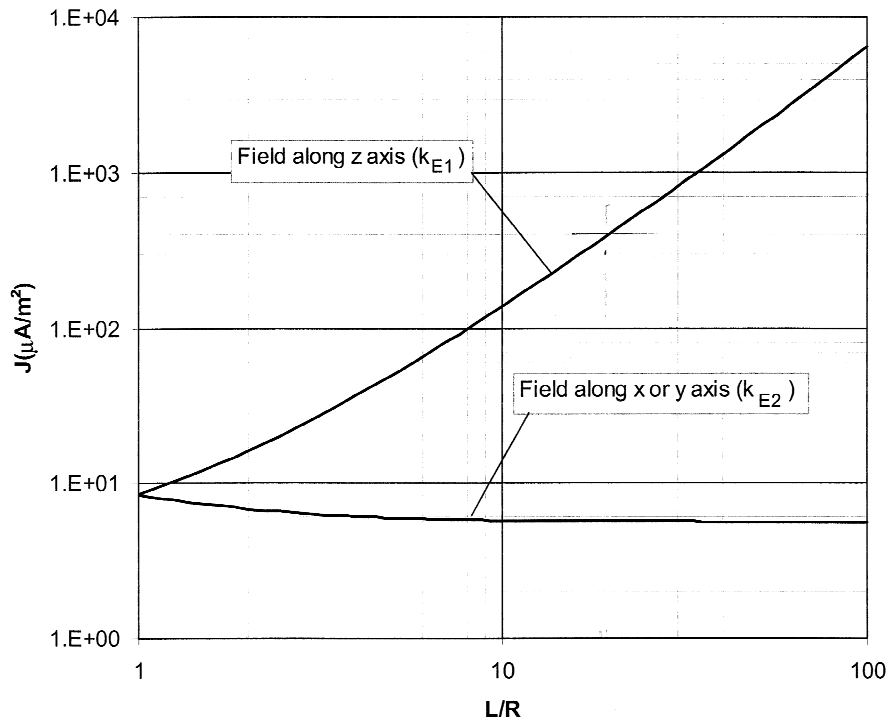
E_0 parallellt med x- eller y-axeln.

I EN-standardens finns också ett diagram över k_{E1} och k_{E2} som funktion av L/R . För fallet med $f = 50$ Hz finns också ett diagram över strömtätheten J som funktion av L/R . Detta diagram återges i Figur 3.19 nedan.

Ett numeriskt exempel får illustrera användbarheten av denna modell:

Modellen antas motsvara en person som befinner sig i ett elektriskt fält utan att ha kontakt med jord. Personen kan t ex stå på en isolerande steg eller befinna sig på en isolerande plattform.

Om personen är 1,8 m lång och har ett största omfång på 100 cm, fås att $L = 0,90$ m och att $R \approx 0,16$ m. L / R blir därmed $\approx 5,62$.

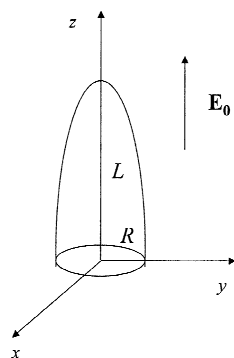


Figur 3.19. J som funktion av L/R . Återgiven från prEN 50 413 [7].
 $f = 50 \text{ Hz}$ och $E_0 = 1 \text{ kV/m}$.

Med hjälp av diagrammet fås att $J \approx 60 \mu\text{A/m}^2$ vid 50 Hz och $E_{0z} = 1 \text{ kV/m}$, dvs med E-fältet parallellt med z-axeln. Med fältet parallellt med x- eller y-axeln fås en ström-täthet $J \approx 5 \mu\text{A/m}^2$ vid 50 Hz och $E_0 = 1 \text{ kV/m}$.

Av detta kan man dra slutsatsen att det är bara den vertikala fältkomponenten som är av intresse vid vanliga exponeringssituationer. Vid kraftiga horisontella fält, som t ex vid AMS, kan man dock behöva studera inverkan även av de andra komponenterna.

Denna "frisvävande" modell har givetvis sina begränsningar. Vanligtvis står man på marken, dvs nära ett jordat plan, och man kan även ha direktkontakt via fötterna till jord. I dessa fall blir modellen oanvändbar och strömmen större. En möjlighet är då istället att låta bara en halv sfäroid motsvara människan och låta den andra halvan ligga under markytans nivå. Se Figur 3.20 nedan.



Figur 3.20. Halv sfäroid med markytan i xy-planet. Återgiven från prEN 50 413 [7].

I detta fall fås en annan geometri. L motsvarar personens hela höjd och $L = 1,8$ m kan anses vara rimligt. R är personens medelradie och $R = 0,15$ m kan vara rimligt. Med $L / R = 12$, fås med Figur 3.19 att $J \approx 150 \mu\text{A}/\text{m}^2$ vid 50 Hz och $E_{0Z} = 1$ kV/m. Detta motsvarar en totalström till jord på ca $10,6 \mu\text{A}$, vilket också stämmer tämligen väl i jämförelse med mer detaljerade modeller.

Skillnaden mellan en "frisvävande" människa och en med fötterna i kontakt med marken är stor; i detta fall en faktor 2,5. För mer detaljerade modeller är skillnaden ännu större.

Även Ronald W P King presenterar en serie analytiska beräkningar av strömtätheten i mer eller mindre människoliknande modeller. Hans olika arbeten under en längre tid sammanfattas i en IEEE-artikel från 2004 [36]. I denna redovisas beräkningar både med cylindriska modeller och med sfäroider och alla med en homogen konduktivitet. King visar att för sfäroiden är strömtätheten i stort sett bara beroende av kroppens längd och i bara ringa utsträckning av dess tvärsnittsytta. För cylindermodellen visas i ett numeriskt exempel att för de tre fallen; jordad cylinder, cylinder på begränsat avstånd ovan jord och ojordad cylinder, fås att strömmen till jord är i stort sett densamma som för en modell med betydligt högre detaljeringsgrad. För den jordade cylindern fås ca $18 \mu\text{A}$ vid 1 kV/m och 60 Hz och för den helt frisvävande fås ca $4 \mu\text{A}$. Dessa värden kan jämföras med de ca $17,6$ och $1 \mu\text{A}$ som fås med den betydligt mer detaljerade modellen UVic (Se Figur 3.21). Detta visar att cylindermodellen ger ett rimligt resultat för totalströmmen, men den ger naturligtvis ingen information om strömtätheten i enskilda organ. Förvisso kan man komma vidare genom att göra antaganden om hur strömmen fördelar sig mellan olika organ (och King visar också på denna möjlighet), men detta medför grova approximationer.

Tyvärr måste man konstatera att de enkla modellerna har en begränsad användbarhet och i synnerhet här i de länder där ICNIRPs och EUs krav på strömthet i vissa organ är styrande. I Nordamerika däremot, där man är mer inriktad på nervexitation, kan de enkla modellerna ha ett större berättigande.

3.3.2 Beräkning m h a enkla anatomiska modeller

Svagheten med de enkla modellerna är den homogena konduktiviteten och att formen inte har mycket gemensamt med människans. I en verklig människa fås en förhöjd strömtäthet vid halsen och vid anklarna, d v s områden med en minskad tvärsnittsarea. IEC redovisar en hel del inom detta område i den blivande 62226-3-1 och man föreslår där en beräkningsgång i tre steg:

- Först beräknar man strömtätheten i en halv sfäroid. Se Figur 3.20. Strömtätheten är konstant i sfäroiden och beror på fältets storlek, frekvensen och faktorn L/R .

För en "människoliknande" sfäroid med $L = 1,76$ m och $R = 0,178$ m fås $0,134 \text{ mA}/\text{m}^2$ vid 1 kV/m och 50 Hz.

- Sedan beräknas strömtätheten som funktion av läget i en människoliknande men homogen modell. Man gör då antagandet att samma ström flyter genom ett horisontellt tvärsnitt av människan som hos sfäroiden. Människan och sfäroiden har dock olika tvärsnitt, varför strömtätheten blir annorlunda. I standarden ges ett antal kroppsmått för både en standardiserad man och en kvinna.

En ”standard man” har ett halsmått på 42,5 cm (nedre delen av nacken). Detta ger en tvärsnittsytta på $0,0144 \text{ m}^2$. På samma höjd (1,513 m) har sfäroiden radien 0,091 m och arean $0,026 \text{ m}^2$. Strömmen genom sfäroidens plan blir $0,026 \times 0,134 \approx 3,48 \mu\text{A}$. Om samma ström flyter genom den standardiserade mannens nacke fås en strömtäthet på ca $0,24 \text{ mA/m}^2$.

Det påpekas att strömtätheten i ryggmärgen måste bli lägre p g a att merparten av strömmen går via de stora blodkärlen och i musklerna.

- Slutligen räknar man om strömtätheten per nivå till ett värde för ett specifikt organ; exempelvis för nacken och ryggmärgen.

Den föreslagna metoden är intressant och exemplet ovan ger ett värde på strömtätheten som är något, men inte orimligt mycket större, än det som fås för ryggmärgen med en mer detaljerad numerisk metod (se Tabell 3.14).

3.3.3 Beräkning m h a komplexa modeller

Precis som för de magnetiska fälten har man gjort omfattande beräkningar med anatomiskt mer fulländade modeller. Både från gruppen runt UVic och från Dimbylow, som arbetat med NORMAN, finns ett antal artiklar publicerade i ämnet ([27], [37], [38], [39], [40]). Vad det gäller själva modellerna är det ingen skillnad mot det magnetiska fallet, men exponeringsvillkoren är annorlunda. Man har bara studerat inverkan av ett vertikalt E-fält och detta eftersom det dels är det helt dominerande fallet och dels för att, som ovan redan visats, ett fält riktat huvud-fot leder till den högsta inre strömtätheten.

För UVic har man gjort beräkningar med modellen frisvävande (E_∞), med fotsulorna i kontakt med marken (E_0) och med fotsulorna 14,4 mm ovan marken ($E_{14,4}$). Det senare fallet skall motsvara fallet med skor på fötterna. Materialet presenteras i övrigt på samma sätt som för det magnetiska fallet. För UVic finns medel- och maxvärden i respektive organ och även medelvärden med de tidigare nämnda T- och F-metoderna.

I Tabell 3.14 nedan återges en del av resultatet från beräkningarna med UVic i tre olika positioner:

Organ	Kondukt. (S/m)	E_{∞} 1 kV/m, 50 Hz		E_0 1 kV/m, 50 Hz		$E_{14,4}$ 1 kV/m, 50 Hz	
		J_{medel} (mA/m ²)	J_{max} (mA/m ²)	J_{medel} (mA/m ²)	J_{max} (mA/m ²)	J_{medel} (mA/m ²)	J_{max} (mA/m ²)
Ben	0,04	0,04 <u>0,04</u>	0,35 <u>0,38</u>	0,13 <u>0,13</u>	1,85 <u>2,26</u>	0,07	0,83
Benmärg	0,05	0,04 -	0,25 -	0,13 <u>0,13</u>	1,28 <u>1,53</u>	0,07	0,56
Cerebrospinal- vätska	2	0,31 <u>0,33</u>	1,28 <u>1,53</u>	0,50 <u>0,53</u>	1,85 <u>2,51</u>	0,36	1,67
Hjärnan, vit substans	0,06	0,03	0,09	0,04	0,14	0,03	0,11
Hjärnan grå substans	0,1	0,04	0,17	0,06	0,28	0,05	0,22
Hjärtat	0,1	0,05	0,14	0,11	0,27	0,07	0,19
Muskler	0,35	0,15 <u>0,15</u>	1,52 <u>1,84</u>	0,36 <u>0,43</u>	4,17 <u>8,58</u>	0,23	2,78
Ryggmärgen	0,1	0,05	0,16	0,10	0,26	0,07	0,20
Öga	0,4			- 0,17	- <u>0,42</u>		

Tabell 3.14. Strömtätheten i UVic orsakad av ett yttre E-fält. Återgiven efter [37] och från [38] med understrukna värden.

Den mest kritiska positionen, den med fotsulorna i kontakt med marken (E_0), har studerats lite närmare och materialet är fylligare och framförallt presenteras även medelvärden över 1 cm². En del av detta material återges i Tabell 3.15 nedan. För jämförelsens skull återges även beräknade värden från Tabell 3.14.

Organ		Strömtäthet vid E_0 1 kV/m, 50 Hz		
		J_{medel} (mA/m ²)	J_{L99} (mA/m ²)	J_{max} (mA/m ²)
Ben	Beräknat v.	0,13		1,85
	F-medelv.	0,20	1,51	4,79
	T-medelv.	0,11	1,01	2,23
Benmärg	Beräknat v.	0,13		1,28/1,53
	F-medelv.	0,14	1,31	1,67
	T-medelv.	0,10	0,95	1,43
Cerebrospinal- vätska	Beräknat v.	0,50/0,53		1,85/2,51
	F-medelv.	0,27	0,91	1,37
	T-medelv.	0,23	0,89	1,35
Hjärnan, vit substans	Beräknat v.	0,04		0,14
	F-medelv.	0,06	0,21	0,72
	T-medelv.	0,03	0,08	0,10
Hjärnan grå substans	Beräknat v.	0,06		0,28
	F-medelv.	0,11	0,41	0,89
	T-medelv.	0,05	0,13	0,22
Hjärtat	Beräknat v.	0,11		0,27
	F-medelv.	0,15	0,37	0,52
	T-medelv.	0,10	0,21	0,27
Muskler	Beräknat v.	0,36/0,43		4,17/8,58
	F-medelv.	0,40	2,42	7,43
	T-medelv.	0,39	2,35	7,43
Ryggmärgen	Beräknat v.	0,10		0,26
	F-medelv.	0,10	0,36	0,76
	T-medelv.	0,08	0,19	0,24
Öga	Beräknat v.	0,17		0,42
	F-medelv.	0,13	0,20	0,42
	T-medelv.	0,10	0,20	0,21

Tabell 3.15. Strömtätheten i UVic orsakad av ett yttre E-fält. Modellen har fotsulorna i kontakt med marken (E_0). Återgiven efter [38], [40]. **Observera** att i ref 40, Table V och VI, är materialet presenterat på ett vilseledande sätt. Maxvärdena återfinns i kolumnen för medelvärden. Medelvärdena under L_{99} och L_{99} i kolumnen för maxvärden.

Motsvarande medelvärdesbildade maxvärden från NORMAN och NAOMI visas i Tabell 3.16. **Observera** att ryggmärgen har modellerats med två olika konduktiviteter. Den högre motsvarar hjärnans konduktivitet, vilket kan synas rimligt då ryggmärgen är en fortsättning på hjärnstammen och liksom hjärnan uppbyggd av grå- och vit substans.

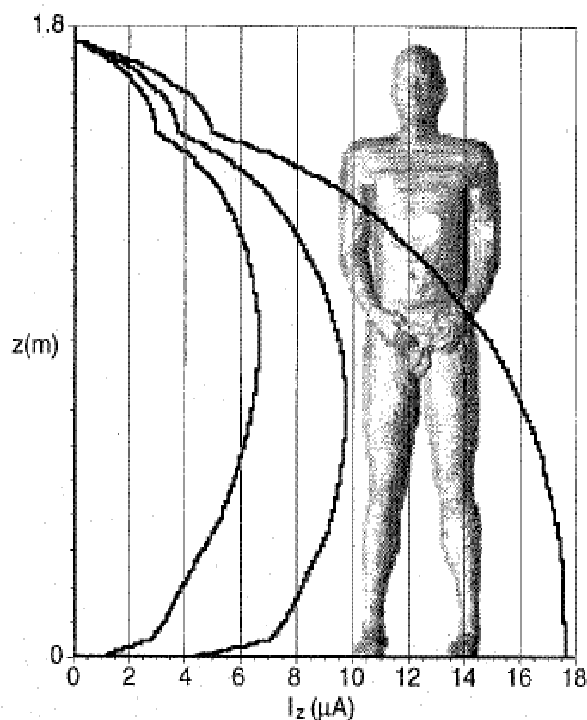
Organ	Kond. (S/m)	Modell	E_0 1 kV/m, 50 Hz	E_∞ 1 kV/m, 50 Hz
			$J_{\max}$ (mA/m ²) 1 cm ²	$J_{\max}$ (mA/m ²) 1 cm ²
Hjärnan	0,08	NORMAN	0,176	<u>0,088</u>
		NORMAN	<u>0,178</u>	
		NAOMI	<u>0,184</u>	
Hjärtat	0,08	NORMAN	0,189 <u>0,250</u>	<u>0,118</u>
		NAOMI	<u>0,379</u>	
Muskler	0,35	NORMAN	0,832	
Ryggmärgen	0,03	NORMAN	<u>0,178</u>	<u>0,088</u>
	0,08	NORMAN	<u>0,182</u>	
	0,03	NAOMI	<u>0,184</u>	
	0,08	NAOMI	<u>0,184</u>	
Ögat, sen- o, nätthinna	0,50	NORMAN	0,209	<u>0,108</u>
		NORMAN	<u>0,211</u>	
		NAOMI	<u>0,217</u>	

Tabell 3.16. Strömtätheten i NORMAN och NAOMI orsakad av ett yttre E-fält. Modellen frisvävande (E_∞) respektive med fotsulorna i kontakt med jord (E_0). Återgivna efter [39] och från [27] med understrukna värden.

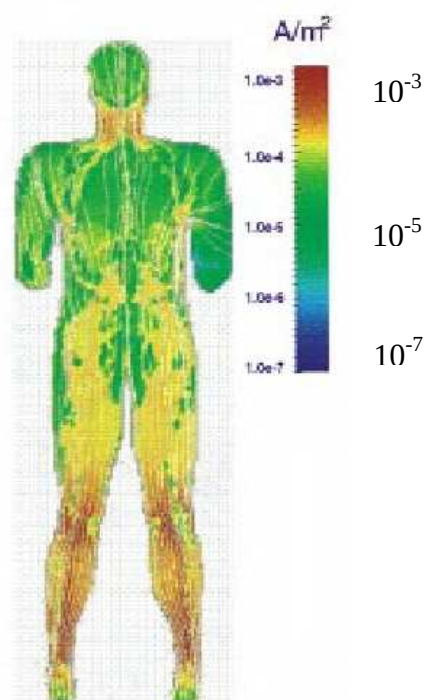
Det framgår med all önskvärd tydlighet att strömmen blir synnerligen oregelbundet fördelad i kroppen och det är de stora, mer konduktiva vävnaderna, som är styrande. Skelettmuskulaturen har en avgörande inverkan på strömtätheten, liksom naturligtvis de stora blodkärlen. Detta visas än tydligare i följande Figur 3.21 – 3.22. Figur 3.21 har hämtats från en artikel av Dawson, Caputa och Stuchly från 1998 [38] och Figur 3.22 från en sammanfattande artikel av Stuchly och Dawson från år 2000 [24].

Det skall poängteras att de tre kurvorna gäller för 60 Hz. För 50 Hz skall värdena multipliceras med 50/60. Från Figur 3.21, kurvan för kontakt till jord, kan man utläsa att strömmen i nivå med fotsulorna är ca 17,6 μA vid 60 Hz. Vid 50 Hz fås därmed ca 14,7 μA . Detta värde kan jämföras med det analytiskt beräknade värdet för en halv sfäroid på 150 $\mu\text{A}/\text{m}^2$ (se avsnitt 3.3.1). Kontaktytan för den halva sfäroiden är ca 0,07 m^2 och totalströmmen blir i detta fall 10,5 μA . Skillnaden är betydande och visar den enkla modellens svagheter.

De två figurerna visar tydligt att man får strömkoncentrationer vid halsen och i underbenen. Det är alla områden med litet tvärsnitt, med muskler och med stora blodkärl.



Figur 3.21. Den totala vertikala strömmen i Uvic vid 1 kV/m, 60 Hz. Kurvan längst till vänster avser en isolerad modell (E_∞). Kurvan i mitten avser en modell med fotsulorna 14,4 mm ovan jord ($E_{14,4}$) och kurvan till höger en modell med kontakt till via fotsulorna (E_0). Återgiven från [38].



Figur 3.22. Strömtäthet i kroppen vid ett yttre vertikalt E-fält på 1 kV/m och 60 Hz. Återgiven från [24].

3.3.4 Den inre elektriska fältstyrkan vid ett yttre E-fält

Precis som i fallet för det magnetiska fältet, har Dimbylow även beräknat den inre elektriska fältstyrkan för sina modeller NORMAN och NAOMI. Se Tabell 3.17. Resultatet avviker märkbart från motsvarande för den inducerade strömtätheten. Den inre fältstyrkan är okänslig för konduktiviteten och därför blir ryggmärgen mest känslig för ett yttre E-fält.

Organ	Kond. (S/m)	Modell	E_0 1 kV/m, 50 Hz	E_∞ 1 kV/m, 50 Hz
			E_{99} (mV/m)	E_{99} (mV/m)
Hjärnan	0,08	NORMAN	1,65	0,811
		NAOMI	2,02	1,22
Ryggmärgen	0,03	NORMAN	3,42	1,63
		NAOMI	2,92	1,40
Ögat, sen-, näthinnan	0,50	NORMAN	0,514	0,262
		NAOMI	0,552	0,336

Tabell 3.17. NORMAN och NAOMI. Den inre fältstyrkan orsakad av ett yttre E-fält. Modellen frisvävande (E_∞) respektive med fotsulorna i kontakt med jord (E_0). [27]

3.3.5 Uppmätning m h a av dockor och försökspersoner

Att mäta strömmen direkt på en docka eller en försöksperson kan naturligtvis vara en attraktiv lösning på många problem, men själva mätningen är ingalunda trivial. Det gäller att kunna mäta de små strömmarna utan att störa impedansen mellan docka/människa och jord. Gäller det en docka så kommer resultatet givetvis att vara starkt beroende av dockans uppbyggnad. Ett minimikrav är att dockan påverkar fältet i stort på samma sätt som en människa. En docka målad med ledande färg eller belagd med metallfolie, ger inte samma resultat som en verklig människa. Och andra sidan, är det då givetvis lättare att separera bidragen från olika kroppsdelar, än om man har att göra med en levande människa.

I den tidigare nämnda boken från EPRI ingår ett fylligt kapitel om inverkan på människan av både magnetiska och elektriska fält. Kapitlet har skrivits av Deno och Zaffanella och deras resultat bygger till stor del på studier med en specialtillverkad docka med "hud" av kopparfolie [41].

Med hjälp av dockan har man mätt upp den ström som går från fötterna till jord vid exponering för ett elektriskt fält. Utan docka närvarande är fältet homogent och vertikalt.

För dockan (eller en person) som står upprätt med armarna längs sidorna och med fötterna i god kontakt med jord, fås att totalströmmen till jord kan tecknas:

$$I_{sc} = 5,4 \times 10^{-9} \times h^2 \times E \times (f/60) \quad \text{där}$$

h = dockans höjd i m

E = den elektriska fältstyrkan i V/m

f = frekvensen i Hz.

Om strömmen beräknas med data från Figur 3.21 (1 000V/m, 1,77 m och 60 Hz) fås att:

$$I_{sc} = 5,4 \times 10^{-9} \times 1,77^2 \times 1\,000 \times 60/60 \approx 16,9 \mu A$$

vilket stämmer bra med de ca 17,5 μA som kan utläsas ur Figur 3.21.

För samma huvudgeometri, dvs en jordad kropp, kan strömmen genom ett horisontellt snitt på höjden h beräknas som:

$$I(P/h) = I_{sc} \times f_1(P/h) \quad \text{där funktionen } f_1(P/h) \text{ visas i Figur 3.23 och} \\ P = \text{höjden ovan mark för snittet.}$$

För hjässans topp är $f_1 = 0$ (ingen ström) och för fotsulorna 1 (full ström till jord). För

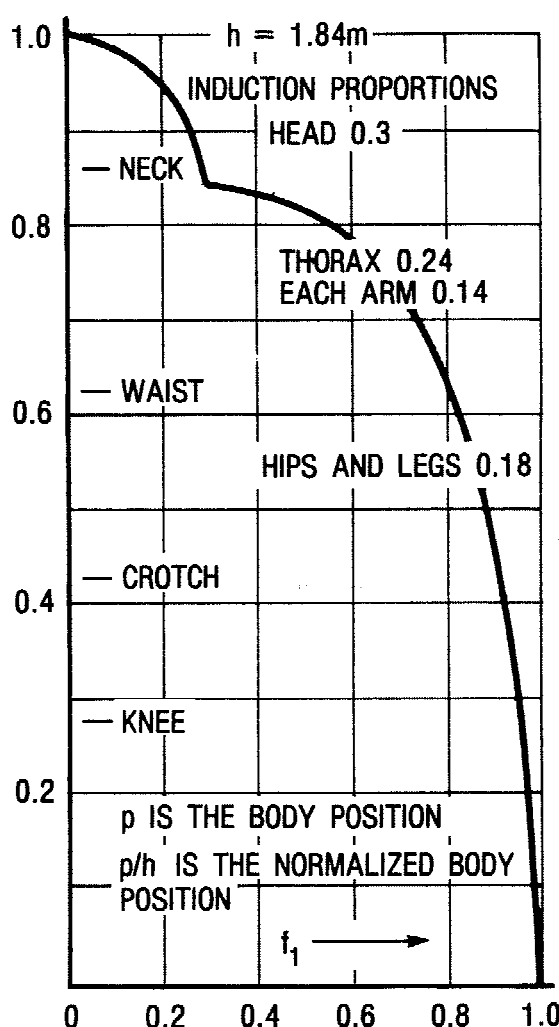
$P = 1$ m och $h = 1,77$ m är $f_1 = 0,85$ och därmed $I = 0,85 \times 16,9 \approx 14,4 \mu A$

Kurvan i Figur 3.21 ger ca 14 μA och överensstämmelsen är även här mycket god

I avsnittet redovisas även uttryck för ett antal andra positioner hos kroppen; både jordade via hand eller fot och frisvävande.

Det presenterade materialet har mycket gemensamt med det som visas från den kommande IEC-standard 62226-3-1 [42]. Med båda kan man relativt enkelt komma åt totalströmmen i kroppen, men tyvärr inte strömtätheten i vissa kritiska organ. För detta krävs antaganden om strömdelning mellan blodkärl, muskler mm.

Det kommer att visas i avsnitt 3.5 att även totalströmmen kan vara av stort intresse, då den behövs för att beräkna sk kontaktströmmar.



Figur 3.23. f_1 som funktion av P/h . Återgiven från [41].

3.3.6 Elektriska fält och inducerade strömmar – en sammanfattning

Ett yttre elektriskt fält ger upphov till strömmar i kroppen. Huvudriktningen, vid ett vertikalt fält, är från huvudet till fötterna, men de inre organens olika konduktivitet leder till lokalt varierande riktningar. I vävnader med förhållandevis god ledningsförmåga, som de stora blodkärlen, urinledarna och musklerna, fås generellt en hög strömtäthet. Vår utdragna kroppsform leder till att ett E-fält parallellt med kroppens längdaxel ger upphov till den högsta strömtätheten.

Kroppens förhållande till jord har en tydlig påverkan på totalströmmen genom kroppen. Om fötterna har direktkontakt med jord fås en hög ström – i storleksordningen $15\ \mu\text{A}$ vid $1\ \text{kV/m}$ och $50\ \text{Hz}$. Om kroppen däremot befinner sig på ett större avstånd från jord, exempelvis på en isolerande stege eller plattform, fås en betydligt lägre ström – i storleksordningen $1\ \mu\text{A}$ per kV/m .

Totalströmmen genom kroppen kan uppskattas med tämligen enkla analytiska uttryck och det är även möjligt att få en uppfattning om strömmen genom ett visst tvärsnitt av kroppen.

Enligt de aktuella föreskrifterna är emellertid gränsvärdet en strömtäthet i vissa kritiska organ (centrala nervsystemet) och för att besvara denna fråga, krävs beräkningar med en helt annan anatomisk upplösning. Precis som för de magnetiska fälten skall strömtätheten presenteras som ett medelvärde över 1 cm^2 , men det sägs egentligen inget om hur detta medelvärde skall beräknas. De tidigare i avsnitt 3.2.1.1 nämnda F- och T-medelvärdena är ett par användbara alternativ. Användningen av L_{99} -värden istället för absoluta maxvärden är också något som kan rekommenderas.

I litteraturen finns ett stort antal numeriska beräkningar av strömtätheten i kroppens olika organ vid ett yttre homogent fält. Detta material kan användas för att beräkna strömtätheten vid de flesta tänkbara exponeringsfall. I praktiken innebär detta att det aktuella ostörda E-fältet multipliceras med den normaliserade strömtätheten för ett visst organ.

Av de kritiska organen uppvisar den grå substansen i hjärnan, ryggmärgen och ögat alla en förhållandevis hög känslighet för ett yttre E-fält. F-medel i hjärnans grå substans är $0,41 \text{ mA/m}^2$ per kV/m , medan T-medel endast är $0,13$. Det höga F-medelvärdet är säkerligen en följd av beräkningspunkterna påverkats av hög strömtäthet i cerebrospinalvätskan och värdet är därmed säkerligen för högt. T-medel är säkerligen som vanligt något för lågt. Dimbylows värden för NORMAN och NAOMI ligger båda runt $0,18 \text{ mA/m}^2$ per kV/m , vilket även detta ger stöd för att inte använda F- eller T-medel. Även värdena för ryggmärgen har troligen påverkats på samma sätt, men här stämmer Dimbylows värden på $0,178 - 0,184 \text{ mA/m}^2$ per kV/m väl överens med T-medel för UVic. Ögat, slutligen, uppvisar ingen sådan skillnad och värdet för NAOMI på $0,217 \text{ mA/m}^2$ per kV/m är det högsta medelvärdet för något av de kritiska organen.

Det är därför rimligt att bestämma en relation utifrån värdet $0,217 \text{ mA/m}^2$. Med detta kan man för vissa mycket väl definierade exponeringssituationer föreslå ett komplement till den relation som anvisats av ICNIRP och EU. Se Tabellerna 3.18 och 3.19.

Begränsning	Arbetstagare	Allmänheten
Gränsvärde	10 mA/m^2	2 mA/m^2
Insatsvärde	10 kV/m	5 kV/m

Tabell 3.18. E-fält. Relation mellan gränsvärde och insatsvärde enligt ICNIRP och EU.

Begränsning	Arbetstagare	Allmänheten
Gränsvärde	10 mA/m^2	2 mA/m^2
Motsvarande yttre E-fält	45 kV/m	9 kV/m

Tabell 3.19. E-fält. Relation mellan gränsvärde och insatsvärde baserad på påverkan på ögat.

Om man istället väljer att basera en relation mellan insats- och gränsvärde på att den inre elektriska fältstyrkan får uppgå till maximalt 100 mV/m för arbetstagare och till maximalt 20 mV/m för allmänheten, fås insatsvärden av samma storleksordning. Se Tabell 3.20.

Begränsning	Arbetstagare	Allmänheten
Gränsvärde	100 mV/m	20 mV/m
Motsvarande yttre E-fält	30 kV/m	6 kV/m

Tabell 3.20. E-fält. Relation mellan gränsvärde och insatsvärde baserad på inre fältstyrka.

Precis som i fallet med B-fält kan man konstatera att ICNIRPs / EUs relation mellan gräns- och insatsvärde är mycket konservativ och att detta talar för att det i vissa fall borde vara möjligt att acceptera exponeringar överstigande 10 respektive 5 kV/m. Beräkningar visar att den högsta acceptabla fältstyrkan inte begränsas av strömtätheten i ögat eller någon annan del av det centrala nervsystemet, utan av andra faktorer som gnisturladdningar, kontaktströmmar och andra mer diffusa obehag (Se avsnitt 3.5).

3.4 Fel vid beräkning av den inducerade strömtätheten

Resultaten från de numeriska beräkningarna vid exponering för både B- och E-fält tyder på att felen i vissa fall kan vara högst betydande. Dels kan avvikelser i den anatomiska modellen ge upphov till fel och dels kan den numeriska hanteringen i sig medföra fel. Frågan tas upp i flertalet av de tidigare nämnda artiklarna som berör numeriska metoder. Framförallt Dimbylow tar upp frågan i sina tre artiklar ([26], [27], [39]) och väljer också att redovisa sina resultat som medelvärden över 1 cm².

Dawson, Potter och Stuchly redovisar i en särskild studie [43] en serie beräkningar med enkla geometrier. Man har jämfört resultaten från analytiska lösningar med resultaten från de vanligen använda numeriska metoderna och funnit att felen kan vara av följande storleksordning, se Tabell 7.21:

	Magnetiskt fält (%)	Elektriskt fält (%)
Medelvärde	0,3	2 - 5
RMS	0,5	2 - 5
L ₉₉	- 13	10 - 30
Maxvärde	20 - 30	- 260

Tabell 7.21. Fel vid beräkning av den inducerade strömtätheten. Omarbetad efter [43].

För de magnetiska fälten ökar felet med ökande konduktivitetskontrast. Detta blir speciellt tydligt vid beräkningen av strömtätheten i en kropp omgiven av luft, där kontrasten är i princip oändligt stor. De höga värdena för L₉₉ (- 13 %) kommer också

från beräkningar för gränssytan mot omgivande luft. För material ”inne i” den studerade kroppen är felen för L_{99} betydligt mindre – i storleksordningen 0,5 – 2 %. I praktiken innebär detta att beräkningar för huden blir synnerligen osäkra, men vad det gäller de mer kritiska organen, så blir resultatet betydligt bättre.

För de elektriska fälten är bilden ungefär densamma. Extremt stora fel ($> 200\%$) för maxvärdena fås vid kroppens yttre begränsning och härrör från approximationen av en välvd yta till ett plan. För de inre begränsningsytorna är felet mindre, men ökar med ökande skillnad i konduktivitet.

För både magnetiska och de elektriska fälten ger detta ett gott stöd för tanken att använda L_{99} och inte det beräknade maxvärdet, som ett mått på den maximala strömtätheten i kroppen. Alla siffrvärden skall dock behandlas med stor ödmjukhet och slutresultatet måste bedömas därefter.

3.5 Kontaktströmmar orsakade av elektriska fält

Om en person står i ett elektriskt fält och tar i ett jordat föremål, kommer en ström – en s k kontaktström - att gå via handen till jord. Det omvända fallet är naturligtvis också möjligt, d v s att en person har kontakt med jord och samtidigt tar i ett föremål som laddas upp av ett elektriskt fält. Dessa kontaktströmmar kan under vissa omständigheter bli så stora att kontakten blir högst påtaglig och t o m smärtsam. Därtill är det möjligt att det kan finnas andra, mindre uppenbara, följder av sådana strömmar. En kontaktström som flyter genom kroppen kan t ex leda till förhållandevis höga strömtätheter och detta även i mer kritiska organ som ryggmärgen.

Kontaktströmmar behandlas kortfattat i regelverken och tyvärr så kortfattat att betydelsen av dem inte framgår med all önskvärd tydlighet. Man måste nämligen räkna med att det är kontaktströmmar som sätter gränsen för det elektriska fältet i vissa situationer och inte kravet på en högsta tillåten strömtäthet i det centrala nervsystemet.

I EUs rekommendation om allmänhetens exponering [44] tas kontaktströmmar upp i Bilaga III under Referensnivåer:

”Kontaktströmmar och strömmar i extremiteterna

Vid frekvenser upp till 110 MHz rekommenderas kompletterande referensnivåer för att undvika risker med kontaktström. Referensnivåer för kontaktström visas i Tabell 3. Referensnivåerna för kontaktström har fastställts med hänsyn till att tröskelvärdet för kontaktström som utlöser biologisk reaktion hos vuxna kvinnor och barn uppgår till ca två tredjedelar respektive hälften av tröskelvärdet för vuxna män.”

Enligt Tabell 3 i direktivet får den maximala kontaktströmmen uppgå till 0,5 mA för frekvensområdet 0 – 2,5 kHz.

I direktivet för arbetstagare [45] är formuleringen något annorlunda. I avsnitt I, Allmänna bestämmelser, Artikel 1, Syfte och tillämpningsområde, står att: ”Detta direktiv avser den hälsorisk- och säkerhetsrisk som arbetstagare utsätts för på grund av

kända, kortsiktiga, negativa effekter på kroppen som orsakas av inducerade strömmar och genom energiabsorption samt kontaktströmmar.”

Denna formulering kan möjligen tolkas så att kontaktströmmar hör till samma grupp som inducerad strömtäthet och energiabsorption, d v s utgör ett gränsvärde. Så är dock inte fallet. I bilagan (där definitioner och exponeringsvärden anges) återfinns kontaktströmmar under rubriken ”Insatsvärden”, tillsammans med bl a elektrisk fältstyrka och magnetisk flödestäthet.

I Tabell 2 i direktivet återfinns dessa insatsvärden och enligt en inledande text är de uttryckta som sanna rms-värden. För frekvensområdet 0 Hz – 2,5 kHz anges den maximala kontaktströmmen (I_c) till 1,0 mA.

De båda EU-dokumenten hänvisar till ICNIRP och i praktiken baseras EU-dokumenterna på den vetenskapliga bedömning som ICNIRP har gjort. I ICNIRP ”Guidelines...” [6] från 1998 behandlas kontaktströmmar under rubriken “Indirect effects of electric and magnetic fields”:

“Indirect effects of electromagnetic fields may result from physical contact (e g touching or brushing against) between a person and an object, such as a metallic structure in the field, at a different potential. ...Threshold values for these effects are frequency-dependent, with the lowest threshold occurring at frequencies between 10 and 100 Hz.”

“Spark discharges can occur when an individual comes into very close proximity with an object at a different electric potential, without actually touching it (Tenforde and Kaune 1987; UNEP/WHO/IRPA 1993). When a group of volunteers, who were electrically insulated from ground, each held a finger tip close to a grounded object, the threshold for perception of spark discharges was as low as 0.6 – 1.5 kV/m in 10 % of cases. The threshold field level reported as causing annoyance under these exposure conditions as about 2.0 – 3.5 kV/m. Large contact currents can result in muscle contraction. In male volunteers, the 50th percentile threshold for being unable to release a charged conductor has reported as 9 mA at 50/60 Hz, 16 mA at 1 kHz, about 50 mA at 10 kHz, and about 130 mA at 100 kHz (UNEP/WHO/IRPA 1993).”

Känsligheten för kontakströmmar sammanfattas i Tabell 2 i ICNIRP “Guidelines...”:

Indirect effect	Threshold current (mA) at frequency 50/60 Hz
Touch perception	0.2-0.4
Pain on finger contact	0.9-1.8
Painful shock/let-go threshold	8-16
Severe shock/breathing difficulty	12-23

Tabell 3.22. “Table 2. Ranges of threshold currents for indirect effects, including children, women, and men.”

Lite längre fram under rubriken "Reference levels for contact and induced currents" står: "Up to 110 MHz, which include the FM radio transmission frequency band, reference levels for contact currents are given above which caution must be exercised to avoid shock and burn hazards. The point contact reference levels are presented in Table 8. Since the threshold contact currents the elicit biological responses in children and adult women are approximately one-half and two-thirds, respectively, of those for adult men, the reference levels for contact current for the general public are set lower by a factor of 2 than the values for occupational exposure.

Exposure characteristics	Frequency range	Maximum contact current (mA)
Occupational exposure	up to 2.5 kHz	1.0
General public exposure	up to 2.5 kHz	0.5

Tabell 3.23. "Table 8. Reference levels for time varying contact currents from conductive objects."

De fram till nu utgivna standarderna från IEC ger ingen närmare vägledning, men däremot innehåller IEEE C95.6 en hel del om kontaktströmmar. Kontaktströmmen för allmänheten och för "touch perception" begränsas till 0,5 mA och motsvarande för s k kontrollerad miljö till 1,5 mA.

Avsnittet om kontaktströmmar avrundas med följande slutsats: "Since environmental electric fields induce in situ electric fields and body currents, it might seem logical to conclude that the induced field should be limited so as to preclude direct electro stimulation effects. In practice, however, contact current and spark discharge criteria (indirect electro-stimulation) limit environmental electric fields to values significantly lower than what is required to directly induce in situ electric fields at the levels in Table 1 and Table 6." (Tabellerna innehåller gränsvärden uttryckta som in situ elektriska fält.)

Detta sista stycke innehåller ett viktigt konstaterande: *I praktiken är det kontaktströmmarna som begränsar det elektriska fältet.*

Man kan av det skrivna också sluta sig till att det är den kontinuerliga 50 Hz (eller 60 Hz) strömmen som åsyftas i föreskrifterna. Troligen har värdet 0,5 respektive 1,0 mA satts baserat på direkt nervstimulans, men man kan uppenbarligen inte helt bortse från de inducerade strömmarna.

Vad det gäller nervstimulans kan man resonera enligt följande:

I inledningen av ett urladdningsförloppet finns en högfrekvent spik. Denna kan i vissa fall bli mycket snabb och stor. Deno och Zafanella [41] nämner en puls på ca 200 mA och med en varaktighet på något tiotal mikrosekunder. Spänningen U hos denna spik kan vara i storleksordningen några kV och i [41] ges också några enkla och empiriskt bestämda samband för denna:

För en person stående i ett homogent och vertikalt elektriskt fält och på ett perfekt isolerande underlag gäller att:

$$U = I_c / \omega C$$

$$\text{där } I_c = 5,4 \cdot 10^{-9} \times h^2 \times E \times (f/60)$$

$$\omega = 2 \pi f$$

C beror av avståndet mellan skosulorna i marken. Vid 1 mm fås ca 350 pF, vid 1 cm ca 180 pF, vid 1 dm ca 100 pF och vid 1 m ca 50 pF.

Om $h = 1,80 \text{ m}$; $E = \sqrt{2} \times 10 \text{ kV/m}$ (toppvärde!); $f = 50 \text{ Hz}$ och det är 10 mm mellan sula och mark ($C = 180 \text{ pF}$) fås att $I_{sc} \approx 0,21 \text{ mA}$ och därmed att $U \approx 3,7 \text{ kV}$.

Med sämre isolation mellan fotsula och jord fås en lägre spänning.

Med uttrycket för I_{sc} ovan kan även storleken av den kontinuerliga kontaktströmmen beräknas, men då skall rms-värdet av E-fältet användas. Uttrycket kan också användas för att beräkna det högsta acceptabla fältet vid en ström av 0,5 respektive 1,0 mA.

För allmänheten kan gälla att:

$$I_c = 0,5 \text{ mA}; h = 1,8 \text{ m}; f = 50 \text{ Hz} \text{ och därmed att } E \approx 34 \text{ kV/m.}$$

För arbetstagare kan gälla att:

$$I_c = 1,0 \text{ mA}; h = 1,8 \text{ m}; f = 50 \text{ Hz} \text{ och därmed att } E \approx 68 \text{ kV/m.}$$

De på det här sättet beräknade fälten blir mycket höga och utgör i sig ingen ny begränsning av det elektriska fältet.

Emellertid finns det ett annat exponeringsfall som begränsar det högsta tillåtna fältet och det är när en person tar i ett annat uppladdat föremål. Deno och Zafanella [41] belyser även detta.

I en tabell ges uppmätta värden på den kontinuerliga ström som kan fås från ett föremål exponerat för ett homogent 60 Hz E-fält på 1 kV/m. Stora föremål, som en buss, orsakar givetvis en högre ström än en personbil:

Från en större lastbil kan fås ca 0,6 mA/kV/m och från en personbil ca 0,1 mA/kV/m.

För dessa fall innebär kravet på en högsta kontaktström på 0,5 respektive 1,0 mA att det elektriska fältet begränsas till:

	Högsta tillåtna E-fält	
	Personbil	Lastbil
Allmänhet	5 kV/m	0,8 kV/m
Arbetstagare	10 kV/m	1,6 kV/m

Tabell 3.24. Högsta tillåtna E-fält baserat på kontaktström.

Detta innebär givetvis en mycket kraftig begränsning av det elektriska fältet. Förvisso förutsätter dessa siffror att fordonen är fullständigt isolerande från underlaget och det torde inte vara fallet i praktiken. Lite ström läcker säkerligen via däckerna till jord. Samtidigt måste man ha i åtanke att de förekommande fälten är förhållandevis höga. Under en 400 kV-ledning som korsar en väg kan fältet vara 5 - 8 kV/m och i ett ställverk måste man räkna med fältstyrkor i storleksordningen av 10 kV/m. Med dessa förutsättningar och att 50 % av strömmen tar "en annan väg" fås följande:

Exponerad grupp	Kontaktström vid 50 % "förlust"
Allmänhet. Lastbil under kraftledning. 5 kV/m	1,5 mA
Arbetstagare. Lastbil i ställverk. 10 kV/m	3,0 mA

Tabell 3.25. Realistiska kontaktströmmar för allmänhet och arbetstagare.

Vad det däremot gäller inducerade strömmar som en effekt av kontaktströmmar, måste man ta hjälp av dosimetrin. Gruppen som arbetat med UVic har också gjort några studier på kontaktströmmar och speciellt en kan vara intressant i det här sammanhanget:

I en artikel från 2001 [46] redovisar man en serie beräkningar med UVic och ett UVic "barn". Den senare väger 18 kg och är 1,10 m hög, vilket borde kunna stämma med kroppen hos en på 5-åring. De båda modellerna har utsatts för en kontinuerlig kontaktström via vänster handflata. Det finns tre beräkningsfall redovisade; A, B och C. De tre fallen får olika resistans till jord och givetvis fås också olika resistans för barnet och den vuxna modellen.

Fall	Jord via	Resistans mellan vänster hand och jord	
		Vuxen (Ω)	Barn (Ω)
A	Höger hand och båda fötterna	1067	1821
B	Höger hand	1685	2561
C	Båda fötterna	1183	1991

Tabell 3.26. Beräkningsfall för vuxen och barn.

Det gäller generellt för de tre fallen att hjärnan drabbas av en förhållandevis låg strömstäthet och det är naturligtvis helt rimligt eftersom strömbanorna mellan vänster hand och höger hand/fötterna inte passerar huvudet. Något kan givetvis "läcka" upp via blodkärlen, men det skall inte vara mycket. Det högsta värdet fås för fall B, då all ström passerar axelpartiet. För hjärtat och ryggmärgen, däremot, fås de högsta värdena för fall C, då all ström skall gå ned mot fötterna.

I Tabell 3.27 återges en del av resultatet. För hjärnan endast fall B och för hjärtat och ryggmärgen endast fall C. Materialet visas normaliserat till en kontaktström på 1 mA. Med J avses direkt beräknat värde, med T och F avses medelvärden över 1 cm² och beräknade med T- respektive F-metoderna (se avsnitt 3.2.1). Precis som tidigare

förväntas T-metoden ge ett något för lågt värde och F-metoden kan i vissa fall ge ett för högt värde.

Om man ställer resultatet mot gränsvärdet på 2 mA/m^2 , finner man att ett barn får utsättas för en högsta kontaktström på ca $0,1 \text{ mA}$ (T- och F-medelvärden för ryggmärgen). För en vuxen ligger gränsen på ca $0,2 \text{ mA}$.

Organ	Modell	Strömtäthet i mA/m^2 rms-värde			Strömtäthet i mA/m^2 L ₉₉ -värde		
		T	J	F	T	J	F
Hjärnan	Vuxen B	0,07	0,09	0,17	0,265	0,30	0,67
	Barn B	0,08	0,10	0,20	0,27	0,33	0,79
Hjärtat	Vuxen C	6,4	7,2	9,0	11,3	12,6	18,3
	Barn C	16,3	19,7	27,1	29,7	35,1	51,4
Ryggmärgen	Vuxen C	4,5	5,9	5,1	9,2	11,2	9,9
	Barn C	9,3	15,3	12,1	20,0	31,3	22,9

Tabell 3.27. Strömtäthet vid 1 mA kontaktström.

Författarna redovisar dessutom den elektriska fältstyrkan i benmärgen i olika delar av kroppen. En sådan studie kan nämligen vara av intresse då det har diskuterats om ett samband mellan E-fältet i benmärgen och leukemi. Nivån 1 mV/m har också nämnts som ett tröskelvärde i samband med barnleukemi.

För de tre fallen har E-fältet beräknats i över- och underarmar, i över- och underben och i nacken, och i ryggraden. Genomgående fås det högsta fältet i vänster underarm, dvs i benet närmast den punkt där kontaktströmmen leds in i kroppen. Likaså entydigt är att barnet drabbas av betydligt högre fältstyrkor än den vuxna individen. Detta förklaras enkelt med att barnets ben, och därmed även benmärgen, har ett mindre tvärsnitt. Lite mindre självklart är att inte fallet B (ström från vänster hand till höger hand) ger en helt symmetrisk bild med samma fältstyrka i vänster underarmsben som i höger. Fältstyrkan är i faktiskt märkbart lägre på den högra sidan. Förklaringen ligger i att modellen är högerhänt och har något kraftigare ben på sin högra sida.

I Tabell 3.28 återges en del av resultatet för fall C (ström från vänster hand till båda fötterna). Värdena har normaliserats till en kontaktström på 1 mA , 60 Hz .

Fältstyrkorna blir som synes mycket höga. Man kan förvisso anmärka på att en kontaktström på 1 mA är för hög för att förekomma i en vanlig hemma miljö, men definitivt inte för de "elkraft"-miljöer som diskuterats tidigare. I Tabell 3.25 nämndes bl a $1,5 \text{ mA}$ som en tänkbar kontaktström som kan drabba en person som tar i en större lastbil parkerad under en kraftledning. Förlusterna hade då uppskattats till 50% , men även med betydligt större förluster, förslagsvis 90% , fås en kontaktström på $0,3 \text{ mA}$.

Kroppsdelen	Inre E-fält (mV/m) vid 1 mA, 60 Hz kontaktström			
	Vuxen, C		Barn, C	
	E_{rms}	E_{99}	E_{rms}	E_{99}
Vänster underarmsben	2 150	4 630	6 420	14 870
Höger underarmsben	0,2	0,5	1	3
Vänster överarmsben	338	558	903	1 417
Höger överarmsben	5,5	12	16	36
Vänster underben	595	1 316	1 561	3 516
Höger underben	565	1 262	1 549	3 333
Vänster lårben	102	298	264	788
Höger lårben	107	308	281	813
Nacken	25	53	55	103
Ryggraden	66	136	176	352

Tabell 3.28. Inre fältstyrkor vid 1 mA kontaktström.

Detta resonemang om kontaktströmmar, strömtäthet och inre fältstyrkor är mycket intressant men kan tyvärr inte föras riktigt till ände. Det saknas fortfarande tillräcklig kunskap om realistiska nivåer på kontaktströmmar i olika miljöer. Hur stora kan förlusterna t ex vara mellan ett fordon och jord och hur stor är egentligen en människas resistans i olika situationer; med och utan skor på fötterna.

Det synes dock som det verkligen är kontaktströmmarna som i många fall sätter gränsen för hur högt det elektriska fältet får vara. Man kan givetvis tänka sig situationer när risken för kontaktströmmar är helt försumbar, men det blir ett fåtal och mycket speciella fall.

I första hand vore det önskvärt med ökad kunskap inom följande områden:

- De medicinska konsekvenserna av gnisturladdningar; både på kort- och lång sikt.
- Storleken och varaktigheten av typiska gnisturladdningar.
- Betydelsen av hur man får kontakt till jord eller till annat uppladdat föremål. Via en fingertopp eller via ett stadigt grepp. Kroppens egen impedans och övergångsresistanser.
- Uppladdning av människa och fordon – stämmer befintliga modeller?
- Hur stor del av strömmen läcker via ett fordons hjul till jord och hur stor del kan drabba en människa?
- Inverkan av fält från 3 faser jämfört med från 1-fas.
(Mycket av det ovanstående gäller inverkan av 1-fas fält.)

4 Sammanfattning och slutsatser

1999 utfärdade Europeiska Unionens Råd en rekommendation om begränsning av allmänhetens exponering för elektriska och magnetiska fält och våren 2004 följdes denna av ett direktiv om begränsning av de fält som arbetstagare kan utsättas för. Båda dokumenten syftar till att förhindra negativa *akuta* effekter på människokroppen. Det vetenskapliga underlaget till båda dessa dokument har tagits fram av organisationen ICNIRP. Inom ICNIRP gjorde man bedömningen att det då – 1997 – inte fanns underlag för att göra en bedömning om ev långtidseffekter. Här i Sverige har EU-rekommendationen omarbetats till en föreskrift utgiven av SSI och Arbetsmiljöverket arbetar med att ta fram en föreskrift med EUs direktiv som grund.

Den grundläggande begränsningen i ICNIRPs dokument och i föreskrifterna är en strömtäthet i vissa kritiska organ. Tyvärr ges ingen tydlig information om exakt vilka organ som avses eller hur strömtätheten skall definieras. I dokumenten talas om huvud och bål och det centrala nervsystemet, varför det är sannolikt att man avser hjärnan, ryggmärgen och ögat (näthinnan). Den maximalt tillåtna strömtätheten uttrycks som ett medelvärde över 1 cm^2 , men hur denna medelvärdesbildning skall gå till är ingalunda klart.

Strömtätheten har en medicinsk grund. Gränsvärdet på 10 mA/m^2 för arbetstagare har sannolikt baserats på den nedre gränsen för fosfener, men valet av nivå stöds också av att det på senare år visat sig att det centrala nervsystemet kan påverkas av strömtätheter av denna storleksordning. Gränsvärdet för allmänheten har satts till 2 mA/m^2 , för att även skydda barn och speciellt känsliga individer.

Strömtätheten kan inte mätas direkt i kroppen och man har därför infört s k insatsvärden i form av mätbara storheter som har en viss relation till gränsvärdet.

Vid tiden för ICNIRPs arbete med dessa frågor (hösten –97) var kunskapen om dosimetri (beräkning av inducerade strömmar) begränsad och man valde därför en konservativ relation mellan insatsvärde och gränsvärde. Se Tabell 4.1 nedan.

Grupp	Begränsning vid 50 Hz		
	Gränsvärde	Insatsvärde B-fält	Insatsvärde E-fält
Allmänheten	2 mA/m^2	$100 \text{ }\mu\text{T}$	5 kV/m
Arbetstagare	10 mA/m^2	$500 \text{ }\mu\text{T}$	10 kV/m

Tabell 4.1 Gräns- och insatsvärden enligt ICNIRP och EU.

I litteraturen ges många exempel på beräkning av inducerade strömmar orsakade av yttre B- och E-fält. De enkla tillvägagångssätten baseras genomgående på homogena kroppar med en konstant inre konduktivitet. Dessa metoder ger tyvärr inte någon säker information om strömmen i de kritiska organen. Det finns emellertid publicerade resultat från beräkningar med mer komplexa modeller och för olika exponerings-scenarier; både med B- och E-fält och både med homogena och med inhomogena fält.

Det kan enkelt visas att ett homogent B-fält av en viss storlek över ett visst organ, ger en högre strömtäthet än ett inhomogent fält av samma storlek i den närmast belägna delen av organet. De publicerade tabellerna över den normaliserade strömtätheten (mA/m^2 vid $1 \mu\text{T}$) kan därmed användas för att lösa flertalet förekommande exponeringssituationer.

Tabellerna ger strömtätheten som medel- och maxvärden och vanligtvis även som s_k L_{99} -värden. De senare överskrids endast i 1 % av beräkningspunkterna och är mindre känsliga för matematiska ofullkomligheter.

För det elektriska fältet finns motsvarande information i litteraturen, dock med den begränsningen att det endast är inverkan av ett vertikalt fält som studerats. Det kan nämligen enkelt visas att den högsta strömtätheten fås med ett fält parallellt med kroppens längdaxel. För en stående person ger alltså ett vertikalt fält den högsta strömtätheten.

Baserat på dessa publicerade beräkningar med komplexa modeller och med hänsyn till medelvärdesbildningen över 1 cm^2 och påverkan på ögat, kan man föreslå nedanstående *komplement* till existerande insatsvärden. Om begränsningen istället baseras på påverkan på hjärnan, fås ytterligare något högre värden för det magnetiska fältet; $450 \mu\text{T}$ för allmänheten och $2\,250 \mu\text{T}$ för arbetstagare.

Grupp	Föreslagna nya nivåer vid 50 Hz		
	Gränsvärde	B-fält	E-fält
Allmänheten	2 mA/m^2	$360 \mu\text{T}$	9 kV/m
Arbetstagare	10 mA/m^2	$1\,800 \mu\text{T}$	(45 kV/m)

Tabell 4.2. Föreslagna nya nivåer som komplement till existerande insatsvärden.

De föreslagna värdena kräver dock en varsamhet och exponeringsförhållandena måste vara väl kända innan de kan användas. Det skall också påpekas att med B-fältet avses det lokala fältet, d v s fältet i huvudet och i ryggmärgen. Fältet i extremiteterna kan vara betydligt högre. För det elektriska fältet gäller även att exponeringen skall relateras till det ostörda fältet, d v s fältet utan någon människa närvarande. Siffran 45 kV/m , för arbetstagare, har satts inom parentes för att markera att fältet i praktiken begränsas av andra faktorer, som gnisturladdningar och kontaktströmmar. Strömtätheten utgör däremot ingen begränsning i praktiken.

I normalfallet skall inverkan av de elektriska och magnetiska fälten bedömas var för sig. Strömtätheten skall beräknas för vart fält för sig och jämföras med gränsvärdet. Detta är en konsekvens av att strömmarnas utbredning i kroppen blir olika vid elektriska respektive magnetiska fält. De som härrör från ett magnetiskt fält cirkulerar i kroppen, medan de som alstras t ex av ett vertikalt elektriska fält löper mellan huvud och fot. Situationen blir dock annorlunda om man väljer att utnyttja de föreslagna nya högre nivåerna. Då måste hänsyn tas till de båda fälten och inverkan av dem läggas samman. En ren addition, utan hänsyn till riktning eller fasläge, ger då den högsta sammanlagda strömtätheten.

Kontaktströmmar kan begränsa det högsta acceptabla elektriska fältet. De kan uppträda när en människa laddas upp av ett E-fält och tar i ett jordat föremål. Strömmarna torde i detta fall inte bli så betydande att de i sig begränsar fältet. Däremot om människan tar i ett större "frisvävande" föremål – som en buss på torra gummihjul – kan hon utsättas för en betydligt större kontaktström.

Det finns en publicerad studie som visar att en större lastbil kan orsaka en kontaktström på 0,6 mA redan vid ett E-fält på 1 kV/m. Detta gäller vid en förlustfri strömövergång till människan och utan läckage via bilens däck till jord. Även om man tar hänsyn till realistiska förluster, så är dessa uppgifter så pass oroande att de bör bekräftas eller revideras genom fortsatta studier.

Ett alternativ, för att klara den begränsning som kontaktströmmarna ev kan orsaka, är att införa två skyddsnivåer för det tillåtna elektriska fältet. En generell nivå och en högre nivå för de fall då det inte finns risk för kontakt med jordat föremål.

5 Referenser

- [1] Wertheimer, N and Leeper E: Electrical wiring configurations and childhood cancer. *American Journal of Epidemiology*. Vol 109. No. 3. 1979. pp 273-284.
- [2] Gabriel, C; Gabriel, S and Corthout E: The dielectric properties of biological tissues: 1. Literature survey. *Physics in Medicine and Biology*. Vol 41. 1996. pp 2231-2249.
- [3] Gabriel, C; Lau, R W and Corthout E: The dielectric properties of biological tissues: II. Measurements in the frequency range 10 Hz to 20 GHz. *Physics in Medicine and Biology*. Vol 41. 1996. pp 2251-2269.
- [4] Gabriel, C; Lau, R W and Corthout E: The dielectric properties of biological tissues: III. Parametric models for the dielectric spectrum of tissues. *Physics in Medicine and Biology*. Vol 41. 1996. pp 2271-2293.
- [5] Baumann, Stephen B; Wozny, David R; Kelly, Shawn K and Meno Frank M: The Electrical Conductivity of Human Cerebrospinal Fluid at Body Temperature. *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*. Vol 44. No 3. March 1997. pp 220-223.
- [6] ICNIRP Guidelines. Guidelines for limiting exposure to time-varying electric, magnetic, and electromagnetic fields (up to 300 GHz). *Health Physics*. April. 1998. pp 494-522.
- [7] Basic standard on measurement and calculation procedures for human exposure to electric, magnetic and electromagnetic fields (0 Hz – 300 GHz). prEN 50413. Nov 2003.
- [8] Dawson, Trevor W, Caputa, Kryz and Stuchly, Maria A: Magnetic field exposures for UK live-line workers. *Physics in Medicine and Biology*. Vol 47. 2002. pp 995-1012.
- [9] Exposure to electric or magnetic fields in the low and intermediate frequency range – Methods for calculating the current density and internal electric field induced in the human body – Part 2-1: Exposure to magnetic fields – 2D models. IEC 62226-2-1. Ed 1. 2004-11.
- [10] Dawson, Trewor W; Caputa, Kryz and Stuchly, Maria A: Magnetic Induction at 60 Hz in the Human Heart: A Comparison Between the In Situ and Isolated Scenarios. *Bioelectromagnetics*. Vol 20. 1999. pp 233-243.
- [11] Baraton, P; Cahouet, J and Hutzler, B: Three-dimensional computation of the electric fields induced in a human body by magnetic fields. 8th International Symposium On High Voltage Engineering (ISH) 1993. pp 517-520.
- [12] Hutzler, B; Baraton, P; Vicente, J L; Antoine, J C; Roux, M and Urbain, J P: Exposure to 50 Hz magnetic fields during live work. *Cigré* 1994. Session. 36-106.
- [13] Bottauscio, Oriano and Conti, Renato: Magnetically and electrically induced currents in human body models by ELF electromagnetic fields. 10th International Symposium on High Voltage Engineering (ISH). 1997.
- [14] Reivonen, S; Keikko, T, Isokorpi, J and Korpinen, L: Internal currents in a human body with spheroidal model in 400 kV switching substation. *High Voltage Engineering Symposium*. 1999. pp 2.31.S2-2.34S2.

- [15] Matsumoto, Takashi; Hayashi, Noriyuki and Isaka, Katsuo: Analysis of Induced Current Density in Ellipsoidal and Prolate Spheroidal Human Models in a Circularly polarized ELF Magnetic Field. ISH. 2001. pp 10-2.
- [16] Tarao, H; Hayashi, N and Isaka; K: Characteristics of ELF magnetically Induced Current inside Biological Model with Statistically Distributed Conductivities. ISH 2001. pp 10-4.
- [17] Özen, S; Cömlekci, S and Cerezci, O: An Evaluation for Coupling of Human to Magnetic Fields in Human Ellipsoidal Models with Frequency up to 100 kHz. 2001 Proceedings of the 23rd Annual EMBS International Conference, Turkey. pp 3997-4000.
- [18] Matsumoto, T; Hayashi, N and Isaka, K: Analysis of Induced Current Density in Ellipsoidal Human Model Exposed to Concurrent ELF Electric and Magnetic Fields with Phase Differences. IEEE/PES Transmission and Distribution Conference. February 2002. pp 2343-2347.
- [19] Bracken, T Dan: Assessing compliance with power-frequency magnetic-field guidelines. Health Physics. September. Vol 83. No 3. 2002. pp 409-416.
- [20] Swanson, John: A transmission utility's experience of applying EMF exposure standards. Health Physics. September. Vol 83. No 3. 2002. pp 417-425.
- [21] Generic standard to demonstrate the compliance of electronic and electrical apparatus with the basic restrictions related to human exposure to electromagnetic fields (0 Hz – 300 GHz). EN 50 392: 2004. Utgiven i Sverige som SS-EN 50 392 utg 1. 2004.
- [22] Stuchly, Maria A and Zhao, Shengkai: Magnetic field-induced currents in the human body in proximity of power lines. IEEE Transactions on Power Delivery. Vol 11. No 1. January 1996. pp 102-109.
- [23] Dawson, Trevor W; Caputa, Krys and Stuchly, Maria A: Influence of Human Model Resolution on Computed Currents Induced in Organs by 60-Hz magnetic Fields. Bioelectromagnetics. Vol 18. 1997. pp 478-490.
- [24] Stuchly, Maria A and Dawson Trevor W: Interaction of Low-Frequency Electric and Magnetic Fields with the Human Body. Proceedings of the IEEE. Vol 88. No 5. May 2000. pp 643-664.
- [25] Caputa, K; Dimbylow, P J; Dawson T W and Stuchly, M A: Modelling fields induced in humans by 50/60 Hz magnetic fields: reliability of the results and effects of model variations. Physics in Medicine and Biology. Vol 47. 2002. pp 1391-1398.
- [26] Dimbylow, P J: Induced current densities from low-frequency magnetic fields in a 2 mm resolution, anatomically realistic model of the body. Physics in Medicine and Biology. Vol 43. 1998. pp 221-230.
- [27] Dimbylow, Peter: Development of the female voxel phantom, NAOMI, and its applications of induced current densities and electric fields from applied low frequency magnetic and electric fields. Physics in Medicine and Biology. Vol 50. 2005. pp 1047-1070.
- [28] Dawson, Trewor W and Stuchly, Maria A: Effect of skeletal anisotropy on human organ dosimetry under 60 Hz uniform magnetic field exposure. Physics in Medicine and Biology. Vol 43. 1998. pp 1059-1074.

-
- [29] Dawson, Trevor W, Caputa, Krysz and Stuchly, Maria A: High-Resolution magnetic Field Numerical Dosimetry for Live-Line Workers. IEEE Transactions on Magnetics. Vol 35. No 3. May 1999. pp 1131-1134.
 - [30] Dawson, Trevor W, Caputa, Krysz and Stuchly, Maria A: Organ Dosimetry for Human Exposure to Non-Uniform 60-Hz Magnetic Fields. IEEE transactions on Power Delivery. Vol 14. No. October 1999. pp 1234-1239.
 - [31] Stuchly, Maria A and Dawson, Trevor W: Human body exposure to power lines: Relation of induced quantities to external magnetic fields. Health Physics. 83 (3). 2002. pp 333-340.
 - [32] Dawson, Trevor W, Caputa, Krysz and Stuchly, Maria A: Numerical evaluation of 60 Hz magnetic induction in the human body in complex occupational environments. Physics in Medicine and Biology. Vol 44. 1999. pp 1025-1040.
 - [33] Bracken, T Dan and Dawson, Trevor: Evaluation of Nonuniform 60-Hertz Magnetic-Field Exposures for Compliance with Guidelines. Journal of Occupational and Environmental Hygiene. Oct 2004. pp 629-638.
 - [34] Proposals for Limiting Exposure to Electromagnetic Fields (0 - 300 GHz). Consultation Document. 1 May 2003. NRPB.
 - [35] Saunders, Richard D and Jefferys, John G R: Weak electric field interactions in the central nervous system. Health Physics. 83(3). 2002. pp 366-375.
 - [36] King, Ronald W P: A Review of Analytically Determined Electric Fields and Currents Induced in the Human Body When Exposed to 50-60 Hz Electromagnetic Fields. IEEE Transactions on Antennas and Propagation. Vol 52 No 5. May 2004. pp 1186-1192.
 - [37] Dawson, Trevor W; Caputa, Krysz and Stuchly, Maria A: A comparison of 60 Hz uniform magnetic and electric induction in the human body. Physics in Medicine and Biology. Vol 42. 1997. pp 2319-2329.
 - [38] Dawson, Trevor W; Caputa, Krysz and Stuchly, Maria A: High-Resolution Organ Dosimetry for Human Exposure to Low-Frequency Electric Fields. IEEE Transactions on Power Delivery. Vol 13. No 2. April 1998. pp 366-373.
 - [39] Dimbylow, P J: Current densities in a 2 mm resolution anatomically realistic model of the body induced by low frequency electric fields. Physics in Medicine and Biology. Vol 45. 2000. pp 1013-1022.
 - [40] Hirata, Akimasa; Caputa, Krysz; Dawson, Trevor W and Stuchly, Maria A: Dosimetry in Models of Child and Adult for Low-Frequency Electric Field. IEEE Transactions on Biomedical Engineering. Vol 48. No 9. Sep 2000. pp 1007-1012.
 - [41] Deno, D W and Zafanella L E: Field effects of overhead transmission lines and stations. Chapter 8 in "Transmission Line Reference Book. 345 kV and Above". Second Edition. EPRI.
 - [42] Methods for calculating the current density and internal electric field induced in the human body by electric or magnetic fields in the low and intermediate frequency range. Part 3-1: Electric field. Analytical and 2D numerical models. Draft standard IEC 62226-3-1:2004. 106/72/NP.

- [43] Dawson, T W; Potter, M and Stuchly M A: Evaluation of modelling accuracy of power frequency field interactions with the human body. ACES Journal Vol 16. No 2. July 2001. Computational Bioelectromagnetics. pp 162-172.
- [44] Rådets Rekommendation av den 12 juli 1999 om begränsning av allmänhetens exponering för elektromagnetiska fält (0 Hz – 300 GHz). 1999/519/EG.
- [45] Europaparlamentets och rådets direktiv 2004/40/EG om minimikrav för arbetstagares hälsa och säkerhet vid exponering för risker som har samband med fysikaliska agens (elektromagnetiska fält) i arbetet (18:e särdirektivet enligt artikel 16.1 i direktiv 89/391/EEG).
- [46] Dawson, Trevor W; Caputa, K; Stuchly, Maria A and Kavet, Robert. Electric Fields in the Human Body Resulting From 60-Hz Contact Currents. IEEE Transactions on Biomedical Engineering. Vol 48. No 9. Sep 2001. pp 1020-1026.

ELFORSK

SVENSKA ELFÖRETAGENS FORSKNINGS- OCH UTVECKLINGS – ELFORSK – AB
Elforsk AB, 101 53 Stockholm. Besöksadress: Olof Palmes Gata 31
Telefon: 08-677 25 30. Telefax 08-677 25 35
www.elforsk.se