

ESCUELA SUPERIOR POLITECNICA DEL LITORAL

FACULTAD DE INGENIERIA ELECTRICA

"CALCULO DE LA TEMPERATURA INDUCIDA POR CAMPOS
ELECTROMAGNETICOS EN UN MODELO ESFERICO DE TEJIDO
BIOLOGICO"

TESIS DE GRADO

PREVIA A LA OBTENCION DEL TITULO DE :

INGENIERO EN ELECTRICIDAD

ESPECIALIZACION : ELECTRONICA

PRESENTADA POR :

GABRIEL GONZALO GAIBOR YANEZ

GUAYAQUIL - ECUADOR

1987

AGRADECIMIENTO

Al Ing. CARLOS BECERRA E.

Por su apoyo moral y orientación técnica desinteresada, ya sea como Director de Tesis, como Maestro o como Amigo, que hicieron posible la realización de este trabajo.

A mis amigos

DEDICATORIA

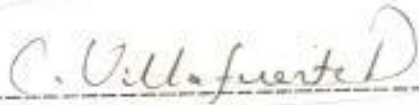
A DIOS

A MIS PADRES

A MI HIJA

A MIS HERMANDOS

Tribunal del grado



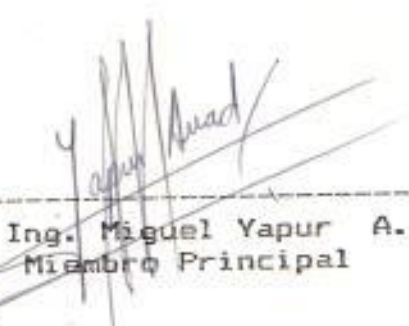
C. Villafuerte P.

Ing. Carlos Villafuerte P.
Presidente del Tribunal



Carlos Becerra E.

Ing. Carlos Becerra E.
Director de Tesis



Miguel Yapur A.

Ing. Miguel Yapur A.
Miembro Principal



Rodriguez Berrezueta P.

Ing. Rodrigo Berrezueta P.
Miembro Principal

DECLARACION EXPRESA

"La responsabilidad por los hechos, ideas y doctrinas expuestos en esta tesis, me corresponden exclusivamente; y, el patrimonio intelectual de la misma, a la ESCUELA SUPERIOR POLITECNICA DEL LITORAL".

(Reglamento de Exámenes y Titulos profesionales de la ESPOL).



Gabriel Gonzalo Gaibor Yáñez

RESUMEN

En esta tesis se Desarrolla un programa que utiliza un modelo matemático para calcular los efectos térmicos de campos electromagnéticos en tejidos biológicos.

Específicamente el programa calcula el incremento de temperatura inducido por campos electromagnéticos en un modelo esférico de tejido biológico, tomando en cuenta la conducción y convección de calor debido al flujo sanguíneo.

Los resultados contribuirán a cualquier tema que trate sobre la interacción de campos electromagnéticos con tejidos biológicos, preferentemente con irrigación sanguínea y que estén relacionados con los efectos térmicos de ondas electromagnéticas en aplicaciones médicas y efectos dafinos.

El incremento de temperatura en una región esférica que se origina por una energía calorífica en una región central de la cabeza humana será determinada tomando en cuenta la conducción y convección de calor debido al flujo sanguíneo. Este resultado se podrá aplicar en general a todos los casos en donde las dimensiones del modelo y la frecuencia de la onda electromagnética incidente es tal, que una "mancha caliente" se forme cerca de la

región central.

Conforme a este estudio para una clase de deposición caliente de 10 mW/g en una mancha caliente de 1 cm de radio se incrementa la temperatura sobre el ambiente de los tejidos y sangre en aproximadamente 0.5 °C; esto corresponde al caso de incremento de absorción de una sección transversal de 1 cm², para una esfera de 5 cm de radio expuesta a una densidad de potencia incidente de 10 mW/cm². Para modelos grandes como la cabeza del hombre el incremento de temperatura es mas pequeño.

La importancia del porqué la necesidad de calcular el incremento de temperatura en los tejidos biológicos estriba en que la energía de microondas incidentes es absorbida variablemente a través del cuerpo, donde es posible que el tejido local se dañe, debido al recalentamiento que puede ocurrir; sin embargo, el contenido de calor agregado total sobre el hombre puede ser fácilmente disipado por los mecanismos termoregulatorios del cuerpo, como es el hipotálamo que es un sensor de la temperatura del cuerpo que está localizado dentro de lo profundo del cerebro.

Finalmente, el proyecto calcula la distribución de la energía calorífica generada por una onda plana

electromagnética incidente sobre una esfera conductora que simule la cabeza humana. Se ha encontrado en otros estudios, que para una esfera de radio mayor que 10 cm pero de conductividad $\sigma \approx 10$ mho/cm (la cual para $f > 1000$ Mhz es muy pequeña en los tejidos biológicos) manchas calientes ocurren dentro para $f > 1000$ Mhz. Manchas calientes intensas ocurren también dentro de las esferas de 5 cm que tienen las mismas características que los tejidos biológicos en la región de frecuencia de $250 \text{ Mhz} < f < 2800 \text{ Mhz}$.

I N D I C E G E N E R A L

	Pág.
RESUMEN.....	VI
INDICE GENERAL.....	IX
INDICE DE ABREVIATURAS.....	XI
INDICE DE FIGURAS.....	XIII
INDICE DE TABLAS.....	XV
INTRODUCCION.....	16
I. GENERALIDADES SOBRE LAS APLICACIONES	
MEDICAS DE LOS EFECTOS TERMICOS	19
1.1 Aplicaciones médicas en las frecuencias de	
microondas.....	27
1.2 Usos de las Ondas de radiofrecuencias para	
la terapia de la hipertermia y el cáncer..	33
1.3 Riesgos biológicos del tratamiento.....	40
1.4 Dosimetría y Cuantificación de Efectos...	47
1.5 Exposiciones Normales sin peligro.....	57
II. MODELOS DE DEPOSICION CALIENTE.....	59
2.1 Máximo Potencial de Calentamiento que	
ocurre en la superficie.....	64
2.2 Máximo Potencial de Calentamiento que	
ocurre dentro de la esfera.....	77
2.3 Perfil de la Temperatura en esferas debido	
al calentamiento electromagnético.....	87
2.4 Manchas Calientes en esferas conductoras	
producidas por ondas electromagnéticas...	91

III. PRESENTACION DEL MODELO UTILIZADO.....	101
3.1 Ecuación del Transporte de calor en los tejidos biológicos.....	102
3.2 Solución para el Estado Estacionario.....	109
3.3 Solución para el Estado Transitorio.....	122
IV. ANALISIS DE LOS RESULTADOS.....	128
4.1 Comparación con otros resultados.....	132
4.2 Sugerencias finales.....	142
CONCLUSIONES Y RECOMENDACIONES.....	144
APENDICES.....	145
BIBLIOGRAFIA.....	153

INDICE DE ABREVIATURAS

A	Radio de la Mancha Caliente
BMR	Metabolismo Basal
c	Velocidad de la luz en el vacío
cm ²	Centímetro cuadrado
cm ³	Centímetro cúbico
C	Coefficiente del Flujo Sanguíneo
Ce	Coefficiente de Calor Específico de los Tejidos
°C	Grados Centígrados
D	Densidad de Corriente Eléctrica
ec	Ecuación
E	Intensidad de Campo Eléctrico
E ₀	Campo Eléctrico Inicial
EM	Electromagnético
ELF	Frecuencia de baja energía
f	Frecuencia
F	Faradio
°F	Grados Fahrenheit
fig	Figura
g	Gramo
Ghz	Gigahercios
h	Hora
h(ε)	Función de Bessel modificada
Hz	Hercios
i	Parte imaginaria
j(ε)	Función de Bessel modificada
K	Coefficiente del calor de conducción
K	Corriente superficial efectiva total
K ₀	Constante de Propagación en el vacío
K _a	Conductancia de la piel
Khz	Kilohercios
K _{cal}	Kilocaloría
J _{0,1,2}	Funciones esféricas de Bessel modificadas
L	Longitud de penetración
m	Metro
Mhz	Megahercios
ml	mililitro
mW	miliwattio
min	minuto
N	Indice de Refracción
NDAC	Absorción normalizada de sección transversal
P	Densidad de Potencia
P ₀	Densidad de Potencia inicial
P ₂ (Cosθ)	Segundo Polinomio de Legendre
q _w	Potencial de Calentamiento Normalizado
Q	Entrada del calor debido al campo EM
q(r)	Función de deposición caliente
r	Radio
R	Radio Vector
S	Flujo del calor
SAR	Absorción específica

T	Incremento de la Temperatura
T_a	Temperatura del Ambiente
T_{b1}	Temperatura de la sangre
T_c	Temperatura Central
T_u	Temperatura de la piel
T_{max}	Temperatura máxima
$U(t)$	Función escalon
V_w	Producto de la capacidad del calor y flujo sanguíneo

LETRAS GRIEGAS:

δ	Densidad específica de los tejidos
α	Coefficiente de radiación
σ	Conductividad del tejido
σ_c	Conductividad por efecto Joule
ϵ	Permitividad dieléctrica
ϵ_0	Permitividad dieléctrica en el vacío
ϵ''	Parte imaginaria de la permitividad dieléctrica
r	Longitud de onda en el vacío
r_1	Longitud de onda dentro del tejido
∇	Gradiente
∇^2	Operador diferencial Laplaciano

INDICE DE FIGURAS

Pág

FIS.

2-1.	Diagrama del Radio de la Esfera versus Frecuencia	60
2-2.	Geometria del Problema.....	62
2-3.	Distribución del Incremento de Temperatura i el SAR en estado estacionario sobre T_{b1} en una esfera de 5 cm de radio expuesta a una onda plana de frecuencia irradiada de 100 Mhz e intensidad de $1W/cm^2$	72
2-4.	Distribución del Incremento de Temperatura i el SAR en estado estacionario sobre T_{b1} en una esfera de 10 cm de radio expuesta a una onda plana de frecuencia irradiada de 100 Mhz e intensidad de $1W/cm^2$	73
2-5.	Distribución del Incremento de Temperatura i el SAR en estado estacionario sobre T_{b1} en una esfera de 5 cm de radio expuesta a una onda plana de frecuencia irradiada de 1 Ghz intensidad de $10\text{ mW}/cm^2$, sin considerar los efectos de frontera.....	83
2-6.	Distribución del Incremento de Temperatura i el SAR en estado estacionario sobre T_{b1} en una esfera de 5 cm de radio expuesta a una onda plana de frecuencia irradiada de 1 Ghz e intensidad de $10\text{ mW}/cm^2$, considerando los efectos de frontera.....	86
2-7.	Longitud de penetración y conductividad del tejido vs frecuencia, para un contorno plano infinito que tiene las mismas características de los tejidos biológicos.....	94
2-8.	Máximo potencial de calentamiento y conductividad del tejido de 10 cm de radio hecho de material con las mismas propiedades de los tejidos biológicos versus frecuencia.....	95
2-9.	Máximo potencial de calentamiento de una esfera de 10 cm de radio versus frecuencia.....	97
2-10.	Máximo potencial de calentamiento de una esfera de 5 cm de radio que tiene las mismas características de los tejidos biológicos versus frecuencia.....	98

3-1.	Distribución del incremento de temperatura versus radio, medido desde el centro de las manchas caliente para varias condiciones de flujo sanguíneo.....	112
3-2.	Máximo incremento de temperatura en el centro de la mancha caliente versus flujo sanguíneo en unidades normalizadas.....	114
3-3.	Distribución del incremento de temperatura versus radio de la esfera, medido desde el centro de la mancha caliente.....	119
3-4.	Máximo incremento de temperatura en el centro de la mancha caliente versus entrada de calor tipo escalon en estado estacionario.....	120
3-5.	Máximo incremento de la temperatura versus radio de la mancha caliente en estado estacionario.....	120
3-6.	Máximo incremento de temperatura en el centro de la mancha caliente versus flujo sanguíneo en estado estacionario.....	121
3-7.	Duración de la distribución del incremento de temperatura versus radio medido desde el centro de la mancha caliente.....	126
3-8.	Máximo incremento de temperatura en el centro de la mancha caliente versus tiempo, para una entrada de calor tipo escalon.....	127
4-1.	Modelo de la esfera y el contorno plano multicapa.....	135
4-2.	Distribución de la absorción diferencial normalizada de sección transversal versus frecuencia en una esfera de 10 cm de radio....	138
4-3.	Distribución de la absorción diferencial normalizada de sección transversal versus frecuencia en una esfera de 5 cm de radio.....	139
4-4.	Máxima absorción diferencial normalizada de sección transversal para una esfera homogénea multicapa de 5 cm de radio versus frecuencia..	141

INDICE DE TABLAS

Tab		Pag.
4-1.	Distribución del incremento de temperatura en estado estacionario.....	128
4-2.	Resumen de las contribuciones teóricas realizadas.....	133
4-3.	Constantes características de las diferentes capas del tejido biológico.....	136

I N T R O D U C C I O N

Cuando una onda electromagnética plana incide sobre los tejidos biológicos tal como una cabeza humana, se produce cierto incremento de temperatura en su interior, reconociendo este hecho, el presente trabajo pretende calcular dicho incremento de temperatura, utilizando un modelo teórico esférico con tejido biológico que simule una cabeza humana; para la solución de este problema, se considera el transporte de calor en sistemas biológicos y en particular en tejidos cerebrales. La predicción del incremento de temperatura en el tejido cerebral es particularmente importante por cuanto la energía de microondas es absorbida de un modo complicado dentro de la cabeza, dependiendo del tamaño de la cabeza y la frecuencia de irradiación, en donde pueden haber regiones de relativa absorción intensa (manchas calientes) i como un primer paso para predecir una respuesta termoregulatoria del cuerpo de la irradiación de microondas es estimar el incremento de temperatura en el centro del cerebro.

El el primer capítulo se introduce una breve reseña histórica de las aplicaciones médicas de los efectos térmicos, se hace énfasis en el uso de los rayos X y ondas de radiofrecuencia para la terapia de la hipertermia y el cáncer. Riesgos biológicos en el uso y abuso de las ondas

electromagnéticas sobre todo de las microondas. Dosimetría y cuantificación segura de la energía absorbida dentro del tejido, ha sido realizada gracias a la termografía y finalmente se recomienda una dosis tolerable de 10mW/cm^2 . Como un nivel máximo de exposición segura, con un rango de frecuencia de 10 MHz - 100 GHz.

En el segundo capítulo se ofrece algunos mecanismos o modelos de la distribución del potencial de calentamiento de acuerdo a la posición donde ocurre el máximo potencial de calentamiento. Además de un modelo o perfil de la temperatura producida por un potencial de calentamiento exacto y aproximado. Finalmente un modelo que varíe la conductividad del tejido para originar manchas calientes en esferas conductoras producidas por ondas electromagnéticas.

En el tercer capítulo se tiene el tema central que es el modelo propuesto para calcular el incremento de temperatura producido por una idealizada mancha caliente uniforme o región esférica 'activa' de radio A ($A \approx 1/4 r_1$) depositado en una región infinita del tejido donde el tamaño de la esfera es de 5 cm de radio por una onda incidente de 1 GHz de intensidad de campo de 10mW/cm^2 . Aquí se demuestra un 'riesgo potencial' asociado con la formación de manchas calientes particularmente en cabezas pequeñas como la de los

infantes.

Finalmente en el cuarto capítulo se realiza un análisis de los resultados comparándolos con resultados 'exactos', de acuerdo con los encontrados en el capítulo anterior.

CAPITULO I

GENERALIDADES SOBRE LAS APLICACIONES MEDICAS DE LOS EFECTOS TERMICOS

El objetivo de este capítulo es analizar de una forma general, las diferentes aplicaciones médicas de los efectos térmicos en los tejidos biológicos. Haciendo notar que solamente en los últimos diez años, el calentamiento del tejido para el control del cáncer está siendo utilizado en clínicas oncológicas, hospitales i centros de investigación del cáncer.

El primer uso del calentamiento por campo eléctrico para el control del cáncer ocurrió cuatro décadas después de Volta (en 1800). Estas aplicaciones de corriente eléctrica para destruir el cáncer a través del calor fueron demostrados por los rayos X en la destrucción del cáncer uterino. Sabiendo que los rayos X, a pesar de provocar daños en células normales, perjudican de manera más acentuada ciertas células enfermas, de modo que usandolas cuidadosamente, se utiliza en tratamientos de molestias como el cáncer.

Los efectos biológicos se hicieron muy importantes cuando se descubrió que los rayos X destruían algunas clases de tejido animal más rápidamente que otros. Esto hizo

posible su utilización para curar ciertas enfermedades de la piel. En particular su aplicación para el tratamiento de ciertas formas de protuberancias cancerosas en animales y personas, dando resultados sorprendentes i muchas veces curaciones.

Cuando se trata de un cáncer interno por medio del envío de un haz de rayos X directamente a través del cuerpo, el tejido canceroso lo mismo que el normal se van destruyendo lentamente. La posibilidad de cura se basa principalmente en el hecho de que el tejido normal crece más rápidamente que el canceroso; una radiación periódica permite al tejido sano rehacerse en los intervalos.

Aunque solo ciertas enfermedades pueden ser tratadas con éxito mediante rayos X, se están llevando a cabo numerosas investigaciones con rayos X de alto voltaje, con la esperanza de nuevos y más efectivos descubrimientos, para ayuda de la medicina. Se cree generalmente que la destrucción del tejido celular por los rayos X se debe en parte a la ionización¹ y en parte a la formación de radicales libres², de las moléculas dentro de

¹ Separación de iones positivos y negativos (cationes i aniones) de las moléculas o átomos neutros; a los iones se debe el fenómeno de la conductividad eléctrica la cual varía con el grado de ionización.

² Grupo de átomos que normalmente existe solo en combinación con otros átomos, logrando existencia independiente solo bajo condiciones especiales.

las células individuales.

Los rayos X fueron descubiertos por el físico alemán Wilhelm Roentgen, en 1895, quien los denominó rayos X por desconocer su naturaleza. Sabemos hoy que son ondas electromagnéticas con frecuencias aún más elevadas que la de las ondas ultravioletas. Estos campos electromagnéticos están presente en el ambiente en formas natural y artificial. En forma natural se presentan por ejemplo bajo el nombre de luz visible e invisible (infraroja y ultravioleta) y rayos cósmicos. En forma artificial se presentan por medio de la emisión de los equipos osciladores de frecuencias bajas de energía (ELF) es decir a 60 Hz, Audiofrecuencias (en los bajos Kilohercios), radiofrecuencias (en los kilohercios i megahercios), microondas i milimétricas (en los gigahercios) rayos X, etc. Esta presencia artificial de campos electromagnéticos proviene en un gran porcentaje de las aplicaciones de transmisión de energía eléctrica a 60 Hz y de los equipos de telecomunicación (basicamente en los Khz, Mhz i Ghz).

Ya que toda onda contiene un valor energético asociado con ella, el uso y abuso de las ondas electromagnéticas quedó limitado desde épocas pasadas, a dos rangos distinguidos por la propiedad de ionizar los átomos o no ionizarlos, es decir por el hecho de romper enlaces

interatómicos o no romperlos. Si queremos referirnos al fenómeno de ionización en átomos que componen los tejidos vivientes, dicha frontera se halla aproximadamente en el ultravioleta.

La diferencia entre una onda no ionizante i una ionizante hizo crear una imagen de peligrosidad para con estas últimas por constituir un riesgo potencial al cuerpo de los seres vivientes. Además esta discriminación hizo creer que las ondas no ionizantes (error actualmente ya comprobado) eran inofensivas para los cuerpos de seres vivientes. En verdad, en la actualidad se conoce con claridad que a pesar de no romper enlaces, las ondas no ionizantes pueden provocar otra clase de efectos en los tejidos que irradian.

En este capítulo se describe brevemente estos efectos biológicos y de su implicación por la presencia artificial de campos electromagnéticos no ionizantes en el medio ambiente, y se hace énfasis particularmente en los efectos de las ondas de alta frecuencia por ser éstas una de la más preocupantes en términos de seguridad.

Fenomenológicamente los efectos de la irradiación no ionizante de organismos vivientes con campos de alta frecuencia, son divididos en dos tipos: efectos térmicos y efectos no térmicos. Ambos se deben a la presencia del

campo en el interior del cuerpo biodieléctrico.

EL EFECTO TERMICO. Se puede originar por dos mecanismos muy diferentes pero ambos generan una cantidad de calor dentro del cuerpo: (1) el arrastre de portadores de carga libre sean electrones libres o iones libres que puedan existir en ciertas cantidades dentro del biodieléctrico, lo cual provoca pérdidas de energía debido a las colisiones. Este fenómeno sucede con mayor intensidad en los metales y se conoce como "Efecto Joule". La densidad de potencia así disipada depende de la conductividad del tejido y el cuadrado de la intensidad del campo interno. (2) Las pérdidas de energía por causa de la fricción y amortiguación durante la oscilación de las moléculas forzadas por el campo interno oscilante. Esta contribución es la más importante en los sistemas biológicos y su intensidad de potencia es proporcional a la frecuencia, la parte imaginaria de la constante dieléctrica y el cuadrado del campo eléctrico.

Esos dos mecanismos térmicos en la práctica se confunden y obligan a emplear un valor equivalente de conductividad, dado por:

$$\sigma = \sigma_e + w \epsilon'' \quad (\text{ec 1-1})$$

donde:

σ_e es la conductividad por efecto Joule,

ω es la frecuencia angular de oscilación del campo y ϵ'' es la parte imaginaria de la permitividad dieléctrica.

El efecto térmico de las radiofrecuencias lo ha hecho utilizar desde muchos años atrás para producir calentamiento profundo para propósitos terapéuticos conocidos como diatermia³. Los efectos de la diatermia al generarse temperaturas de 43 °C a 45 °C producen incrementos de flujo sanguíneo por dilatación de vasos, y aumentos de difusión, filtración y permeabilidad de las membranas celulares, entre otras cosas y son aplicables como analgésico muscular y similares afines.

El efecto térmico puede convertirse en letal si la densidad de potencia electromagnética va más allá de 1000 mW/cm² aproximadamente. Aunque de hecho se ha reportado otra clase de trastornos a menores niveles. Una de las aplicaciones notables y útiles de este mecanismo fulminante, en el campo gastronómico, es el horno de microondas en donde los alimentos se cocinan en muy poco tiempo.

El efecto térmico fue la primera alerta que se descubrió de las ondas no ionizantes, lo cual sucedió en la segunda guerra mundial cuando se detectaron muchos

3. Generación de calor en los tejidos del cuerpo por el paso de corrientes eléctricas.

problemas en el personal que trabajaba cerca de la emisión de microondas de los radares navales.

Las configuraciones de calor inducidas por la irradiación de microondas es en general no uniforme y dependiente de las propiedades dieléctricas del tejido. La absorción es alta y la profundidad de penetración es baja, en tejidos de alto contenido de agua (tales como músculos, cerebro, piel y órganos internos); en cambio la absorción de potencia es menor en huesos y grasa que son tejidos de bajo contenido de agua. La reflexión en la interfase de estas dos clases de tejidos puede producir ondas estacionarias⁴, lo cual a su vez involucra la producción de "manchas calientes"⁵ en los tejidos.

Se han observado lesiones en la piel debido a efectos térmicos de exposición de microondas. Así mismo en aquellos tejidos de pobre circulación sanguínea o baja regulación térmica (tales como el cristalino del ojo, vejiga, etc.). Hay mucha invulnerabilidad a las microondas.

Este capítulo trata en orden cronológico los sucesos más sobresalientes de las aplicaciones médicas de los

⁴ Distribución multiarmónica de potencial a lo largo de un conductor cuando se propaga una onda eléctrica pasajera a lo largo de éste y se refleja desde el extremo más lejano.

⁵ Regiones de alta absorción de energía. Que producen cambios de temperatura en los tejidos biológicos.

efectos térmicos inducidos por campos electromagnéticos artificiales, ocurridos en el mundo, especialmente en los Estados Unidos, desde principios de este siglo, utilizando frecuencias de microondas y ondas de campos de radiofrecuencias para propósitos terapéuticos como la hipertermia y el cáncer. Como también las investigaciones sobre el uso de las microondas diatérmicas en medicina física se expandió significativamente. Los experimentos y estudios clínicos han sido más predominantes que cualquier trabajo cuantitativo en dosimetría.

En la literatura de las aplicaciones médicas de la electrónica se emplean términos que difieren radicalmente de los empleados por médicos e ingenieros y algunos de ellos son extremadamente confusos, por ello se utiliza a pie de página una definición sencilla de éstos términos con la finalidad de que se familiarice con la literatura médica y una mejor comprensión de estos términos. Por ejemplo, el término electroterapia es empleado a veces como genérico para denominar casi todas las técnicas electromédicas, excepto aquellas que emplean los rayos X, y también se refiere a menudo solamente a las técnicas utilizadas en la conducción de corrientes continuas, pulsatorias y alternas a través del cuerpo.

1.1. Aplicaciones médicas en las frecuencias de microondas.

A fines del siglo XVIII Galvani y Volta descubrieron que se podía mover los músculos de las patas de ranas muertas, por contacto con metales. La descripción de sus experimentos indicaron que en ellos se establecía un diferencial de potencial eléctrico entre los nervios y músculos o ambos de las patas de la rana y que esta diferencia de potencial aplicada causaba el movimiento de los músculos. Desde entonces se han ideado muchas técnicas para estudiar las funciones fisiológicas* empleando aparatos electrónicos para diagnosticar las enfermedades y para usos terapéuticos. Durante el siglo XX las aplicaciones médicas de la electrónica se han incrementado y particularmente desde 1925, se han creado, ensayado y aplicado nuevos métodos a la práctica clínica. A pesar de que algunas de estas técnicas han sido normalizadas por investigaciones experimentales de precisión, la explicación biofísica de algunas de las técnicas es casi ignorada. Aunque frecuentemente los aparatos electrónicos y la técnica de su empleo son sencillos, el conocimiento

* Se refiere a los fenómenos funcionales de los organismos vivientes o de sus partes y trata de establecer las leyes que los rigen.

exacto de los resultados de éstas han sido dificultados por diferencias individuales entre los pacientes, por no ser conocidos los factores fisiológicos que intervienen y por la carencia de control de los aparatos y técnicas. Existe pues un fértil campo de investigación en que los ingenieros electrónicos están ayudando a los médicos en los problemas de diagnóstico electromédico y la terapéutica.

D'Arsonval fue un fisiologista y pionero de las aplicaciones médicas y efectos biológicos de la energía de radiofrecuencia, se interesó por la actividad electrofisiológica de los músculos y nervios, así como de los efectos de la corriente de baja frecuencia sobre los músculos, ensambló uno de los primeros generadores para producir corrientes de alta frecuencia demostrando la carencia de sensaciones al paso de la corriente de alta frecuencia, suficiente para iluminar lámpara incandescentes; después usó un mayor oscilador que el inventado, el cual es muy usado para propósitos médicos. Hasta 1893 todas las aplicaciones médicas de corrientes de alta frecuencia fueron hechas por contacto eléctrico directo con los tejidos. En ese tiempo D'Arsonval introdujo una máquina diatérmica hecha de

bobinas inmensas, lo que él llamó autoconducción, pero trabajaba realmente por inducción. Al principio él experimentó con animales y después con humanos en las bobinas de inducción. Las bobinas solenoidales del tamaño humano fueron sujetadas con fuertes boquetes entre las vueltas.

El propósito de usar microondas para fines terapéutico se originó en Alemania donde se discutió la posibilidad de las aplicaciones terapéuticas de ondas de 25 cm. En las que estas ondas podían ser enfocadas para producir calentamiento de los tejidos profundos sin calentamiento excesivo de la piel. La falta de computadores durante los últimos años de 1930 impidió desarrollar la aplicación clínica de estos conceptos y la diatermia continuó para ser aplicada en frecuencia debajo de los 100 Mhz.

En 1938 se desarrolló el tubo magnetron⁷ en los laboratorios Bell, pero el poder útil generado fue solamente de 2 - 3 W, después de ese año se desarrolló un magnetron capaz de generar 20 W y se predijo que se produciría uno de 100 W.

⁷ Tubo teracónico en que el espacio interelectrónico es atravesado por un campo magnético que actúa perpendicular a la trayectoria del cátodo al ánodo, ocasionando el desvío de electrones en su marcha. Se emplea para producir oscilaciones de frecuencias ultra elevadas.

En 1939 se desarrolló el tubo clístron^e en la Universidad de Stanford, y se hicieron promesas de que el tubo pronto sería usado para propósitos terapéuticos. Precipitadamente, al mismo tiempo cuando tubos de suficiente poder fueron puestos en existencia para aplicaciones terapéuticas, todos ellos se tornaron misteriosamente inaccesibles. No fue hasta, que el secreto del radar fué revelado, que la comunidad médica descubrió que todos los tubos fueron destinados para uso militar durante la segunda guerra mundial. Después de la guerra se desarrolló un tubo magnetron capaz de generar 400 W a 3000 Mhz que fué dispuesto para uso médico.

El aparato de microondas diatérmico, aprobado por la Unidad Médica en Diciembre de 1974 y manufacturado por la compañía Raytheon, fue conocido como el microtérmico Raytheon, generó una energía de onda continua en un magnetron oscilador de tubos, enfriado por aire a una frecuencia de 2400-2500 Mhz o a una longitud de onda de 12.2 cm aproximadamente.

La energía variable de 0 - 125 W fue aplicado al paciente por uno de los cuatro posibles directores asignados A, B, C o D.

^e Generador de longitud de onda centimétrica.

Los tres primeros fueron los más populares, los directores A y B consistían de un reflector hemisférico que contenía las fuentes de antena corta. En cambio el director C consistía de un pequeño reflector esquinero diedral de 11.5×13.3 cm con una fuente dipolar de media onda de longitud 6.4 cm. El porcentaje de potencia usado fue determinado por el espacio de la superficie a la piel, la cual fué generalmente cerca de 2 pulgadas, el tratamiento varió de 15 a 30 minutos. Esta máquina de diatermia clínica junto con el director C son del mayor interés, ya que ellos fueron usados por la mayor brevedad y una significativa cantidad de trabajos modernos sobre los efectos biológicos de microondas. De hecho, ellos siguen siendo usados hasta ahora tanto por la terapia y el trabajo experimental sobre los efectos biológicos de microondas, en los Estados Unidos y fuera de su territorio.

En 1948 se desarrolló una nueva máquina de 60-80 W de salida. Durante 20 minutos se expuso el músculo de la pierna de un perro, donde la máxima temperatura en el músculo fué de 40.1°C . En la medicina física los efectos de estos campos electromagnéticos fueron escritos para parecer en un simple volumen sobre calefacción.

Cuando elevaciones locales de temperatura son inducidas en tejidos vivos muchas respuestas fisiológicas ocurren, debido en parte al directo calentamiento de los tejidos y en parte a los cambios reflexivos iniciados distalmente por el calentamiento de los receptores del nervio local. Una respuesta es un incremento de flujo sanguíneo por dilatación de vasos. Esta respuesta está acompañada por el incremento de la presión capilar, otra de la permeabilidad de las membranas celulares e incremento del metabolismo basal⁷.

Parkinson fué uno de los físicos que usó energía de radiofrecuencia para las frecuencias de microondas en el tratamiento experimental del cáncer en 1950. Siendo capaz de erradicar el carcinoma¹⁰ mamario espontáneo en ratones solamente por irradiación de microondas a 2450 Mhz. Cinco años más tarde se erradicó el sarcoma¹¹ Croockler en ratas por combinación de rayos X a 1500 - 2000 roegthen y microondas de 12.5 cm, el animal fue expuesto a las microondas durante 10 - 20 minutos y una temperatura

7 El oxígeno consumido por un órgano o un organismo en reposo.

¹⁰ Cáncer formado a expensas del tejido epitelial de los órganos, con tendencia a difundirse y producir metástasis. Aparece en la edad adulta.

¹¹ Tumor maligno rápidamente progresivo caracterizado por crecimiento expansivo e infiltrativo. Aparece en la infancia y juventud.

pico fue registrada en los tumores.

En 1960, otro físico G. Crile reportó que el crecimiento de los tumores en perros y humanos están siendo controlados tanto por la diatermia de microondas de 2450 Mhz e irradiación de rayos X en combinación. El notó que la elevación prolongada de temperatura en ciertos tipos de cáncer a niveles entre 42 y 50 °C destruyan selectivamente estos tumores sin dañar el tejido normal, concluyó que fué una inflamación secundaria antes que una elevación primaria de temperatura que destruía los tumores.

1.2. Usos de las ondas de radiofrecuencias para la terapia de la hipertermia y el cáncer

A pesar del uso de las microondas en el calentamiento terapéutico¹², ganó popularidad entre los años de 1950 a 1960 el interés por el uso de las ondas cortas, que también continúa. Se reportaron regresiones y curas en el carcinoma de la piel en pacientes expuestos a la combinación de ondas cortas y rayos X.

¹² Relativo al tratamiento de la enfermedades, curativo.

La exposición de cada uno de estos pacientes fue de un periodo de 2.5 horas, usando ondas cortas de 6 m (temperatura del tumor de 42 - 44 °C) sólo produjo regresiones pero no curas.

Cuando se expuso ondas cortas combinadas con rayos X se observaron algunas curas, y mejores resultados clínicos al aplicar una onda corta de 6 metros con una duración de 10 - 20 minutos seguidos por la irradiación X, como el incremento de radiosensibilidad para la hipertermia¹³ y aceleración metabólica. Además del uso combinado del campo de radiofrecuencia y la terapia de rayos X, se desarrolló interés en el uso de microondas en calentamiento selectivo de tumores para proveer una terapia más efectiva en conjunción con materiales radioactivos inyectados y en la quimioterapia.

En el uso del calentamiento electromagnético selectivo en tumores de animales en hipotermia¹⁴ profunda para intensificar la acción de la quimioterapia. Se trató los tumores mamarios espontáneos inducidos en ratas y ratones, se

¹³ Fiebre térmica, resultante de la exposición de la cabeza y cuello a los rayos directos del sol, se caracteriza por fiebre alta, dolor de cabeza, vértigos i excitación mental, seguidos de coma.

¹⁴ Descenso de la temperatura central con un fin terapéutico general.

encontró que en el control de 20 ratones, ellos no tuvieron regresiones de tumores espontáneos y en 20 ratones tratados solamente con quimioterapia, 2 animales mostraron regresiones de tumores con un tiempo regresivo de 10 días. Solamente un tumor en el grupo por hipertermia diferencial regresó 7 días después. En el grupo de 20 ratones tratados tanto por hipertermia diferencial y por quimioterapia en combinación, 17 animales exhibieron regresión de tumores después de 55 ± 25 días. Todos los 10 animales expuestos a campos de 2.45 Ghz exhibieron regresiones de tumores. El tiempo promedio de regresión fue de 22 días.

Un extensivo y bien realizado experimento se llevó a cabo sobre 1200 ratones en laboratorio, donde se transplantó tumores en los ratones siendo permanentemente curados sin dañar los tejidos circundantes por tratamiento de ondas cortas de 27.12 Mhz. Se usó una termocupla especial que no perturba el campo para poder ser embebido en un tumor para proveer una regulación automática de las ondas cortas de salida. Así es posible mantener una temperatura deseada continua con una variación de alrededor de 0.1°C con estos cuidados las elevaciones fueron controladas en el rango de 41.5° a 43.5°C , encontrando una relación

cuantitativa entre la temperatura y el tiempo de exposición para curar los tumores transplantados. En este análisis se mostró que el tratamiento termal induce cambios histológicos¹⁵ en las células malignas sin dañar las células normales fuera del tumor o en el tejido circundante normal. Inmediatamente después del tratamiento.

Los cambios definitivos fueron revelados en las mitocondrias¹⁶ y lisosomas¹⁷ de las células malignas. La magnitud de esos cambios fue directamente referido a la elevación de temperatura y quedó más pronunciado dentro de pocas horas. Se notaron también cambios en el núcleo de las células malignas en la cromatina¹⁸ cromosomal y nucleolar dentro de las primeras pocas horas después de la exposición. Se observaron también daños en todas las células malignas, un día después de exponerlo a una dosis curativa. A través de observaciones histológicas y bioquímicas se han

¹⁵ Se refiere a la composición y estructura microscópica de los tejidos orgánicos.

¹⁶ Inclusiones protoplasmática en todas las células vivas que toman la forma de cuerpos filamentosos o de bastoncillos y que se cree toman parte activa en la producción de algunas secreciones como las enzimas.

¹⁷ Pequeños corpúsculos vesiculosos, en cuyo interior asientan numerosas y potentes enzimas destructoras.

¹⁸ Sustancias contenida en los cromosomas del núcleo que se tiñen intensamente por ciertos colorantes, generalmente básicos y transporta los genes.

obtenido guías que admiten asumir que el efecto directo del calor fue una activación selectiva del ácido hidrolásico localizado en los lisosomas de las células malignas.

Posteriormente se encontró que la adición de una pequeña dosis de radiación X produjo una alta intensificación significativa del tumor, erradicando efecto. Ellos encontraron que las aplicaciones sucesivas de calor y rayos X, ambos a niveles sustancialmente pequeñas que los requeridos en cuarentena para producir curas, produjo un gran número de curas totales. También se notó que en intervalos de 24 Hs entre aplicaciones no alteraban el efecto curativo.

Desde mediados del año 1970, el interés por el uso de los campos de radiofrecuencia por cierto solo o en combinación con radiación, incrementó sustancialmente un gran número de reportes favorables sobre el uso de terapia combinada, han aparecido en simposios procedimientos y publicaciones. Entre estos están los procedimientos del primero y segundo simposio internacional sobre la terapia del cáncer por hipertermia e irradiación.

Una publicación especial de la IEEE (Transactions On Microwave Theory And Techniques) sobre microondas y medicina, con acentuación sobre la aplicación de energía de radiofrecuencia son:

(1) la supervivencia prolongada de ratones llevando tumores del sarcoma - 180, después de irradiar microondas de 3 Ghz en la que la temperatura rectal se incrementó 3 - 4 °C. Los efectos inhibitorios de la hipertermia por microondas fueron aumentados por tratamientos simultáneos de los ratones con interferon¹⁹.

(2) Erradicación completa del adenocarcinoma²⁰ mamario transplantado en ratas, en algunos casos clínicos se obtuvo resultados favorables en el tratamiento del carcinoma de células fundamentales, melanoma²¹ maligno y metástasis²² de la piel del carcinoma del seno por ambos campos a 2450 y 915 Mhz

¹⁹ Proteína Antivírica producida por células de vertebrados en respuesta a una infección vírica. No inactiva a los virus directamente pero reacciona con células susceptibles que de esta forma resisten la multiplicación del virus.

²⁰ Cáncer de células cilíndricas que se desarrollan del epitelio superficial de las mucosas, del epitelio glandular o de sus conductos excretores y en que preponderan, desde el punto de vista histológico, las formaciones tubulares o de tipo glandular.

²¹ Estrictamente cualquier tumor pigmentado. En la actualidad se emplea generalmente como sinónimo de sarcoma melánico.

²² Transferencia por los vasos linfáticos o sanguíneos de tejido enfermo de una parte del cuerpo a otra.

En esos estudios la temperatura de los tumores fue aumentada a una temperatura entre 42.5 i 43 °C.

Posteriormente se trató el cáncer en pacientes, con una terapia combinada de 433 Mhz. e irradiación ionizante. Recientemente los sucesos clínicos con microondas para la hipertermia en aplicaciones intersticiales con energía de baja frecuencia (500 KHz), se sigue usando sucesivamente en el tratamiento de los tumores.

La radiofrecuencia en el ambiente es motivo de preocupación en otros países por cuanto existe un riesgo potencial producto de los campos electromagnéticos que pueden causar efectos negativos en la salud de hombres y animales de manera sistemática. De esta clase de contaminación invisible, algunos autores definen dos clases de exposiciones, la una, denominada ambiente general de radiofrecuencia, ocurre a distancias lejanas de las fuentes emisoras individuales y la exposición se debe a la superposición de los campos de diferentes fuentes a diferentes frecuencias de operación. Esta exposición es dominada por las transmisiones de radio y televisión; especialmente con ondas FM (ya que en el rango de las AM no se produce mucha absorción de energía en humanos). La otra clase de

exposición, llamada ambiente de fuentes específicas, ocurre muy cerca de una fuente en particular y su valor es dominado por ésta.

1.3. Riesgos Biológicos del Tratamiento

En vista del reciente uso de energía de radiofrecuencia para aplicaciones médicas, se conoce que el calentamiento excesivo del tejido puede ser arriesgado y causar daños. Sin embargo también existe interés en lo concerniente a los efectos no térmicos. EL EFECTO NO TÉRMICO, en cambio, fue un fenómeno desconocido hasta hace poco más de una década. Su aceptación sólo se acentuó por medio de evidencias experimentales con irradiación de bajo nivel y por modelaciones. Existe ya algunos buenos trabajos que analizan y demuestran los pormenores de los mecanismos no térmicos inducidos en la membrana de una célula biológica irradiada.

El término "no térmico" es así porque el efecto no está asociado con un aumento de temperatura y así comprende diversos mecanismos. Un mecanismo es la fuerza sobre partículas y aparece cuando partículas suspendidas de carbón, leche, glóbulos

rojos, etc. se colocan en un campo de corriente directa o radiofrecuencia formando cadenas paralelas al campo. Otros mecanismos pueden ser: La saturación dieléctrica que ocurre en ciertas soluciones (efecto que puede suceder con microondas intensas); absorción resonante en células; o respuestas neuromusculares. Otro fenómeno por cierto interesante es la sensación acústica de sonidos correspondientes a la frecuencia de modulación.

La radiación de microondas produce efectos teratológicos en especies de mamíferos e insectos. Hay evidencias de que a bajo nivel de irradiación se producen anomalías morfológicas y congénitas. Sin embargo este efecto no ha sido todavía demostrado con exposiciones experimentales in útero.

Particularmente en los efectos específicos de frecuencia de ondas cortas en el tratamiento de tumores, se demostró que las contracciones preliminares músculos - nervios de las ranas incrementó en amplitud, cuando corrientes de alta frecuencia fueron aplicadas a lo largo con mínimos estímulos farádicos. Cuando la corriente de alta frecuencia se eliminó, la excitabilidad de los nervios rápidamente retornaron a su valor original con aumentos de corriente, un punto fue

alcanzado en la cual la excitabilidad disminuyó. Este mismo fenómeno de cambio excitabilidad músculo nervio fue también obtenido por irradiación del nervio ciático de un animal de sangre caliente; la excitabilidad de la preparación músculo - nervio disminuyó bajo la acción de ondas de radiofrecuencia, donde había de tener un efecto "específico" ya que el calentamiento supuesto podría tener un efecto opuesto.

La corriente de alta frecuencia disminuyó la excitabilidad de la preparación músculo-nervio de una manera similar al producido por el efecto anódico de corrientes directas, más tarde se demostró que la interrupción de corriente de alta frecuencia aplicada a la preparación músculo-nervio de una rana, mostró efectos estimulantes similares a aquellos obtenidos por corrientes pulsantes.

Los campos de frecuencias altas de longitudes de ondas de 600,22 y 6 m incrementan la excitabilidad de una preparación músculo-nervio por cuanto corrientes fuertes son producidas por una difusión de excitabilidad.

Se demostró que efectos similares podrían ser producidos por alambres calientes tomados cerca del

nervio y se concluyó que el modo de acción de corrientes de frecuencias altas sobre la preparación músculo - nervio es térmico. Estas investigaciones científicas también demostraron que los efectos similares a los calentados de ranas fueron similares a los calentados por medios convencionales.

El primer estudio de los efectos de microondas sobre mamíferos vivos fue conducido por las Fuerzas Armadas de los Estados Unidos en respuesta a un problema moral.

Los estudios fueron intentados para disipar miedos de posibles efectos malignos de radiación electromagnética sobre el personal conectado con el trabajo del radar. Se reportó ningún indicio de efectos malignos, pero fueron comprometidos solamente con la exposición de animales para pulsos del radar. Para lo cual se indujo una lenticular opaca en los ojos de conejos y perros expuestos a una distancia de 5.08 cm del generador, se produjo cataratas y otros daños en el tejido del ojo de los conejos, también se produjo degeneración testicular en ratas expuestas al mismo generador, los resultados mostraron un efecto térmico de necrosis por coagulación focal que podría ser producida en el cerebro del conejo expuesto a 2450 Mhz.

Durante y después de 1950 hubo una considerable cantidad de centros de investigaciones que usaron aparatos de diatermia a 2450 Mhz para investigar el uso de microondas para la diatermia y también sobre riesgos biológicos para efectos efimeros. Aunque el efecto más obvio de microondas es el térmico en forma natural, pero se buscan evidencias sobre la posibilidad de efectos no térmicos.

Las Fuerzas Armadas de los Estados Unidos se vió envuelta en el problema de la radiación nacional en 1956, en conexión con el personal del radar. El Departamento de Defensa a través de la Fuerza Aérea emprendió un análisis comprensivo de los aspectos biológicos y riesgos asociados de exposición a la radiación de microondas. La mayor parte del trabajo indicó que los mayores efectos de microondas localizados en tejidos biológicos fueron debido por cierto a la hipertermia general o elevación de temperatura en los tejidos, produciendo los mayores daños en áreas con poca o ninguna circulación sanguínea, tales como los ojos y testiculos. Se demostró que la suficiente disminución de la regulación térmica en los sistemas biológicos resultaría en muerte.

Se demostró los efectos de radiación sobre la

composición sanguínea, donde algunos niveles de Glóbulos Rojos podría ser incrementada y otras disminuir después de la exposición de un animal a las ondas, los efectos fueron demostrados sobre la tiroides, respuesta inmune, respuesta endócrina²³, sistema cardiovascular y el sistema nervioso central. Los efectos fueron observados sobre la inmunidad y tolerancia de los sistemas biológicos para la radiación ionizante. La posibilidad que las microondas puedan interactuar con material biológico sin la producción de calor fue señalado, actualmente en Estados Unidos se está investigando esto. Como un resultado de los estudios, previamente se recomendó un nivel de exposición seguro de 10 mw/cm^2 que sigue siendo usado.

El trabajo que se hizo en la Unión Soviética, indicó que los efectos sobre el sistema nervioso central, tomó lugar en niveles no térmicos por debajo de los 10 mW/cm^2 . Como un resultado de estos trabajos, los Soviéticos, en 1958, colocaron un nivel de seguridad para exposiciones continuas de órdenes de magnitud más baja (10 uW/cm^2).

²³ Relativo a las glándulas de secreción interna que vierten el producto de su secreción en el torrente sanguíneo.

Algunos científicos sostienen que los estudios soviéticos fueron orientados hacia el concepto Pavloviano del "Nervisma" el cual presume que todas las funciones del cuerpo son influenciadas por el sistema nervioso central.

Uno de los más curiosos efectos observados por los técnicos del radar durante la segunda guerra mundial fue el fenómeno de las microondas en el sentido del oído, primero notado en un equipo electrónico de noticias (en 1956 laboratorio de instrumentos transmitido por aire). El hecho de que el mecanismo del fenómeno, no fue conocido por cerca de tres décadas atestiguan la ausencia histórica de la atención adecuada por ingenieros y científicos físicos en el campo bioelectromagnético. Actualmente, el trabajo necesario requiere explicar el fenómeno en términos de disturbios acústicos termoelástico que fueran realizados por materiales sintéticos expuestos a campos electromagnéticos.

Otra rara interacción que aún desafía la aplicación de la observación de efectos en preparaciones biológicas, solamente cuando ellos son expuestos por ciertas "ventanas" de frecuencia modulada en la banda ELF y densidad de potencia de bajo nivel.

1.4. Dosimetría y Cuantificación de Efectos

Hubo muchos problemas básicos en el uso de energía de radiofrecuencia para un calentamiento terapéutico efectivo del tejido. Lo más notable de estos problemas fue la connotada carencia de investigaciones que cuantifiquen la actual dosis de absorción de energía en los tejidos durante el tratamiento. Los resultados de experimentos sin ningún control resultaron contradictorios en la literatura médica. Los varios generadores de onda corta producidos por diferentes fabricantes originaban una salida variable. Estuvo implícito de paso anuncios que el calentamiento de tejidos profundos podían ser cambiados con mayor potencia de salida de la que genera el equipo, ya que la extensión de calentamiento de tejidos pareció variar considerablemente con las frecuencias, aún con la misma aparente potencia de salida de los varios generadores, muchos investigadores concluyeron que hubo propiedades terapéuticas selectiva asociada con longitudes de ondas específicas.

Un grupo de investigadores entre los cuales figuraban ingenieros y físicos midieron la elevación de temperatura in vivo en los tejidos como una función del tiempo y cantidad de absorción de

energía; reconociendo que las cantidades de energía son superiores a la potencia de salida del aplicador de diatermia y el nivel de exposición como indica la dosimetría²⁴. El grupo instrumentó un generador de diatermia de onda corta, así la energía absorbida por un paciente bajo tratamiento podría medir niveles del 5%. Como se esperó, el nivel de energía absorbida fue correlacionado altamente con la clase de elevación de temperatura de los tejidos. Se interrelacionó los resultados con energía absorbida, incremento de temperatura y duración del tratamiento, por ejemplo 1 wattio por 1000 cc de tejido para un incremento de 0.1 °F por 1 minuto.

En otras mediciones, un paciente fue expuesto a los campos con diferentes longitudes de ondas bajo diferentes condiciones de exposición. Los resultados indicaron que el incremento de temperatura por minuto fue proporcional a la cantidad de energía absorbida por el paciente. Aquí se demuestra que la extensión promedio del calentamiento de tejidos es dependiente de la razón de absorción de energía y no de la longitud de onda del campo para similares razones de calentamiento superficial o profunda. También este trabajo indica que hay una marcada

²⁴ Determinación exacta y sistemática de la dosis.

diferencia en el carácter de las curvas temperatura versus tiempo para altos y bajos niveles de potencia. En los niveles de potencia debajo de los 100 W (se calculó el SAR en 33 a 42 W/Kg) la temperatura en el tejido profundo fué establecido hasta cerca del periodo expuesto de 20 minutos. Cuando el SAR excedió los 42 W/Kg, la temperatura final fué más baja que la temperatura pico reciente, debido a la vasodilatación²⁵, la cual rápidamente enfrió el volumen de tejido expuesto por convección circulatoria.

Durante la primera década del desarrollo y uso de la diatermia de onda corta, la mayor parte de la bûqueda consistió en medir la temperatura de los tejidos superficiales y profundos de animales y humanos expuestos a aplicadores del tipo inductivo y capacitivo. Con un generador de longitudes de ondas variables de 6 a 24 metros.

Un indicio de dosimetría fué solamente en esos tiempos, el nivel de potencia de una fuente o una temperatura medida en los tejidos. Posteriormente muchos investigadores en base a sus observaciones de las variaciones de temperatura en los tejidos expuestos, asociados con diferentes

²⁵ Dilatación de los vasos sanguíneos.

longitudes de ondas, concluyeron que la absorción característica es la longitud de ondas específicas. Otros concluyeron que las variaciones fueron más dependiente de la configuración del electrodo, del espaciador y la geometría del tejido que está siendo calentada que por la frecuencia. En esos tiempos era difícil producir elevaciones terapéuticas a 42 - 45 °C en tejidos profundos, tales como músculos y huesos medulares, sin afectar severamente la piel y otros tejidos más superficiales.

Schawn demostró teóricamente que la irradiación de microondas en una frecuencia de 2450 Mhz no tiene ventajas terapéuticas por varias deficiencias que incluyen: 1) calentamiento excesivo de grasa subcutánea por ondas estacionarias. 2) penetración pobre dentro del tejido muscular por su poca penetración y 3) control pobre de la distribución de absorción de energía en el paciente por su gran variación eléctrica de la dureza de la piel (comparada con la longitud de onda del tejido subcutáneo). El recomendó que las frecuencias fueran reducidas a 900 Mhz.

Durante el periodo concerniente a los efectos biológicos de las aplicaciones terapéuticas de microondas, continuó primero en un paso lento;

pero, luego se aceleró debido a la popularidad de la terapia del calor como una ayuda para el tratamiento del cáncer. Con los trabajos experimentales de Schwan se han producido más patrones terapéuticos determinantes a 900 Mhz que los obtenidos por campos de 2450 Mhz y una prueba de ello es que se usa en clínicas, equipos a 915 Mhz como prueba estándar mundial.

Recientemente han habido considerables avances en el diseño, eficacia y seguridad de aplicadores y sistemas para la hipertermia tanto para ondas cortas y microondas. Trabajos en la caracterización de propiedades biofísicas²⁶ del tejido normal bajo irradiación de radiofrecuencia están siendo extendidos para incluir tejidos neoplásticos. Muchas de las investigaciones pasadas incluyeron la aplicación de radiación de campo para varios animales pequeños, notando tales efectos cualitativos como cambios del tejido. Una gran porción de trabajo fué desarrollado para establecer la densidad de potencia electromagnética en la vecindad de varias fuentes radares, exponiendo al animal o tejidos biológicos a las fuentes de microondas y observando los cambios de temperatura.

²⁶ Se refiere al estudio de la naturaleza de los seres vivos en actividad.

En muchos casos, la magnitud del campo aplicado se basó sobre predicciones o medidas para una condición de campo estacionario en la fuente frontal de un radar o de una cámara de prueba. La absorción, difracción y efectos dispersos de la prueba animal o espécimen sobre el campo aplicado fue usualmente inaceptable por el hecho de que estos efectos varían mayormente de animal a animal, y especialmente del animal al hombre; por lo cual fué ignorado, sin embargo los cambios inducidos en los tejidos y los niveles de tolerancia del campo electromagnético fueron invariablemente referidos al campo estacionario de la fuente radar, más bien que el actual campo fuerte presente en los tejidos. El último criterio es importante si los efectos observados en los animales o muestras de tejidos son para ser extrapolados al hombre.

Como un resultado de este cualitativo acercamiento con ecuaciones, reglas empíricas o datos para predicciones seguras de los campos electromagnéticos y los efectos térmicos y no térmicos asociados en cualquier parte del cuerpo humano por una fuente de energía incidente fueron generalmente inutilizados. De cualquier manera que, se halla derivado la capacidad aproximada de la característica de absorción para el cuerpo humano

por un campo de onda plana incidente dado, este trabajo teórico se basa sobre un análisis de un modelo esférico perfecto con características dieléctricas del tejido humano.

El trabajo experimental se basó en un modelo sintético que consistía de una botella grande llena de una mezcla de agua - dióxido, las propiedades dieléctricas del líquido fueron ajustadas para corresponder a la de los músculos humanos. En adición a las aplicaciones médicas, el trabajo es también dirigido al entendimiento del riesgo potencial biológico y métodos para cuantificar la interacción de campos electromagnéticos con tejidos biológicos. Se demostró también la posibilidad de producir altas intensidades de campo sin efecto térmico llamado "Cadena de Perla" conteniendo los fluidos biológicos pequeñas partículas suspendidas de material biológico de diferentes propiedades dieléctricas.

A principio de 1960 empezaron estudios para determinar la relación de exposición de la frecuencia sujeta al tamaño y a la forma con acoplamiento de energía. Estos análisis mejoraron con modelos esferoidales de tejidos usando soluciones estáticas para determinar frecuencias

bajas cuasi-estáticas acopladas con campos y esferas usando la teoría Mie²⁷ para determinar características acopladas de campo de onda plana con los cuerpos humanos. Los estudios con las esferas indicó que la absorción de sección transversal varió marcadamente con la frecuencia angular de mínima y máxima.

En 1961 se simuló la forma humana con cilindros y esferoides para exponerlos con diferentes campos de polarización y calcular la energía absorbida, demostrando que las diferencias agudas en la energía absorbida como una función de polarización y demostrar la resonancia en un modelo humano análogo. Como también la dependencia de absorción del cuadrado de la frecuencia bajo resonancia y el hecho de que en este rango de frecuencia la absorción debida a la exposición del campo eléctrico podría ser calculada separadamente del campo magnético expuesto.

A mediados de ese año modelos sintéticos experimentales de varios tejidos fueron desarrollados y usados experimentalmente para

²⁷ En 1912 - 13 S. Mie transformó las ecuaciones electromagnéticas fundamentales para hacerlas relativísticamente invariantes con el fin de deducir la existencia de las partículas elementales materiales de determinada carga y más a partir de las ecuaciones de campo.

verificar el análisis teórico y determinando acoplamiento de campos y características de absorción para mas estructuras de tejidos complejos difíciles al análisis teórico.

Desde 1961 hasta la presente, la termografía²⁰ ha jugado un rol importante en las mediciones de temperatura, inducido por campos electromagnéticos en tejidos biológicos y sintéticos, permitiendo una rápida y segura cuantificación de la energía absorbida y distribuciones de campo eléctrico dentro de los tejidos. Tanto el trabajo teórico y el desarrollo de nueva instrumentación se incremento sustancialmente en los años de 1970. Los modelos esféricos complejos de la cabeza humana que consta de un núcleo del tejido cerebral y carapazón esférico simulando la calavera y el cuerpo, indicó que "manchas calientes" o regiones localizadas de alta absorción de energía podrían ocurrir en el centro del cerebro con magnitudes mucho más altas que las observadas en la superficie de la cabeza, debido al enfocamiento de energía por la alta constante dieléctrica y forma esférica de la

²⁰ Fotografía utilizando la radiación de gran longitud de onda en la región infrarroja lejana, emitida por objetos a temperaturas comprendidas entre -112 y 149 °C. Denominada también fotografía térmica.

cabeza. Análisis más extensivos utilizando modelos esféricos, esferoides y elipsoidales crearon un mejor entendimiento de los patrones de energía absorbida en los cuerpos del hombre y animales expuestos a campos electromagnéticos.

Trabajos teóricos fueron respaldados por experimentos cuidadosos que utilizan sondas sensibles de temperatura compuestas de materiales transparentes de microondas tales como fibras ópticas y miniaturas de plomo de baja conductividad eléctrica. Las técnicas de diferencias finitas y otros métodos numéricos están siendo usados en programas de computación para calcular campos electromagnéticos asociados con patrones calientes en cuerpos arbitrarios concebidos más estrechamente como simulando al cuerpo del hombre. Modelos matemáticos están siendo desarrollados para incluir los efectos de los mecanismos de enfriamiento incluyendo el flujo sanguíneo para cálculos de la temperatura en estado estacionario en varias partes del cuerpo, incluyendo órganos críticos tales como los ojos y el cerebro.

Análisis teóricos acoplados con experimentos de animales indicaron que el gran conocido pero inexplicable efecto de calentamiento

electromagnético, donde individuos expuestos al pulso del radar podrían oír chisquidos y zumbidos debido a la conversión de pulsos de microondas a calor en los tejidos de la cabeza. Previamente fué considerado un efecto no térmico ya que la energía mínima de un pulso de microondas requerido para provocar el efecto, es suficiente con producir un aumento de temperatura de solamente 10^{-5} °C. Aunque hubo un gran número de análisis teóricos que sugieren la posibilidad de efectos no térmicos de bajo nivel, la existencia de tales efectos están aún bajo disputa.

1.5. Exposiciones normales sin peligro.

En 1953, Schwan recomendó que la radiación de 10 mW/cm^2 se acepte como una dosis tolerable. Cinco años más tarde, al menos, la Unión Soviética promulgó una exposición ocupacional normal limitante de microondas a solamente 10 uW/cm^2 , consecutivamente después de una revisión de todos los datos experimentales sobre exposición animal en aquel tiempo, varios investigadores americanos concluyeron que los niveles de exposición en exceso de 100 mW/cm^2 producen cualquier efecto de significancia biológica. Sobre esta base con un

factor de seguridad de diez, se tiene un máximo nivel de exposición seguro de 10 mW/cm^2 con un rango de frecuencia de 10 Mhz - 100 Ghz.

Cabe destacar la importancia de la protección humana con relación a los aparatos de tipo comercial como son los hornos de microondas que fueron manufacturados perfectamente sin peligro para la distribución en serie al público. Aunque las puertas de estos hornos que es la parte más susceptibles a la filtración de microondas, se las diseñaron limitando las variaciones de microondas a valores inferiores al nivel de tolerancia aceptada de 10 mW/cm^2 y posteriormente se protegieron estas puertas con interruptores enclavados para inhabilitar la fuente de energía de microonda (usualmente 600 - 700 W) si la puerta fuera abierta inadvertidamente.

CAPITULO II

MODELOS DE DEPOSICION CALIENTE

El objetivo de este capítulo será la distribución del potencial de calentamiento en algunas esferas de tejido biológico, en cualquier caso, esta distribución no es uniforme, depende del tamaño de la esfera r y de la frecuencia de irradiación.

Por esto se realiza una clasificación de los mecanismos físicos en términos de un diagrama del radio de la esfera r versus frecuencia f . Sabiendo que los modelos de deposición caliente de una onda electromagnética plana incidente sobre una esfera son funciones complicadas del tamaño de la esfera y la frecuencia de irradiación.

En el diagrama $r-f$ (figura 2-1), hay dos regiones, las cuales están definidas por la posición del máximo potencial de calentamiento.

- I. Máximo potencial de calentamiento que ocurre en la superficie.
- II. Máximo potencial de calentamiento que ocurre dentro de la esfera.

En la Región I, el potencial de calentamiento es

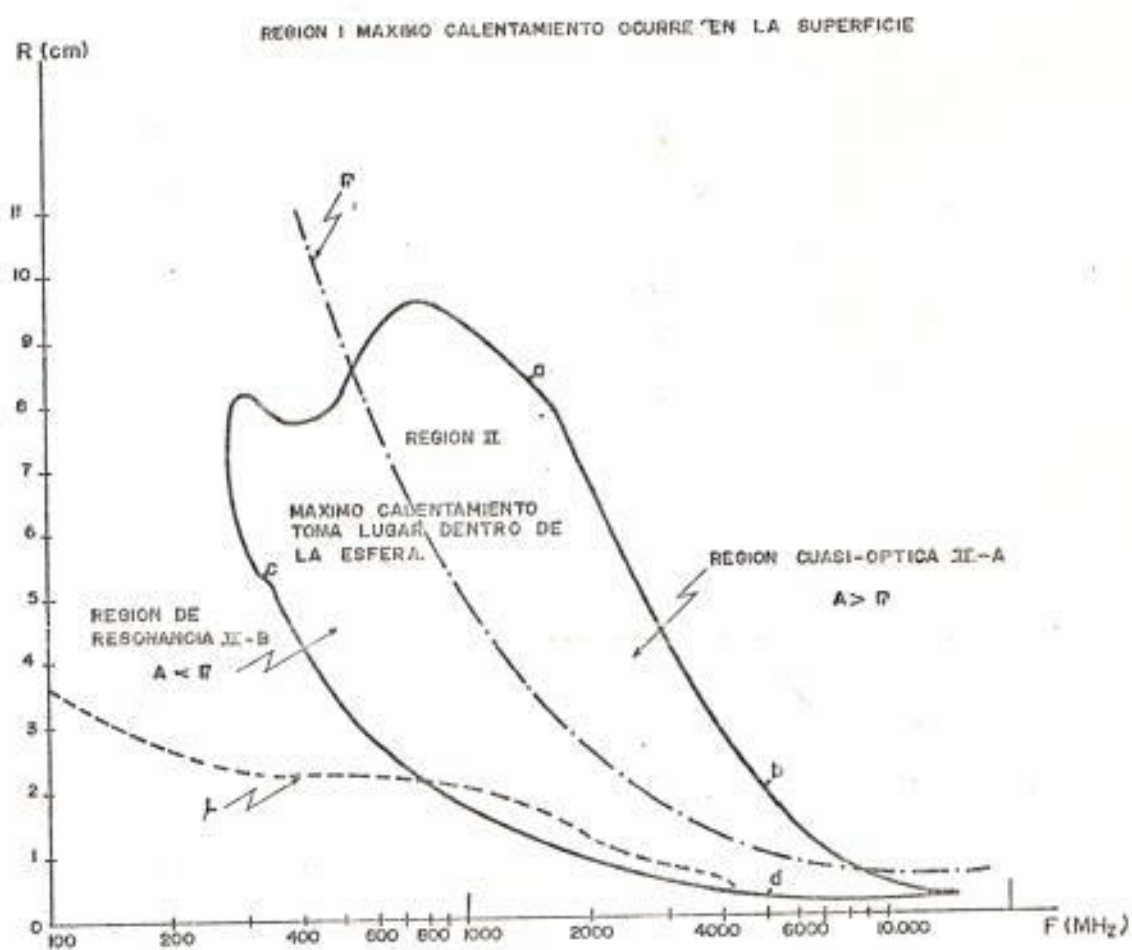


FIG. 2 - 1

DIAGRAMA DEL RADIO DE LA ESFERA VERSUS FRECUENCIA.-

siempre en la superficie ($\theta = 0$, $\theta = \pi$) vea fig 2-2.
Se utiliza dos casos asintóticos.

I.A. El caso de frecuencias muy bajas

($r_1 \gg r$) ó región rayleigh

I.B. El caso de frecuencias muy altas

($r_1 \ll r$) ó región óptica geométrica.

En la región Rayleigh el calor es realizado por mecanismos eléctricos y dipolos magnéticos, asumiendo que $r_1 \gg r$. Aquí se demostrará que el máximo potencial de calentamiento normalizado es :

$$Q_0 = 1.20 \pi \sigma \omega^2 \left(\frac{r}{2c} + \frac{3\epsilon_0}{\sigma} \right)^2 \quad (\text{ec 2-25})$$

donde:

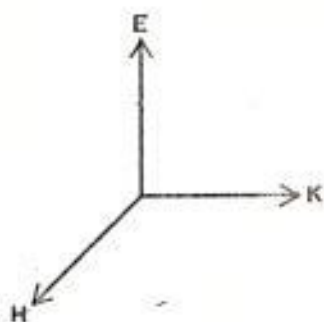
σ es la conductividad del tejido en mmho/cm

$\omega = 2 \pi f$ en Hz

$\epsilon_0 = 10^{-12} / 36 \pi$ en F/cm

$c = 3 \times 10^{10}$ cm/s

En la región óptica geométrica, solamente la superficie de calentamiento toma lugar con la densidad de potencia absorbida exponencialmente decreciente bajo la superficie, asumiendo que $r_1 \ll r$, aquí se demostrará que el máximo potencial de calentamiento normalizado es:



ONDA ELECTROMAGNÉTICA PLANA INCIDENTE

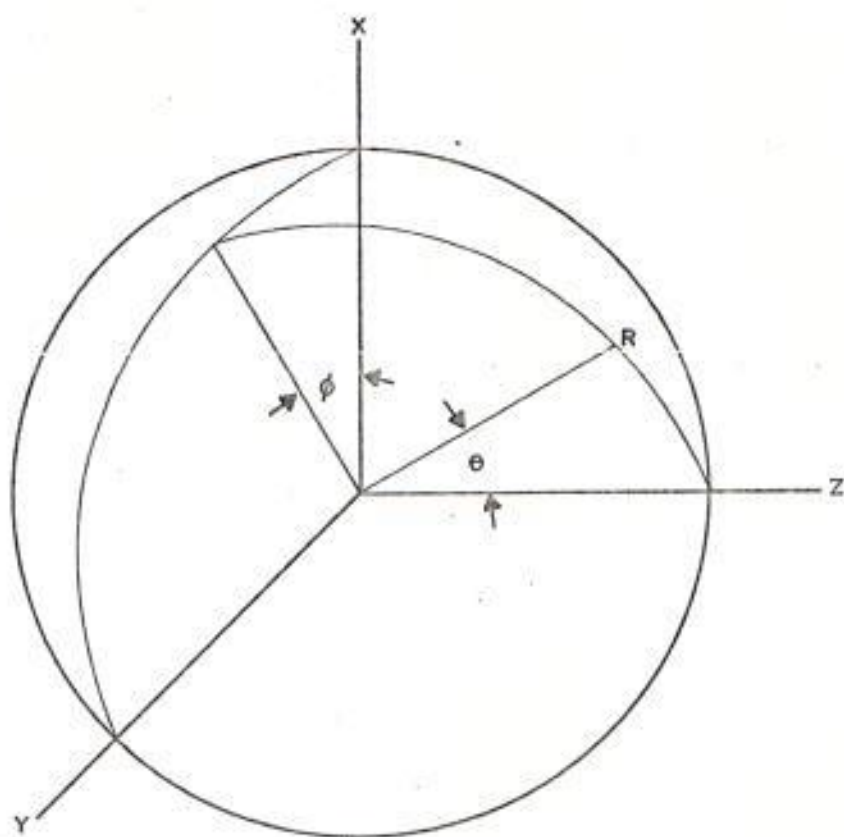


FIG. 2 - 2

GEOMETRIA DEL PROBLEMA.-

$$q_{\text{es}} = 1.20 \pi \sigma / \frac{2N}{1+N} / r^2 \quad (\text{ec 2-41})$$

donde:

N es el índice de refracción.

En la Región II, el potencial de calentamiento ocurre siempre dentro de la esfera, presentándose dos regiones diferentes.

II.A. El caso donde $r_1 > r$ ó región de resonancia.

II.B. El caso donde $r_1 < r$ ó región cuasi óptica.

La Región de resonancia se caracteriza por su amplia resonancia distribuida a través del interior de la esfera i en la región cuasi-óptica una intensa "mancha caliente" se forma aproximadamente en el centro de la esfera.

En este capítulo usaremos la función de Green como ayuda para obtener la solución de la ecuación del transporte de calor como sigue:

$$T = \frac{1}{4\pi} \int G(R, R') q(r') dv' \quad (\text{ec 2-1})$$

Se evalúa $G(R, R')$ en el apéndice A.

Solamente se tendrá que insertar en la integral cualquier

distribución de $q(r)$ para obtener directamente la temperatura deseada. En principio este procedimiento puede llevarse a cabo numéricamente para cualquier distribución del potencial de calentamiento, al igual que para un número típico proveniente de varias condiciones expuestas.

En estos cálculos se escoge una aproximación analítica para el potencial de calentamiento, antes que una matriz numérica "exacta". La aproximación analítica se deriva de las formas asintóticas propias y es fácil de manejar y provee una flexibilidad que es muy útil para entender los efectos de una posible variación en los muchos parámetros del transporte de calor.

Finalmente en este capítulo se incluirá unos tópicos relacionados con el estudio de otros modelos del transporte de calor, tomando en cuenta las propiedades de absorción de las microondas en la cabeza humana y la conductividad del tejido biológico en la generación de manchas calientes.

2.1. Máximo Potencial de Calentamiento que ocurre en la Superficie.

En esta región, el potencial de calentamiento ocurre

siempre en la superficie presentándose dos casos asintóticos, dichos anteriormente. La razón por la cual el calor es generado en los tejidos está dado por la densidad de potencia absorbida definido como:

$$P = 1/2 \sigma / E / ^2 \quad \text{en } \mu\text{W}/\text{cm}^2 \quad (\text{ec } 2-2)$$

REGION RAYLEIGH. La solución del incremento de temperatura de los tejidos, será obtenido en la proximidad de las frecuencias bajas para un potencial de calentamiento aproximado como sigue:

El potencial de calentamiento normalizado tiene la forma:

$$q_0 = 1.20 \pi \sigma / \frac{E}{E_0} / ^2 \quad \text{en } \text{cm}^{-1} \quad (\text{ec } 2-3)$$

Este parámetro indica el calor generado por unidad de volumen (cm^3) para la intensidad de campo incidente / $E_0 / ^2$ (watts/ cm^2). Esta cantidad es equivalente a la absorción específica (SAR)²⁷.

²⁷ El SAR es la producción de calor específico generado electromagnéticamente en una región del tejido, expresado en W/kg. Para convertir el potencial de calentamiento normalizado q_0 al correspondiente valor SAR, se multiplica por la intensidad del campo incidente y se divide por la densidad promedio del tejido (la cual es igual a 1 g/ cm^3 para este propósito práctico). Para una intensidad de campo incidente de 1 W/ cm^2 , el SAR y q_0 son aproximadamente (numéricamente) iguales.

El campo eléctrico es definido como:

$$E = \sum_{n=1}^{\infty} j^n \frac{2n+1}{n(n+1)} [a_n m_{01n} - i b_n n_{01n}] \quad (\text{ec 2-4})$$

donde:

$$a_n = \frac{-1/\delta}{h_n(\delta) [N\delta J_n(N\delta)]^2 + J_n(N\delta) [\delta h_n(\delta)]^2} \quad (\text{ec 2-5})$$

$$b_n = \frac{-3N/\delta}{[N\delta J_n(N\delta)]^2 h_n(\delta) - N^2 J_n(N\delta) [\delta h_n(\delta)]^2} \quad (\text{ec 2-6})$$

Los vectores armónicos esféricos m_{01n} y n_{01n} están dados por:

$$m_{01n} = \nabla \times R \xi_{01n} \quad (\text{ec 2-7})$$

$$n_{01n} = 1/k_1 \nabla \times \nabla \times R \xi_{01n} \quad (\text{ec 2-8})$$

donde: R es el radio vector i

$$\xi_{01n} = \text{Sen}(m\theta) P'_n(\text{Cos}\theta) J_n(KR) \quad (\text{ec 2-9})$$

$$\xi_{01n} = \text{Cos}(m\theta) P'_n(\text{Cos}\theta) J_n(KR) \quad (\text{ec 2-10})$$

$$K_z = w/c, \quad K_1 = \sqrt{w^2 \cdot u \cdot \epsilon + i \cdot w \cdot u \cdot \sigma} \quad (\text{ec 2-11})$$

$$N = K_1 / K_z, \quad \delta = K_1 R \quad (\text{ec 2-12})$$

Estas series fueron evaluadas usando un computador IBM-360, el número aproximado de términos para la convergencia fue hallado en $2|N\delta|$.

En esta región el primer término de la serie armónica esférica es dominante. Entonces la ec 2-4 se convierte en :

$$E = E_0 (\frac{3}{2} a_1 m_{\theta 11} - i \frac{3}{2} b_1 n_{\theta 11}) \quad (\text{ec 2-13})$$

El primer término es un dipolo magnético, mientras que el segundo es un dipolo eléctrico. Usando las formas asintóticas de las funciones J_1 y h_1 de Bessel modificadas para pequeños valores tenemos:

$$\begin{aligned} J_1(\delta) &\approx \delta/i & [\delta J_1(\delta)]' &\approx 2\delta/i \\ h_1(\delta) &\approx -i/\delta^2 & [\delta h_1(\delta)]' &\approx i/\delta^2 \end{aligned} \quad (\text{ec 2-14})$$

Para los coeficientes a_n y b_n de la ec 2-4 se tiene:

$$a_1 = 1/N \quad i \quad b_1 = 3/(N^2 + 2) \quad (\text{ec 2-15})$$

Y las funciones de los eigen vectores

$$m_{\theta 11} = [\cos \theta \sin \theta - \cos \theta \cos \theta] K_1 R \quad (\text{ec 2-16})$$

$$n_{\theta 11} = 2/3 [\sin \theta \cos \theta r + \cos \theta \cos \theta \theta - \sin \theta \theta] \quad (\text{ec 2-17})$$

En términos de coordenadas rectangulares estos eigen vectores son:

$$m_{\theta 11} = [\cos \theta x - \sin \theta \cos \theta z] K_1 R/3 \quad (\text{ec 2-18})$$

$$n_{e11} = 2/3 \times$$

(ec 2-19)

Reemplazando estas ecuaciones en la ec 2-13, el campo eléctrico será :

(ec 2-20)

$$E = i/2N [\text{Cos}\theta x - \text{Sen}\theta \text{Cos}\theta z] K_1 R \\ + 3 / (N^2 + 2) \times$$

Ya que N es una función de la frecuencia es posible reducir las expresiones anteriores. Si $\omega \rightarrow 0$, $\sigma \neq 0$ de la ec 2-12 se tiene que:

$$N \approx \sqrt{1 + \sqrt{\sigma / \omega \epsilon_0}} \quad (\text{ec 2-21})$$

$$b_1 \approx 3 i \epsilon_0 \omega / \sigma \quad (\text{ec 2-22})$$

entonces el campo eléctrico aproximado es:

$$E \approx i \omega R/2 \epsilon_1 [\text{Cos} \theta x - \text{Sen} \theta \text{Cos} \theta z] \\ + 3\epsilon_0 \omega i / \sigma \times \quad (\text{ec 2-23})$$

Estas expresiones muestran que en el límite de las frecuencias bajas, el campo no es uniforme y el máximo campo eléctrico está dado por :

$$E_{max} = i \omega \left(\frac{r}{2c} + \frac{3\epsilon_0}{\sigma} \right) \quad (\text{ec 2-24})$$

Entonces de la ec 2-3 el máximo potencial de

calentamiento normalizado es:

$$q_0 = 1.20 \pi \sigma w^2 \left(\frac{r}{2c} + \frac{3\epsilon_0}{\sigma} \right)^2 \quad (\text{ec 2-25})$$

Además sustituyendo la ec 2-23 en la ec 2-3 se obtiene:

$$q_0 = \frac{w^2 R^2}{12c^2} \left(2 \sqrt{4\pi} Y_{0,0} + \frac{\sqrt{4\pi}}{5} Y_{2,0} + \frac{1}{2} \frac{\sqrt{48\pi}}{5} Y_{2,2} \right) + 9 \frac{\epsilon_0 w^2}{\sigma^2} \sqrt{4\pi} Y_{0,0} - 3 \frac{\epsilon_0 w^2}{\sigma c} \frac{\sqrt{4\pi}}{3} Y_{1,0} \quad (\text{ec 2-26})$$

donde $Y_{l,m}$ son los usuales armónicos esféricos. En esta expresión el primer término representa el calentamiento del dipolo magnético, el segundo al eléctrico y el tercero es el término de interacción.

La ec 2-1 puede ser integrada con q_0 resultando:

$$T = M_0 \left\{ 2 \left[m_0 J_0 (R \sqrt{\Gamma}) - (R \sqrt{\Gamma})^2 - 6 \right] + \left[m_2 J_2 (R \sqrt{\Gamma}) - (R \sqrt{\Gamma})^2 \right] \left[P_2 (\cos \theta) + 1/2 P_2^2 (\cos \theta) \cos 2\theta \right] \right\} + E_0 \left[1 - \epsilon_0 J_0 (R \sqrt{\Gamma}) \right] - N_0 \left[n_1 J_1 (R \sqrt{\Gamma}) - R \sqrt{\Gamma} \right] - c_0 J_0 (R \sqrt{\Gamma}) \text{ en } ^\circ\text{C} \quad (\text{ec 2-28})$$

donde:

$P_2 (\cos \theta)$ es el segundo polinomio de Legendre i

$$M_o = \frac{w^2}{12(\tau c)^2} \frac{1.2 \pi \sigma}{k \tau} P_o \quad (\text{ec 2-28})$$

$$N_o = \frac{3 \epsilon_o w}{\sigma c \tau^{3/2}} \frac{1.2 \pi \sigma}{k \tau} \quad (\text{ec 2-29})$$

$$m_o = \frac{\delta g + 2 \delta + g \delta^2}{g J_o(\delta) + J_1(\delta)} \quad (\text{ec 2-30})$$

$$m_2 = \frac{2\delta + g \delta^2}{(g - 3/\delta) J_2(\delta) - J_1(\delta)} \quad (\text{ec 2-31})$$

$$n_1 = \frac{1 + g \delta}{(g - 3/\delta) J_1(\delta) - J_o(\delta)} \quad (\text{ec 2-32})$$

$$e_o = \frac{g}{g J_o(\delta) - J_1(\delta)} \quad (\text{ec 2-33})$$

$$C_o = \frac{g \nabla T}{g J_o(\delta) - J_1(\delta)} \quad (\text{ec 2-34})$$

$$E_o = \frac{g}{\tau} \left(\frac{E_o w}{\sigma} \right)^2 \frac{1.2 \pi \sigma}{k \tau} P_o \quad (\text{ec 2-35})$$

P_o = Potencia incidente en W/cm²

τ = 4.18 Joules/Caloria es el equivalente mecánico de calor

$$\delta = A \sqrt{r} \quad \text{y} \quad g = \alpha / \sqrt{r} \quad (\text{ec 2-36})$$

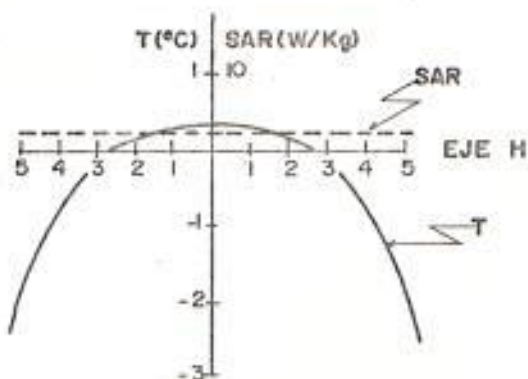
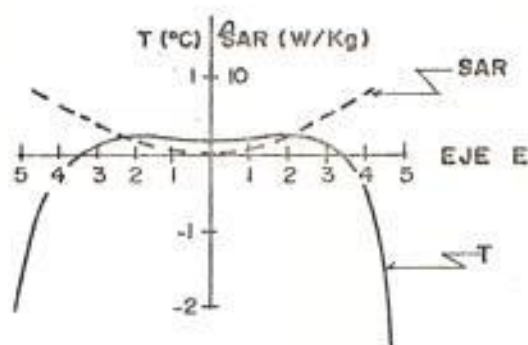
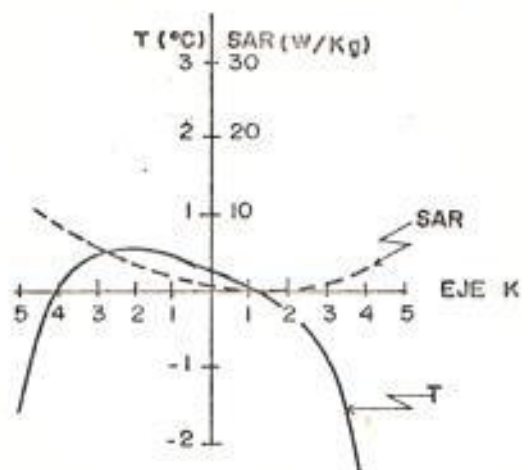
donde ω es la frecuencia circular (radianes/segundos) de la onda plana incidente. Las funciones J_0 , J_1 y J_2 son las funciones esféricas de Bessel modificadas (vea Apéndice A).

Hay que tener cuidado en la interpretación de estos resultados porque son funciones fuertes del parámetro "g" que es una función de la conductividad de la piel y consecuentemente es afectada fuertemente por la temperatura central. Las fig 2-3 y fig 2-4 muestran la distribución de la temperatura de dos casos, una esfera de radio 5 cm y otra de 10 cm de radio.

Ya que q_0 es del orden de 0.01 cm^{-2} y el SAR es correspondientemente pequeño, la relativa gran energía incidente de 1 W/cm^2 fue asumida con el objeto de producir un incremento de temperatura significativo. En estos altos niveles de energía incidente el promedio de la temperatura central cerebral se incrementaría por una fracción de un grado y consecuentemente una acción correctiva termoregulatoria podrá ser iniciada.

Como se discutió arriba esta acción correctiva es modelada usando un valor de la conductividad de la

INTENSIDAD DE CAMPO INCIDENTE $1W/cm^2$ a 100 MHz



DISTANCIA DESDE EL CENTRO (cm)

FIG. 2 - 3

DISTRIBUCION DEL INCREMENTO DE TEMPERATURA Y EL SAR EN ESTADO ESTACIONARIO SOBRE T₀₁ EN UNA ESFERA DE 5cm DE RADIO EXPUESTA A UNA ONDA PLANA DE FRECUENCIA IRADIADA DE 100 MHz e INTENSIDAD DE $1W/cm^2$.-

INTENSIDAD DE CAMPO INCIDENTE $1W/cm^2$ a 100 MHz

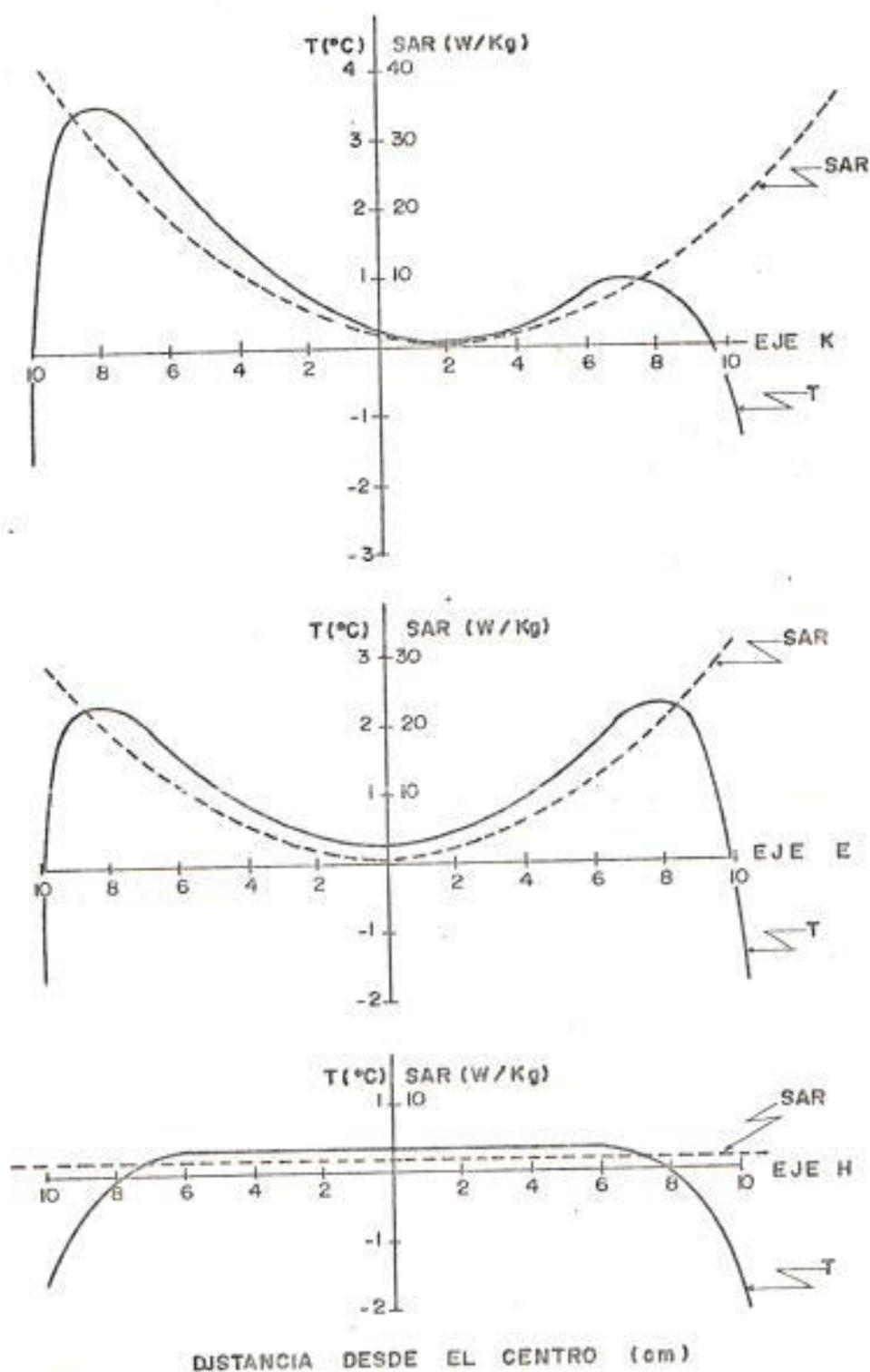


FIG. 2 - 4
DISTRIBUCION DEL INCREMENTO DE TEMPERATURA Y EL SAR EN ESTADO ESTACIONARIO SOBRE EL T61 EN UNA ESFERA DESDE 10 cm DE RADIO EXPUESTA A UNA ONDA PLANA DE FRECUENCIA IRRADIADA DE 100 MHz E INTENSIDAD DE $1W/cm^2$.-

piel que es cinco veces su valor normal $\alpha = 1.25$ cm^{-1} que solo afecta a la temperatura de la piel.

REGION OPTICA GEOMETRICA. En esta región la irradiación incidente produce principalmente calentamiento superficial. Una buena aproximación para esta región es la de usar el contorno plano conocido también como la aproximación Kirchoff³⁰.

En esta aproximación la corriente superficial está dada por:

$$K = 2 z \times H \quad (\text{ec } 2-37)$$

Donde el vector unitario z es normal al contorno ya que :

$$H = H_0 \text{ y } i$$

$$y = \text{Sen}\theta \text{ Sen}\theta z + \text{Cos}\theta \text{ Sen}\theta \theta + \text{Cos}\theta \theta \quad (\text{ec } 2-38)$$

³⁰ La aproximación Kirchoff para la esfera ignora la curvatura de la esfera; a sus lados, la superficie no es normal a la dirección de la onda incidente. Sin embargo se ha demostrado que este modelo puede predecir la absorción de microondas en la esfera en la región cuasioptica. Porque por la ley de Snell, la onda electromagnética incidente es refractada, en una dirección cercanamente normal a la superficie cuando entra a la esfera, para una esfera con una permitividad de 40 unidades relativas (característica del tejido en 2 GHz) una onda electromagnética incidente sobre la superficie de 90° (por ejemplo incidencia de pasto) será transmitida a la esfera en un ángulo de 0° dentro de la normal a la superficie.

Reemplazando la ec 2-38 en ec 2-37 se obtiene:

$$K = 2 H_0 (\cos \theta \operatorname{Sen} \theta - \operatorname{Cos} \theta \theta)$$

en la región iluminada $\pi/2 < \theta < \pi$

$$K = 0 \text{ en la región sombreada } 0 < \theta < \pi/2 \text{ (ec 2-39)}$$

En esta aproximación el potencial de calentamiento en la parte final es igual al obtenido por un contorno infinito, utilizando la misma ec 2-13 y usando las formas asintóticas de las funciones J i h de Bessel modificadas para grandes valores, ya que $w \rightarrow \infty$. Se obtiene que el máximo potencial de calentamiento normalizado en la superficie es:

$$q_w = 1.20 \pi \sigma \left| \frac{2 K_1}{K_1 + K_2} \right|^2 \quad (\text{ec 2-40})$$

Reemplazando la ec 2-12 en ésta se obtiene :

$$q_w = 1.20 \pi \sigma \left| \frac{2N}{N+1} \right|^2 \quad (\text{ec 2-41})$$

El calentamiento decae exponencialmente en la esfera con la longitud de penetración L :

$$L = \frac{1}{2 I m K_1} \quad (\text{ec 2-42})$$

El promedio de la densidad de corriente D puede ser obtenido de la corriente superficial efectiva total

K es la profundidad de penetración L . Por lo tanto se obtiene:

$$D = K / L \quad (\text{ec 2-43})$$

el potencial de calentamiento aproximado tiene la forma:

$$q_0 = \frac{S P_0}{K \tau} (\cos^2 \theta \operatorname{Sen}^2 \theta + \cos^2 \theta) e^{-(r-z)/L} \quad \pi/2 < \theta < \pi$$

$$q_0 = 0.0 \quad 0 < \theta < \pi/2 \quad (\text{ec 2-44})$$

donde:

$$S = \frac{1}{3000 \pi L^2 \sigma} \quad \text{es el SAR} \quad (\text{ec 2-45})$$

$$K = 0.001 \quad \text{es la conductancia del calor} \quad (\text{ec 2-46})$$

El incremento de temperatura puede ser calculado de la ec 2-1, integrando con q_0 resulta:

$$T = \frac{q}{r - 1/L^2} \left[e^{-(r-z)/L} - \frac{1/L\sqrt{r} + g}{1 + g} e^{-(r-z)\sqrt{r}} \right] + \frac{g \Delta T}{1 + g} e^{-(r-z)\sqrt{r}} \quad (\text{ec 2-47})$$

donde:

$$\Delta T = T_{\text{bi}} - T_w \quad \text{en } ^\circ\text{C} \quad (\text{ec 2-48})$$

$(r - z)$ es la profundidad desde la superficie.

2.2. Maximo Potencial de Calentamiento que ocurre dentro de la esfera.

En esta región el potencial de calentamiento tiene su máximo dentro de la esfera, presentándose dos regiones diferentes, como la :

REGION DE RESONANCIA. Esta región es definida por

$$r_2 < r < r_1$$

donde:

r_1 es la longitud de onda dentro de la esfera

r_2 es determinada por la condición $/NK_0 r_2/ < 2.30$,

r el radio de la esfera y

K_0 la constante de propagación en el espacio libre.

Como la frecuencia decrementa el avance de la mancha caliente de radio A en la parte hemisférica. La longitud de onda dentro de la esfera es mayor que el radio de la esfera ($r_1 > r$). La razón para la existencia de la mancha caliente es que una resonancia de los modos magnéticos y eléctricos toma lugar. El campo de adentro solamente es válido en la vecindad del segmento dc. Está dada por la ec 2-13. Así:

$$E = i^{3/2} a_1 (\cos \theta \theta - \cos \theta \text{ Sen } \theta \theta) J_1 (K_1 R)$$

$$\begin{aligned}
 &+ 3/2 b_1 \{ 2 J_1 (K_1 R) \text{ Sen } \theta \text{ Cos } \theta r / K_1 R \\
 &+ [K_1 R J_1 (K_1 R)]^2 \text{ Cos } \theta \text{ Cos } \theta \theta / K_1 R \\
 &- [K_1 R J_1 (K_1 R)]^2 \text{ Sen } \theta \theta / K_1 R \} \quad (\text{ec 2-49})
 \end{aligned}$$

En el eje $\theta = 0$, $\theta = \pi$, el campo es:

$$E = \left\{ i \frac{3}{2} a_1 J_1 (K_1 R) - \frac{3}{2} b_1 \frac{[K_1 R J_1 (K_1 R)]^2}{K_1 R} \right\} \theta \quad (\text{ec 2-50})$$

Donde el primero y el segundo término son los dipolos magnéticos y eléctricos respectivamente. En esta región las funciones de Bessel de argumento δ pueden ser simplificadas por la aproximación de frecuencias bajas, por lo tanto los coeficientes se simplifican a :

$$a_1 = \frac{\delta}{[N \delta J_1 (N \delta)]^2 + J_1 (N \delta)} = \frac{\delta}{\text{Sen } N \delta} \quad (\text{ec 2-51})$$

$$b_1 = \frac{N \delta}{[N \delta J_1 (N \delta)]^2 + N^2 J_1 (N \delta)} = \frac{\delta}{N J_1 (N \delta)} \quad (\text{ec 2-52})$$

El dipolo magnético es mayor que el dipolo eléctrico i de hecho la primera resonancia ocurre cuando $\text{Sen } N \delta$ tiende a cero por ejemplo $|N \delta| \approx \pi$. La frontera que separa la región I de la II puede ser descrita, examinando la conducta de la dependencia radial de los dipolos magnéticos y

eléctricos. El dipolo magnético tiene una dependencia dada por $J_1(K_1 R)$ mientras que el dipolo eléctrico tiene una dada por $[K_1 R J_1(K_1 R)]' / K_1 R$. Los primeros ceros de las funciones están dados por: $|K_1 R| = 4.50$ i $|K_1 R| = 2.08$ respectivamente.

En regiones físicas, por lo tanto se espera que cuando $K_1 R = N\delta$ sea cerrado al primer cero, la distribución del dipolo eléctrico y un máximo pico ocurre dentro de la esfera. Cálculos "exactos" han mostrado verdaderamente que este es el caso y la parte más baja de la frontera es descripta aproximadamente por $|N\delta| \approx 2.30$, esto se muestra en la fig 2-1, como el segmento dc.

Esta región se caracteriza por una suave distribución con un máximo en la parte superficial de la esfera. En la que se demuestra que a 500 Mhz para una esfera de 5 cm de radio, los rangos del SAR de un máximo de 0.4 W/g en la región caliente a 0.2 W/g en la superficie i de un mínimo de 0.05 W/g situado detrás de la esfera. Por una intensidad de campo incidente de $1W/cm^2$.

El promedio del SAR para este caso es 0.18 W/g. Una razonable aproximación es representar el potencial de calentamiento por una distribución

uniforme dentro de la esfera entera. La temperatura en estado estacionario es: (vea apéndice B)

$$T = \frac{q}{r} [1 - e_0 J_0 (R \sqrt{r})] - C_0 J_0 (R \sqrt{r}) \quad (\text{ec 2-53})$$

donde:

$$q = \frac{.3 P_0}{K r \tau} = \frac{7.2 P_0}{r} = 3.86 P_0 \quad (\text{ec 2-54})$$

P_0 es la densidad de potencia incidente en W/cm^2 i

R es la distancia radial desde el centro de la esfera la cual se asume tiene un radio A .

Es instructivo considerar el caso asintotico cuando

$$A \sqrt{r} = \delta \gg 1 \quad (\text{ec 2-55})$$

Se obtiene para la temperatura central :

$$T_c = \frac{q}{r} \quad (\text{ec 2-56})$$

Típicamente para una cabeza de 10 cm de radio y un campo incidente de 10 mW/cm^2 con una temperatura típica externa de la piel de $T_a = 30 \text{ }^\circ\text{C}$, temperatura sanguínea de $T_{b1} = 36.6 \text{ }^\circ\text{C}$ y una conductancia normal de piel $\alpha = 0.25 \text{ cm}^{-1}$, se obtiene un incremento de la temperatura central $T_c = 0.39 \text{ }^\circ\text{C}$ (asumiendo $g=0.18$) sobre la temperatura sanguínea.

REGION CUASI OPTICA. Esta región está definida por

$$r_1 < r < r_2$$

donde:

r_1 es la longitud de onda dentro de la esfera y

r_2 es definida por la condición:

$$8\pi \left(\frac{r_2}{r_1} \right)^2 e^{-r_2/L} \approx 1.1 \quad (\text{ec 2-57})$$

En esta región específicamente en la vecindad del segmento ab, el flujo de energía interior puede ser descrito por las leyes de la óptica física. Asumiendo el modelo más simple posible, se puede considerar la energía difractada, como para iluminar una media área de una supuesta área superficial de una esfera ($4\pi r_2^2$) i ser enfocado bajo un área del orden de magnitud de $(r_1/2)^2$. La ganancia de potencia es entonces la razón de las dos áreas, la cual es $8\pi (A/r_1)^2$, al mismo tiempo la energía es atenuada a causa de las pérdidas por una cantidad $e^{-r_2/L}$. La ganancia efectiva por esto es $G=8\pi(r_2/r_1)^2 e^{-r_2/L}$. Cuando la ganancia efectiva es mayor que uno ($G > 1$) se tiene un pico del potencial de calentamiento dentro de la esfera. Cálculos "exactos" han mostrado que este es el caso. De hecho parte de la frontera que separa la región I de la II ($1500 \text{ Mhz.} < f < 5000 \text{ Mhz.}$) puede ser descrita aproximadamente por la expresión $G \approx 1.1$,

esto se muestra en la fig 2-1 como el segmento ab.

En esta región una penetrante mancha caliente se forma precisamente detrás del centro, teniendo las dimensiones aproximadas de una esfera de radio $A \approx r_1 / 4$. La distribución de temperatura cerca de la mancha caliente puede ser obtenida insertando una apropiada distribución del potencial de calentamiento $q(r)$ en la ec 2-1 i llevar a cabo la integración.

La fig. 2-5 muestra el potencial de calentamiento y la distribución de temperatura que resulta en una esfera de 5 cm de radio, irradiada por una onda plana de 1 GHz en el nivel de 10 mW/cm^2 .

En esta Figura se ignora las condiciones de frontera pero se usa un potencial de calentamiento "exacto", ya que toma en cuenta las mínimas variaciones del SAR i el incremento de temperatura en estado estacionario casi el mismo a lo largo del eje K (por ejemplo paralelo a la dirección de propagación del rayo incidente) como a lo largo del eje E (paralelo al vector de campo eléctrico de la onda incidente).

el SAR se obtuvo del cálculo exacto del modelo de cuatro capas con conductividad de la piel 1.25 cm^{-1}

INTENSIDAD DE CAMPO INCIDENTE 10 m W/cm^2 a 1 GHz

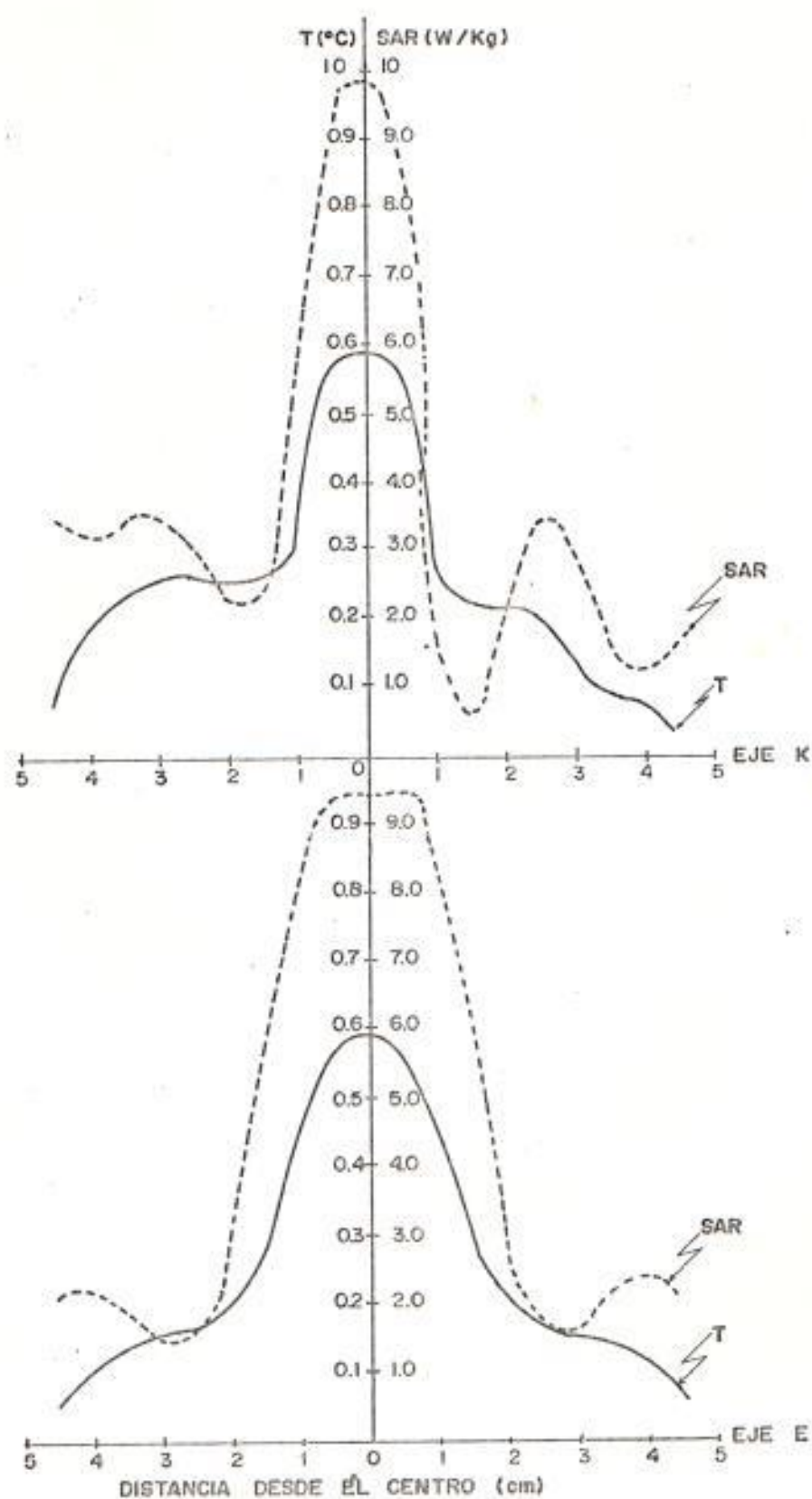


FIG. 2 - 5
 DISTRIBUCION DEL INCREMENTO DE T, Y EL SAR EN ESTADO ESTACIONARIO SOBRE T_{b0} EN UNA ESFERA DE 5cm DE RADIO EXPUESTA A UNA ONDA PLANA DE FRECUENCIA IRRADIADA DE 100 GHz E INTENSIDAD DE 10 mw/cm^2 . SIN CONSIDERAR LOS EFECTOS DE FRONTERA. -

El potencial de calentamiento se deriva del modelo de cuatro capas y la función de Green es la del espacio libre, omitiendo los efectos de frontera.

La integración se llevó a cabo numéricamente, dividiendo el volumen en 15000 celdas. Los resultados indicaron que las variaciones de temperatura reflejan un ruido efectivo de la distribución del potencial de calentamiento.

Las variaciones promedio originan una longitud efectiva, llamada longitud de convención L_e

$$L_e = \frac{1}{\sqrt{F}} \quad (\text{ec 2-58})$$

Con el fin de ilustrar los efectos de las condiciones de frontera i ahorrar tiempo al computador, se usa un potencial de calentamiento básico al potencial "exacto" calculado del modelo de cuatro capas. El potencial tiene la forma:

$$\begin{aligned} q_0 &= 1.0 \text{ cm}^{-3} & 0 < r \leq 1.0 \\ q_0 &= 0.248 \text{ cm}^{-3} & 1.0 < r \leq 5.0 \end{aligned} \quad (\text{ec 2-59})$$

Para una intensidad de campo incidente de 1W/cm^2 los correspondientes valores del SAR son 1. i .248 W/g

Del apéndice B, el resultado de la temperatura en estado estacionario esta dado por :

$$T = T_o + q [1 - e_o J_o(R \sqrt{P})] - C_o J_o(R \sqrt{P}) \quad (\text{ec 2-60})$$

donde:

$$T_o = \frac{q_o}{r} [1 - (\delta + 1) e^{-\delta} J_o(R \sqrt{P})] \quad 0 < R \leq 1 \quad (\text{ec 2-61})$$

$$T_o = \frac{q_o}{2r} [(\delta - 1) e^{\delta} + (\delta + 1) e^{-\delta}] K_o(R \sqrt{P}) \quad 1 < R \leq 5$$

Para una potencia incidente de $P_o = 10 \text{ mW/cm}^2$

$$q_1 = \frac{P_o q_{o1}}{K r} = .96 \quad i$$

$$q_2 = \frac{P_o q_{o2}}{K r} = .319 \quad (\text{ec 2-62})$$

$$\text{donde } q_{o1} = 0.752 \quad q_{o2} = 0.248$$

$$i \quad q = q_{o1} + q_{o2} = 1.0 \text{ cm}^{-1} \quad (\text{ec 2-62})$$

La fig 2-6 muestra la distribución de temperatura resultante para una temperatura sanguínea de $T_{bi} = 36.6 \text{ }^\circ\text{C}$ y temperatura de la piel $T_w = 30.0 \text{ }^\circ\text{C}$ i una conductividad efectiva de la piel cinco veces al valor normal $\alpha = 1.25 \text{ cm}^{-1}$.

INTENSIDAD DE CAMPO INCIDENTE 10 mw/cm^2 a 1 GHz

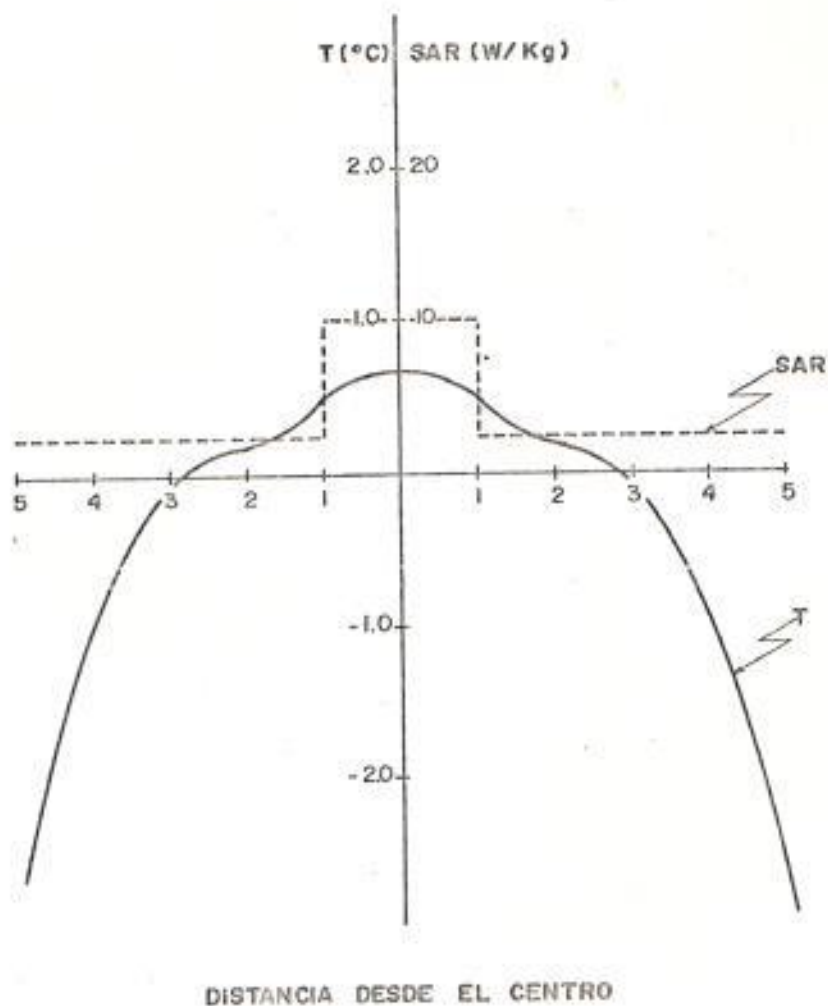


FIG. 2 - 6

DISTRIBUCION DEL INCREMENTO DE TEMPERATURA Y EL SAR EN ESTADO ESTACIONARIO SOBRE tbl EN UNA ESFERA DE 5cm DE RADIO EXPUESTA A UNA ONDA PLANA DE FRECUENCIA IRRADIADA DE 100 MHz E INTENSIDAD DE 1 W/cm^2 . CONSIDERANDO LOS EFECTOS DE FRONTERA.-

El patrón de distribución resultante en la vecindad de la mancha caliente es similar a la obtenida por la distribución del SAR. La similitud de ambas están en la forma y amplitud (temperatura máxima exacta 0.59°C , temperatura máxima aproximada 0.64°C) justifica esta aproximación.

2.3. Perfil de la temperatura en esferas debido al calentamiento electromagnético.

Del perfil de la temperatura producida por un potencial de calentamiento exacto y aproximado dado por las fig 2-5 i fig 2-6 respectivamente, se estimará el máximo incremento de la temperatura del tejido debido a la absorción directa de las microondas en el tejido i donde está localizado este máximo. En todos los casos, se considera una irradiación incidente de onda plana con una intensidad de campo de 10 mW/cm^2 . Tomando tres rangos principales de frecuencias en las propiedades de absorción de las microondas en la cabeza humana son:

1. Región de baja frecuencia.
2. Región de resonancia.
3. Región de alta frecuencia.

EN LAS FRECUENCIAS BAJAS o región Rayleigh ($f < 500$ Mhz para cabezas de radio menor que 10 cm) el calentamiento de la cabeza se caracteriza por el dipolo eléctrico y magnético, para esferas grandes (radio ≈ 10 cm) el término dipolo magnético domina i el patrón de temperatura en estado estacionario muestra un máximo que ocurre cerca de la parte superficial de la esfera. En este caso el máximo incremento de la temperatura del tejido es menor que 0.03 °C.

Para esferas mas pequeñas (radio ≈ 5 cm) domina el término dipolo eléctrico y el patrón de calentamiento es más uniforme, pero aquí el incremento de temperatura en el tejido es insignificante en todas partes. Sin embargo en este rango de frecuencias la absorción de microondas por la cabeza no puede ser considerado independiente del resto del cuerpo. Estudios recientes demuestran que los efectos de proximidad del cuello y tronco del cuerpo incrementan considerablemente la absorción de sección recta de la cabeza en este rango de frecuencia. Pues el actual incremento de temperatura podría ser de una orden de magnitud más alto del incremento de temperatura predicho por el modelo patrón, sin embargo el patrón del incremento de temperatura con el término dipolo

magnético dominando las esferas del tamaño de la cabeza humana i la máxima subida de temperatura correspondiente, localizado en la superficie de la cabeza podría ser retenida. Los efectos de proximidad pueden ser incluidos en el modelo propuesto, multiplicando el SAR para la cabeza por un factor de corrección en respuesta de la presencia del cuello i tronco.

Hay que notar que en este rango de bajas frecuencias ocurre un significativo calentamiento del cuerpo entero i el modelo puramente local en este estudio no puede ser utilizado para localizar donde puede ocurrir el daño termal en el cuerpo. Un ejemplo extremo es la irradiación del cuerpo entero a 80 Mhz donde el SAR del cuerpo obtiene un máximo i mucha de la energía total es absorbida en los brazos y piernas.

Se analizó este caso usando un modelo termal multicomponente para el cuerpo entero, confirmando que una intensidad del campo incidente de 10 mW/cm^2 a 80 Mhz causa un severo daño termal en el cuerpo de aproximadamente 3 veces el metabolismo basal (BMR), con los brazos i piernas sufriendo un daño termal. Sin embargo una frecuencia de irradiación cerca de la frecuencia de

resonancia para la cabeza, son de menor importancia los efectos de proximidad del resto del cuerpo.

EN LA REGION DE RESONANCIA ($f \approx 1\text{GHz}$ para la cabeza humana). En esta región las esferas con radio del orden de 5 cm, la energía absorbida es enfocada en una mancha caliente cerca del centro con un radio de aproximadamente 1 cm. La comparación del perfil de temperatura "exacto" (fig 2-5) con el producido por un aproximado potencial de calentamiento (fig 2-6) demuestra que las condiciones de frontera no afectan significativamente el incremento de temperatura debajo de 1 cm de la superficie de la esfera ya que el incremento efectivo de temperatura es proporcional a distancias comparables de la longitud de convección termal L_c .

Para una esfera con tejido biológico de radio 5 cm expuesta a un campo incidente de 10 mW/cm^2 a 1GHz el máximo incremento de la temperatura del tejido es del orden de $0.6 \text{ }^\circ\text{C}$, ocurriendo en el centro de la cabeza, cabe señalar que, para una intensidad de campo incidente dado, el máximo potencial de calentamiento en la mancha caliente decrece rápidamente con un aumento del radio de la cabeza, y el máximo incremento producido por la intensidad de 10 mW/cm^2 en la cabeza humana sería

mucho menor que $0.6\text{ }^{\circ}\text{C}$, aún en la frecuencia resonante para la cabeza.

EN LA REGION DE ALTA FRECUENCIA ($f > 5\text{ GHz}$). El calentamiento ocurre solamente al frente y lados de la superficie de la esfera i los incrementos de temperatura calculados son similares a aquellos encontrados en un plano semiinfinito de tejido irradiado por una energía de onda plana. A causa de la conductividad termal i la irrigación sanguínea, la extensión de calentamiento efectivo de la energía es del orden de 1 cm , aún cuando la energía de microonda puede ser absorbida muy cerca de la superficie. Para un campo incidente de intensidad 10 mW/cm^2 , el máximo incremento de temperatura del tejido es del orden de $0.3\text{ }^{\circ}\text{C}$, con el máximo localizado cerca de la parte superficial del tejido.

2.4. Manchas calientes en esferas conductoras producidas por ondas electromagnéticas.

La distribución del potencial de calentamiento generada por una onda electromagnética plana incidente sobre una esfera conductora que simule la cabeza humana se investigó. Se encontró que para

una esfera de radio 10 cm que tenga las mismas características de los tejidos biológicos no se generan manchas calientes dentro, mientras que en frecuencias más bajas, el calentamiento es relativamente uniforme con pocos efectos de polarización. Para frecuencias de alrededor de 1000 Mhz solamente toma lugar el calentamiento superficial de la piel.

Para una esfera del mismo tamaño pero de conductividad $\sigma = 10$ mmho/cm (la cual para $f > 1000$ Mhz es más pequeño que el de los tejidos biológicos) manchas calientes ocurren dentro para $f > 1000$ Mhz. Manchas calientes intensas también ocurren dentro de las esferas de radio de 5 cm que tienen las mismas características eléctricas como la de los tejidos biológicos en la región de frecuencia de 250 Mhz. $< f < 2800$ Mhz.

La conductividad eléctrica σ i la constante dieléctrica relativa ϵ_r son tomadas de tejidos biológicos con un alto contenido de agua, tales como músculos, materia cerebral i órganos del cuerpo. Estas propiedades pueden ser expresadas en aproximaciones finales de la siguiente forma:

$$\sigma = 10 + \frac{550 \epsilon_0 \omega_0}{1 + (f/f_0)^2} \quad \left(\begin{array}{l} f/f_0 \\ \text{en mmho/cm} \end{array} \right)^2 \quad (\text{ec 2-63})$$

$$\epsilon_r = 5 + \frac{55}{1 + (f/f_0)} \quad (\text{ec 2-64})$$

Una medida útil del grado de penetración de campos electromagnéticos dentro de un cuerpo conductor es la longitud de penetración L . La longitud de penetración es definida como la distancia en la cual la densidad de potencia de una onda electromagnética incidente sobre un contorno plano electromagnético con propagación constante K_1 es reducido a e^{-x} de su valor en la superficie. Tal como la ec 2-42; la fig 2-7 muestra la longitud de penetración (L) i la conductividad (σ) versus frecuencia (f).

El primer caso que se examinó fue el de la esfera de 10 cm, este fue seleccionado como una idealización de la cabeza de un adulto. Los resultados se muestran en la fig 2-8 donde el potencial de calentamiento superficial de un contorno plano infinito fue también trazado para comparación. Se encontró que no ocurre manchas calientes dentro de la esfera. El máximo calentamiento toma lugar siempre en la parte superficial. Los resultados demuestran que en la región de alta frecuencia (por ejemplo $f > 1000$ Mhz) el potencial de calentamiento superficial se aproxima

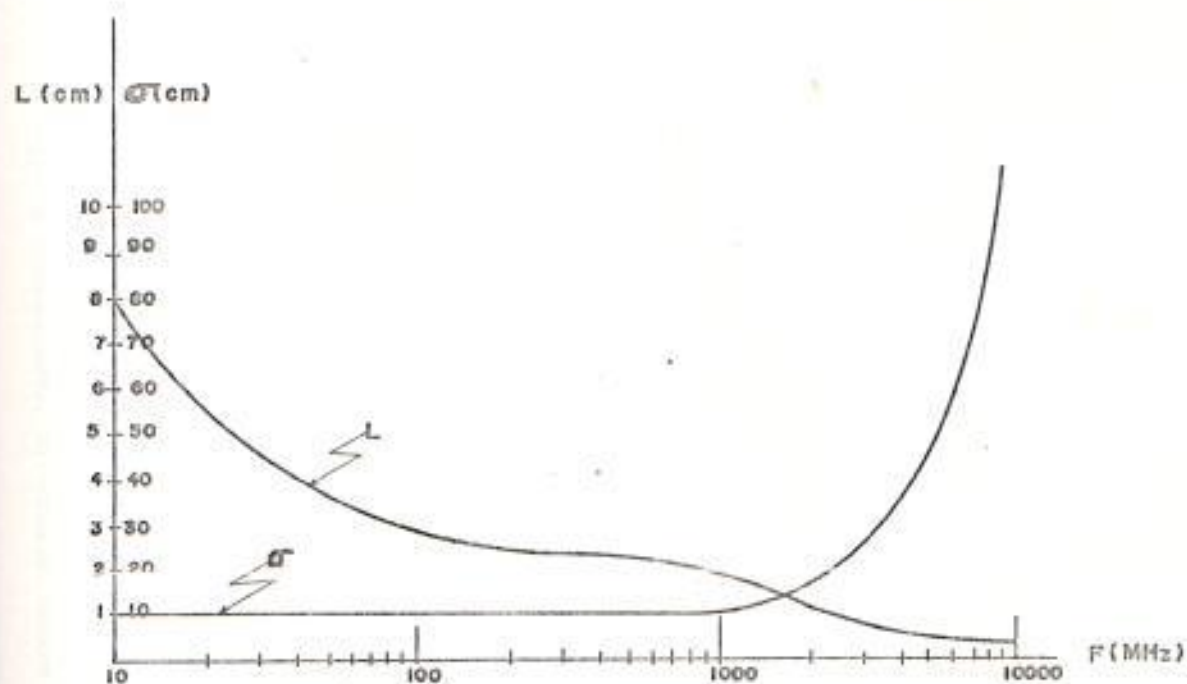


FIG. 2 - 7

LONGITUD DE PENETRACION Y CONDUCTIVIDAD DEL TEJIDO VERSUS FRECUENCIA, PARA UN CONTORNO PLANO INFINITO EN UNA ESPERA QUE TIENE LAS MISMAS CARACTERISTICAS DE LOS TEJIDOS BIOLÓGICOS.-

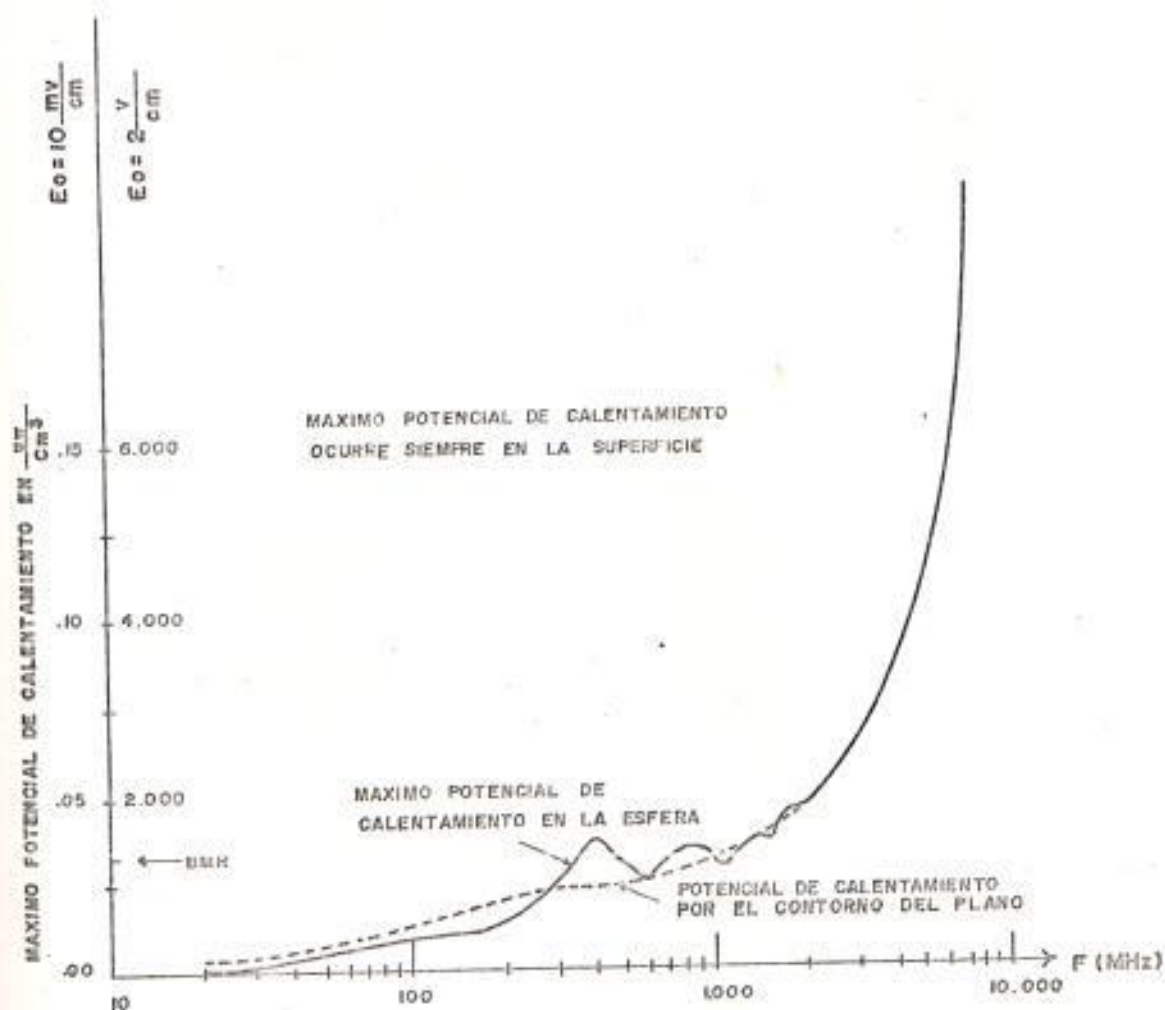


FIG. 2 - 8

MAXIMO POTENCIAL DE CALENTAMIENTO PARA UNA ESFERA DE 10cm DE RADIO HECHO DE MATERIAL CON LAS MISMAS PROPIEDADES DE LOS TEJIDOS BIOLÓGICOS VERSUS FRECUENCIA.-

al contorno plano infinito.

Con el propósito de determinar el efecto de la conductividad en la generación de manchas calientes, se toma el caso de una esfera de radio 10 cm pero con una conductividad $\sigma \approx 1.0$ mho/m de frecuencia independiente, cada vez más bajo que el de los tejidos por el incremento de frecuencia i una constante dieléctrica $\epsilon_1 = 60$ fue también examinado.

Distinto al caso previo, se encontró que para $f > 1000$ Mhz una intensa mancha caliente es generada dentro de la esfera (vea fig 2-9) este ejemplo sirva para ilustrar, el hecho de que la generación de manchas calientes es fuertemente dependiente de la conductividad del tejido biológico.

El efecto del tamaño es también un importante parámetro. Una esfera de radio $A = 5$ cm fue investigado (vea fig 2-10). Esto correspondería a una cabeza idealizada de un infante. Se encontró que las manchas calientes ocurren dentro en la región de frecuencia de $250 \text{ Mhz} < f < 2800 \text{ Mhz}$. El pico ocurre en $f = 900 \text{ Mhz}$ i $\bar{q} = 0.143 \text{ mW/cm}^3$ comparado con $\bar{q} = 0.026 \text{ mW/cm}^3$ para una esfera de 10 cm (campo incidente es 10 mW/cm^2).

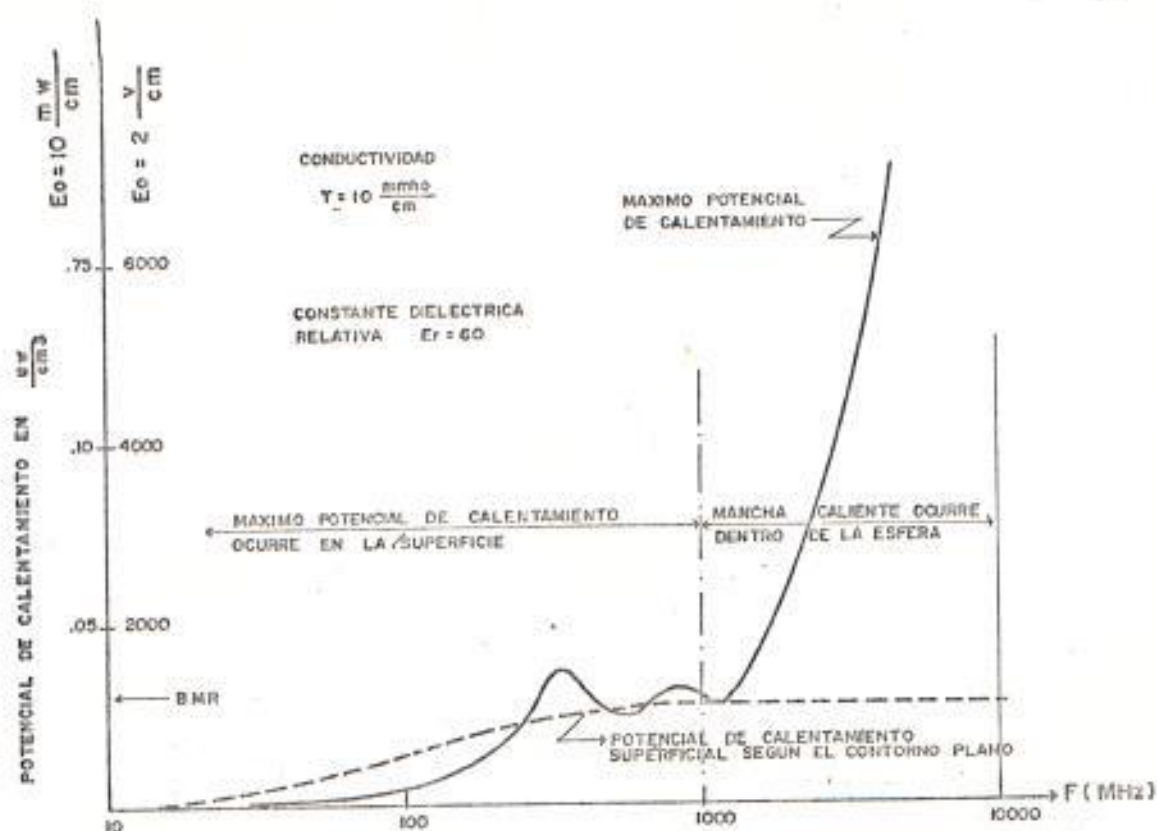


FIG. 2 - 9

MAXIMO POTENCIAL DE CALENTAMIENTO PARA UNA ESFERA DE 10cm DE RADIO VERSUS FRECUENCIA.-

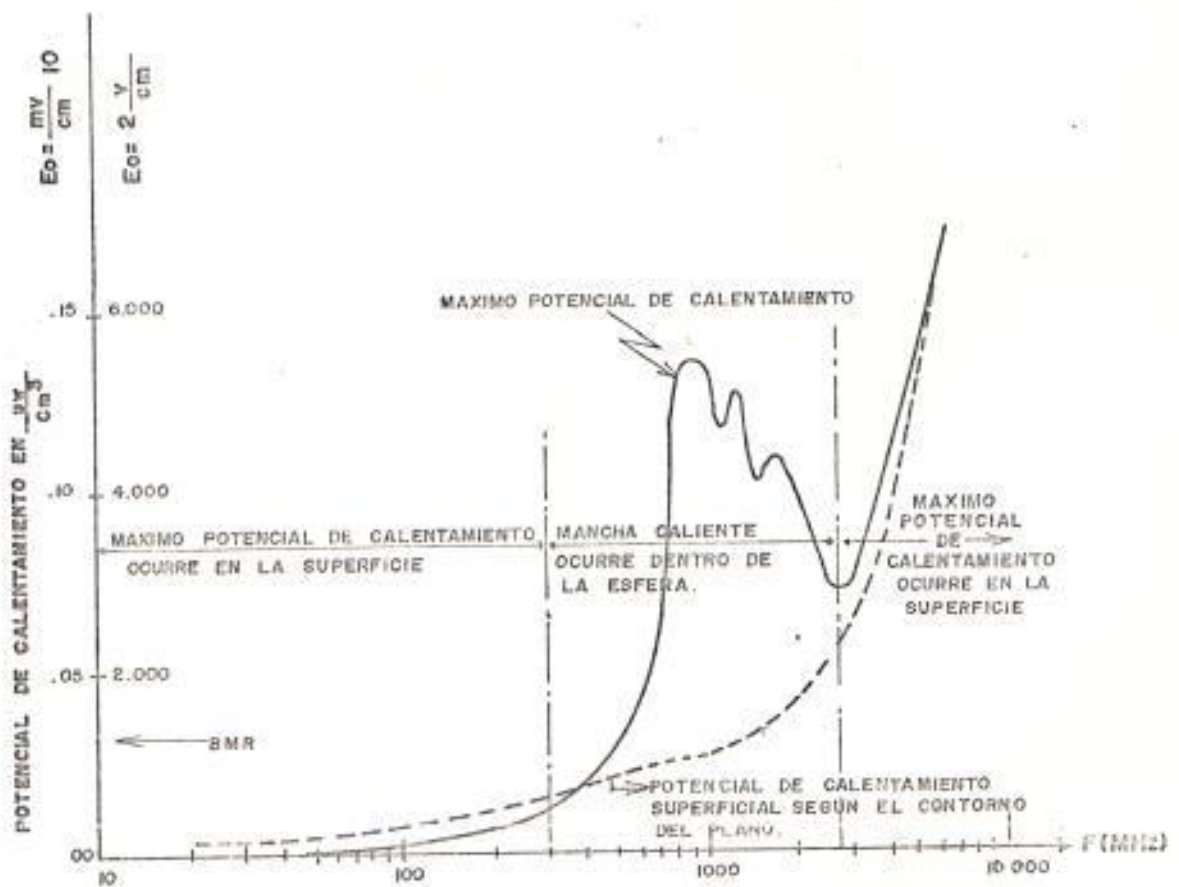


FIG. 2 - 10

MAXIMO POTENCIAL DE CALENTAMIENTO PARA UNA ESFERA DE 5cm DE RADIO QUE TIENE LAS MISMAS CARACTERISTICAS DE LOS TEJIDOS BIOLOGICOS VERSUS FRECUENCIA.-

Los resultados de esta investigación, demuestran que para una esfera de radio 10 cm teniendo las características eléctricas de los tejidos biológicos en común, no ocurren manchas calientes dentro de la esfera. Sin embargo la relación del radio de la esfera para la longitud de penetración es disminuido por cualquiera de los dos decrecimientos sea por la conductividad o el radio de la esfera, ocurren intensas manchas calientes dentro de la esfera.

El modelo homogéneo idealizado utilizado, no da razón de la piel, gordura ni capas de huesos, tampoco trata de las propiedades de la difusión de calor de la cabeza tal como conducción, respiración y circulación sanguínea.

Su contribución descansa en que distintamente se demuestra un nuevo mecanismo, para posibles creaciones de manchas calientes en la cabeza de un infante o animal pequeño. El hecho de que, bajo las condiciones establecidas arriba, el potencial de calentamiento, en el centro puede ser severamente puntiagudo en un orden de magnitud muy alta que el sugerido por la aproximación Kirchoff.

Afortunadamente, la conductividad de los tejidos biológicos es alta, suficiente para prevenir manchas

calientes en esferas grandes i probablemente en la cabeza del hombre. Sin embargo manchas calientes pueden ocurrir en animales de tamaños pequeños. Así, resultados experimentales obtenidos con animales i conducidos para aprender acerca de los riesgos biológicos de microondas no necesariamente pertenecan al hombre.

CAPITULO III

PRESENTACION DEL MODELO UTILIZADO

El objetivo de este capítulo está dirigido hacia la interacción de campos electromagnéticos con un modelo esférico de tejido biológico, en donde lo fundamental reside en determinar el máximo potencial de calentamiento que ocurre dentro de la esfera en la región Cuasi-Óptica donde una luminosa "Mancha Caliente" se forma, aproximadamente en el centro de la esfera.

En la región de estudio, se calcula el incremento de temperatura originado por el potencial de calentamiento en una región central de la cabeza humana, tomando en cuenta la conducción y convección de calor debido al flujo sanguíneo. Este resultado se aplicará en general a todos los casos donde las dimensiones del modelo y la frecuencia de la onda electromagnética incidente es tal, que la mancha caliente se forme cerca de la región central.

En este capítulo se omiten algunos detalles que afectan de manera insignificante los resultados, los cuales son:

- (1) la convección debido al flujo sanguíneo tiene una dependencia direccional que refleja la naturaleza del vector del flujo sanguíneo.

Los efectos direccionales son particularmente importantes en áreas donde existe gradientes de temperaturas altas, particularmente cerca de la superficie del cuerpo. Ya que el interés es principalmente el incremento de temperatura en el centro de la esfera. Estos efectos direccionales serán ignorados.

(2) Además de su naturaleza direccional, el flujo sanguíneo varía en magnitud a través del cerebro. Algunos autores han demostrado que la circulación regional de la sangre en el cerebro, varía el triple dentro de él, con valores muy altos para la circulación, en la materia gris y corteza (20 ml/100 g/min) y los valores más bajos en la materia blanca (10 ml/100 g/min). Estas variaciones ocurren sobre distancias pequeñas del orden de los milímetros a uno o dos centímetros, mientras que los gradientes de temperatura en el tejido cerebral son proporcionadas sobre comparables distancias o un poco grandes.

3.1. Ecuación del transporte de calor en los tejidos biológicos.

El transporte del calor en los tejidos biológicos es gobernado por los mecanismos de entrada del calor causado por el calentamiento electromagnético y por

Los mecanismos de disipación del calor previsto por la conducción y convección. La convección es causada por el flujo sanguíneo.

La temperatura que se perfila en tejidos calientes es relativamente insensitiva al valor exacto del flujo sanguíneo escogido; para flujos sanguíneos en el rango "Fisiológico", se podría escoger un flujo sanguíneo promedio de 11.16 ml/100 g/min para el cerebro entero.

El término de deposición caliente $q(R)$ representa la entrada del calor debido a la radiación de microonda. En la literatura termoregulatoria este término incluye el METABOLISMO BASAL (DMR) el cual es del orden de 1.7 mW/cm³.

Sin embargo no nos concierne aquí el efecto de la energía de microondas del presupuesto del calor total sobre el cuerpo, sino el incremento de temperatura del tejido por la energía de microondas. Por lo tanto se excluirá estas fuentes de calor fisiológicas en este modelo.

Se tratará el área cercana a la piel en términos de sus propiedades promedio, este acercamiento simplifica enormemente el modelo, por supuesto

permitiendo formar soluciones aproximadas. Entonces las condiciones de frontera serían determinadas por tres mecanismos: evapotranspiración, radiación y convección. El efecto combinado de los tres ha sido aproximado así:

$$\frac{\partial T}{\partial R} = -\alpha T - \alpha(T_{bi} - T_a) \quad (\text{ec. 3-1})$$

donde:

T_{bi} = Temperatura de la sangre.

T_a = Temperatura del ambiente.

α = Coeficiente de radiación.

Este resultado indica que el flujo del calor S

$$S = K \frac{\partial T}{\partial R} \quad (\text{ec. 3-2})$$

Es proporcional al diferencial de temperatura de la piel menos la temperatura del ambiente, así:

$$\frac{S}{K} = -\alpha(T_p - T_a) \quad (\text{ec. 3-3})$$

donde:

$T_p = T + T_{bi}$ temperatura de la piel.

Con el objeto de aplicar las condiciones de frontera a un modelo idealizado de la cavidad craneal, se toma un gran cuidado en la interpretación.

Es bien conocido que el cambio de la temperatura central trae consigo grandes medidas correctivas, incluyendo el incremento de la transpiración y flujo periférico.

Se demostrará que un incremento de un grado centígrado en la temperatura central causa un incremento del flujo sanguíneo de la piel por un factor de 10 y un incremento promedio en secreción de transpiración de 250 g/h cm².

Ambos efectos cambian las condiciones de frontera, la cual es un factor límite de potencia máxima que el organismo es capaz de descargar a través de la piel. Por otro lado es bien conocido que la circulación sanguínea del cerebro es regularmente constante para un rango grande de tensión caliente.

Los efectos de la regulación termal, aparecen en la manera por la que el área externa es capaz de descargar el calor. En la literatura termoregulatoria, la capa externa es definida por una capa de aproximadamente 1 cm, incluyendo el espesor de la piel.

Con el propósito de aproximar el funcionamiento colectivo de la capa de la piel, introducimos el

colectivo de la capa de la piel, introducimos el parámetro conveniente de la conductancia de la piel, definido como:

$$K_w = \frac{S}{T_c - T_w} \quad (\text{ec } 3-4)$$

donde:

S es el flujo de calor a través de la piel.

T_c es la temperatura central.

T_w es la temperatura de la piel.

La conductancia de la piel provee una medida de la cantidad de flujo de calor a través de la capa de la piel tanto por convección y conducción sanguínea, el calor es eventualmente descargado al ambiente a través de la evapotranspiración, radiación y convección.

La conductancia de la piel es una cantidad altamente variable, de rangos que van desde 4-7 Kcal/h.m hasta 50 Kcal/h.m. Tomado en cuenta estas consideraciones, la condición de frontera es tomado por:

$$\frac{\partial T}{\partial R} + -\alpha (T) T - \alpha (T) (T_{b1} - T_w) \quad (\text{ec } 3-5)$$

donde α tiene el rango de $0.25 \text{ cm} < \alpha < 2.5 \text{ cm}^{-1}$.

Esta gran variabilidad de α afecta nuestros

resultados solamente un poco, ya que nos interesamos principalmente en los incrementos de temperatura dentro del centro de la esfera. El flujo sanguíneo central antes que pérdida de calor del tejido superficial, limita el incremento de temperatura inducida por microondas en tejidos profundos mayores que 1 cm o más.

Las grandes variaciones de α describen en nuestra aproximación, las pruebas del cuerpo para disipar la carga de calor electromagnética y metabólica, pero esto sería un trabajo posterior con un modelo completo que incluya la respuesta termoregulatoria del cuerpo necesaria para definir este parámetro.

Cuando el núcleo del cuerpo o hipotálamo es calentado el valor efectivo de α se incrementa, la temperatura de la piel gotea (asumiendo que el ambiente es más frío que el núcleo del cuerpo) y eventualmente el núcleo (el hipotálamo) de la temperatura retorna a su valor normal. Un modelo que incluye la respuesta fisiológica al calor agregado permitiría que la temperatura T varíe con α sin embargo los cálculos del incremento de la temperatura del tejido sobre ese esparcimiento sanguíneo son mínimos.

El problema a ser examinado es entonces la solución de la ecuación de transporte de calor en una región infinita.

La ecuación del transporte de calor es:

$$\delta C_m \frac{\partial T_c}{\partial t} = K \nabla^2 T_c - V_w (T_c - T_{b1}) + q(R) \quad (\text{ec } 3-6)$$

donde:

δ = densidad específica de los tejidos en g/cm³

C_m = calor específico de los tejidos en cal/g °C.

K = coeficiente del calor de conducción en cal/cm.s.°C.

V_w = Producto de la capacidad del calor y flujo sanguíneo en cal/cm³.s.°C.

q = Entrada del calor debido al campo electromagnético en cal/cm³ s.

T_c = Temperatura central en °C

T_{b1} = Temperatura de la sangre en °C.

El término $V_w(T_c - T_{b1})$ representa la contribución de la convección de la sangre.

La entrada de calor es tomada de la forma:

$$\begin{aligned} q(R, t) &= Q_m U(t) & r \leq A & & (\text{ec } 3-7) \\ &= 0 & r > A & \end{aligned}$$

$U(t)$ es la función escalón y Q_0 es una constante.

Modelando las propiedades de transporte del calor de los tejidos por medio de ecuaciones diferenciales tenemos una ecuación simplificada:

$$u \frac{\partial T}{\partial t} = \nabla^2 T - C T + Q \quad (\text{ec 3-8})$$

donde $T = T_e - T_{bi}$ es el incremento de temperatura

y

$$u = \frac{\delta C_w}{K}; \quad C = \frac{V_w}{K}; \quad Q = \frac{Q_0}{K} \quad (\text{ec 3-9})$$

Este modelo incluye dos mecanismos de transporte:

(1) la conducción del calor que se caracteriza por el término $\nabla^2 T$ i (2) la convección del calor por la sangre que se caracteriza por el término $C T$.

3.2. La solución en estado estacionario

Para el estado estacionario $\partial T / \partial t = 0$ y de la ec 3-8

$$\text{tenemos } \nabla^2 T - C T = -Q \quad (\text{ec 3-10})$$

donde:

$$Q = \frac{Q_0}{K} \quad R \leq A \quad (\text{ec 3-11})$$

$$Q = 0 \quad R > A$$

Si T_1 es la solución para $R \leq A$ y T_2 para $R > A$, las condiciones de frontera requieren condiciones de continuidad de temperatura y de flujo de calor. Ya que el medio es uniforme y el coeficiente de conductividad térmica K es la misma en ambas regiones, se tiene:

$$\text{En } R = A \quad T_1 = T_2, \quad \partial T_1 / \partial R = \partial T_2 / \partial R$$

$$\text{En } R = \infty \quad T_2 = 0$$

Entonces la solución que satisface la ec 3-10 es:

$$T_1 = \frac{Q}{C} [1 - (\delta + 1)e^{-\delta} \frac{\text{Senh } \sqrt{C} R}{\sqrt{C} R}] \quad R \leq A \quad (\text{ec } 3-11)$$

$$T_2 = \frac{Q}{2C} [(\delta - 1)e^{\delta} + (\delta + 1)e^{-\delta}] \frac{e^{-\sqrt{C} R}}{\sqrt{C} R} \quad R > A \quad (\text{ec } 3-12)$$

$$\text{donde } \delta = \sqrt{C} \cdot A$$

para condiciones típicas se tienen:

$$K = .001 \quad \text{cal/cm}^2 \text{ s } ^\circ\text{C.}$$

$$\rho C_u = 1.0 \quad \text{cal/cc } ^\circ\text{C.}$$

$$V_u = .00186 \quad \text{cal/cc s } ^\circ\text{C (flujo sanguíneo promedio para el hombre).}$$

$$C = 1.86 \quad \text{cm}^{-2}$$

$$U = 1.000 \quad \text{s.cm}^{-2}$$

Aquí se demuestra que típicamente en 1 Ohm en una

esfera de cinco centímetros de radio, la mancha caliente tiene un radio $A = 1$ cm. La diferencia normalizada de absorción de sección recta (NDAC) es aproximadamente igual a 1 cm^{-1} . (NDAC es la potencia absorbida por centímetros cúbicos sobre la densidad de energía incidente). Así pues una densidad de energía incidente de 10 mW/cm^2 en la mancha caliente libera 10 mW/cc .

Ya que el equivalente mecánico del calor es 4.18 Joules/cal, se tiene que q es igual a la razón de la potencia incidente sobre el equivalente mecánico del calor, $q = 2.40 \times 10^{-3} \text{ cal/cc.s}$ y $\theta = q/K = 2.40 \text{ }^\circ\text{C/cm}^2$.

La distribución del incremento de temperatura versus radio R aparece en la fig. 3-1. En la misma figura el efecto del flujo sanguíneo para varias condiciones también es mostrado.

La máxima temperatura aparece en el centro de la mancha caliente y es :

$$T_{\text{max}} = \frac{\theta}{C} [1 - (\sqrt{C} A + 1) e^{-\sqrt{C} A}] \quad (\text{ec 3-13})$$

La expresión (ec 3-13) nos facilita para estudiar la

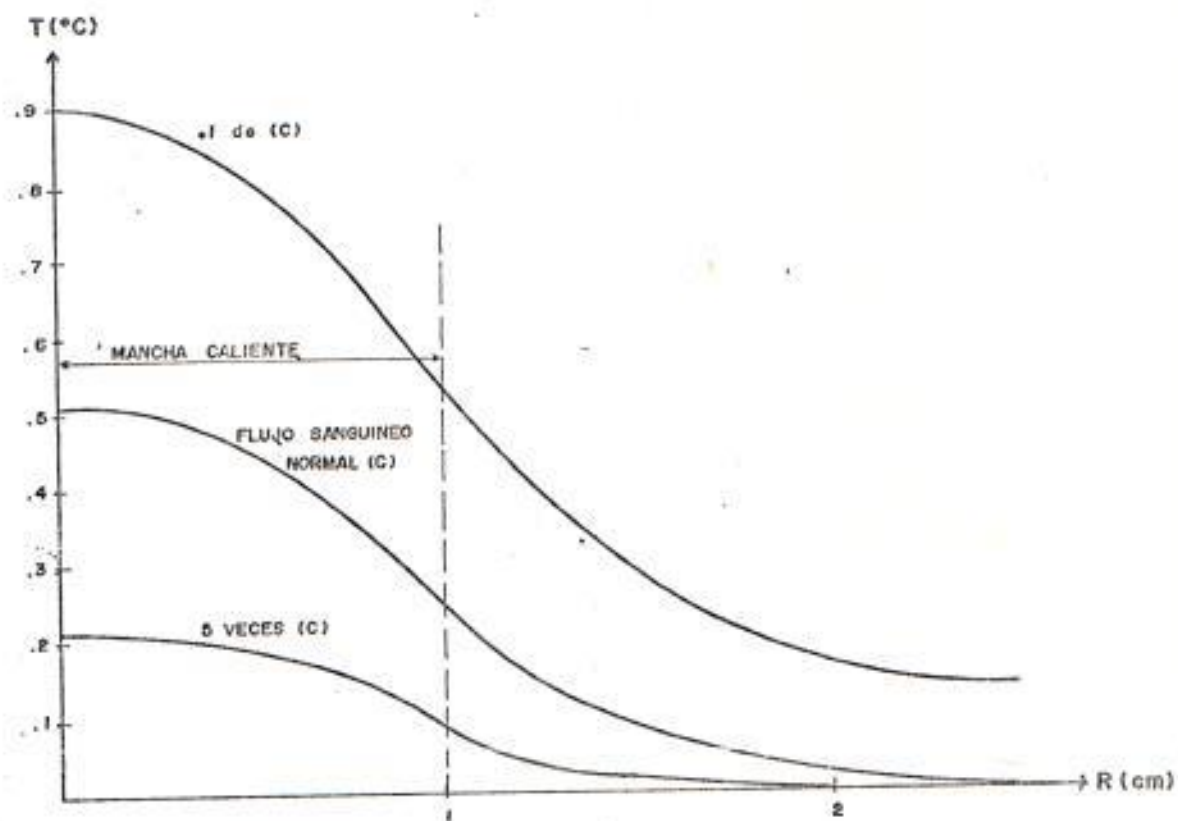


FIG. 3 - 1

DISTRIBUCION DEL INCREMENTO DE TEMPERATURA VERSUS RADIO, MEDIDO DESDE EL CENTRO DE LAS MANCHAS CALIENTES PARA VARIAS CONDICIONES DE FLUJO SANGUINEO.-

máxima temperatura inducida como una función del flujo sanguíneo (vea fig 3-2).

Para $C = 0$ no hay flujo sanguíneo y una expansión en serie de potencia, nos da:

$$T_{max} = q A^2 / 2 \quad (\text{ec 3-14})$$

En cambio para grandes C por ejemplo $C \gg 1 / A^2$

$$T_{max} = q / C.$$

Es importante notar que la máxima reducción de temperatura toma lugar en un nivel normal del flujo sanguíneo. Un incremento adicional de flujo no reduce mayormente el incremento de temperatura.

En esta parte se incluyen un programa de computadora en lenguaje BASIC que grafica las variaciones de cada uno de los parámetros de condiciones típicas del cerebro, manteniendo al resto de estos parámetros constantes, cuyo diagrama de flujo se encuentra en la siguiente página.

El programa se lo realizó en un microcomputador IBM PC XT que consiste en calcular el incremento de temperatura dentro de la esfera dado por la ec 3-11 y ec 3-12 según la posición del punto a calcular sea

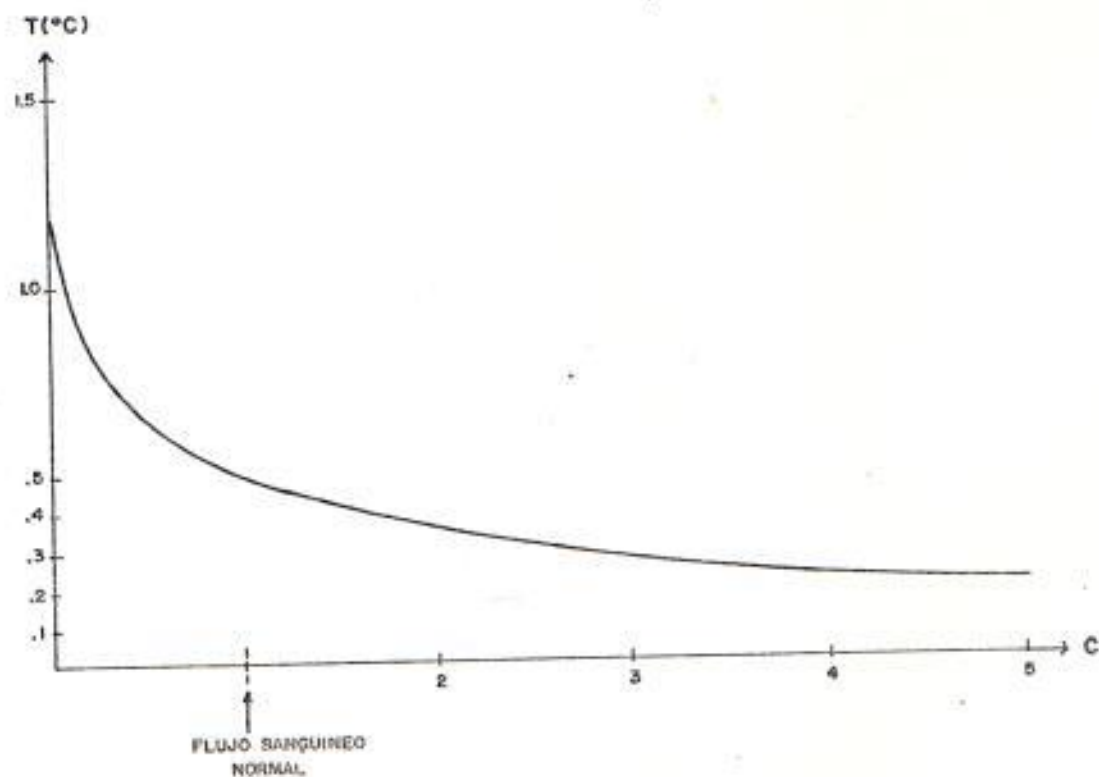
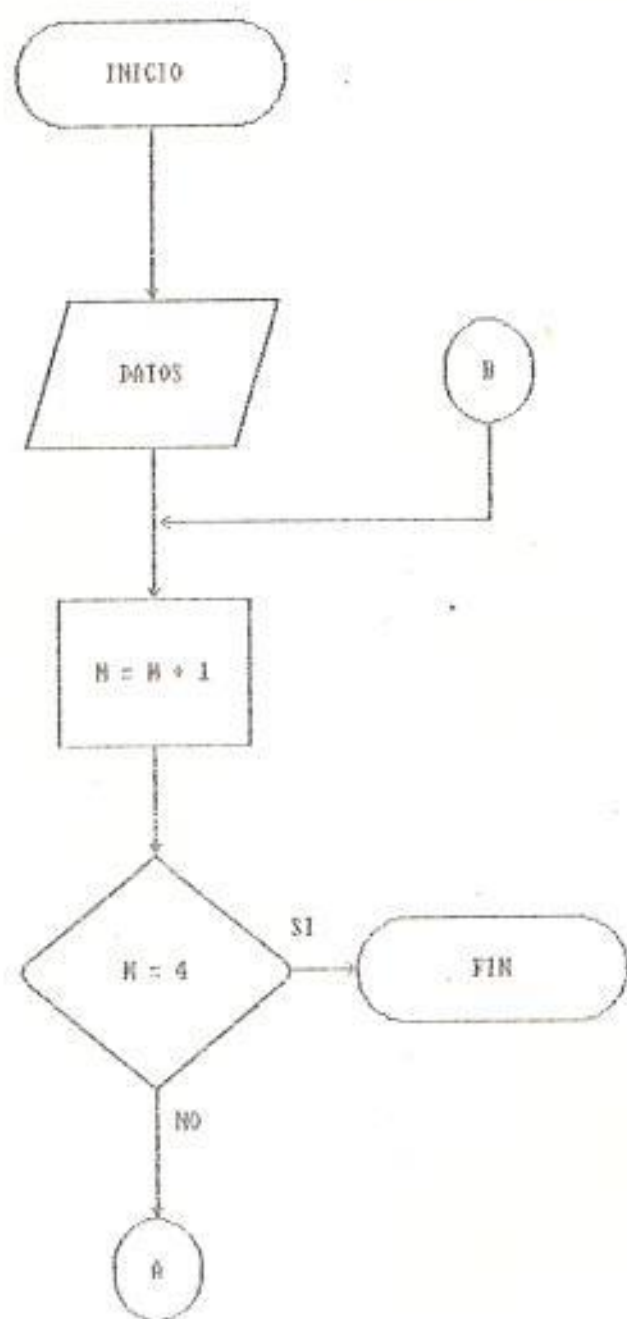
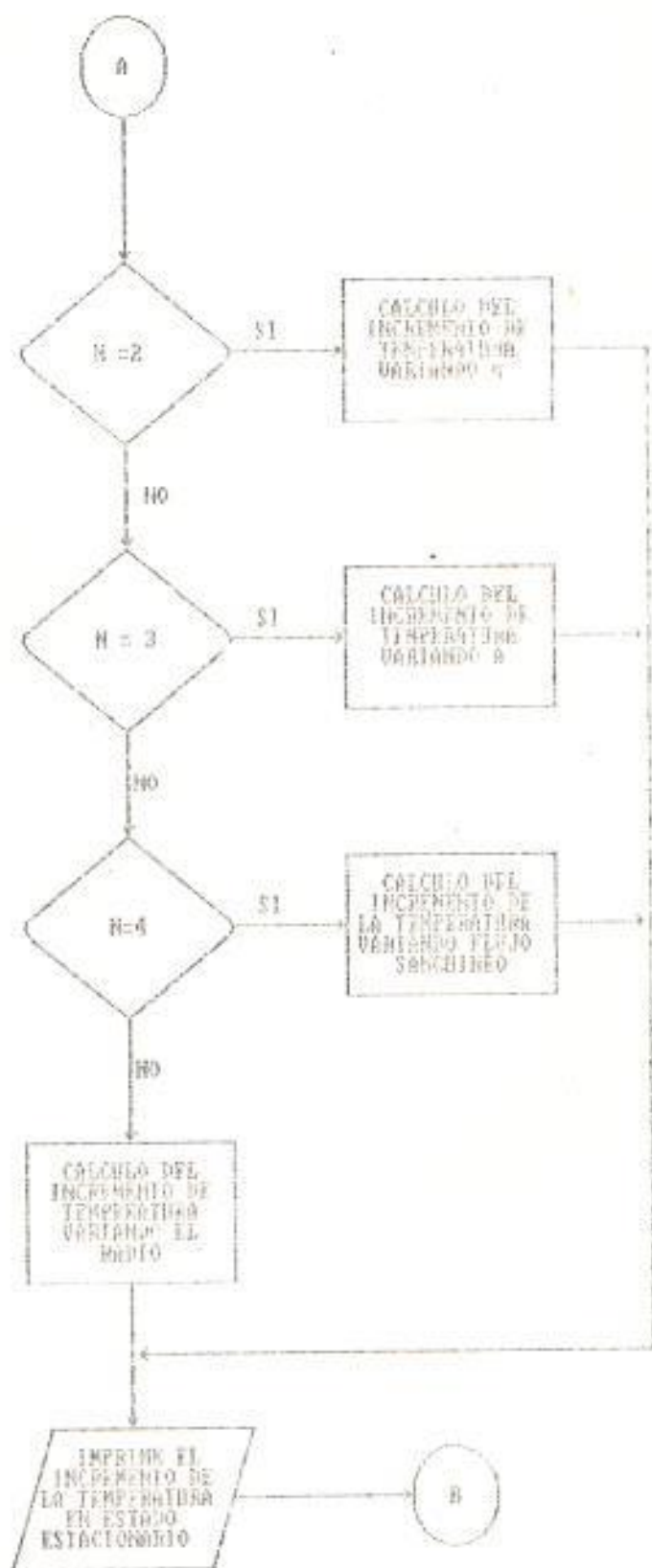


FIG. 3 - 2

MAXIMO INCREMENTO DE TEMPERATURA EN EL CENTRO DE LA MANCHA CALIENTE VERSUS FLUJO SANGUINEO, EN UNIDADES NORMALIZADAS.-





menor o mayor al radio de la mancha caliente respectivamente. Para lo cual se usó la función $\sinh(x)$ por funciones exponenciales que están al alcance del computador, así :

$$\sinh(x) = 0.5 (e^x - e^{-x})$$

En las variaciones de A , C i Q en los cm^2 3-13 por cuanto nos interesa la máxima temperatura que ocurra en el centro de la mancha caliente.

Entonces el programa desarrollado para el estado estacionario se encuentra en la siguiente página.

Según estos gráficos se concluye que :

El incremento de temperatura en la cabeza disminuye exponencialmente a medida que se aleja del centro de la mancha caliente siendo mayor la disminución dentro de la mancha. Lo mismo sucede variando el flujo sanguíneo, siendo mayor la disminución en un nivel normal de dicho flujo.

El incremento de temperatura es exponencialmente cuando se varia el radio de la mancha caliente, siendo mayor el aumento en una mancha pequeña y lineal cuando se varia la entrada de calor.

```

10 PRINT "GRAFICA EL INCREMENTO DE TEMPERATURA (T) EN ESTADO ESTACION
20 M=M+1
30 IF M=5 THEN GOTO 630
40 INPUT N
50 IF N=2 THEN GOTO 250
60 IF N=3 THEN GOTO 370
70 IF N=4 THEN GOTO 500
80 PRINT "GRAFICA T VARIANDO LA POSICION DEL RADIO R"
90 INPUT A,C,Q
100 B=A*SQR(C)
110 E=B+1
120 FOR I=1 TO 20 STEP 2
130 R=I/10
140 IF R>A THEN GOTO 210
150 T=Q/C*(1-.5*E*EXP(-B)*(EXP(R*SQR(C))-EXP(-R*SQR(C)))/(R*SQR(C)))
160 T=INT(T*100)
170 T=T/100
180 P=INT(T*80+10)
190 PRINT TAB(P);"*"
200 GOTO 230
210 T=.5*Q/C*(EXP(B)*(B-1)+E*EXP(-B))*EXP(-R*SQR(C))/(R*SQR(C))
220 GOTO 160
230 NEXT I
240 GOTO 20
250 PRINT "GRAFICA T VARIANDO LA ENTRADA ESCALON DE CALOR Q"
260 INPUT A,C
270 B=A*SQR(C)
280 E=B+1
290 FOR I=1 TO 10
300 T=I/C*(1-E*EXP(-B))
310 T=INT(T*100)
320 T=T/100
330 P=INT(T*30)
340 PRINT TAB(P);"*"
350 NEXT I
360 GOTO 20
370 PRINT "GRAFICA T VARIANDO EL RADIO DE LA MANCHA CALIENTE A"
380 INPUT Q,C
390 FOR I=1 TO 20 STEP 2
400 A=I/10
410 B=A*SQR(C)
420 E=B+1
430 T=Q/C*(1-E*EXP(-B))
440 T=INT(T*100)
450 T=T/100
460 P=INT(T*80+10)
470 PRINT TAB(P);"*"
480 NEXT I
490 GOTO 20

```

```

500 PRINT "GRAFICA T VARIANDO EL FLUJO SANGUINEO C"
510 INPUT A,Q
520 FOR I=4 TO 40 STEP 4
530 C=I/10
540 B=A*SDR(C)
550 E=B+1
560 T=Q/C*(1-E*EXP(-B))
570 T=INT(T*100)
580 T=T/100
590 P=INT(T*60-20)
600 PRINT TAB(P); "*"
610 NEXT I
620 GOTO 20
630 STOP
640 END

```

```

RUN
GRAFICA EL INCREMENTO DE TEMPERATURA (T) EN ESTADO ESTACIONARIO
? 1
GRAFICA T VARIANDO LA POSICION DEL RADIO R
? 1,1.86,2.4

```



Fig 3 - 3

? 2
GRAFICA T VARIANDO LA ENTRADA ESCALON DE CALOR Q
? 1,1.86



Fig 3 - 4

? 3
GRAFICA T VARIANDO EL RADIO DE LA MANCHA CALIENTE A
? 1,2.4



Fig 3 - 5

? 4
GRAFICA T VARIANDO EL FLUJO SANGUINEO D
? 1,2,4



Fig 3 - 6

3.3. La solución en estado transitorio

Con el objeto de obtener la solución en función del tiempo tomamos la transformada de Fourier de la ec. 3-8 tenemos:

$$\nabla^2 T_w - K^2 T_w = -q_w \quad (\text{ec. 3-15})$$

donde :

$$K^2 = C + jW.u$$

T_w i q_w son las transformadas de Fourier de T y q .

La solución a nuestro problema en el dominio de la frecuencia está dada por la ec. 3-7 donde T es reemplazada por T_w y C por K^2 . Observando que el potencial de calentamiento $q = Q_w/K u(t)$ tiene una transformada de Fourier $q_w = Q_w/j\omega K$ y tomando la transformada inversa de Fourier se tiene la siguiente solución en el dominio del tiempo.

Para $r < \delta$

$$T_1 = \frac{q}{C} (1 - e^{-r}) - \frac{q}{2C} \frac{\delta}{r} \left\{ \frac{e^{-(\delta-r)}}{2} \left(1 + \frac{1}{\delta} \right) \right.$$

$$\left. \cdot \operatorname{erfc} \left(\frac{\delta - r}{2\sqrt{r}} - \sqrt{r} \right) + \frac{e^{-(\delta-r)}}{2} \left(1 - \frac{1}{\delta} \right) \right\}$$

$$\cdot \operatorname{erfc}\left(\frac{\delta - r}{2\sqrt{\tau}} + \sqrt{\tau}\right) - \frac{e^{-(\delta+r)}}{2} \left(1 + \frac{1}{\delta}\right)$$

$$\cdot \operatorname{erfc}\left(\frac{\delta + r}{2\sqrt{\tau}} - \sqrt{\tau}\right) - \frac{e^{-(\delta+r)}}{2} \left(1 - \frac{1}{\delta}\right)$$

$$\cdot \operatorname{erfc}\left(\frac{\delta + r}{2\sqrt{\tau}} + \sqrt{\tau}\right) - \frac{r}{\delta} e^{-\tau} \operatorname{erfc}\left(\frac{\delta - r}{2\sqrt{\tau}}\right)$$

$$+ \operatorname{erfc}\left(\frac{\delta+r}{2\sqrt{\tau}}\right) + \frac{2}{\delta} \sqrt{\frac{r}{\pi}} \left(\exp - \frac{(\delta+r)^2}{4\tau} - \exp - \frac{(\delta-r)^2}{4\tau} \right)$$

(ec 3-16)

Para $r > \delta$

$$T_{22} = \frac{\delta}{r} \frac{q}{2C} \left\{ \frac{e^{-(r-\delta)}}{2} \left(1 + \frac{1}{\delta}\right) \cdot \operatorname{erfc}\left(\frac{r-\delta}{2\sqrt{\tau}}\right) + \frac{e^{-(r-\delta)}}{2} \left(1 - \frac{1}{\delta}\right) \right.$$

$$\cdot \operatorname{erfc}\left(\frac{r-\delta}{2\sqrt{\tau}} - \sqrt{\tau}\right) + \frac{e^{-(\delta+r)}}{2} \left(1 - \frac{1}{\delta}\right)$$

$$\cdot \operatorname{erfc}\left(\frac{\delta+r}{2\sqrt{\tau}} + \sqrt{\tau}\right) + \frac{e^{-(\delta+r)}}{2} \left(1 + \frac{1}{\delta}\right)$$

$$\cdot \operatorname{erfc}\left(\frac{r+\delta}{2\sqrt{\tau}} - \sqrt{\tau}\right) + \frac{r}{\delta} e^{-\tau} \operatorname{erfc}\left(\frac{\delta+r}{2\sqrt{\tau}}\right)$$

$$= \operatorname{erfc} \left(\frac{r - \delta}{2\sqrt{\tau}} \right) + \frac{2}{\delta} \sqrt{\frac{r}{\pi}} \left(\exp - \frac{(r - \delta)^2}{4\tau} \right. \\ \left. - \exp - \frac{(r + \delta)^2}{4\tau} \right) \quad (\text{ec 3-17})$$

donde:

$$\tau = \frac{D}{u} t, \quad \delta = A \sqrt{D}, \quad r = R \sqrt{D} \quad (\text{ec 3-18})$$

$$\operatorname{erfc}(x) = 1 - \frac{2}{\sqrt{\pi}} \int_0^x e^{-t^2} dt \quad (\text{ec 3-19})$$

Estas expresiones pueden ser simplificadas para un tiempo pequeño y largo, de las formas asintóticas:

$$\lim_{x \rightarrow 0} e^{-x^2} \approx 1 - x^2 \quad (\text{ec 3-20})$$

$$\lim_{x \rightarrow +\infty} \operatorname{erfc}(x) \approx 0 \quad (\text{ec 3-21})$$

para $\tau \rightarrow 0$ se obtiene:

$$T_1 = \frac{Q}{2C} \tau \quad r < \delta \quad (\text{ec 3-22})$$

$$T_2 = 0 \quad r > \delta$$

Cuando $\tau \rightarrow \infty$ se obtiene las condiciones del estado estacionario, las cuales estan dados por:

la ec 3-6. La evolución del tiempo con respecto al incremento de temperatura se muestra en la fig 3-7.

La fig 3-8 muestra el máxima incremento de temperatura que ocurre en el centro de la mancha caliente como una función del tiempo. El resultado muestra que el 90 % del calentamiento toma lugar en 600 s, para una mancha caliente de 1 cm de radio.

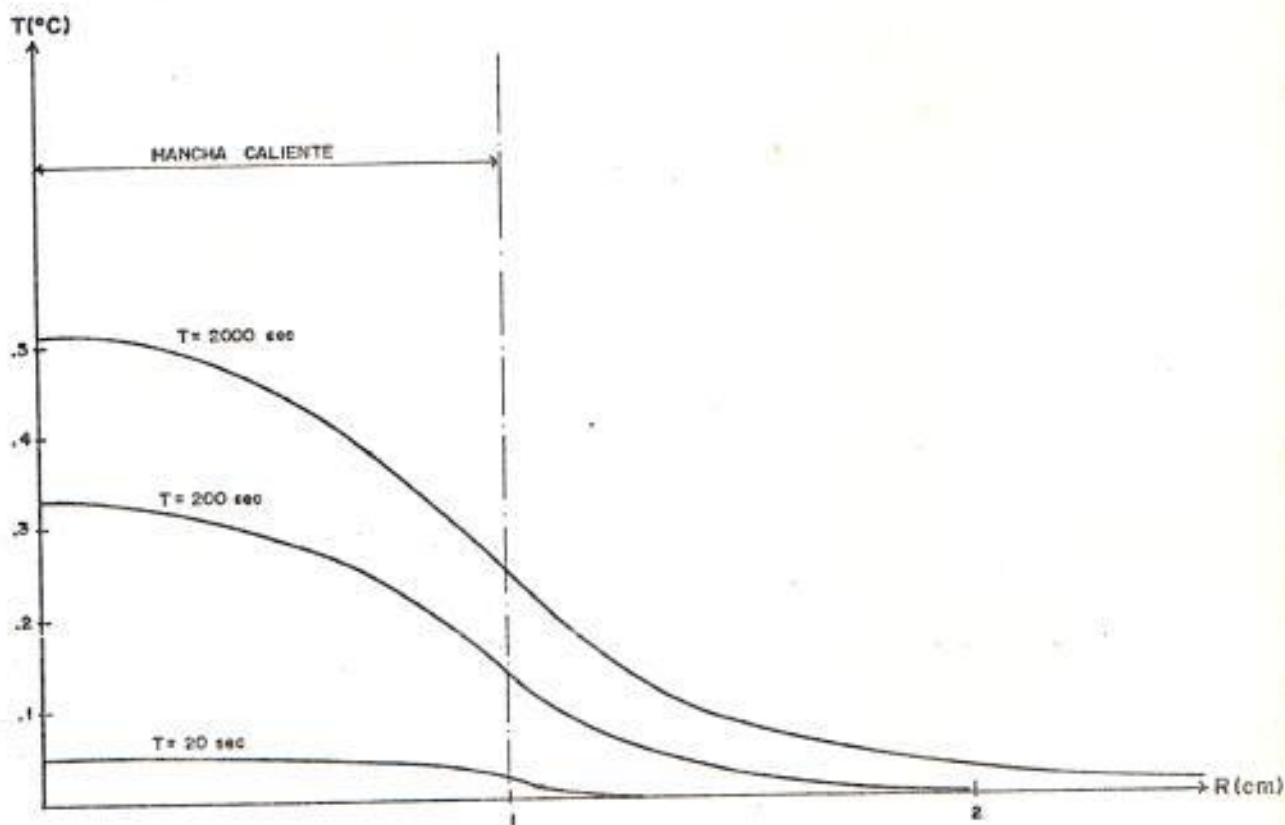


FIG. 3 - 7

DURACION DE LA DISTRIBUCION DEL INCREMENTO DE TEMPERATURA VERSUS RADIO, MEDIDO DESDE EL CENTRO DE LA MANCHA CALIENTE.-

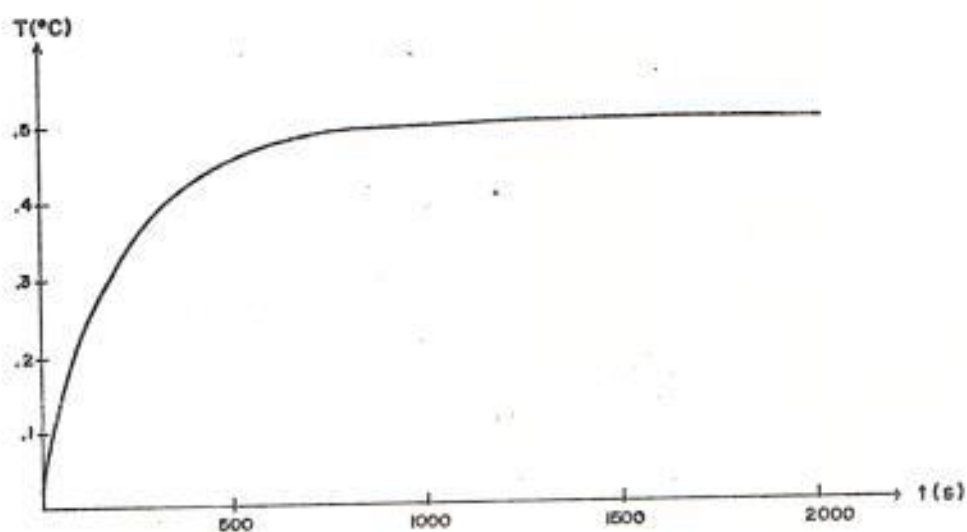


FIG. 3 - 8

MAXIMO INCREMENTO DE TEMPERATURA EN EL CENTRO DE LA MANCHA CALIENTE VERSUS TIEMPO, PARA UNA ENTRADA DE CALOR TIPO ESCALON.-

CAPITULO IV

ANALISIS DE LOS RESULTADOS

El objetivo de este capítulo es presentar los resultados obtenidos de la solución de la ecuación del transporte de calor en el modelo esférico de tejido biológico que simula la cabeza humana en el estado estacionario, utilizado en el programa de lenguaje Basic. Estos resultados están tabulados en la tabla 4-1 en el que se varía un solo parámetro a la vez, mientras que los demás parámetros se mantienen en sus valores de condiciones típicas del cerebro.

T(R)		T(D)		T(A)		T(D)	
R	T	Q	T	A	T	C	T
.1	.50	1	.21	.1	0	.4	.79
.3	.48	2	.42	.3	.06	.8	.67
.5	.44	3	.63	.5	.14	1.2	.59
.7	.38	4	.85	.7	.22	1.6	.54
.9	.29	5	1.06	.9	.31	2.0	.49
1.1	.19	6	1.27	1.1	.39	2.4	.45
1.3	.12	7	1.48	1.3	.46	2.8	.42
1.5	.08	8	1.70	1.5	.52	3.2	.40
1.7	.05	9	1.91	1.7	.57	3.6	.37
1.9	.03	10	2.12	1.9	.63	4.0	.35

tabla 4-1

Además se hace un análisis de error de las curvas de la fig 2-1, ya que para determinar las condiciones de la formación de manchas calientes es importante establecer como ellos son dependientes de las pequeñas variaciones de la conductividad σ y la constante dieléctrica relativa ϵ_r . Con el fin de evitar cálculos tediosos de computador y bastantes largos es instructivo examinar solamente las curvas del diagrama r - f . En las dos regiones conocidas.

En la región cuasi-óptica (vea fig 2-1, curva ab) esta curva es determinada por la ec 2-57.

$$8 \pi e^{-\pi/L} (A / r_1)^2 \approx 1.1$$

La derivada de r con respecto al parámetro (ϵ_r o σ) es:

$$R' = - \frac{rL}{2L-r} \left[\frac{2}{r_1} r_1' - \frac{r}{L^2} L' \right] \quad (\text{ec 4-1})$$

donde:

$$r_1 = \frac{2 \pi}{R_{\infty} K_1} \quad L = \frac{1}{2 I \pi K_1} \quad \text{y} \quad K_2 = NK_1$$

En la región de frecuencias altas se tiene que :

$$N = \sqrt{\epsilon_r} + i \frac{\sigma}{2 \omega_0 \epsilon_0} \sqrt{\epsilon_r}$$

Entonces:

$$r_1 = \frac{r_2}{\sqrt{\epsilon_r}} \quad L = \frac{\sqrt{\epsilon_r}}{1.20 \pi \sigma} \quad (\text{ec 4-2})$$

$$\frac{dr_1}{d\epsilon_r} = -\frac{1}{2} \frac{r_1}{\epsilon_r} \quad \frac{dL}{d\epsilon_r} = \frac{L}{2 \epsilon_r} \quad (\text{ec 4-3})$$

$$\frac{dr_1}{d\sigma} = 0 \quad \frac{dL}{d\sigma} = -\frac{L}{\sigma} \quad (\text{ec 4-4})$$

Por ejemplo en la frecuencia $f = 3$ Ghz se tiene :

$$\epsilon_r = 39.23$$

$$\sigma = 20.45 \text{ mmho/cm}$$

$$r_1 = 1.60 \text{ cm}$$

$$r_2 = 10.00 \text{ cm}$$

$$L = 0.81 \text{ cm}$$

$$r = 4.00 \text{ cm}$$

El resultado final es :

$$\frac{\Delta r}{r} = 4.01 \frac{\Delta \epsilon_r}{\epsilon_r} \quad (\text{ec 4-5})$$

$$\frac{\Delta r}{r} = -1.67 \frac{\Delta \sigma}{\sigma} \quad (\text{ec 4-6})$$

Los resultados muestran que el tamaño del radio de la

esfera es mas sensible a variaciones de la constante dielèctrica ϵ_r que a la conductividad σ . Tambièn se muestra que un incremento en la constante dielèctrica resulta en un incremento de r , lo opuesto es verdad con respecto a la conductividad σ .

En la regiòn de resonancia (vea fig 2-1, curva cd) esta curva es determinada por la expresiòn :

$$|N K_2 r| \approx 2.30 \quad (\text{ec } 4-7)$$

Las derivadas con respecto a ϵ_r y σ son :

$$\frac{\Delta r}{r} = \frac{\epsilon_r^2}{2/N^2} \frac{\Delta \epsilon_r}{\epsilon_r} \quad (\text{ec } 4-8)$$

$$\frac{\Delta r}{r} = - \left(\frac{\sigma}{\omega \epsilon_0} \right)^2 \frac{1}{2/N^2} \frac{\Delta \sigma}{\sigma} \quad (\text{ec } 4-9)$$

Por ejemplo en la frecuencia $f = 1 \text{ Ghz}$ se tiene:

$$\epsilon_r = 39.91 \quad |N| = 6.54$$

$$\sigma = 8.52 \text{ mmho/cm}$$

El resultado final es :

$$\frac{\Delta r}{r} = 0.435 \frac{\Delta \epsilon_r}{\epsilon_r} \quad (\text{ec } 4-10)$$

$$\frac{\Delta r}{r} = - 0.069 \frac{\Delta \sigma}{\sigma} \quad (\text{ec 4-11})$$

Los resultados muestran que en la región de resonancia las variaciones del radio son menos sensitivas que la de la región cuasi-óptica.

4.1. Comparación con otros resultados

La distribución del potencial de calentamiento dentro de esferas conductoras de tejido biológico que han sido expuestas a campos electromagnéticos proviene de numerosas contribuciones, desde los estudios teóricos de Kritikos, Schwan y Shapiro, que bajo ciertas circunstancias manchas calientes pueden ser inducidas dentro del tejido cerebral por campos electromagnéticos de una intensidad moderada solamente. El trabajo experimental reportado por Johnson con tejidos sintéticos y con gatos apoyó esta conclusión y señala que el desarrollo de manchas calientes es mas pronunciado para cabezas pequeñas.

Para esferas uniformes Kritikos y Schwan investigaron la formación de manchas calientes en la región de frecuencias de 50 Mhz a 10 Ghz.

Johnson reportó los resultados para la frecuencia de 918 Mhz i 2450 Mhz. Lin examinó la región de frecuencias altas (HV). Para una esfera multicapa Shapiro investigó la formación de manchas calientes para la frecuencia de 3 Ghz y Weil examinó la región de 0.1 Ghz a 10 Ghz i finalmente la de Kritikos y Schwan en la formulación de manchas calientes en esferas multicapas en la región de frecuencias de 50 Mhz a 10 Ghz será detallada como una comparación del modelo propuesto .

La tabla 4-2 resume las contribuciones teóricas realizadas .

AUTOR	FRECUENCIA	MODELO
H. Schwan	100 Mhz-10 Ghz	Modelo Plano Multicapa
H. Kritikos i H. Schwan	50 Mhz-10Ghz	Esfera Homogénea
C. Johnson i A. Guy	918 Mhz i 2450 Mhz	Esfera Homogénea de radio 3 i 6 cm
J. Lin, A. Guy C. Johnson	1 Mhz, 10 Mhz i 20 Mhz	Esfera homogénea de radio 25.6 cm
A. Shapiro	3 Ghz	Esfera multicapa radio 3.3 i 9 cm
C. Weil	100 Mhz a 10 Ghz	Esfera multicapa de radio 6 cm
H. Kritikos H. Schwan	50 Mhz a 10 Ghz	Esfera multicapa radio 3 i 10 cm

Tabla 4-2

El modelo utilizado es la de una esfera concéntrica de 4 capas, tomado por ser una idealización de una cabeza con capas de piel, grasa y hueso que cubre el núcleo cerebral. Esta esfera concéntrica se muestra en la fig 4-1 junto con el contorno plano multicapa. La grasa y hueso tienen propiedades dieléctricas parecidas como también los tejidos musculares i cerebrales. Por lo tanto, los resultados de este estudio igualmente se aplican bien a la cabeza i otras partes del cuerpo donde la piel y grasa subcutánea cubren los tejidos musculares.

En cada capa la constante de propagación es:

$$K_p = \frac{w}{c} \sqrt{\epsilon_p} + i \frac{\sigma_p}{w_0 \epsilon_0} \quad (\text{ec 4-12})$$

donde:

w es la frecuencia angular

c es la velocidad de la luz 3×10^8 m/s

ϵ_0 8.84×10^{-12} F/m

ϵ_p es la constante dieléctrica relativa de capa p

σ_p es la conductividad de la capa p en mho/m.

Como la constante dieléctrica relativa y la conductividad dependen de la frecuencia, son tomadas

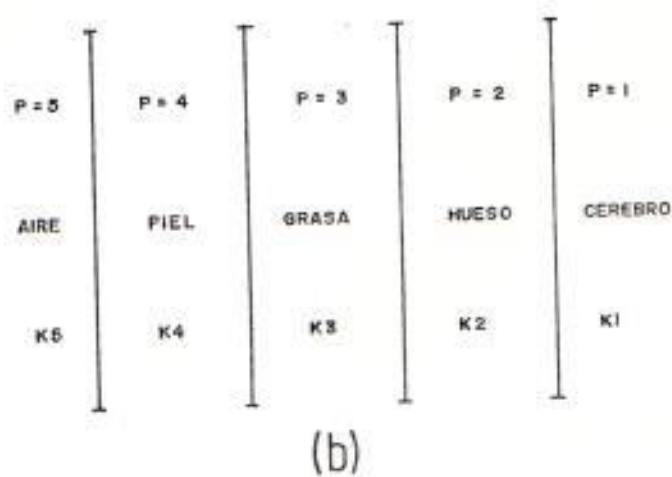
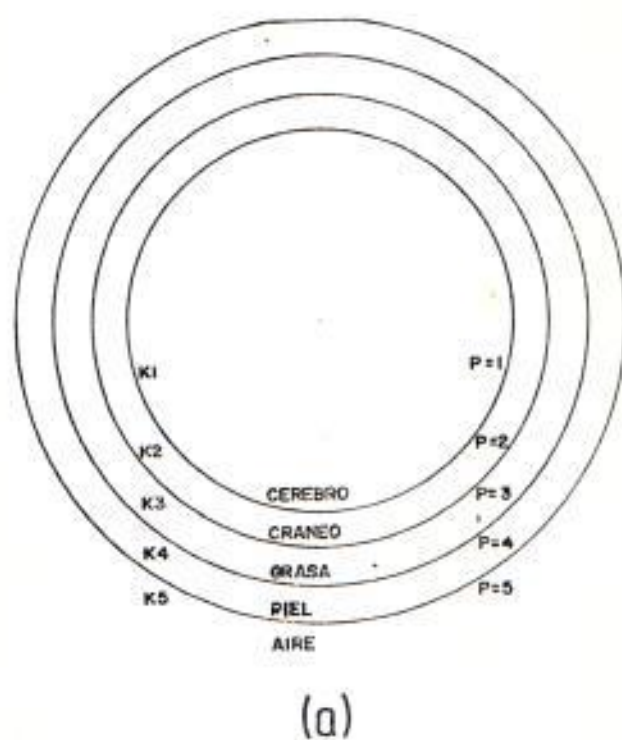


FIG. 4-- 1

MODELO DE LA ESFERA Y EL CONTORNO PLANO MULTICAPA. -

(a)

(b)

de la forma:

$$\epsilon_p = (\epsilon_\infty)_p + \frac{(\epsilon_0 - \epsilon_\infty)_p}{1 + (f/f_0)^2} \quad (\text{ec 4-13})$$

$$\sigma_p = (\sigma_0)_p + \frac{(\sigma_\infty - \sigma_0)_p (f/f_0)^2}{1 + (f/f_0)^2} \quad (\text{ec 4-14})$$

Donde $f_0 = 20 \times 10^3$ Mhz es la frecuencia característica de la dispersión del tejido, las constantes características para las diferentes capas son dadas en la tabla 4-3.

REGION: P	TEJIDO	$(\epsilon_\infty)_p$	$(\epsilon_0 - \epsilon_\infty)_p$	$(\sigma_0)_p$ mho/m	$(\sigma_\infty - \sigma_0)_p$ mho/m
1	CEREBRO	10.00	37.00	1.00	53.00
2	HUESO	1.60	3.40	0.09	0.16
3	GRASA	1.60	3.40	0.09	0.16
4	PIEL	10.00	37.00	1.00	0.56

Tabla 4-3

Aunque la grasa y huesos tienen las mismas características eléctricas, la distribución fue mantenida a través del cálculo, de acuerdo al test de la estabilidad numérica en un programa de computadora.

De acuerdo con los resultados presentes un potencial de calentamiento normalizado q_0 fue calculado. Esta cantidad q_0 es idéntica a la absorción diferencial de sección transversal, entonces la potencia absorbida por unidad de volumen por unidad de densidad de potencia incidente esta dado por :

$$q_0 = \frac{P}{\frac{1}{2} \frac{1}{E_0^2}} = \frac{2.40 \pi P}{1.20 \pi E_0^2} \quad (\text{ec 4-15})$$

Donde

E_0 es la intensidad de campo del campo incidente

P es la densidad de potencia $P = 1/2 \sigma / E^2$

El campo eléctrico E puede ser calculado de la ec 2-4, pero con el objeto de facilitar la presentación, un programa de computadora fue detallado para llegar dentro de la esfera y trazar el máximo potencial de calentamiento.

La fig 4-2 muestra el resultado para la esfera de 10 cm de radio donde el máximo potencial de calentamiento toma lugar siempre en la superficie.

La fig 4-3 muestra el resultado para la esfera de 5 cm de radio donde una absoluta mancha caliente

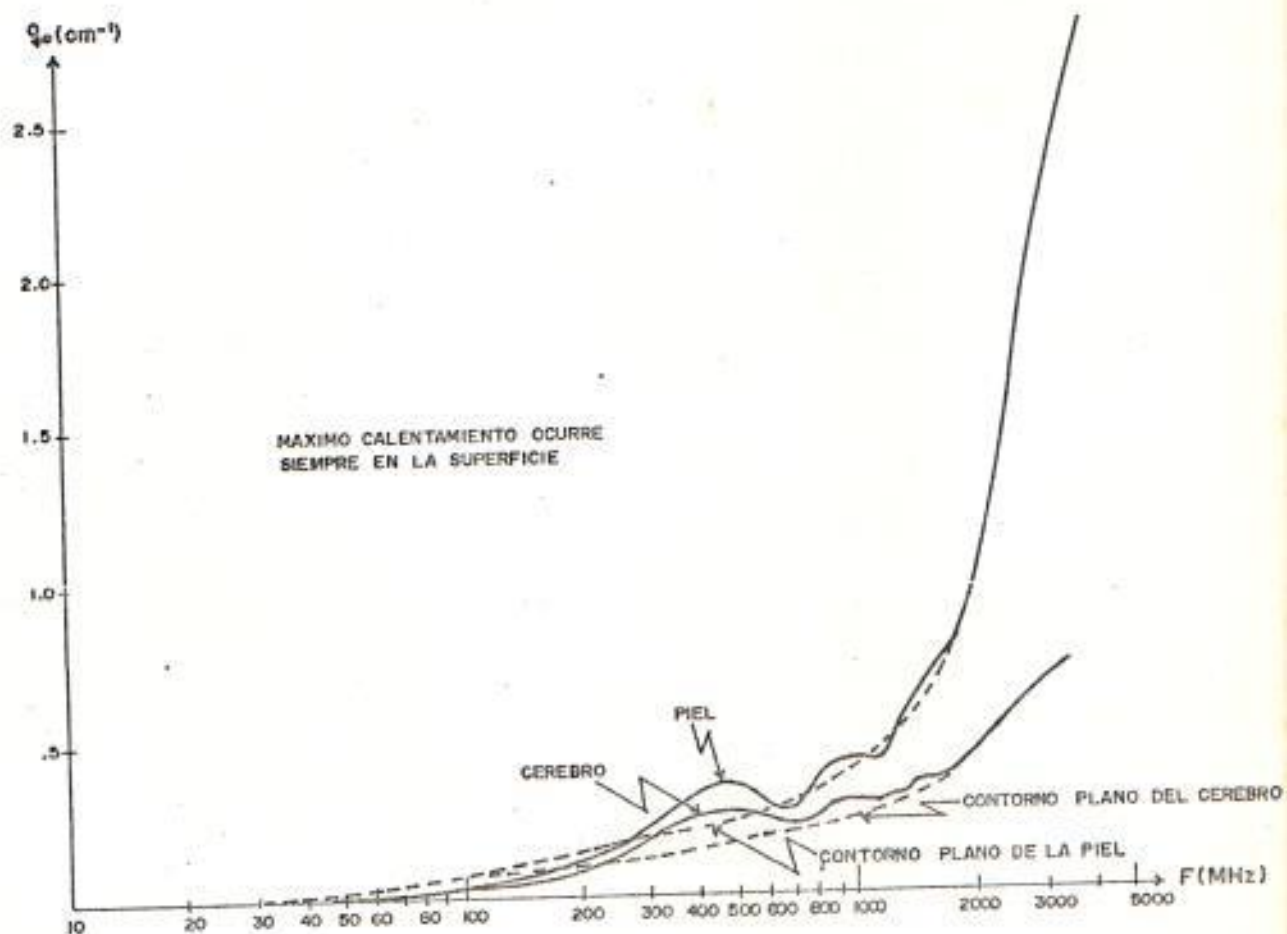


FIG. 4 - 2

DISTRIBUCION DE LA ABSORCION DIFERENCIAL NORMALIZADA DE SECCION TRANSVERSAL VERSUS FRECUENCIA EN UNA ESFERA DE 10 cm DE RADIO.-

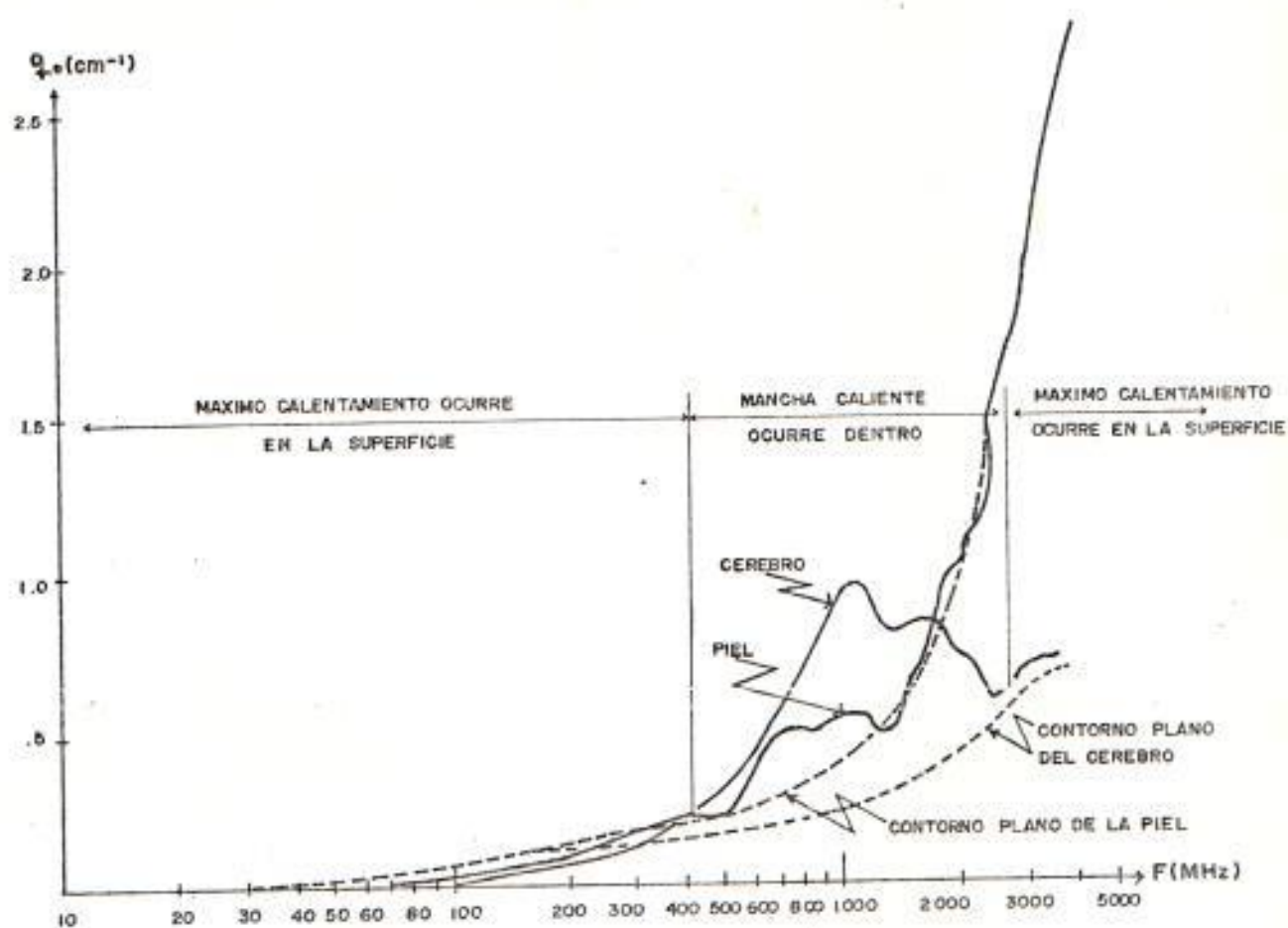


FIG. 4 - 3

DISTRIBUCION DE LA ABSORCION DIFERENCIAL NORMALIZADA DE SECCION TRANSVERSAL VERSUS FRECUENCIA EN UNA ESFERA DE 5 cm DE RADIO.-

ocurre en el rango de frecuencia de 400 Mhz a 2800 Mhz, sin embargo una significativa diferencia aparece en la frecuencia de 4 Ghz donde la capa de la piel empieza a ser una considerable fracción de una longitud de onda.

En esta región ondas estacionarias empiezan a aparecer en la capa de la piel, la cual complica más el mecanismo de absorción. Estos resultados muestran que en las frecuencias de alrededor de 2500 Mhz, el modelo del contorno plano da una buena aproximación para la absorción diferencial normalizada de sección transversal.

Con el objeto de comparar los varios modelos, el potencial de calentamiento del modelo propuesto con el modelo de la esfera multicapa se presenta en la fig 4-4. Realmente se concluye que los dos modelos dan resultados muy similares sugiriendo que la máxima absorción bajo condiciones óptimas es la misma, del orden de $q_0 \approx 1 \text{ cm}^{-2}$. Este número también concuerda con los resultados de Weil, los cuales fueron obtenidos para una esfera de 6 cm de radio.

Los resultados sugieren que para cabezas humanas pequeñas, como las de los infantes, hay una posibilidad de creación de manchas calientes en

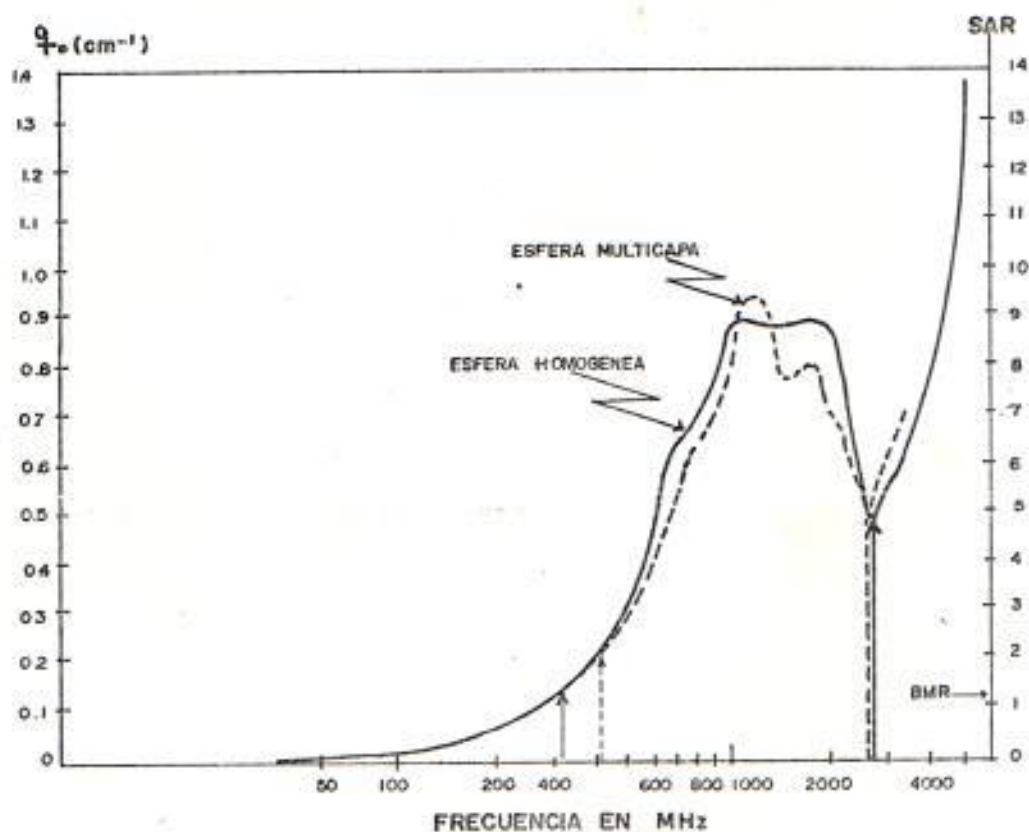


FIG. 4 - 4

MAXIMA ABSORCION DIFERENCIAL NORMALIZADA DE SECCION TRANSVERSAL PARA UNA ESFERA HOMOGENEA MULTICAPA DE 5 cm DE RADIO VERSUS FRECUENCIA.-

la vecindad del centro.

4.2. Sugerencias Finales.

El resultado de este estudio demuestra que el incremento de temperatura, resultante de la formación de una mancha caliente por un campo electromagnético incidente con una densidad de potencia de 10 mW/cm^2 es de aproximadamente $0.5 \text{ }^\circ\text{C}$. Este resultado es interesante por el hecho de que el potencial de calentamiento en la región de la mancha caliente es grande, por un factor de 10 a 15 veces de lo que ocurre en la superficie, la razón de este pequeño incremento de temperatura es debido al efecto de la circulación sanguínea, la cual tiende hacer desaparecer la diferencia de temperatura.

Para una densidad de potencia de 10 mW/cm^2 , el potencial de calentamiento en la mancha caliente se reduce rápidamente, con el incremento del radio de la cabeza i para un hombre, el incremento de temperatura en el centro de esa cabeza es mucho menor.

En los casos de insolación, se espera que tome lugar

un incremento de flujo sanguíneo. Los principios fisiológicos que determinan el parentesco funcional del flujo sanguíneo para la temperatura son complejos y no fácilmente manejables, sin embargo los resultados también muestran que la temperatura decae exponencialmente desde la región activa con una longitud de penetración de $1/\sqrt{F_1}$ ($1/\sqrt{F_1} = 0.73$ cm para un flujo sanguíneo normal) esto indica que la mayor actividad del transporte de calor se extiende afuera desde la región activa ascendente a una distancia de aproximadamente $1/\sqrt{F_1}$. Esta observación conduce a hacer las simplificaciones asumidas, útil para preveer solamente guías de líneas. Este incremento de temperatura resultará en un uniforme incremento de flujo sanguíneo.

Es instructivo notar que mientras el flujo sanguíneo se incrementa por un factor de 5, la diferencia de temperatura se decrementa por 0.33 °C, un decremento por el factor de 5, la diferencia de temperatura se incrementa por 0.37 °C. Esto muestra una asimetría por lo tanto el incremento de temperatura es más sensitivo para un agotado, que un enriquecido suministro de sangre.

CONCLUSIONES Y RECOMENDACIONES

El objetivo de la presente Tesis de Grado, es el de poner de relieve la importancia que tiene el campo bioelectromagnético en nuestro ambiente, ya que hasta la presente poco trabajo de investigación se ha realizado con la finalidad de cuantificar la absorción de energía electromagnética en nuestro organismo, particularmente en la cabeza.

El estudio que se ha realizado en esta Tesis, concluye que el incremento de temperatura resultante de la formación de una mancha caliente por un campo electromagnético a un GHz e intensidad de $10\text{mW}/\text{cm}^2$ es de aproximadamente 0.5°C , para la cabeza de un infante o animal pequeño, ya que afortunadamente la conductividad de los tejidos es suficientemente alto para prevenir manchas calientes en esferas grandes y probablemente en la cabeza del hombre.

Sería recomendable que se utilicen otros modelos, por ejemplo de tipo elipsoidales, que incluyan el tronco y las extremidades para la realización de un estudio completo de la interacción electromagnética en todo el cuerpo humano.

B I B L I O G R A F I A

- H.N. KRITIKOS Y H.P. SCHWAN IEEE trans on BIO MED eng'g
"Subida de la temperatura potencial inducida por ondas
electromagnéticas en tejidos cerebrales" BME-26(1) 1.979.
"Distribución del calentamiento potencial dentro de
esferas pequeñas". BME-22(6) NOV 1.975.
"Formación de manchas calientes en esferas multicapas".
Nov 1.976
"Manchas calientes generadas por ondas electromagnéticas
en esferas pequeñas e implicaciones biológicas".
MBE-19(1), Jun. 1972.
- FAN, LIANG-TSENG. IEEE trans on BIO eng'g May. 1971
"Una revisión de los modelos matemáticos sobre los
sistemas térmicos".

APENDICE A
FUNCION DE GREEN

La ecuación del transporte de calor por medio de la función de Green es:

$$(\nabla^2 - C) G(R, R') = -4\pi \delta(R - R')$$

Sujeto a las condiciones de frontera de:

$$\frac{\partial T}{\partial R} = -\alpha T - \alpha (T_{b1} - T_{\infty})$$

Esta dada por :

$$G(R, R') = \int_0^{\pi} \sum_{m,n} (-1)^n [Y_{m,n}^e(\theta', \theta') Y_{m,n}^e(\theta, \theta) + Y_{m,n}^o(\theta', \theta') Y_{m,n}^o(\theta, \theta)] [i_n(R\sqrt{r}) K_n(R'\sqrt{r}) - A_n i_n(R'\sqrt{r}) i_n(R\sqrt{r})]$$

donde

$$A_n = \frac{g K_n(\delta) + K_n'(\delta)}{g i_n(\delta) + i_n'(\delta)}$$

i_n i K_n son las funciones esféricas de Bessel modificadas que tienen las siguientes propiedades:

$$i_n(r) = i^n J_n(ir)$$

$$K_n(r) = -i^n h_n(ir)$$

$$i_0(r) = \text{Senh}(r)/r$$

$$i_1(r) = \frac{\text{Senh}(r)}{r^2} - \frac{\text{Cosh}(r)}{r}$$

$$i_n'(r) = i^{n+1} J_n'(ir)$$

$$K_n'(r) = -i^{n+1} h_n'(ir)$$

$$K_0(r) = e^{-r} / r$$

$$-i_{n-1}(r) + i_{n+1}(r) = \frac{2n+1}{r} i_n(r)$$

$$i'_n(r) = -i_{n-1}(r) - \frac{n+1}{r} i_n(r)$$

$$K_1(r) = \left(\frac{1}{r} + 1 \right) \frac{e^{-r}}{r}$$

$$-K_{n-1}(r) + K_{n+1}(r) = \frac{2n+1}{r} K_n(r)$$

$$K'_n(r) = -K_{n-1}(r) - \frac{n+1}{r} K_n(r)$$

$$i_n(r) K_{n-1}(r) - K_n(r) i_{n-1}(r) = \frac{(-1)^n}{r^2}$$

$$i_{n+1}(r) K_{n-1}(r) - K_{n+1}(r) i_{n-1}(r) = (2n+1) \frac{(-1)^n}{r^3}$$

$$Y_{m,n}(\theta, \phi) = \sqrt{\frac{\epsilon_m (2n+1) (n-m)!}{4\pi (n+m)!}} P_n^m(\cos(\theta)) e^{im\phi}$$

$$\epsilon_m = 1 \quad \text{si} \quad m = 0$$

$$\epsilon_m = 2 \quad \text{si} \quad m \neq 0$$

A P E N D I C E B

CONTRIBUCIONES DEL POTENCIAL MAGNETICO, ELECTRICO Y EL TERMINO DE INTERACCION

La interacción del potencial magnético da los siguientes resultados:

$$\begin{aligned}
 T = & \frac{w^2 P_0}{12 c^2} \sqrt{r} \{ 2 \sqrt{4\pi} [(a_0 K_0(r\sqrt{r}) + b_0 i_0(R\sqrt{r})) \\
 & + d_0 A_0 i_0(R\sqrt{r}) Y_{0,0} - [(a_2 K_2(R\sqrt{r}) + b_2 i_2(R\sqrt{r}) \\
 & + b_2 A_2 i_2(R\sqrt{r})] [\frac{\sqrt{4\pi}}{5} Y_{2,0} - \frac{1}{2} \frac{\sqrt{48\pi}}{5} Y_{2,2}] \} \\
 & - \frac{g \Delta T}{c_0 (g i_0 + i'_0)}
 \end{aligned}$$

donde:

$$\begin{aligned}
 a_0 &= \int_0^R R'^4 i_0(R'\sqrt{r}) dR' \\
 &= r^{-2.5} [3(R'\sqrt{r})^3 i_2(R'\sqrt{r}) - (R'\sqrt{r})^4 i_3(R'\sqrt{r})]
 \end{aligned}$$

$$\begin{aligned}
 b_0 &= \int_R^A R'^4 K_0(R'\sqrt{r}) dR' \\
 &= r^{-2.5} [3(R'\sqrt{r})^3 K_3(R'\sqrt{r}) - (R'\sqrt{r})^4 K_3(R'\sqrt{r})] \Big|_R^A
 \end{aligned}$$

$$a_z = \int_0^R R'^4 i_z (R' \sqrt{\Gamma}) dR'$$

$$= \frac{(R\sqrt{\Gamma})^4}{r^{5/2}} i_z (R\sqrt{\Gamma})$$

$$b_z = \int_R^A R'^4 k_z (R' \sqrt{\Gamma}) dR'$$

$$= r^{-5/2} [\delta^4 k_z(\delta) - (R\sqrt{\Gamma})^4 k_z(R\sqrt{\Gamma})]$$

$$d_o = \int_0^A R'^4 i_o (R' \sqrt{\Gamma}) dR'$$

$$= r^{-2.5} (3\delta^3 i_z(\delta) - \delta^4 i_z(\delta))$$

$$d_z = \int_0^A R'^4 i_z (R' \sqrt{\Gamma}) dR'$$

$$= r^{2.5} (\delta^4 i_z(\delta))$$

Usando las relaciones:

$$i_n k_{n-1} - k_n i_{n-1} = \frac{(-1)^n}{\delta^2} \quad \text{y} \quad i_{n+1} k_n - k_{n+1} i_n =$$

$$= (2n + 1) \frac{(-1)^n}{\delta^3}$$

y observando que:

$$(a_o k_o (R\sqrt{\Gamma}) + b_o i_o (R\sqrt{\Gamma})) =$$

$$= r^{-2.5} ([3\delta^2 (k_z(\delta) + i_z(\delta) A_o) - \delta^4 (k_z(\delta))$$

$$\begin{aligned}
 & + i_3(\delta) A_0] i_0(R\sqrt{\Gamma}) - (R\sqrt{\Gamma})^2 - 6] \\
 & = \frac{6g + 2\delta + g\delta^2}{g i_0(\delta) - i_1(\delta)} i_0(R\sqrt{\Gamma}) - (R\sqrt{\Gamma})^2 - 6
 \end{aligned}$$

también:

$$\begin{aligned}
 & (\alpha_2 k_2 R\sqrt{\Gamma}) + b_2 i_2(R\sqrt{\Gamma}) + d_2 A_2 i_2(R\sqrt{\Gamma})) \\
 & = r^{-2.5} [\delta^4 [k_3(\delta) - i_3(\delta) A_2] i_2(r\sqrt{\Gamma}) - (R\sqrt{\Gamma})^2 \\
 & = \frac{2\delta + g\delta^2}{(g - 1/\delta) i_2(\delta) - i_1(\delta)}
 \end{aligned}$$

los resultados son:

$$\begin{aligned}
 T = M_0 [2(m_0 i_0(R\sqrt{\Gamma}) - (R\sqrt{\Gamma})^2 - 6) + (m_2 i_2(R\sqrt{\Gamma}) - (R\sqrt{\Gamma})^2 \\
 (P_2 (\cos \theta) + 1/2 P_2^2 (\cos \theta) \cos 2\theta) - C_0 i_0(R\sqrt{\Gamma})
 \end{aligned}$$

donde:

$$M_0 = \frac{(1.2) \pi \sigma}{k r} \frac{w^2 P_0}{12 (\Gamma C)^2}$$

$$m_0 = \frac{6g + 2\delta + g\delta^2}{g i_0(\delta) - i_1(\delta)}, \quad m_2 = \frac{2\delta + g\delta^2}{(g - 3/\delta) i_2(\delta) - i_1(\delta)}$$

$$g = \alpha / \sqrt{\Gamma}$$

$$\delta = A \sqrt{\Gamma}, \quad A \text{ es el radio de la esfera.}$$

$$c_o = \frac{g \Delta T}{g i_o(\delta) - i_1(\delta)}$$

$$\Delta T = T_{b1} - T_{mk}$$

τ es el equivalente mecánico de calor = 4.18 joules/cal.

La contribución del término dipolo eléctrico da los siguientes resultados:

$$T = \sqrt{r} g P_o \left(\frac{\epsilon_o w}{\sigma} \right) [(\alpha_o k_o(R\sqrt{r}) + b'_o i_o(\sqrt{r}) + A_o d_o i_o(R\sqrt{r}))]$$

$$\begin{aligned} \sigma'_o &= \int_0^R R'^2 i_o(R'\sqrt{r}) dR' \\ &= r^{-3/2} (R\sqrt{r})^2 i_1(R\sqrt{r}) \end{aligned}$$

$$\begin{aligned} b'_o &= \int_R^A R'^2 k_o(R'\sqrt{r}) dR' \\ &= r^{-3/2} [\delta^2 k_1(\delta) - (R\sqrt{r})^2 k_1(R\sqrt{r})] \end{aligned}$$

$$\begin{aligned} d'_o &= \int_0^A R'^2 i_o(R'\sqrt{r}) dR' \\ &= r^{-3/2} \delta^2 i_1(\delta) \end{aligned}$$

$$[\alpha'_0 k_0(R\sqrt{r}) + b'_0 i_0(R\sqrt{r}) + A_0 d_0 i_0(R\sqrt{r})]$$

$$= r^{-3/2} [-\delta^2 k_1^2 + A_0 \delta^2 i_1] i_0(R\sqrt{r}) + 1]$$

$$= r^{-3/2} \left[1 - \frac{g}{g i_0(\delta) - i_1(\delta)} i_0(R\sqrt{r}) \right]$$

$$T = E_0 [1 - e_0 i_0(R\sqrt{r})]$$

$$E_0 = \frac{g}{r} \left(\frac{\epsilon_0 \omega}{\sigma} \right)^2 \frac{1.2 \pi \alpha}{r k}$$

$$e_0 = \frac{g}{g i_0(\delta) - i_1(\delta)}$$

La contribución del término de interacción electromagnético da los siguientes resultados

$$T = T_{b1} \frac{3\epsilon_0 \omega^2 P_0}{\sigma} \{ [\alpha_1 k_1(R\sqrt{r}) + b_1 i_1(R\sqrt{r}) + d_1 A_1 i_1(R\sqrt{r})] \frac{\sqrt{4\pi}}{3} Y_{1,0}$$

donde:

$$\alpha_1 = \int_0^R R'^2 i_1(R\sqrt{r})' dR' = r^{-2} (R\sqrt{r})^3 i_2(R\sqrt{r})$$

$$b_1 = \int_0^A R'^2 k_1(R\sqrt{r}) dR' = r^{-2} [\delta^3 k_2(\delta) - (R\sqrt{r})^3 k_2(R\sqrt{r})]$$

$$dI = \int_0^A R'^2 i_1(R'\sqrt{\Gamma}) dR' = r^{-2} \delta^3 k_2(\delta)$$

$$\begin{aligned} & [a_1 k_1(R\sqrt{\Gamma}) + b_1 i_1(R\sqrt{\Gamma}) + d_1 A_1 i_1(b R)] \\ & = r^{-2} [(k_2(\delta) - i_2(\delta) A_1) i_1(R\sqrt{\Gamma}) - (R\sqrt{\Gamma})^2] \\ & = r^{-2} \left[\frac{1 + g_0}{(2/\delta - g) i_1(\delta) + i_0(\delta)} i_1(R\sqrt{\Gamma}) - (R\sqrt{\Gamma})^2 \right] \end{aligned}$$

$$T = N_0 [n_0 i_1(R\sqrt{\Gamma}) - (R\sqrt{\Gamma})^2] \cos \theta$$

donde:

$$N_0 = \frac{3\epsilon_0 \omega^2}{\sigma c r^{3/2}} \quad \frac{(1.2) \pi \sigma}{k r}$$

$$n_0 = \frac{1 + g\delta}{(2/\delta - g) i_1(\delta) + i_0(\delta)}, \quad \delta = A\sqrt{\Gamma}$$

