

Manual de Telemedicina

Eduardo Romero y Alfonso Lozano

Índice general

| | |
|--|-----------|
| 1. Introducción | 7 |
| 1.1. Un poco de historia | 7 |
| 1.2. La telemedicina en Colombia | 8 |
| 1.2.1. Universidad Distrital | 8 |
| 1.2.2. Universidad Pontificia Bolivariana | 8 |
| 1.2.3. Universidad del Cauca | 9 |
| 1.2.4. Proyecto de Telemedicina de la Fundación Santa fe | 9 |
| 1.2.5. Universidad Eafit - Universidad CES | 9 |
| 1.2.6. Fundación Cardiovascular de Colombia | 10 |
| 1.2.7. Telemedicina Universidad Nacional de Colombia | 10 |
| 1.3. Historia de la telemedicina a nivel mundial | 11 |
| 1.3.1. USA | 11 |
| 1.3.2. La telemedicina en Francia | 12 |
| 1.3.3. En Australia | 13 |
| 1.3.4. En Japón | 13 |
| 1.3.5. En Canadá | 13 |
| 1.3.6. En Noruega | 13 |
| 1.3.7. En Suecia | 14 |
| 1.3.8. En España | 14 |
| 2. Imagen y Percepción | 15 |
| 2.1. Fotometría | 15 |
| 2.1.1. Fuente de Energía | 15 |
| 2.1.2. Curva V-Lambda | 16 |
| 2.1.3. El Lúmen y el Lux | 16 |
| 2.2. RBGa Canal Alpha | 17 |
| 2.2.1. Introducción | 17 |
| 2.2.2. Bases biológicas de los colores primarios | 18 |
| 2.2.3. RGB y Monitores | 18 |
| 2.2.4. Video | 18 |
| 2.2.5. Modos de representaciones | 18 |
| 2.2.6. RGBA | 19 |
| 2.2.7. No linealidad | 20 |
| 3. Imágenes Médicas | 21 |
| 3.1. TAC (Tomografía Axial Computarizada) | 21 |
| 3.1.1. Introducción | 21 |
| 3.1.2. Un poco de historia | 21 |
| 3.1.3. Conceptos preliminares | 21 |
| 3.1.4. Radiación | 26 |
| 3.2. Resonancia Magnética | 26 |
| 3.2.1. Momento de Torsión | 27 |
| 3.2.2. Magnetismo atómico | 28 |
| 3.2.3. Radiofrecuencias | 29 |
| 3.2.4. Medida de un voxel de magnetición: el FID | 29 |

| | |
|---|-----------|
| 3.2.5. Mecanismos de relajación | 29 |
| 3.2.6. Eco Espín | 30 |
| 3.2.7. Secuencias de Pulso | 30 |
| 3.2.8. Reconstrucción de la imagen de resonancia | 31 |
| 3.2.9. Codificación en mas de una dimension: | 31 |
| 3.2.10. Espacio K | 31 |
| 3.2.11. Técnica de Resonancia Magnetica | 31 |
| 3.3. Ultrasonido | 32 |
| 3.3.1. Definiciones | 32 |
| 3.3.2. Interacciones del ultrasonido con la materia | 33 |
| 3.3.3. Equipo | 34 |
| 3.3.4. Sistemas de adquisición de ultrasonido 3D | 36 |
| 3.3.5. Calidad de la imagen | 37 |
| 3.3.6. Ecografía Doppler | 41 |
| 3.3.7. Interpretación del Doppler espectral: | 42 |
| 4. Formatos de imágenes | 43 |
| 4.1. BMP - Bit Map Pixels | 43 |
| 4.2. GIF - Graphic Interchange Format | 44 |
| 4.3. JPEG - Joint Photographic Experts Group | 44 |
| 4.4. TIFF - Tagged Image File Format | 45 |
| 4.5. PNG - Portable Network Graphics | 45 |
| 4.6. El estándar de codificación de imágenes JPEG2000 - Generalidades | 46 |
| 4.7. DICOM | 46 |
| 4.7.1. Digital Imaging and Communications in Medicine | 46 |
| 4.7.2. Objetivos | 47 |
| 4.7.3. Estándar | 47 |
| 4.7.4. Alcance y Campo de Acción | 47 |
| 4.7.5. El protocolo DICOM no especifica | 47 |
| 4.7.6. Documento - Partes | 47 |
| 4.8. PS (PostScript) y EPS (Encapsulated PostScript) | 48 |
| 5. Codificación de Vídeo MPEG | 49 |
| 5.1. Introducción | 49 |
| 5.1.1. Fases, Secciones y Capas | 49 |
| 5.2. MPEG-1 | 49 |
| 5.2.1. Descripción General | 49 |
| 5.2.2. Tipos de Imagen MPEG | 50 |
| 5.2.3. Transformada Directa del Coseno | 52 |
| 5.2.4. Descomposición en capas de una secuencia de vídeo MPEG | 52 |
| 5.3. MPEG-2 | 53 |
| 5.3.1. Descripción General | 54 |
| 5.3.2. Niveles y perfiles MPEG-2 | 56 |
| 5.4. MPEG-4 | 57 |
| 5.4.1. Codificación | 57 |
| 5.4.2. Versiones | 58 |
| 5.4.3. Imágenes Fijas | 58 |
| 5.4.4. Objetos Multimedia | 58 |
| 5.4.5. Aplicaciones | 58 |
| 5.5. Bibliografía | 59 |
| 6. Protocolo TCP/IP | 61 |
| 6.1. Generalidades | 61 |
| 6.1.1. Historia | 61 |
| 6.1.2. Que es el protocolo TCP/IP | 61 |
| 6.1.3. Capas del protocolo TCP/IP | 61 |
| 6.1.4. Características del protocolo TCP/IP | 62 |

| | |
|--|-----------|
| 6.2. Capa de Red: Protocolo IP | 63 |
| 6.2.1. Direcciones IP | 63 |
| 6.2.2. máscara de subred | 65 |
| 6.2.3. Enrutamiento (<i>routing</i>) | 65 |
| 6.3. Capa de Transporte: Protocolo TCP y UDP | 65 |
| 6.3.1. Puertos | 65 |
| 6.3.2. Protocolo UDP | 66 |
| 6.3.3. Protocolo TCP | 66 |
| 6.4. Bibliografía | 67 |
| 7. Redes de informática | 69 |
| 7.1. Velocidad de transmisión | 69 |
| 7.2. Clasificación de las redes | 69 |
| 7.2.1. Topología | 69 |
| 7.2.2. Alcance | 72 |
| 7.2.3. Relación funcional | 73 |
| 7.2.4. Redes Par a Par | 73 |
| 7.3. Tecnologías de conectividad comunmente utilizadas en Telemedicina | 73 |
| 7.3.1. Cable(DOCSIS) y ADSL | 74 |
| 7.3.2. Redes ISDN | 74 |
| 7.3.3. Transmisión de datos a través de redes de telefonía móvil celular | 74 |
| 7.3.4. Soluciones satelitales | 75 |
| 8. Sistemas de Información | 77 |
| 8.1. Qué es HL7? (Nivel de Salud 7) | 77 |
| 8.1.1. Propósito de HL7 | 77 |
| 8.2. Modelo de caso de uso | 78 |
| 8.2.1. Metodología | 78 |
| 8.3. Modelos de los sistemas de información | 79 |
| 8.3.1. Especificaciones para la comunicación | 79 |
| 8.3.2. Modelo de Información de Referencia (RIM) | 80 |
| 8.3.3. Actores | 80 |
| 9. Aplicaciones de la telemedicina | 83 |
| 9.1. Caracterización e intervención de la población y responsabilidad del sistema de salud | 83 |
| 9.1.1. Autoridades sanitarias, agentes aseguradores y pagadores | 83 |
| 9.1.2. Administración y gerencia de centros de salud | 83 |
| 9.1.3. Profesionales de la salud | 84 |
| 9.1.4. Pacientes | 84 |
| 9.2. Servicios | 84 |
| 9.2.1. Imagenología | 84 |
| 9.2.2. Teleradiología | 85 |
| 9.2.3. Telepatología | 87 |
| 9.2.4. Consulta e interconsulta médica especializada | 89 |
| 9.2.5. Telemonitorización: cuidado crítico y cuidado en casa | 90 |
| 9.2.6. Telepsiquiatría | 90 |
| 9.2.7. Telecirugía | 90 |
| 10. Marco legal en telemedicina | 91 |
| 10.0.8. Definición del marco legal | 91 |
| 10.0.9. Habilitación Como Institución Prestadora De Servicios De Salud | 91 |
| 10.0.10. Habilitación Como Centro de Referencia o Institución Remisora Bajo La Modalidad De Telemedicina | 91 |
| 10.1. Estándares de habilitación para instituciones remisoras | 91 |
| 10.1.1. Definición legal de institución remitora | 91 |
| 10.1.2. Estándares y Requisitos | 91 |
| 10.2. Tecnovigilancia | 96 |
| 10.2.1. Normatividad a nivel internacional | 96 |

10.2.2. Normatividad Nacional 98

Introducción

Nuestra época se caracteriza por un acelerado crecimiento de la influencia de la tecnología en todas las actividades humanas. En particular, las telecomunicaciones han cambiado nuestra percepción del mundo y la manera de relacionarnos los unos con los otros. Una compleja interacción de factores sociales, económicos, culturales y tecnológicos construyen nuestra sociedad del futuro. La telemedicina y el telecuidado forman apenas una pequeña parte de una nueva red virtual de comunicaciones digitales¹, una red en la cual participamos cada vez más debido a su creciente impacto en la vida diaria.

Aunque existe una historia documentada sobre el uso de las telecomunicaciones en la práctica médica [13], el uso de la telemedicina permanece aún reducido a unas cuantas especialidades y al conjunto de países con la infraestructura necesaria. A pesar de tener más de 80 años, su campo de acción es todavía objeto de debate y la literatura es rica en definiciones, desde las simples a las más complicadas. Esta actividad, compleja por su naturaleza interdisciplinaria, abarca diversas áreas del conocimiento científico y social. Diversos autores y entidades han tratado de definir su marco de actividades, sin embargo todas estas definiciones aportan apenas una pequeña contribución en el proceso de establecimiento de su área de trabajo. Una manera de no perderse en ese mar de discusiones es usar definiciones existentes que capturen, a nuestro entender, la esencia de esta nueva área.

Definición OPS La telemedicina es la práctica de la medicina y de sus actividades conexas, como la educación y la planeación de sistemas de salud a distancia por medio de sistemas de comunicaciones. Su característica principal es la separación geográfica entre dos o más agentes implicados: ya sea un Médico y un Paciente, un Médico y otro Médico, o un Médico y/o un Paciente con un Educador [18].

Definición OMS El telecuidado se entiende como un medio de integración de los sistemas de telecomunicaciones en la práctica de la promoción y prevención en salud, mientras la telemedicina es la incorporación de estos sistemas en la medicina curativa. En consecuencia se tiene que reconocer que el telecuidado corresponde más estrechamente a las actividades internacionales de la Organización Mundial de la Salud en el campo de la Salud Pública. Estas cubren educación para la salud pública y comunitaria, el desarrollo de los sistemas de salud y la epidemiología, mientras que la telemedicina está más orientado al aspecto clínico [13].

La definición propuesta por la Organización Mundial de la Salud realiza una distinción entre telemedicina y telecuidado, mientras que la primera se reduce a definir el marco operacional de esta actividad. Sin embargo, las dos definiciones contienen muchos más elementos similares de los que uno percibe con la primera lectura. La diferencia entre telesalud y telemedicina ha enfrentado a quienes ven en las tecnologías de la información una herramienta de intervención en la salud pública y quienes creen que la telemedicina es una simple extensión de la práctica clínica. En cualquier caso, es bien probable que hacia el futuro estas diferencias desaparezcan porque los clientes de los servicios de salud necesitarán un continuo de servicios, desde el campo de la salud preventiva hasta los tratamientos médicos curativos y en esta visión integral la actividad telemedica será simplemente la extensión de cualquier conocimiento médico.

Un poco de historia

La telemedicina como actividad existe hace un buen tiempo. Los primeros reportes se remontan a comienzos del siglo XX, época en la cual los médicos ya tenían disponible el teléfono [14]. Después de 1920 se comenzó a

¹en inglés, *World Wide Web*

utilizar la radio en alta mar y en la década de los treinta era ya frecuente la comunicación de datos médicos con sitios como Alaska o Australia [14]. En los años 50 la telemedicina tuvo su primer auge: se difundió información médica mediante circuitos cerrados de televisión en múltiples congresos de medicina [14]. Durante los 60 la NASA elaboró un programa de atención médica a distancia para sus astronautas en órbita [15], que incluía adaptación fisiológica a la microgravedad, exposición a la radiación, temperaturas extremas y vacío, como también un programa de control de reacciones durante los vuelos espaciales. El año de 1965 fue clave pues se realizó por primera vez una operación de corazón abierto entre el Methodist Hospital en Estados Unidos y el Hôpital Cantonal de Genève, en Suiza. Esta transmisión se realizó por medio del primer satélite de interconexión continental creado por Comsat llamado *Early Bird* [13] y puso en evidencia la solidez de las herramientas técnicas para realizar intervenciones a cualquier nivel de la atención médica. En 1975, quince proyectos diferentes de telemedicina se encontraban activos, y no solo dentro de los Estados Unidos [6] sino en el resto del mundo desarrollado. Sin embargo y a pesar de toda esta lista de avances, ningún programa logró consolidarse entre los 60, 70 u 80. Este estancamiento se dio hasta la década de los 90, probablemente gracias al rápido e inimaginado avance de la tecnología. Esta época se conoce como la segunda era de la telemedicina, un período en el cual finalmente esta actividad ha logrado consolidarse [13].

La telemedicina en Colombia

Aunque en 1985 la telemedicina comenzó como un proyecto en la clínica Palermo ??, hasta ahora los esfuerzos en Colombia han sido aislados, puntuales, mal estructurados y la mayoría de ellos han nacido en las Universidades, destacándose el trabajo del Centro de telemedicina de la Universidad Nacional. Trabajos en otras universidades e institutos son descritos a continuación de manera sucinta²

Universidad Distrital

Motivado y patrocinado por el Gobierno Distrital y Nacional para compartir el control de recursos tecnológicos y administrativos entre empresas gubernamentales y privadas. El objetivo de este proyecto era desarrollar un sistema de información que se pudiera adaptar a cualquier institución de salud, capaz de transmitir información confiable y oportuna a todos los niveles del sistema y de fácil control. La idea original del proyecto se desarrollaría en tres fases: la primera fase comprendía el estudio, análisis y desarrollo de un sistema con las características buscadas. El producto de la segunda etapa era un prototipo, mientras en la tercera fase se planeaba realizar teleeducación, teleconsulta y alianzas pertinentes para extender la aplicabilidad del producto. Los resultados mostrados hasta ahora reportan el estudio y análisis de servicios médicos hospitalarios de los principales centros de Bogotá mediante telecomunicación y cubrimiento para varios centros de nivel *III*. Esto corresponde a la fase *I*.

Esta propuesta ha sido iniciativa del grupo de investigación de Telemedicina GITEM. El grupo GITEM está integrado por la línea de Telemedicina de la Universidad Distrital, y la maestría en Teleinformática e Ingeniería Electrónica.

Universidad Pontificia Bolivariana

Los promotores de la Red de Telemedicina de Antioquia buscaban implementar una red de telemedicina para interconectar las instituciones médicas de Antioquia. Diferentes iniciativas se han promovido.

- Pruebas piloto de intercambio de información con imágenes médicas convencionales y digitales, y algunas otras pruebas diagnósticas.
- Desarrollo de una interfaz para visualizar imágenes de monitoreo clínico.
- Mercadeo y factibilidad de la utilización de los servicios de telemedicina.

²Esta información ha sido recopilada a partir de la que se encuentra disponible en la red. La mayoría de los proyectos describen muchas actividades que no se encuentran documentadas a través de productos evaluables. Solamente uno de estos proyectos reporta actividades con pacientes, pero no se muestra alguna evidencia objetiva sobre dicho trabajo.

- Políticas acordes a la legislación, optimización de recursos (protocolos), diseño de prioridades en solicitudes (urgencias, triage).

Estos temas se han dirigido a establecer la factibilidad de la RTA (Red de Telemedicina de Antioquia) y su posterior viabilidad, para así poder enlazar y crear redes a nivel nacional.

Universidad del Cauca

El proyecto de la Universidad del Cauca ha estado principalmente dirigido a encontrar soluciones al problema de conectividad, en un país como el nuestro con una pobre infraestructura en comunicaciones. Su propuesta se ha dirigido a utilizar tecnologías de bajo costo que impacten al sector salud. El patrón común de sus proyectos ha sido el de mejorar las condiciones de los trabajadores de la salud con el uso óptimo de la infraestructura de telecomunicaciones y los servicios de información para salud. Mediante el uso de tecnologías Wi-Fi³ y con un extenso portafolio de servicios cuyo desarrollo es propio: correo electrónico, consulta a especialistas, acceso a documentos médicos, capacitación a distancia, mejorar la vigilancia epidemiológica y referencia-contrarreferencia de pacientes. Diferentes sub-proyectos han estructurado esta propuesta

- *La red Telemática para Prestación de Servicios de Telesalud y Telemedicina* Diseñar e implantar una red telemática lo más universal posible, desarrollar los servicios de telesalud y telemedicina desde los más básicos hasta los más complejos siempre y cuando sea técnica y económicamente posible. Servicios de teleafiliación, telehistoria clínica, teleconsulta médica (interconsulta, remisión-contrarremisión, control médico) telelaboratorio (teleenvío de datos, interpretación y diagnóstico), teledroguería, ambulancia y atención prehospitalaria, programación de servicios, apoyo educativo, vigilancia epidemiológica.
- *Red Piloto de Teleasistencia Sanitaria* Establecer una red funcionante piloto para la prevención, detección temprana y tratamiento oportuno de la tuberculosis. Este proyecto piloto se ha llevado a cabo entre
 - Zona Centro (Popayán)
 - Zona Norte (Santander de Quilichao)
 - Zona Oriental (Silvia)

El proyecto ha realizado monitoreo, consulta y capacitación por medio de acceso a base de datos y un modelo de gestión de red.

Proyecto de Telemedicina de la Fundación Santa fe

Es todavía uno de los proyectos más nuevos pero permanece muy activo en el campo de la tele-educación. En su portal se incluye información para el paciente, información para el médico, y consulta con un sistema de identificación sencillo a través de usuario y contraseña. En el área clínica diferentes proyectos muestran un grado relativo de desarrollo, con algunos logros concretos como por ejemplo la telemedicina de imágenes diagnósticas nucleares⁴ o la telemedicina con la clínica virtual de coagulación cuyo objetivo es garantizar un tratamiento ambulatorio oportuno de los pacientes que encuentran bajo tratamiento con anticoagulante oral.

Universidad Eafit - Universidad CES

Diferentes proyectos estructuran el trabajo realizado por el Grupo de Investigación en Bioingeniería y comprenden diversas aplicaciones, que incluye aplicaciones en biomecánica, usando diferentes tipos de imágenes médicas.

- Red para transmisión y manejo de imágenes diagnósticas: Transmisión, visualización, reconstrucción, comercialización.
- Diseño de programa de historias clínicas en medio hospitalario

³Wi-Fi es una licencia presentada por la alianza Wi-Fi para describir la tecnología de las redes locales inalámbricas (WLAN Wireless Local Area Networks) y cuya base es la especificación IEEE 802.11. Se desarrolló para ser usada por dispositivos móviles.

⁴en etapa de investigación

- Estudio de viabilidad de imágenes biomédicas
- Evaluación por medio de elementos finitos de los esfuerzos generados en la mandíbula y la articulación temporo-mandibular (ATM) ante una interferencia oclusal unilateral.
- Evaluación de la respuesta de una mandíbula humana y articulación temporo mandibular (ATM) ante diferentes acciones odontológicas por medio de elementos finitos.
- Modelamiento numérico del maxilar inferior para evaluar el comportamiento de la articulación temporomandibular por la acción correctiva de una mentonera de tracción occipital.
- Eficiencia masticatoria en individuos con maloclusiones y su relación con el estado nutricional (proyecto en proceso).
- Evaluación de pernos colados para prótesis fija dental por medio de elementos finitos.
- Procesamiento de imágenes Médicas y Teleradiología (proyecto en proceso).
- Recunstrucción tridimensional de estructuras oseas a partir de estudios tomográficos (proyecto en proceso).
- Diseño de un sistema normalizado para la toma de radiografías oclusales mandibulares.
- Rediseño y construcción de un Gnatodinamómetro.
- Distractor para transporte óseo en reconstrucción mandibular (proyecto en proceso).
- Evaluación del comportamiento de postes fabricados con materiales diferentes.
- Evaluación Numérica de disposiciones de tornillos bicorticales para fijación rígida de la mandíbula.

Fundación Cardiovascular de Colombia

La Fundación Cardiovascular de Colombia con sede en Floridablanca - Santander siempre ha sido un importante operador del servicio de telemedicina, con especial liderazgo en la implantación de unidades de cuidado intermedio telemonitorizadas, las cuales ya son producidas de forma estandarizada, a una escala importante y con presencia en varios municipios alejados del país de forma particular y asociados con Ministerio de la Protección social y Caprecom.

Telemedicina Universidad Nacional de Colombia

A comienzos de 2001 la Universidad estableció un acuerdo de cooperación con ITEC-Telecom gracias al apoyo de Conciencias, y se estableció la red de telemedicina Bogotá - San Andrés - Providencia. Entre los proyectos iniciales se incluía el Proyecto piloto de telemedicina Apaporis - Leticia - Bogotá, desarrollado entre 2002 y 2004. Entre el año 2003 y 2004 el centro fue parte del proyecto Alis (Alliance for the Information Society): Telemedicina basada en la evidencia, para zonas remotas y rurales, utilizando plataformas de telesalud; en cooperación con el instituto IBMT Fraunhofer entre otros. Desde el año 2005, el centro ha desarrollado la tecnología adecuada para poderse extender hacia muchas regiones del territorio nacional. En efecto, el centro ha prestado servicios de telemedicina en más de 50 hospitales distribuidos en todo el territorio nacional y utilizando cualquier tipo de tecnología de comunicaciones. Específicamente el centro desarrolla actividades en los departamentos de Amazonas, Guaviare, Vichada, Guajira, Magdalena, Cesar, Sucre, Antioquia, Cauca y Caquetá. Existen más de 40 especialistas de diferentes entidades de salud de tercer nivel que están adscritos al centro. Los servicios se prestan en 12 especialidades: Cardiología, Dermatología, Ginecología, Infectología, Medicina Interna, Ortopedia, Otorrinolaringología, Radiología, Reumatología, Urología, pediatría, nutrición, Psiquiatría y en tres unidades de cuidado intermedio, cuya tecnología se desarrolló enteramente en el centro. El servicio se presta a través de una plataforma web, implementada con las características de seguridad establecidas por la ley y con una firma digital desarrollada específicamente en el laboratorio de ingeniería biomédica. Se han realizado más de 20000 interconsultas entre el 2006 y el 2009. Hoy, el Centro de Telemedicina incluye más de 30 miembros permanentes de la Facultad de Medicina y de otras facultades, investigadores asociados y estudiantes de pregrado y posgrado en diferentes disciplinas. Actualmente las investigaciones en el Centro se enfocan hacia la imagenología médica y la

gestión y comunicación de información médica. Actualmente, el Centro conecta mas de 45 municipios con servicios de teleconsulta básica en 12 especialidades y telemonitoriza camas de cuidado intermedio en 3 municipios 24 horas al día.

Investigación en el Centro de Telemedicina

El Centro de Telemedicina de la Universidad trabaja mancomunadamente con el Grupo de Investigación Biología, reconocido y calificado desde el año 2006 como categoría "A" máximo grado a un grupo de investigación en Colombia. Productor continuo de conocimiento en ingeniería biomédica, especialmente en procesamiento de imágenes médicas, diseño de dispositivos biomédicos, transmisión, encriptación y compresión de señales e información médica y sistemas de información hospitalaria para uso remoto y colaborativo. El grupo, liderado por 4 profesores con título de doctorado tiene a cargo a varios estudiantes de doctorado y maestría que desarrollan diversos proyectos en las áreas mencionadas, además de múltiples publicaciones nacionales e internacionales en revistas indexadas que demuestran su capacidad de generación de conocimiento.

Historia de la telemedicina a nivel mundial

USA

El auge de la telemedicina se ha presentado sobre el final del siglo pasado hasta nuestros días. Gran parte de este desarrollo va de la mano con el desarrollo del proyecto espacial de la NASA. La NASA y la tecnología aeroespacial fueron el impulso determinante para desarrollar la telemedicina.

El proyecto Starphac (Tecnología espacial aplicada al proyecto rural Papago del cuidado de la salud avanzado) Fue un proyecto de la NASA para ayudar a una reserva indígena en el estado de Arizona, a los indios Papago, este proyecto comenzó en 1972 y fue implementado y evaluado por el pueblo Papago, el Servicio de Salud Indio y el Departamento de Salud, Educación y Bienestar. Sus metas eran proveer cuidado a los astronautas en órbita y a los indios Papago. Este servicio se daba por una camioneta que llevaba dos paramédicos indios con instrumentos como un electrocardiógrafo y un equipo de rayos X. Esta furgoneta tenía enlaces con el Servicio de Salud Pública y un hospital cercano que contaba con especialistas, y se conectaba por medio de microondas de doble banda y mediante sistema de audio.

Centro Medico de Nebraska

El Instituto Psiquiátrico de Nebraska fue de los primeros en adoptar el sistema de circuito cercano cerrado de televisión en 1995, gracias a un dinero de US 480,000 del Instituto Nacional para la Salud Mental se creó una doble conexión entre el Instituto Psiquiátrico y el Hospital del Estado de Norfolk de 112 millas de distancia. Se hicieron consultas para la educación y entre médicos especialistas y médicos generales. En 1971 el Centro Médico de Nebraska se unió al Hospital de Veteranos de Omaha, y el Instituto Psiquiátrico experimentó con la terapia de grupo.

Hospital General de Massachussets/ Estación Aeroportuaria Médica Internacional de Logan

Fue establecido en 1967 para proveer servicios de salud a los empleados del aeropuerto y llevar cuidado de emergencia y atención médica a los pasajeros. Los médicos del HGM atendían a los pacientes en el aeropuerto a través de una comunicación audiovisual en un circuito de microondas en dos vías. La estación aeroportuaria tenía enfermeras las 24 horas y un médico en las 4 horas pico de pasajeros. La evaluación del tratamiento y el diagnóstico y selección de los pacientes por las enfermeras fue hecho por observadores médicos independientes. El análisis también se hizo de la efectividad de la transmisión de las microondas, inspección, auscultación, y la interpretación de los rayos X y de las imágenes microscópicas. Los procedimientos necesarios fueron desarrollados por las enfermeras.

Alaska, ATS-6 Satélite de demostración biomédica

En 1971 26 sitios de Alaska fueron escogidos por la Librería Nacional de Medicina de la Colina Lister del Centro Nacional para la Comunicación Biomédica, para observar si la comunicación confiable mejoraría la asistencia médica del pueblo. Usaron el ATS-1 que fue el primer satélite tecnológico lanzado en 1966. Funciona en 1971 y

se empleo hasta 1975, el principal objetivo era ver el uso de video a través del satélite para mejorar la calidad del cuidado de salud rural en Alaska. Los satélites que permitían la transmisión y la recepción de la señal de video en blanco y negro fueron instalados en 4 lugares, y había uno que solo recibía las imágenes y estaba instalado en el Centro Médico Nativo de Alaska en Anchorage.

Todos los sitios tenían dos canales de audio. Dos de los lugares no tenían médicos, la vía simultánea de dos vías no estaba disponible, pero el video de una vía se podía ejecutar desde todos los lugares excepto desde Anchorage, todo esto como un campo de prueba y no como un experimento. La evaluación del proyecto fue hecha por el Instituto para la comunicación e Investigación de la Universidad de Stanford. Fue determinado que el satélite podía trabajar en ayudas de salud en varios sitios, y podía ser usado en todos los problemas médicos excepto en la práctica de emergencias. El video podía presentar problemas en un 5 – 10 % y se presentaban diferencias entre el video y audio.

Requerimiento de vides para Diagnosticos Medicos Remotos

Fue un experimento en 1974 en el cual la NASA contrató a un grupo de Sistemas SCI de Houston para estudiar los requerimientos mínimos de televisión para telediagnostico. El experimento se hizo bajo vigilancia del sistema y una enfermera era guiada por un médico a través de un circuito cerrado de televisión que era la base, luego comprimieron la señal de video en varios formatos y las pasaron a un grupo de médicos por circuito cerrado de televisión para que ellos realizaran el diagnóstico. Se estudiaron 6 sistemas de transmisión: 2 sistemas a banda ancha como los que usa la televisión, y 4 permitieron la tasa de banda necesaria para que el médico realizara el diagnóstico.

Se presentaron los siguientes resultados: 1. No hubo diferencia entre el ancho de banda de base y las transmisiones estáticas a menos que la resolución se redujera a 200 líneas o la transmisión se realizara menor de 10marcos/segundo. 2. No había gran diferencia significativa en los diagnósticos con la imagen alterada. 3. No había diferencia significativa en el tratamiento remoto por medio del sistema de TV y el resultado de este en los pacientes. 4. No hubo diferencias en diagnosticos radiologicos en 25 casos si la resolución estaba por las 200 líneas y eran usadas especiales lentes ópticos y técnicas de scaneo.

Universidad Memorial de Newfoundland (UNM)

UNM fue un participante del Programa Espacial Canadiense, en unión con los EU, con el satélite Hermes los canadienses tenían la oportunidad de tener educación a distancia y cuidado médico. Desde 1977 el Centro de Telemedicina de la UNM ha trabajado para realizar redes interactivas de audio para programas educativos y la transmisión de los datos médicos. Usaron la tecnología más barata y más fácil de conseguir para tales propósitos e involucraron los usuarios desde el principio del proyecto, miraron soporte administrativo en hospitales, clínicas y agencias, e incluía evaluación.

El Sistema de Teleconferencia de la UNM tenía una red amplia consistente de 5 dedicados circuitos. Hay instalaciones en hospitales de provincia, universidades, colegios, alcaldías y agencias de educación. Han hecho conferencias internacionales y enlaces con la Escuela de Medicina de la Universidad de Nairobi en Kenya en los 60s y 70s. El UNM se involucro en la Organización de Satélites Internacionales (INTELSAT) con lo que se unió a Nairobi y Kampala y luego a 6 países del Caribe. El UNM ha sido un ejemplo de tecnología en telemedicina de bajo costo, y han probado que no es necesario tener equipos de video conferencia de última generación ni de altos costos.

La telemedicina en Francia

Al menos en Francia cada una de las regiones tiene un programa de telemedicina. Se encuentran hasta 1998 mínimo 166 proyectos de telemedicina, 41 aplicaciones en operación, 59 aplicaciones en desarrollo, 66 proyectos. Con lo cual el gobierno de este país ha desarrollado programa llamado Redes de Cuidados, el cual adopta estudios estadísticos sobre mortalidad, natalidad, enfermedades, agua y nutrición; este envía mensajes a los diferentes centros asistenciales en caso de una epidemia o cualquier problema de salud pública. Se apoya este proyecto en la RRS (Red Social de Salud) y la Tarjeta Profesional de Salud. La RSS integra hospitales clínicas, laboratorios de análisis, centros de radiología, vigilancia sanitaria, seguros médicos, etc. El CPS permite al profesional de la salud acceder al sistema, y firmar electrónicamente las operaciones que realiza.

En Australia

Ha habido gran acogida de las tecnologías de telecomunicación en telemedicina en los últimos años, la mayor implementación se da en la teleradiología, pero también se presenta telepsiquiatría a través de videoconferencias, oncología, hematología y nefrología entre el Norte y el Sur de Australia. Hay un comienzo sobre transmisión de datos del paciente electrónicamente por la internet.

En Japón

Los inicios se dieron en 1971 cuando se uso el circuito cerrado de televisión para comunicarse con las zonas montañosas de Japón que tenían limitados recursos médicos. La telemedicina en Japón se vio favorecida por el desarrollo de las redes de Internet RDSI 1997 había una red RDSI por 20 hogares. Se han iniciado varios proyectos, pero se han suspendidos principalmente por dificultades económicas pues el sistema de seguros de salud de Japón tiene una lista de tarifas únicas.

Videoteléfonos para atención respiratoria pediátrica a domicilio La atención de dificultades respiratorias pediátricas a domicilio comenzó en 1983, principalmente porque este servicio es reembolsable por el seguro de salud estatal, y debido a que hay pocos especialistas en atención respiratoria pediátrica, así que se introdujo el videoteléfono en el hogar, para facilitar toda la intervención. Se desarrollo un sistema económico de atención domiciliaria que funciona con un videoteléfono cromático autónomo que trabaja con una red de RDSI 64 con una cámara incorporada, el sistema se manipula por las teclas del teléfono. Las imágenes transmitidas por este tipo de cámara alcanza una imagen parecida a la de televisión con 10-12 imágenes por segundo, y la reducción al ingreso del hospital y de admisiones fue considerable.

Kagoshima y transferencia de imágenes En Kagoshima, en las islas cercanas no hay buenas señales de comunicación y también transporte deficiente y el médico va una vez por mes, por lo que hace de tal una enfermera que habita allí. Las comunicaciones sólo se podían realizar a través de teléfono o telefax. En 1990 se introdujo un dispositivo de transmisión de imágenes fijas a través de un circuito telefónico que permitía examen y tratamientos médicos a distancia. La señal es enviada al hospital de Kagoshima donde los médicos evalúan las imágenes, le dan instrucciones a la enfermera y guardan las imágenes. Es suficiente el sistema en caso de trauma, pero no de enfermedades internas, síntomas como la disnea y expresiones faciales de dolor.

En Canadá

Desde los años 50 Canadá ha tenido basta experiencia en telemedicina, sobre todo en EEG y Radiología, sobretodo en tecnología a base de satélites, pero ésta no era rentable. Por ello hay diferente gama de canales de comunicación como lo son la línea telefónica convencional, hasta la fibra óptica o satélite.

El hospital de Sioux Lookout en Ontario instaló equipo para consultas multidisciplinarias y formación médica, electrocardiograma, radiografía, enlazado a 2 centrales de enfermería por medio de un satélite de 384 Kbps.

El Centro de Telemedicina de la Memorial University y el departamento de Radiología del Hospital General del Health Science Centre de St John, en Terranova, evaluaron la transmisión de imágenes estáticas de ultrasonido a través de una línea modem de 19,2 Kbp.

El Health Science Centre de Winnipeg, Manitoba, recibe 15 transmisiones de electroencefalogramas por mes desde tres lugares remotos y 100 imágenes de ultrasonido desde otro sitio distante a través de líneas telefónicas ordianarias.

El Hospital General de Bathurst, en Nueva Brunswick, transmitía todos sus estudios de Medicina Nuclear (200) por mes, al Hospital de Moncton usando enlace digital de 384 Kbps, antes de conseguir un radiólogo con experiencia en medicina nuclear.

El Hospital de Niños IWK de Halifax, Nueva Escocia, recibe 3-4 estudios de ecocardiografía pediátrica por mes, enviado desde 5 sitios distantes a través de fibra óptica. Al igual que hay servicio de ecocardiografía pediátrica entre Rimouski, Quebec, y Quebec City, transmitiendo el enlace a 1,5 Mbps.

En Noruega

Existen más de 300 aplicaciones por medio de videoconferencia con ancho de banda de 384 Kbps , los servicios más usuales son dermatología, psiquiatría, ecocardiografía, radiología y patología. También las conferencias

son usadas para educación.

Se han implementado mejor los servicios en tiempo diferido, que corresponden mejor al trabajo del profesional de salud, se implementa el uso de sistema multimedia en sonidos cardiacos, oftalmología, dermatología, gastroenterología, rutinariamente. Se han realizado varias propuestas legales.

Está en construcción la Red Nacional de Atención de Salud la cual conetarán todos los hospitales y centros de salud a través de tecnologías de internet.

En Suecia

Hay bastantes proyectos de telemedicina entre ellos la Red Internacional de Telemedicina del Báltico BIT-NET que intervienen varios países, en la cual se pretende establecer una red de telemedicina sostenible entre los países bálticos (Letonia, Lituania y Estonia) con el Hospital Universitario de Uppsala en Suecia, y conexiones directas de tales países. Tiene aplicaciones en radiología, neurofisiología, radioterapia, medicina familiar, videoconferencia de educación y consulta. Es financiado por compañías como Telia PublicCom de Suecia, y se establecen los enlaces con RTC, RSDI e Internet.

En España

El Misnisterio de Salud y Consumo definió el plan de telemedicina INSALUD, en el 2000 unos 13 hospitales contaban con telemedicina en su Plan Estratégico y otros 12 habían tenido experiencia con telemedicina. INSALUD desarrolla principalmente teleradiología, y televigilancia y teleatención.

Sátelite Este proyecto diseñado por INSALUD pretende ayudar en la asistencia del Infarto Agudo de Miocardio, y consiste en el envío de ECG usando la tecnología celular GSM hasta la Unidad de Cuidados Intensivos del Hospital Severo Ochoa de Leganés, interviene el Servicio de Emergencia 061, la Escuela Técnica Superior de Telecomunicaciones y una empresa de telecomunicaciones.

Teleatención de la Cruz Roja Cuenta con 50 centros especializados que atienden a 17000 usuarios. Los centros están intercomunicados y cuentan con una conexión de los usuarios por un teléfono especial, cuenta con una marcación rápida al centro, detección del tipo de emergencia, monitoreo de tensión arterial, ritmo cardiaco, oxígeno y saturación de oxígeno sanguínea.

EHAS El programa Enlace Hispano Americano de Salud EHAS fue creado en 1997 entre el Grupo de Bioingeniería y Telemedicina GBT de Madrid de la Universidad Politecnica de Madrid y ONGD Ingeniería sin Fronteras ISF, proveyendo servicios de telecomunicación de bajo costo en zonas rurales de Latinoamérica donde no ha llegado la telefonía convencional.

Ha estudiado la transmisión de datos a través de señales convencionales VHF alcanzando velocidades de 17 Kbps, y sistemas de bajo costo para la transmisión de correos electrónicos a través de radio HF con velocidades cercanas a 2400 Kbps, y satélites de baja órbita LEO como pasarela de correo en zonas muy apartadas. Está también desarrollando sistemas de transmisión de datos mediante el estándar IEEE 802.11b que permite enlaces de radio a una velocidad de 11Mbps, lo que permite transmisión de radio y video en tiempo real sin costo alguno de comunicación.

A través de ese sistema de correo electrónico mutimedia se permite la transmisión de texto, imágenes, auto-evaluaciones, exámenes y teletutoría. En este momento el proyecto EHAS tiene actividades en Colombia, Perú y Cuba.

Imagen y Percepción

Fotometría

Fuente de Energía

Parte de la energía irradiada por un objeto se transforma en calor y radiaciones no visibles, y una parte se hace visible. No toda la energía que irradia un objeto es considerada como luminosa, únicamente aquella que el sistema visual percibe. Las percepciones luminosas pueden considerarse como el resultado de la interacción entre el mundo físico y los sistemas visuales. La intensidad luminosa (I), característica fundamental de la fuente de radiación, viene dada por el flujo luminoso f emitido por unidad de ángulo sólido Ω (las unidades son los estereoradianes¹) en una dirección especificada o, lo que es lo mismo, la potencia luminosa propia de la fuente que se expresa en vatios.

El lumen, es la unidad SI² del flujo luminoso, una medida de la potencia de luz percibida. El flujo luminoso difiere del flujo radiante, la medida de potencia total de luz emitida, en que el flujo luminoso se pondera con un factor que depende de la sensibilidad del ojo humano a diferentes longitudes de onda. No resulta fácil medir la potencia que corresponde exclusivamente a la región visible, ya que la mayoría de las fuentes emiten en una zona más amplia del espectro electromagnético. Para medir la intensidad de una fuente, es necesario definir una unidad que debe ser constante e invariable en relación a una superficie determinada. Como el flujo luminoso se mide en lúmenes (lm), la unidad de intensidad luminosa es el lumen por estereorradián, dicha unidad se llama candela (cd). El lumen está definido en relación a las candelas como

$$1 \text{ lm} = 1 \text{ cd}\Omega$$

Esto es, una fuente de luz que irradia una candela en todas direcciones, irradia un total de 4π lúmenes. La candela (cd) se define como la intensidad luminosa en una determinada dirección, de una fuente emisora de radiación monocromática de frecuencia $540 \times 10^{12} \text{ Hz}$, equivalente a 555 nm en el vacío, y que posee una intensidad de radiación en esa dirección de $\frac{1}{683}$ vatios por estereorradián. El factor 683 tiene como objeto la normalización del valor con respecto a la versión previa de esta unidad: la emisión de 1 cm^2 de brillo de platino solidificado. La frecuencia escogida es aquella a la cual el ojo humano es más sensible y normalmente es cuantificada en la literatura lumínica como la correspondiente a una longitud de onda de 555 nm . La longitud de onda varía según el medio a través del cual pasa la luz.

El brillo aparente de una fuente no se debe confundir con su emisión lumínica. El brillo de una fuente es medido en candelas por metro cuadrado (cd/m^2) y a su magnitud se la llama luminancia. La luminancia (L) determina la impresión de mayor o menor brillo producido en una superficie. La luminancia es un concepto propio del brillo de un objeto, bien con relación a la luz de producción propia o reflejada (fuente que emite luz, fuente de luz sólo reflejada o fuente de luz que refleja y emite). Se define como la sensación luminosa, que por efecto de la luz, se produce en la retina del ojo. Es la densidad superficial de la intensidad luminosa y se expresa como la relación entre la intensidad luminosa y la superficie desde la cual se emite.

¹El estereorradián (sr) es el cono de luz difundido desde la fuente que ilumina 1 m^2 de la superficie oscura de una esfera de un metro de diámetro alrededor de la fuente. (Es decir, 1 estereorradián cubre 1 m^2 de la superficie de una esfera de 1m de diámetro.)

²Del Francés, Système International d'Unités.

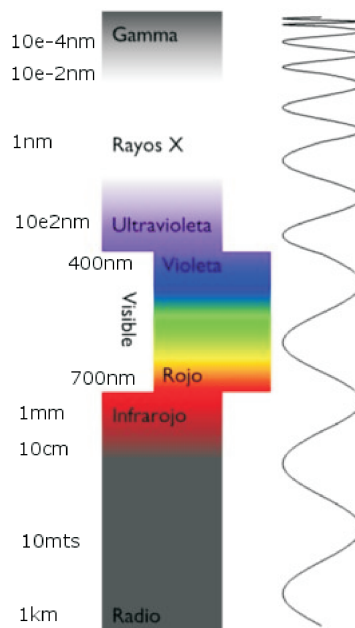


Figura 2.1: Espectro visible

Curva V-Lambda

La medida de la intensidad luminosa requiere información sobre la sensibilidad relativa del ojo humano para diferentes longitudes de onda. El ojo posee dos sensibilidades diferentes según el tipo de iluminación. La visión fotópica para iluminaciones normales o fuertes y la escotópica para iluminaciones bajas. Debido a este hecho, para iguales cantidades de flujo luminoso de distintas longitudes de onda no se produce la misma sensación de brillo. Así por ejemplo, para igual flujo radiante se obtiene una mayor sensación de brillo para el amarillo-verde que para los extremos del rojo-violeta. La intensidad luminosa de una fuente de luz blanca está definida por el producto de los vatios emitidos para cada longitud de onda, por el desempeño de esa longitud de onda para excitar el sistema visual, relativo al rendimiento a 555 nm . Este factor de rendimiento se conoce como curva V-lambda. La curva define la relación entre la sensación de luz humana y el concepto físico de luz, que es la cantidad a la cual los instrumentos de medida reaccionan. Los vatios emitidos por una fuente de luz pueden ser medidos por la absorción de toda la luz en una superficie negra ideal mientras se mide la temperatura. Un filtro correspondiente a la curva V-lambda puede ser colocado delante de la superficie negra y así transformar el resultado de la percepción del sistema visual. Los instrumentos de medida tienen sensores de filtrado que transforman la luz absorbida por la curva V-lambda a corriente eléctrica.

El Lúmen y el Lux

El flujo luminoso (f) es la potencia³ de la energía luminosa medida en relación a su efecto visual (equivalente a una candela por estereorradián). Es decir, indica la cantidad de luz emitida por unidad de tiempo en una determinada dirección (distribución espacial de la luz emitida por la fuente). Su unidad es el lumen (lm). 683 lúmenes equivalen a un vatio, emitidos a la longitud de onda de 555 nm , que corresponde a la máxima sensibilidad del ojo humano. La definición de lumen, la unidad de flujo luminoso, es: flujo luminoso (dF) de una fuente de Intensidad luminosa I (cd) en ángulo con un elemento sólido está dado por $dF = IdR$. Esto significa que el flujo de una fuente de luz es igual a su intensidad en candelas, multiplicado por el ángulo sólido sobre el cuál la luz es emitida, teniendo en cuenta la variación de intensidad que produce en diferentes direcciones. Si consideramos una fuente que emite una determinada energía radiante y que lo hace en todas direcciones, podemos considerar ésta como una esfera. El ángulo sólido determinará un cono que abarca la superficie o área (s) determinada, con relación

³energía por unidad de tiempo

al radio unidad. Según esto podemos definir el lumen de la siguiente forma: Es el flujo luminoso que atraviesa en un segundo un ángulo sólido de un estereorradián, emitido por una fuente puntual cuya intensidad es de una candela.

Una magnitud derivada del flujo luminoso es el rendimiento. Ya mencionamos al hablar de intensidad luminosa que no toda la energía eléctrica consumida por una lámpara (bombilla, fluorescente, etc.) se transforma en luz visible, parte de esta energía se pierde por calor, otra parte se pierde por radiación no visible (infrarrojo o ultravioleta) etc. Definimos el rendimiento luminoso(h) como el cociente entre el flujo luminoso producido y la potencia eléctrica consumida, que viene con las características de las lámparas (25 W, 60 W...). Mientras mayor sea, mejor será la lámpara, y menos energía gastará. La unidad es el lumen por vatio (lm/W), el lumen formalmente deriva de la candela. Una lámpara de varias longitudes de onda tiene una salida de lúmenes calculada desde los vatios emitidos como radiación multiplicados por la eficiencia luminosa en cada longitud de onda. La densidad energética que alcanza al objeto está expresada en lúmenes por metro cuadrado (lm/m^2), lo que se conoce como lux.

Este valor puede ser calculado fácilmente desde un punto de origen. El valor candela (300cd) dado para 60° corresponde a 300 lúmenes fluyendo en el cono de un estereorradián (sr), que por definición cubre 1m^2 de la superficie de una esfera de 1m de diámetro. Si nuestro objeto estuviera a esa distancia, estaría recibiendo $300/\text{lm}^2$.

La iluminancia (E) es el flujo luminoso que incide sobre una superficie, dividido por el tamaño de dicha superficie (S). La iluminancia es la magnitud de valoración del nivel de iluminación de una superficie o de una zona espacial.

Su unidad de medida es el Lux (Lx), equivalente a la iluminación que incide sobre cada m^2 de una superficie y sobre la cual se distribuye uniformemente un flujo luminoso de un lumen.

En general, si un punto está iluminado por más de una lámpara su iluminancia total es la suma de las iluminancias recibidas:

| Medida | Unidades | Símbolo | Conversión |
|---------------------|------------------------|------------------|--|
| Intensidad luminosa | Candela | cd | $\text{cd}=\text{lm/sr}$ |
| Flujo Luminoso | Lumen | lm | $\text{lm}0\text{cd/sr}$ |
| Iluminancia | Lumen por pie cuadrado | lm/ft^2 | $1\text{lm/ft}^2 = 10.79\text{lm/m}^2$ |

Cuadro 2.1: Tabla de unidades y conversión

Introducción

El modelo de color RGB utiliza un modelo aditivo en el cual la luces roja, verde y azul son combinadas de diferentes maneras para crear los demás colores. La idea fundamental de este modelo cuya abreviación del inglés es RGB viene de los tres colores primarios en el modelo aditivo de la luz. Hay que tener en cuenta que el RGB como tal no define que es el color rojo verde o azul, estos valores pueden describirse de diferentes formas según el dispositivo que los interprete.

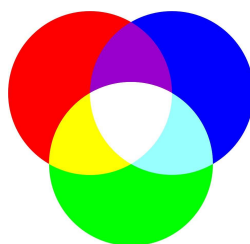


Figura 2.2: Mezcla aditiva del color

Bases biológicas de los colores primarios

Los colores primarios están más relacionados con conceptos biológicos que físicos, basados en la respuesta fisiológica del ojo humano a la luz. Las células de la retina que perciben el color (Conos) normalmente responden mejor a los colores amarillo verdoso, verde y azul (longitudes de onda de 564nm, 534nm y 420nm respectivamente). Por ejemplo el color amarillo se percibe cuando el receptor de color verde amarillo se estimula levemente más que el receptor verde, y el color rojo se percibe cuando el receptor de color verde-amarillo se estimula considerablemente más que el receptor verde.

Aunque no ocurren respuestas máximas de los conos con las longitudes de onda en el rojo, verde y azul, esos tres colores se conocen como primarios porque pueden ser utilizados relativamente de forma independiente para estimular tres clases de conos.

Para generar las gamas óptimas del color para otras especies (con excepción de los seres humanos), tendrían que ser utilizados otros colores primarios. Para una especie con diversos receptores del color, tales como muchos pájaros, utilizarían cuatro colores primarios; para la especie con apenas dos clases de receptores, tales como la mayoría de mamíferos, se utilizaría dos colores primarios.

RGB y Monitores

Un uso común del modelo del color RGB es la exhibición de colores en un tubo de rayos catódico, un monitor de cristal líquido, o una proyección de plasma, como por ejemplo en los monitores de televisión o de un computador. Cada pixel en la pantalla puede ser representado en la memoria del computador como valores independientes para el rojo, verde y azul. Estos valores se convierten en intensidades y se envían a la pantalla. Al usar la combinación apropiada de las intensidades de luz del rojo, verde y azul, la pantalla puede reproducir muchos de los colores entre su nivel negro y blanco. Las pantallas típicas de los computadores en 2003 usan un total de 24 bits de información para cada pixel (conocido comúnmente como bits por pixel o bpp en su sigla en inglés). Esto corresponde a 8 bits cada uno para color primario rojo, verde y azul, dando una gama de 256 valores posibles, o de intensidades, para cada color. Con este sistema, pueden ser reproducidos aproximadamente 16.7 millones de colores discretos.

Video

El RGB es un tipo de señal de video compuesto usada en el vídeo de la industria de la electrónica. Consiste en tres señales de rojo, verde y azul en tres cables separados. Los cables adicionales son a veces necesarios para sincronizar las diferentes señales. Los formatos de la señal del RGB se basan a menudo en versiones modificadas de los estándares RS-170 y RS-343 para el vídeo monocromático. Este tipo de señal se utiliza extensamente en Europa puesto que es la mejor calidad de señal. Fuera de Europa, el RGB no es muy popular como formato de video, el S-Video toma ese punto en regiones por fuera de Europa. Sin embargo, casi todos los monitores de los computadores alrededor del mundo utilizan el RGB.

Modos de representaciones

Representación 24-bit

Cuando están escritos, los valores del RGB en 24 bpp se especifican comúnmente usando tres números enteros entre 0 y 255, cada representación muestra las intensidades de rojo, verde, y azul, en ese orden. Por ejemplo:

1. (0, 0, 0) es negro
2. (255, 255, 255) es blanco
3. (255, 0, 0) es rojo
4. (0, 0, 255) es azul
5. (255, 255, 0) es amarillo

6. (0, 255, 255) es cian
7. (255, 0, 255) es magenta

La definición anterior utiliza a convención conocida como "full-range RGB". Típicamente, el RGB para el vídeo digital no muestra la gama completa. En su lugar, el vídeo RGB utiliza a convención con el escalamiento y compensa de tal forma que (16, 16, 16) es negro, (235, 235, 235) es blanco, etc. Por ejemplo, se utilizan estos escalamientos y compensaciones para la definición digital del RGB en el estándar CCIR 601.

Modo 16-bit

Hay también un modo de 16 bpp, en el cual hay 5 bits por color, llamado modo 555, y un bit adicional para el verde, llamado el modo 565. Los 24 bpp el modo típicamente se llama "Truecolor", mientras que el modo de 16 bpp se llama "HiColor".

Modo 32-bit

El supuesto modo de 32bpp es casi siempre idéntico en la precisión al modo 24bpp, allí sigue siendo solamente ocho bits por componente, los ocho bits adicionales no se utilizan en todos los formatos de archivos (excepto posiblemente como canal alfa). La razón de la existencia de los modos 32bpp es la velocidad más alta en qué hardware más moderno puede tener acceso a los datos, que se alinean con las direcciones del octeto uniformemente divisible por una potencia de dos, comparada a los datos no alineados.

Modo 48-bit

Llamado también "modo 16-bit" ya que se puede referir a 16 bits por componente, dando por resultado 48 bpp. Este sistema permite representar 65535 tonos de cada componente en vez de 255. Esto se utiliza sobre todo en ediciones de imágenes a nivel profesional, para mantener mayor precisión cuando se emplea una secuencia de varios filtros al momento de la edición. Con solamente 8 bits por el componente, el redondeo tiende a acumular los errores que se aumentan con cada algoritmo de filtros que se emplean, esto resulta en una alteración de la imagen.

RGBA

Con la necesidad de la composición digital de las imágenes, vino una variante del RGB el cuál incluye un canal de 8 bit suplementario para la transparencia, así dando por resultado 32 bpp. El canal de la transparencia se conoce comúnmente como el canal alfa, tal formato se nombra RGBA. Esto no cambia cualquier información dentro el modelo del RGB, el RGBA no es un modelo distinto del color, es solamente un formato del archivo el cuál integra la información de la transparencia junto con la información del color dentro el mismo archivo.

Composición alpha

En las imágenes digitales, la composición alpha es muy usada para generar elementos de las imágenes en fases diferentes y luego combinarlas, el resultado es la unión de varias imágenes en 2 dimensiones dentro de una sola, este resultado se conoce como composición.

Por ejemplo, la composición es muy usada cuando se combina imágenes generadas por computador con imágenes de la vida real para efectos en cine, edición en publicidad, etc.

Para combinar de forma correcta estas imágenes, es necesario para cada elemento mantener asociada una opacidad. Esta opacidad contiene la información como la forma dibujada y permite distinguir entre las partes con la figura como tal con los espacios que están "vacíos" (fondo blanco).

Para el almacenamiento de la información de esta opacidad, se introdujo el concepto del *canal alpha* por A.R.Smith a finales de los años 70, el cuál se desarrolló por completo en 1984 en la publicación "Composición de imágenes digitales" por by Thomas Porter y Tom Duff.

En una imagen de 2D que almacena un color en cada píxel, se almacena adicionalmente otro valor dentro del canal alpha que contiene un número entre 0 y 1. Un valor de 0 significa que ese píxel no tiene información de la opacidad, es decir es totalmente transparente (por ejemplo para fondos en blanco). Un valor de 1 significa que ese píxel es totalmente opaco por lo que esta dentro de la figura.

Si el canal alpha es usado en una imagen, es frecuente encontrar que el valor de cada color es multiplicado por el valor del alpha para ahorrar procesos durante un proceso de composición. Usualmente es referido como alpha premultiplicado (*premultiplied alpha*).

Con la existencia de un canal alpha, ha sido útil el empleo de imágenes compuestas y sus operaciones que usan el álgebra definido por Duff y Porter. Por ejemplo, dadas dos imágenes A y B, la operación de composición mas común es la combinación estas imágenes, la imagen A por encima de la imagen B, esto se puede expresar como A sobre B, aparte de la función sobre también definieron dentro, fuera, encima y XOR (y sus funciones inversas). Surgen de considerar las opciones al unir dos colores de dos pixeles cuando conceptualmente están sobremontados ortogonalmente como se ve en la figura 2.3.

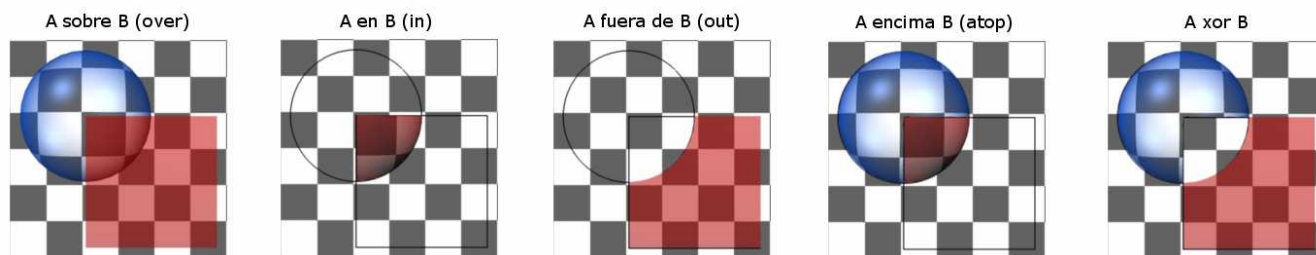


Figura 2.3: Ilustración de las operaciones en composición alpha

No linealidad

La intensidad de la salida del color en la exhibición de la computadora los dispositivos no son normalmente proporcionales a los valores de R, de G, y de B. Es decir, aunque un valor de 127 está muy cerca de a medio camino entre cero y 255, la luz intensidad de un dispositivo de exhibición de la computadora cuando es (127, 127, 127) normalmente solamente muestra el 18 %. Vea la corrección gamma para más fondo en esta edición.

Calibración profesional del color

La reproducción apropiada de colores en ambientes profesionales, requiere la calibración extensa del color de todos los dispositivos implicados en proceso de producción. Esto da lugar a varias conversiones transparentes en medio los espacios de color "device-dependent" durante una producción típica, este proceso es para asegure la consistencia del color a través del proceso. Junto con el proceso creativo, todas las intervenciones en imágenes digitales intrínsecamente lo dañan por la reducción de su gama. Por lo tanto cuanto más densa es la gama de la imagen convertida a formato digital, más procesos se pueden realizar sin la degradación visible de la imagen original. Los dispositivos profesionales y las herramientas del software permiten que imágenes de 48 bpp sean manipuladas (16 bits por canal) para aumentar la densidad del gama.

Imágenes Médicas

TAC (Tomografía Axial Computarizada)

Introducción

La tomografía axial computarizada (TAC) es un método de la imaginología médica con el cual se genera una imagen tridimensional del interior de un objeto, utilizando un gran número de imágenes de Rayos X en dos dimensiones que se toman alrededor de un eje único de rotación. La tomografía produce un volumen de datos que se manipula a través de un proceso conocido como "ventaneo" que permite mostrar estructuras corporales en función de las propiedades de penetración de los rayos X en los tejidos.

Un poco de historia

En los primeros años del siglo XX, el radiólogo Italiano Alessandro Vallebona propuso un método que representaba un solo corte del cuerpo sobre una película radiográfica. Este método fue la primera tomografía. La idea se basa en principios simples de la geometría proyectiva: mover el tubo de Rayos X y la placa radiográfica simultáneamente, siguiendo una trayectoria circular alrededor del mismo eje. Los puntos de la imagen obtenidos del eje o plano focal aparecen con mejor contraste.

El primer tomógrafo fue inventado por Godfrey Newbold Hounsfield quién concibió la idea en 1967 y la llevó a cabo en 1972. Allan McLeod Cormack inventó un proceso similar en 1971 con un prototipo que tomaba 160 lecturas en paralelo a través de 180 ángulos, cada escaneo tomaba cerca de cinco minutos, con lo cual el procedimiento total duraba 2,5 horas. Él recibió el Premio Nobel de Medicina en 1979.

Conceptos preliminares

La tomografía funciona mediante un haz de rayos X colimado¹. Mientras todo el sistema realiza un movimiento circular. Un receptor mide el haz atenuado remanente y estos valores se envían a un computador, en donde se reconstruye la imagen.

Esto es posible gracias a los rayos X , descubiertos en 1895 por William Roentgen quien ganó el Premio Nobel en 1901. Los Rayos X son ondas electromagnéticas invisibles, en una longitud de onda entre 0,1–10 nanómetros, correspondientes a frecuencias de 3000 – 30 PHZ (Petahercio = 10^{15} Hz). Estas frecuencias pueden fácilmente atravesar cuerpo, y esto se ha venido usando en la Radiografía Simple. La intensidad con la cual los rayos llegan a la película radiográfica es proporcional a la cantidad de reacción química de los granulos que componen la película, es decir que la atenuación de los rayos producida por el tipo de tejido es capturada en escalas de grises.

Los rayos X se producen cuando electrones acelerados, originados en un filamento incandescente (cátodo), chocan contra el ánodo (+), siempre y cuando estos electrones no encuentren un obstáculo en el camino, con lo cual se requiere que el tubo dentro del cual se produce esta reacción se encuentre al vacío. Con este proceso se produce un 99 % de energía calorífica y 1 % de energía radioactiva, por lo cual los tomógrafos deben tener un sistema de dispersión del calor.

¹ haz de luz cuya divergencia es nula, es decir que el flujo de energía es unidireccional, de modo que cada rayo es paralelo al otro

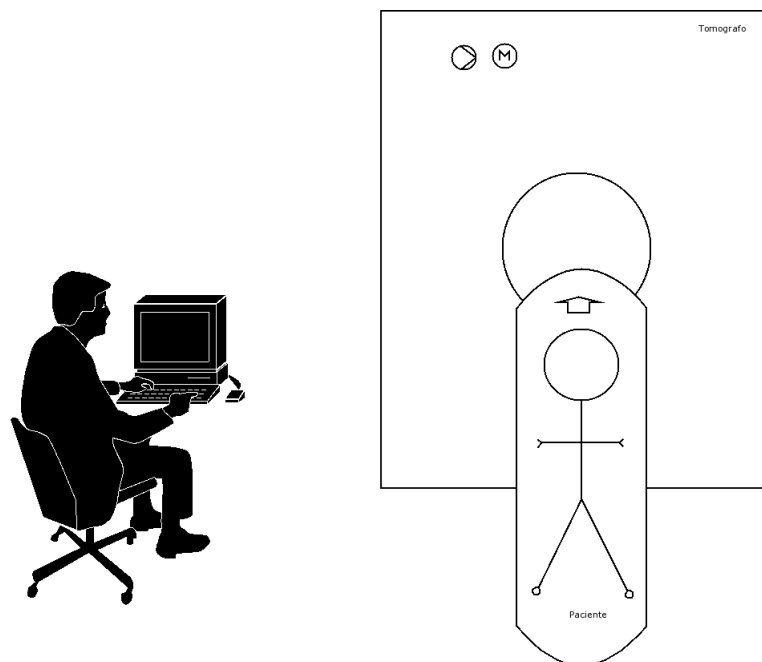


Figura 3.1:

Para realizar una tomografía se requiere de múltiples elementos tales como:

- Un generador con un tubo de Rayos X, Detectores, un sistema que convierte las distintas densidades (unidades Hounsfield) en una escala de grises, sistemas mecánicos para movimientos de barrido, centrados y alineaciones, y finalmente una mesa de exploración móvil para escanogramas.
- El conjunto de tubos y detectores opuestos entre sí, los sistemas electromecánicos de giro, y los tubos de refrigeración y cableado². La mesa tiene controles con los cuales se permite elevar, descender, deslizar hacia fuera o hacia adentro, introducirse o salirse del gantry.

Modelos de tomografía

- Primera Generación: El tubo emisor de rayos X y el detector en posiciones opuestas recorren una zona determinada, donde se realizan cálculos de atenuación³ de esta zona, este mismo proceso se repite hasta conseguir un ángulo de 180° sobre el mismo eje.
- Segunda Generación: Son aquellos tomógrafos que traen detectores opuestos al tubo emisor de Rayos X, reducen de 180 a 6 rotaciones por cada barrido, lo que reduce el tiempo total de barrido de 20 - 60 segundos.
- Tercera Generación: En este hay un conjunto de detectores que junto al tubo de Rayos X describen un giro de 360°. Con lo cual se reduce el tiempo de barrido a tiempos inferiores a 3 segundos.
- Cuarta Generación: El tubo emisor de Rayos X rota por el interior de una corona de detectores fijos que recogen y envían sus datos para los cálculos. Tiene ventaja respecto a la tercera generación en el menor desajuste de los detectores, aunque el tiempo de barrido es igual a la generación anterior y es más costoso.

Secuencia de un TAC

La tomografía secuencial de 3 Generación se compone de cuatro etapas:

1. Arranque: Se aceleran tubos y detectores hasta desarrollar una velocidad constante.

²envueltos por una carcasa cuyo centro es hueco a la que se denomina gantry

³Medida de la pérdida de potencia de la señal de rayos X al atravesar un objeto

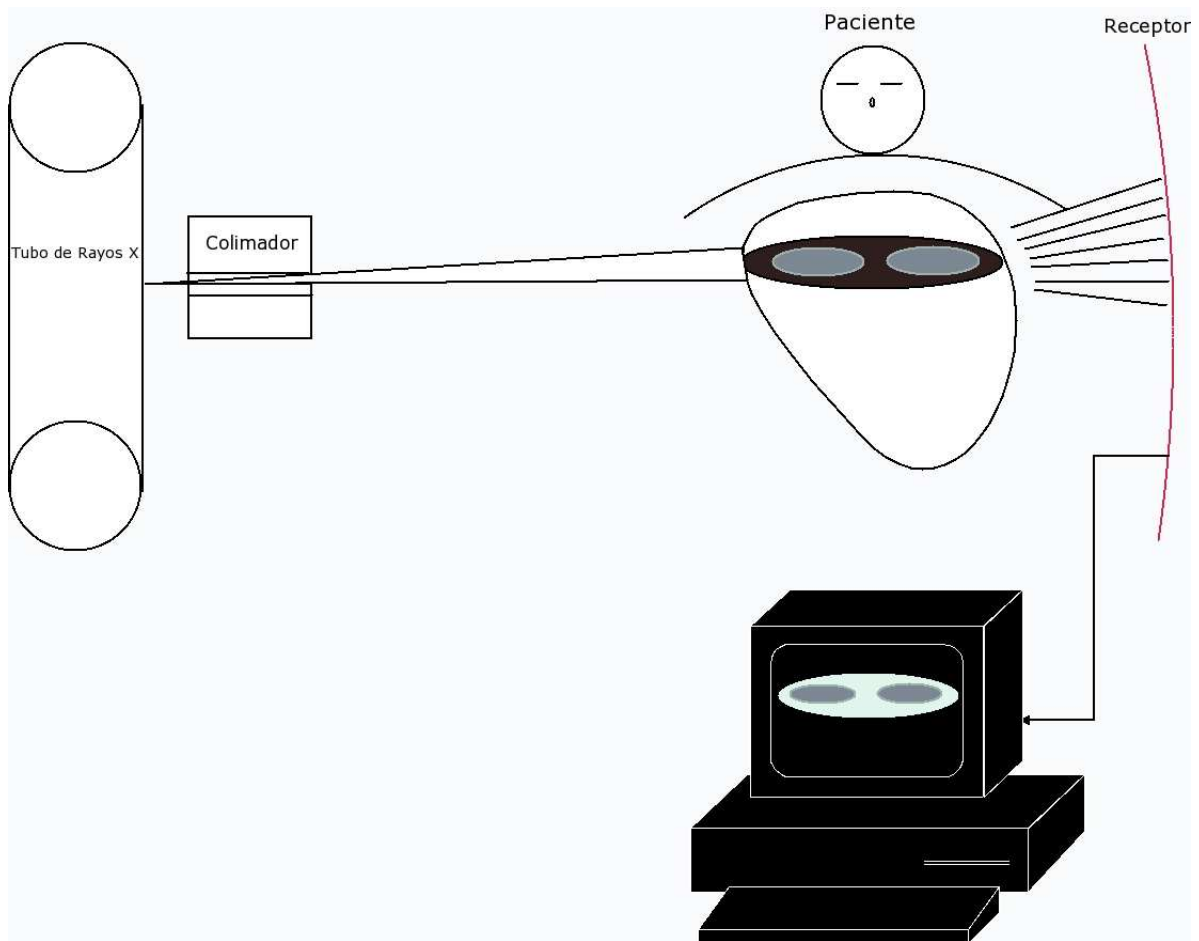


Figura 3.2: La figura ilustra el proceso de formación de una imagen de tomografía. el tubo de rayos X emite radiación que se redirige mediante el colimador cuya función es dejar pasar únicamente los rayos paralelos. Una vez los rayos atraviesan el objeto son capturados en una placa radiográfica que puede ser digital. La captura de múltiples proyecciones como está alrededor del objeto y en un tiempo muy corto se van integrando hasta que se tiene una imagen aproximada de buena calidad. Este procesamiento se realiza en un computador, usando una herramienta matemática conocida como la transformada de Fourier. Dicha transformada permite pasar de los datos en las proyecciones a los datos del objeto en el plano cartesiano.

2. Toma de datos: se realiza el giro de tubo y los receptores a 360°..
3. Stop: desaceleración y freno de tubos y detectores.
4. Movimiento de mesa: Con los pasos anteriores se obtiene un único corte, en la tomografía se realizan múltiples cortes, estos dependen del segmento corporal, la patología, y el protocolo de adquisición. En este paso se transmiten las señales remanentes de rayos X al computador, proceso denominado en inglés como windowing.

Debemos recordar que mientras se dispara el tubo de rayos X, el receptor que contiene la placa radiográfica, se desplaza a la misma velocidad, pero en sentido opuesto. Tal y como se ilustra en la siguiente figura.

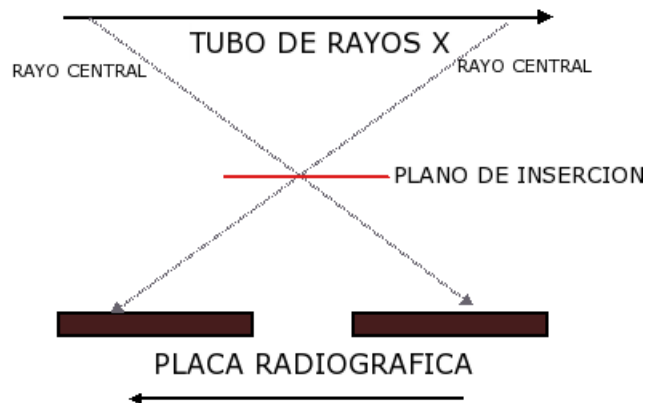


Figura 3.3: El objeto, en esta caso la línea, en el punto focal se aproxima moviendo de manera simultánea el tubo de rayos X y la placa radiográfica. Cada una de estas proyecciones constituye un punto en el espacio de Radon o en el espacio de las proyecciones. Finalmente la equivalencia de la información en los dos espacios permite que a través de la transformada de Fourier uno pueda ir de uno al otro.

Las limitaciones de una tomografía secuencial respecto al nuevo TAC helicoidal, son el largo tiempo de exploración. También el número limitado de cortes que se obtienen. Hay pérdida de detalles anatómicos por el grosor de los cortes y el cambio con los ciclos respiratorios.

TAC Helicoidal

Este es un TAC con sistema de rotación constante, el cual tiene un sistema de roce o escobillas que mantienen la conexión eléctrica entre las fuentes de alimentación eléctrica y el tubo emisor de Rayos X. Por este medio se realiza un barrido secuencial sin necesidad de hacer pausas. Para realizar esta exploración es necesario una sincronización entre el movimiento rotatorio del tubo y el movimiento de desplazamiento de la mesa durante el barrido. El factor de desplazamiento es denominado *pitch*. El *pitch* está determinado por:

$$pitch = \frac{\text{Movimiento de la mesa en mm} * \text{Giro en segundos}}{\text{Grosor del corte}} \quad (3.1)$$

El *pitch* determina la separación de las espirales. por ejemplo si la mesa se desplazara a 10mm por segundo, al durar cada giro un segundo, y el grosor de corte es 1 mm, sería un *pitch* 1.

$$pitch = \frac{10mm * 1giro/seg}{10mm} \quad (3.2)$$

$$pitch = 1 \quad (3.3)$$

Entre más grande el pitch, mayor es el área de las espirales, por tanto, mayor su cobertura, menor la radiación del paciente, pero menor la calidad obtenida de la imagen.

Las ventajas de la TAC helicoidal frente al secuencial son

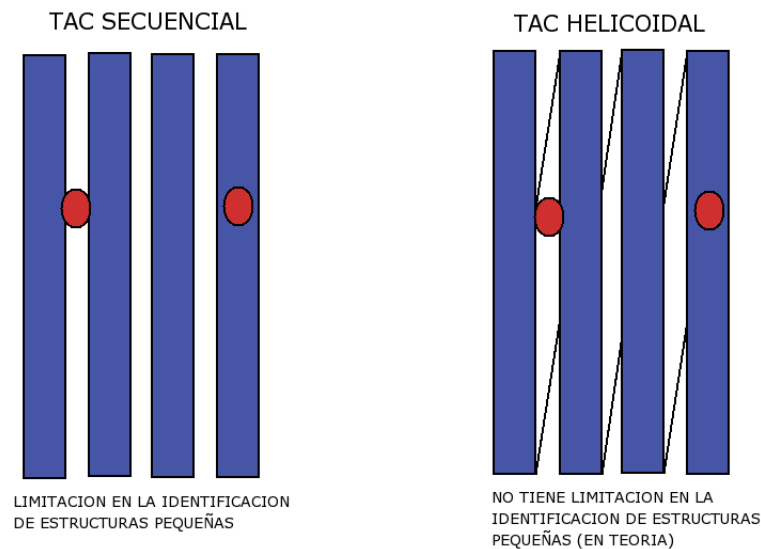


Figura 3.4:

1. Tiene continuidad en los cortes
2. Reduce el tiempo de exploración
3. Posibilita las exploraciones con menor cantidad de contraste Intravenoso, además permite el estudio en sincronía con las fases arterial, venosa y de equilibrio
4. Mejora la calidad de la reconstrucción tridimensional
5. Permite realizar la Angio-TAC
6. Adquisición continua de grandes volúmenes
7. Insensible a movimientos respiratorios
8. Menor cantidad de radiación (ideal en estudios pediátricos)
9. Pueden hacerse estudios torácicos completos en apnea

Obtención de la imagen

La imagen se obtiene de la combinación lineal de las proyecciones capturadas durante el movimiento de la placa radiográfica⁴. Cada trayectoria es atenuada cuando atraviesa el objeto y el rayo se captura con algún sensor que estima la energía promedio en un intervalo de tiempo. La atenuación del tejido, corresponde a una escala de -1024 a $+3071$, en niveles de grises. El efecto producido cuando la resolución no es suficiente para discriminar la frontera entre dos tejidos, se conoce como el Efecto de Volumen Parcial. Por ejemplo, una capa grande de cartílago y una delgada de hueso pueden tener la misma atenuación pero la frontera no es visible. En una imagen, el píxel⁵ representa una estimación promedio de la energía promedio que se mide en algún lugar del espacio. En particular, las imágenes digitales están compuestas por píxeles que corresponden a medidas discretas distribuidas en una malla finita. En imágenes en tres dimensiones, esta unidad mínima de información se conoce como voxel.

⁴La transformación del objeto en coordenadas Cartesianas a coordenadas de sus proyecciones se conoce como la transformada de Radon y es el fundamento teórico de esta técnica

⁵del inglés *picture element*

Unidades Hounsfield

El agua tiene una atenuación de 0 Unidades Hounsfield mientras el aire -1000UH . El hueso típicamente tiene $+400\text{UH}$, el hueso craneal 2000UH , con lo cual algunos artefactos pueden aparecer (sobre todo los temporales). La atenuación de objetos metálicos depende del número atómico del elemento usado, para el titanio es de $+1000\text{UH}$, mientras que el acero puede extinguir completamente el rayo X y causar artefactos de línea.

| Sustancia | Unidades Hounsfield |
|-----------|---------------------|
| Aire | -1000 |
| Grasa | -120 |
| Agua | 0 |
| Músculo | +40 |
| Hueso | +1000 |

Cuadro 3.1: Valores en Unidades Hounsfield de la atenuación producida por algunos tejidos

Radiación

Un aspecto importante es que a pesar de ser un buen método diagnóstico la tomografía ofrece la mayor radiación de todos los métodos convencionales de radiología (Rayos X, RM, Ultrasonido). Por ejemplo en un TAC abdominal, se puede recibir la radiación de más de 50 radiografías de tórax, el equivalente de radiación natural de más de cinco años.

| Radiación | Dosis mínima efectiva (mSv) |
|--------------------------------|-----------------------------|
| Rayos X de tórax | 0,02 |
| TAC cerebral | 1,5 |
| TAC de abdomen | 5,3 |
| TAC de tórax | 5,8 |
| TAC de tórax, abdomen y pelvis | 9,9 |
| Angiograma cardiaco con TAC | 6,7 - 13 |
| Colonografía con TAC | 3,6 - 8,8 |

Cuadro 3.2: Valores de radiación para diferentes tipos de examen

El sievert Sv es la unidad que mide la dosis de radiación absorbida por la materia viva, corregida por los posibles efectos biológicos producidos. Este equivale a un *Joule* por *Kilogramo* (J/Kg).

La dosis efectiva es el riesgo estimado de la exposición a una radiación ionizante. Se define como dosis efectiva n , como aquella que es capaz de causar efectos al $n\%$ de una población dada. También se usa para comparar dosis de radiación en una base común, ya que no todos los órganos tienen la misma radiosensibilidad.

Resonancia Magnética

Un campo magnético es la magnitud vectorial que expresa la intensidad de las fuerzas magnéticas. Este campo magnético se genera por cargas eléctricas en movimiento y se representa con el símbolo **B**. El sentido del campo magnético es perpendicular al sentido de la trayectoria de la carga. El flujo magnético está representado por las líneas de fuerza magnética y corresponde a la cantidad de flujo magnético que atraviesa alguna unidad de área durante algún tiempo predeterminado⁶

⁶El número total de líneas de fuerza creadas por un campo magnético se denomina flujo magnético y se simboliza con la letra ϕ .

La unidad de flujo magnético que corresponde a una sola línea de fuerza se ha designado como un *Maxwell*; 10^8 *Maxwell* equivalen a un *Weber* que es la unidad de flujo magnético usada por el Sistema Internacional de Unidades. La unidad del campo magnético es el *Gauss* que equivale a un *Maxwell* por centímetro cuadrado.

Una vez aclarados estos conceptos podemos definir un *Gauss* como una medida de densidad de flujo magnético. Esta densidad de flujo magnético corresponde al número de líneas de fuerza que pasan perpendicularmente por un área de un centímetro cuadrado. Sin embargo la unidad de densidad de flujo usada en el sistema internacional es el *Tesla* que equivale a 10,000 *Gauss* o un *Weber/m²*. Es importante observar que en cualquier campo magnético existe una fuerza magnética F_B ejercida por este campo sobre la partícula cargada que se mueve a una velocidad \vec{v} . La fuerza magnética es proporcional a la carga y a la velocidad. Cuando el vector de velocidad forma un ángulo diferente de cero con el campo magnético, la dirección de la fuerza magnética es perpendicular a ambos, y su magnitud es proporcional al seno del ángulo. Además F es cero cuando la velocidad \vec{v} es paralela o antiparalela a B .

Momento de Torsión

Todo cuerpo tiene una propiedad llamada momento lineal o cantidad de movimiento \vec{p} , que se define como la cantidad vectorial resultante del producto de la masa por la velocidad, \vec{v} , cuantificando así la energía cinética de dicho cuerpo. Esta propiedad se representaría así:

$$\vec{p} = m \times \vec{v} \quad (3.4)$$

De igual manera también existe un momento de torsión o torque para cualquier objeto. Este momento de torsión es aquel que cuantifica la tendencia de una fuerza a causar la rotación de un cuerpo con respecto a un punto o eje dado. Este momento de torsión está dado por el producto de la fuerza y el brazo de movimiento de esa fuerza. El brazo de movimiento se podría definir como la distancia desde el eje hasta la línea de acción de la fuerza.

Para analizar el momento de torsión con respecto a un campo magnético se puede tomar el siguiente ejemplo: si una espira⁷ conduce corriente I generando un campo magnético uniforme, perpendicular al plano de la espira. Si además la espira se gira, existen entonces dos fuerzas netas que actúan en dirección opuesta, generando un momento de torsión. Si la dirección de la corriente se invirtiera, las fuerzas se invertirían y la rotación se daría en sentido contrario.

Entonces este momento de torsión se puede expresar como:

$$\Upsilon = IA \times B \quad (3.5)$$

y A es el área encerrada por la espira. El producto IA se denomina momento de dipolo magnético μ , usualmente llamado momento magnético. La energía potencial del dipolo magnético depende de su orientación en el campo magnético, y está dada por:

$$U = \mu \times B \quad (3.6)$$

De modo que se alcanza la energía mínima cuando μ apunta en la misma dirección del campo B . Aplicando las anteriores nociones a cualquier partícula cargada con un campo magnético uniforme, podemos afirmar que la partícula se mueve en un plano perpendicular al campo magnético porque la fuerza magnética forma ángulos rectos con \vec{v} y B . A medida que la fuerza desvía la partícula, las direcciones de \vec{v} y F_B cambian continuamente. La rotación es contraria al sentido de las manecillas del reloj para cargas positivas y va en el sentido de las manecillas del reloj para cargas negativas.

Para una partícula moviéndose en círculo, el radio de la trayectoria es proporcional al momento lineal mv e inversamente proporcional a la magnitud de la carga q y a la magnitud del campo magnético B :

$$r = \frac{mv}{qB} \quad (3.7)$$

⁷ imagine un círculo hecho con un cable. Por dentro del cual circula una corriente

Y por tanto la frecuencia angular ω es:

$$\omega = \frac{v}{r} = qBm \quad (3.8)$$

En consecuencia el periodo de movimiento o tiempo que tarda la partícula en completar una revolución es:

$$T = \frac{2\pi r}{v} = \frac{2\pi}{\omega} = \frac{2\pi m}{qB} \quad (3.9)$$

Si una partícula cargada que genera un campo magnético uniforme, se mueve a esta frecuencia en un ángulo dado con respecto a B , su trayectoria es una hélice cuyo eje es paralelo al campo magnético.

Magnetismo atomico

Todos estos fenómenos también suceden a nivel atómico. Bajo el punto de vista de la mecánica clásica, las espiras de corriente aproximan al movimiento de electrones alrededor del núcleo en órbitas circulares. También existe un momento magnético intrínseco para protones, electrones, neutrones y demás partículas atómicas. Así pues, en los nucleos atómicos podemos hablar de dos propiedades fundamentales, que hacen que estos átomos simulen un pequeño magneto girando alrededor de su eje:

- Momento angular intrínseco, llamado espín
- Momento magnético permanente μ

El momento magnético es antiparalelo y proporcional al momento angular. El campo magnético externo (B) produce un momento de torsión $\mu \times B$ sobre el momento de dipolo magnético μ de ese núcleo. Este momento de torsión hace que el momento nuclear μ precese o cambie continuamente su orientación en relación a B . La frecuencia angular nuclear con la cual se da este proceso se denomina frecuencia de Larmor y está dada por:

$$\omega = \gamma B_0 \quad (3.10)$$

y γ es una constante llamada radio giromagnético que es igual a $42,6 \text{ Mhz/Tesla}$ para protones de hidrógeno.

La resonancia magnética nuclear es una técnica que permite obtener un mapa de magnetizaciones originado en algunos núcleos de átomos de los tejidos corporales, en presencia de campos magnéticos externos. Esta magnetización es proporcional a las propiedades magnéticas de dichos núcleos. La imagen de resonancia magnética nuclear muestra la distribución de átomos seleccionados.

Se usa el termino de voxel para referirse al volumen de tejido más pequeño que se puede distinguir con esta técnica, cuya composición se supone homogénea. Esta densidad de magnetización de protones puede ser representada por un cubo en la imagen tridimensional de resonancia magnética. El vector de magnetización, resultado de la suma de las magnetizaciones de todos los átomos de un tejido, se divide en componentes trasverso M_T y longitudinal M_L . En el campo B el componente trasverso de cada momento está rotando alrededor de B con la misma frecuencia, pero con fases aleatorias en equilibrio térmico. En este equilibrio no hay un componente trasverso neto. El componente de μ a lo largo de B puede ser tanto paralelo como antiparalelo a éste, ocurriendo así un alineamiento a cero absoluto.

A una temperatura T , debido a la agitación térmica, ambas orientaciones estarán presentes con un pequeño exceso de fracción en el orden de $\frac{\mu B}{kT}$. El espín nuclear puede ser excitado cambiando los valores de M_T y M_L . En estos casos generalmente se observa que estos componentes retornan exponencialmente a sus valores de equilibrio térmico, con tiempos constantes característicos T_1 y T_2 conocidos como tiempos de relajación longitudinal y trasverso respectivamente. Los mecanismos microscópicos que relajan el componente longitudinal μ también son efectivos en la relajación trasversal. M_T relaja mas nítidamente que M_L , cuando T_2 es menor o igual a T_1 . Los valores de T_1 y T_2 no dependen únicamente de la especie de núcleo sino de la composición física de los tejidos. Los valores típicos son 300 a 600 ms para T_1 y 30 a 80 ms para T_2 .

Radiofrecuencias

El fenómeno que da el nombre a esta técnica de imagen es la resonancia magnética nuclear. Este concepto comprende la excitación resonante del espín nuclear precesando o cambiando de dirección en un campo magnético y la observación de respuesta del espín. La excitación resonante ocurre cuando el campo magnético de radiofrecuencias aplicadas B_1 , tiene aproximadamente la misma frecuencia de la precesión de los momentos nucleares del campo externo fijo.

Para generar el mapa de magnetizaciones se necesita perturbar individualmente las propiedades de los átomos para poderlos distinguir. Esto se logra con un pulso de radiofrecuencia que perturba de manera diferencial los átomos orientados por la fuerza del campo magnético externo. Las propiedades magnéticas características de cada átomo hace que ellos reaccionen de manera diferente frente al estímulo. Por una parte al absorber la energía de manera diferente, ellos se desfasan del movimiento de los demás átomos en función de sus propiedades magnéticas. Cuando el pulso cesa, ellos entregan esta energía también en forma de radiofrecuencia, y esta energía es entonces capturada mediante algún sensor dispuesto alrededor del objeto. La radiofrecuencia es transmitida por un corto periodo de tiempo, usando la frecuencia de Larmor de los protones o átomos de hidrógeno, con lo cual se produce una eficiente transferencia de energía hacia ellos.

Medida de un voxel de magnetización: el FID

Cada voxel de volumen dV tiene un momento $M_T(t)dV$, equivalente a un pequeño magneto giratorio que induce en la bobina receptora una pequeña oscilación con frecuencia (ω_L) y cuya amplitud decrece. Esto es la llamada Inducción libre de Decrecimiento (FID en inglés), cuya amplitud es la medida de un voxel de magnetización nuclear y es proporcional a la densidad local del protón. El indicador total del interior nuclear de la bobina podría ser la suma de aquellos voxels individuales que retornan. Se obtiene entonces un FID de amplitud proporcional al número total de núcleos seleccionados.

Mecanismos de relajación

La magnetización longitudinal ML resulta de un exceso de momentos individuales μ_i precesando con su componente paralelo a B_0 . Al tener una magnetización finita transversal al campo M_T , algunos momentos nucleares podrían estar precesando en fase, es decir que sus componentes transversos podrían estar apuntando simultáneamente en la misma dirección. Estas fases de espines son llevadas a cabo por el pulso de radiofrecuencia durante la excitación resonante.

El retorno al equilibrio después de la excitación dada por el pulso $\pi/2$, incluye dos procesos diferentes que son simultáneos, estos son:

- Relajación del componente transversal M_T , llamado transversal o relajación T_2
- Relajación del componente longitudinal M_L , llamado longitudinal o relajación T_1

T_1 es un parámetro característico de cada tejido, que depende del campo magnético externo y se define como el tiempo que toma la magnetización longitudinal en alcanzar el 63 % de su valor final, luego de un pulso de radiofrecuencia $\pi/2$. El tiempo T_2 es el tiempo que toma la magnetización transversa para decaer al 37 % de su valor original. Estos tiempos de relajación son proporcionales a la cantidad de agua o protones presentes en los tejidos y por lo tanto existe una relación directa con el contraste de los diferentes tejidos en la imagen. En el cerebro la sustancia blanca tiene un tiempo de relajación muy corto, el líquido cefalorraquídeo tiene tiempos largos, y la sustancia gris tiempos intermedios. Entonces en la imagen de resonancia magnética, la sustancia blanca contribuye a píxeles claros, el líquido cefalorraquídeo contribuye a píxeles oscuros y la sustancia gris contribuye a píxeles con tonos intermedios de gris.

El mecanismo microscópico detrás de estos dos procesos incluye la fluctuación aleatoria de interacción de los espines nucleares. Para el caso de los protones en los tejidos, lo mas relevante es la interacción dipolo-dipolo, entre los momentos nucleares μ_i . La fluctuación en esta caso se inicia fundamentalmente por la reorientación aleatoria de las moléculas tisulares.

Para comprender esto, consideremos un campo local producido por un dipolo μ , con otro sitio de ubicación a una distancia r . El campo local tiene componentes paralelos y transversos a B_0 y ambos podrían experimentar rápidas fluctuaciones debidas a cambios en θ con reorientación molecular. Algunos de las fluctuaciones rápidas pueden introducir altas frecuencias cercanas a ω_L . Entonces en campo local transverso se producirían rotaciones aleatorias del momento nuclear μ_i . Esto tiene dos efectos:

- Los cambios aleatorios de fase en el movimiento individual de espines, destruyen la coherencia de fase entre ellos mismos y entonces se reduce M_T . Esto contribuye a la relajación T_2 .
- El proceso tèrmico lleva la magnetización longitudinal haci su valor de equilibrio M_0 , responsable de la relajación T_1 .

El componente de $B_{loc}(t)$ que es paralelo al campo externo no puede producir espines rotatorios, y por lo tanto no contribuye a T_1 . En cambio las fluctuaciones lentas paralelas al campo local agregadas a B_0 producen cambios locales aleatorios en la frecuencia nuclear de Larmor. Esto hace que algunos núcleos precesen más rápido que otros, destruyendo su coherencia de fase. Este mecanismo también contribuye a T_2 . Esta es la razón por la cual la magnetización transversa M_T relaja más rápidamente que M_L , pues T_2 siempre es más corto que T_1 .

Eco Espín

Despues del pulso $\pi/2$ los protones que estaban en fase inician el desfase en el plano tranverso y algunos espines rotan mas rapidamente que otros. Despues de cierto tiempo, si un pulso π es aplicado, el espín rotará alrededor de un eje opuesto. Cuando el espin retorna se incrementa hasta su forma máxima y luego decrece cuando el espin entra de nuevo en desfase. En este momento otro pulso π podria ser aplicado para hacer que los espines se pongan de nuevo en fase. Este proceso de nueva fase produce un eco llamado el eco espin.

El tiempo entre el pico del pulso $\pi/2$ y el pico del eco es llamado el tiempo de eco (TE). El tiempo de repetición (TR) es el tiempo que toma recorrer la secuencia de pulso una vez

Secuencias de Pulso

- **Eco espín:** En esta secuencia el pulso de radiofrecuencia $\pi/2$ produce una señal inicial que no es usada (Inducción libre de Decrecimiento). El pulso π ocurre cuando ha transcurrido la mitad del tiempo TE . Los valores tipicos en esta secuencia son: $TE = 20msec$, $TR = 500msec$ en T_1 y $TE = 80msec$ y $TR = 2000msec$ en T_2 .
- **Eco espín multieco:** En este caso se usan multiples pulsos de radiofrecuencia π para generar múltiples ecos. Cada eco ocurre a un TE diferente y es usado para formar series de datos de imagen separadas. Estas series tendran diferente contraste para T_2 . El TR tipico puede ser $2000 msec$ con un $TE_1 = 20 msec$ y un $TE_2 = 80 msec$.
- **Eco espín turbo:** Nuevamente multiples pulsos π son usados para generar multiples ecos, pero cada eco no forma una serie de datos de imagen; sino que todos los ecos son usados para generar una sola serie de datos de imagen con una velocidad mas alta.

- **Recuperacion invertida:** Esta secuencia de pulso es usada para suprimir las señales no deseadas (como grasa o fluidos). El pulso π ocurre antes que la secuencia de pulso eco espin regular. Este pulso π causa una inversión inicial de la magnetización longitudinal.
- **Eco gradiente:** El pulso de radiofrecuencia toma un ángulo menor de $\pi/2$ o 90° (20° o 30°) y no existe el pulso π . Así TR es más corto resultando en imágenes con tiempos mucho más cortos

Reconstrucción de la imagen de resonancia

Imagen unidimensional: Gradiente de campo

En presencia de un campo magnético la magnetización macroscópica es proporcional a la densidad de protones. El procedimiento clave en el mapeo es la codificación espacial de la posición del núcleo, basándose en la frecuencia de precesión dependiente de el campo magnético dado por la Ecuación de Larmor: $\omega = \gamma B_0$

Para comprender esto se puede tomar el siguiente ejemplo: tres tubos delgados llenos con distintas cantidades de agua son colocadas en las posiciones x_1 , x_2 y x_3 , con campos magnéticos B_1 , B_2 y B_3 , respectivamente. Después de la excitación las magnetizaciones precesan con frecuencias $\omega_1 = \gamma B_1$, $\omega_2 = \gamma B_2$ y $\omega_3 = \gamma B_3$, generando una señal compuesta. La señal detectada es una combinación de las tres, cuyos pesos son dependientes de la posición del sensor. A través de la transformada de Fourier se puede obtener la contribución individual a partir de la señal capturada. En este ejemplo hay tres picos de frecuencias ω_1 , ω_2 y ω_3 , cuyas amplitudes son A_1 , A_2 y A_3 son proporcionales al número de núcleos de hidrógeno en cada tubo. Cuando se conoce la relación entre frecuencia y posición, este espectro es en efecto una imagen unidimensional de nuestro objeto y así se puede contar cuanta agua hay en cada posición.

Codificación en mas de una dimension:

La codificación de la frecuencia espacial obtenida con la ecuación de Larmor en una dimensión está basada en la existencia de un campo magnético, con un valor diferente en cada punto, es decir en un gradiente de campo. Para obtener la imagen bidimensional se hace que el campo magnético varíe de manera diferente en la dirección perpendicular a la dirección del gradiente de campo, o lo que es lo mismo, se perturba el campo con una diferencia de fase constante a lo largo de la dirección del gradiente. En el ejemplo anterior corresponde a hacer variar el campo a partir del punto x_1 en instante del tiempo que es diferente al utilizado en el punto x_2 y del punto x_3 . Así el campo se convierte en una función en el tiempo y en el espacio.

Espacio K

Los sistemas de resonancia magnética toman datos todo el tiempo. Los datos que son tomados durante la imagen de resonancia magnética son llamados datos de espacio K ⁸. Como siempre, la transformada inversa de Fourier permite obtener los datos de la imagen en coordenadas cartesianas. Varios tipos de movimiento pueden ocurrir durante la toma de los datos de espacio K originando diversos artefactos. Cada pixel en la imagen resultante es la sumatoria de puntos del espacio K .

En una matriz de 256×256 , habría 256 líneas de datos y cada una de estas líneas contiene 256 puntos de datos. La dimensión y es llamada la dirección codificadora de fase y la dimensión x es llamada la dirección codificadora de frecuencia. La distancia entre los puntos vecinos del espacio K , determina el campo de visión del objeto y la extensión del espacio K determina la resolución de la imagen.

Técnica de Resonancia Magnética

Ahora una vez analizados los fundamentos físicos de la imagen de resonancia magnética, podemos ver su aplicación específica en dicha técnica. El campo magnético de un sistema de Resonancia Magnética proviene de

⁸Estos datos son bidimensionales, obtenidos con dos estrategias: gradientes de campos a lo largo de una dirección del objeto y luego perturbación de los campos en instantes diferentes en las direcciones perpendiculares a la original

un flujo de corriente a través de cables conductores en un circuito cerrado. En estos sistemas se usan campos magnéticos fuertes de $1,5 \text{ Tesla}$. Los conductores están inmersos en helio líquido que es un superconductor, y así la corriente puede ser usada para producir un fuerte campo magnético. El sistema de imágenes puede retener esta corriente por muchos años con una mínima pérdida y un mínimo decremento del campo magnético. La cantidad de helio se llena a intervalos regulares.

Ultrasonido

Definiciones

- **Sonido:** El sonido es energía mecánica que se propaga a través de un medio elástico continuo debido a la compresión y rarefacción de las partículas que lo componen. Las partículas que conforman el medio experimentan un mínimo desplazamiento hacia atrás y adelante mientras actúan transfiriendo la energía mecánica. La propagación de la energía ocurre como un frente de onda (en la dirección en la cual viaja la energía) conocido como onda longitudinal.
- **Ultrasonido:** Ultrasonido es el término que describe ondas sonoras con frecuencias que exceden el rango de audición humana. El ultrasonido diagnóstico es una modalidad que usa la energía del ultrasonido y las propiedades acústicas del cuerpo para producir una imagen de los tejidos estacionarios y en movimiento, basándose en la interacción mecánica de pulsos cortos de ondas sonoras de alta frecuencia y de los ecos reflejados.
- **Eco:** Son las reflexiones del pulso de energía incidente y se produce por las diferencias en las propiedades elásticas del medio. Una imagen acústica se forma por numerosos pulsos de ultrasonido reflejados desde las interfases de tejidos hacia el receptor. La profundidad de una estructura es determinada por el tiempo entre la emisión del pulso de ondas sonoras de alta frecuencia y el eco de retorno, y la amplitud del eco es codificado en una escala de grises.
- **Energía de propagación:** Se muestra en función del tiempo resultando en áreas de compresión y rarefacción con sus correspondientes variaciones positivas y negativas en la amplitud de presión.
- **Longitud de onda (λ):** La longitud de onda del sonido es la distancia entre compresiones o rarefacciones, o entre dos puntos que se repiten en una onda sinusoidal de amplitud de presión⁹. La longitud de la onda de ultrasonido determinará la resolución espacial a lo largo de la dirección del haz de ultrasonido. Entre mayor sea la frecuencia de la onda menor será su longitud de onda. Un haz de ultrasonido de alta frecuencia (y corta longitud de onda) provee una resolución superior y una imagen con mayor detalle, sin embargo la profundidad de la penetración del haz se reduce con mayores frecuencias. Una onda de ultrasonido de baja frecuencia tiene una mayor longitud de onda y menor resolución espacial pero una mayor profundidad de penetración.
- **Frecuencia (f):** Es el número de veces que la onda oscila como un ciclo completo por segundo. Las frecuencias menores de $15 \text{ (ciclos/segundo) (Hz)}$ se denominan ondas de infrasonido, ondas entre 15 (Hz) y 20 (kHz) pertenecen al espectro acústico audible y ondas por encima de 20 (kHz) se denominan ondas de ultrasonido. Las ondas de ultrasonido de uso médico se encuentran en el rango de $2 \text{ a } 10 \text{ (MHz)}$, y para aplicaciones especializadas de ultrasonido se utilizan ondas con frecuencias por encima de los 50 (MHz)
- **Periodo (T):** Es el tiempo de duración de un ciclo y es el inverso de la frecuencia
- **Velocidad del sonido (c):** Es la distancia recorrida por la onda por unidad de tiempo y equivale a la longitud de onda dividida por el periodo ($c = \lambda f$). La velocidad del sonido es dependiente de la propagación en el medio y varía ampliamente en diferentes materiales. La velocidad del sonido está determinada por la relación entre el modulus B ¹⁰ y la densidad (ρ) del medio $c = \sqrt{\left(\frac{B}{\rho}\right)}$. Un medio muy compresible como el aire tiene una baja velocidad de transmisión del sonido, mientras que un medio menos compresible como el

⁹usualmente se expresa en milímetros o micrómetros

¹⁰la medida de la rigidez de un medio y de su resistencia a la compresión en $(\text{kg}/(\text{m} - \text{sec}^2))$

tejido óseo tiene una alta velocidad de transmisión del sonido. La velocidad de sonido en un medio menos denso es mayor comparado con un medio más denso. Un cambio en la velocidad del sonido en la interfaz entre dos medios modificará la longitud de la onda

- **Presión:** Las variaciones en la presión se describen frecuentemente como amplitud de presión (P). La amplitud de presión es definida como el valor de pico máximo o mínimo para la presión en el medio en ausencia de una onda de sonido. En la mayoría de las aplicaciones diagnósticas del ultrasonido la amplitud de compresión excede significativamente la amplitud de rarefacción. La unidad de presión es el pascal (Pa)
- **Intensidad (I):** Es la cantidad de potencia¹¹ por unidad de área y es proporcional al cuadrado de la amplitud de presión $I \equiv P^2$. Los niveles de intensidad del ultrasonido diagnóstico se describen en unidades de *miliwatts/cm²*. Los niveles relativos de intensidad y presión son descritos en decibel (dB)
 - Intensidad relativa = $10 \log I_2/I_1$
 - Presión relativa = $20 \log P_2/P_1$

En el ultrasonido diagnóstico la relación entre la intensidad del pulso incidente y aquella del eco de retorno va en el rango de un millón de veces o más. Un cociente de intensidad de 100 (una intensidad incidente 1 millón de veces mayor que la intensidad del eco de retorno) es igual a 60 dB . Un cambio de 10 en la escala dB corresponde a un orden de magnitud (10 veces) de cambio en la intensidad, un cambio de 20 dB corresponde a dos órdenes de magnitud, es decir a un cambio de 100 veces la intensidad inicial. El grosor de tejido que reduce la intensidad en 3 dB es considerado el valor medio de grosor

Interacciones del ultrasonido con la materia

Las interacciones del ultrasonido con la materia están determinadas por las propiedades acústicas de la materia. Las interacciones que pueden ocurrir incluyen: reflexión, refracción, dispersión y absorción.

- **Absorción:** Es el proceso por el cual la energía acústica se convierte en energía calórica.
- **Impedancia acústica (Z):** La impedancia acústica (Z) de un material se define como $Z = \rho c$, con ρ definido como densidad en kg/m^3 y c velocidad del sonido en m/seg . La unidad para la impedancia acústica en el sistema Internacional se expresa en *rayls* y 1 *rayl* equivale a $1 \frac{kg}{m^2 sec}$. La impedancia acústica está relacionada con la rigidez y flexibilidad de un medio compresible. Diferencias mínimas entre la rigidez o compresibilidad permiten la propagación continua de la energía, con muy poca reflexión en la interfaz. La impedancia acústica se puede ver como la resistencia del tejido a propagar la onda, solo que esta resistencia es función de la frecuencia de la onda estimulante.
- **Reflexión:** La reflexión de la energía de ultrasonido en la interfaz entre dos tejidos ocurre debido a la diferencia entre sus impedancias acústicas. El coeficiente de reflexión describe la fracción de la intensidad del sonido que se refleja en la interfaz. Para una incidencia perpendicular, el coeficiente de la amplitud de presión de reflexión R_p se define como el cociente entre la presión reflejada P_r y la presión incidente P_i .

$$R_p = \frac{P_r}{P_i} = \frac{Z_2 - Z_1}{Z_2 + Z_1} \quad (3.11)$$

El coeficiente de intensidad de reflexión R_i se expresa como el cociente entre la intensidad reflejada I_r y la intensidad incidente I_i

$$R_I = \frac{I_r}{I_i} = \left(\frac{Z_2 - Z_1}{Z_2 + Z_1} \right)^2 \quad (3.12)$$

Aquí los subíndices 1 y 2 representan los tejidos proximal y distal a la interfaz. El coeficiente de transmisión de intensidad es $T_I = 1 - R_I$

La intensidad reflejada en una interfaz es el producto de la intensidad incidente y el coeficiente de reflexión. En la interfaz músculo - aire casi el 100 % de la intensidad incidente es reflejada haciendo no evaluable la anatomía mas allá de una cavidad llena de aire. Es por esto que debe utilizarse gel entre la piel y el transductor para eliminar los sacos de aire.

¹¹energía por unidad de tiempo)

- **Refracción:** Describe el cambio en la dirección de la energía de ultrasonido transmitida en una interfaz de tejidos cuando el haz no es perpendicular a la interfase. La frecuencia del haz de ultrasonido no cambia cuando se propaga en el siguiente tejido, pero puede haber un cambio en la velocidad del sonido. El ángulo de refracción (ϕ_t) está determinado por el cambio en la velocidad del sonido que ocurre en la interfase, y está relacionado con el ángulo de incidencia por la ley de Snell:

$$\frac{\sin \phi_t}{\sin \phi_i} = \frac{c_2}{c_1} \quad (3.13)$$

Cuando $c_2 > c_1$ el ángulo de transmisión es mayor que el ángulo de incidencia y lo opuesto cuando $c_2 < c_1$. No existe refracción cuando la velocidad del sonido es igual en los dos medios con una incidencia perpendicular. La refracción causa artefactos en la imagen.

- **Reflexión total:** Ocurre cuando $c_2 > c_1$ y el ángulo de incidencia del haz de ultrasonido en la interfase entre dos medios excede un ángulo llamado ángulo crítico. En este caso la porción refractada del haz no penetra en el segundo medio pero viaja a lo largo de la interfaz. El ángulo crítico (ϕ_c) es calculado asumiendo ϕ_t como 90° , $\sin \phi_c = \frac{c_1}{c_2}$
- **Dispersión:** Un reflector especular es una interfaz lisa entre dos medios en el cual el espesor de la interfaz es mucho mayor que la longitud de onda del haz de ultrasonido. La dispersión acústica surge de los objetos de un tejido que son aproximadamente del tamaño de la longitud de onda o más pequeños y representan una superficie irregular o no especular. La intensidad de los ecos de retorno desde un reflector no especular en el tejido no se afecta de forma importante por la dirección del haz, a diferencia de la dependencia direccional fuerte de los reflectores especulares. La amplitud de señal del eco de los tejidos insonados depende del número de dispersores por unidad de volumen, diferencia en la impedancia acústica de las interfases dispersoras, tamaño de los dispersores y de la frecuencia del ultrasonido. De acuerdo al nivel de dispersión producido en los tejidos, ellos se pueden clasificar como hiperecóticos o hipoeecóticos. La dispersión acústica desde los reflectores no especulares se incrementa con la frecuencia mientras que la reflexión especular es relativamente independiente de la frecuencia.
- **Atenuación:** La pérdida de la energía acústica con la distancia recorrida es causada por la dispersión y la absorción del haz incidente en el tejido. El coeficiente de atenuación μ expresado en unidades de dB/cm es la pérdida de intensidad relativa por centímetro recorrido en un medio dado. La atenuación del ultrasonido expresada en dB es aproximadamente proporcional a la frecuencia: $0,5 \text{ dB}$ por centímetro por MHz en los tejidos blandos o $0,5 (dB/cm)/MHz$, así un haz de ultrasonido de 2 MHz tendrá aproximadamente el doble de la atenuación de 1 MHz , la intensidad del haz es exponencialmente atenuada con la distancia.

Equipo

Todos los equipos de ultrasonido se componen de elementos básicos similares: un transmisor que proporciona energía al transductor, el transductor en sí mismo, un receptor y procesador que detecta y amplifica la energía y manipula la señal reflejada para su representación.

Transmisor:

El transductor es el responsable de la formación de los pulsos cortos de energía acústica que son transmitidos al organismo y recibe la energía a través de la aplicación de un voltaje de alta amplitud durante un tiempo determinado. El transmisor también controla la cantidad de pulsos emitidos por el transductor o la frecuencia de repetición de pulso (PRF). El PRF determina el intervalo de tiempo entre pulsos y es importante a la hora de determinar la profundidad a la cual se pueden obtener datos no ambiguos con las modalidades en tiempo real y con ecografía Doppler. Puede espaciarse la emisión de pulsos de forma que exista tiempo suficiente que permita al sonido alcanzar la profundidad de interés y regresar antes del envío del siguiente pulso.

Transductor:

El transductor es cualquier aparato que convierte una forma de energía en otra. En el caso de los ultrasonidos, el transductor es capaz de convertir energía eléctrica en energía mecánica y viceversa: por un lado convierte la energía eléctrica proporcionada por el transmisor en pulsos acústicos que son enviados al paciente, y por

otra, sirve también como receptor de los ecos reflejados, convirtiendo cambios débiles de presión en señales eléctricas para su procesamiento. Los transductores de ultrasonido utilizan el efecto piezoeléctrico. Los materiales piezoeléctricos tienen la capacidad de modificar su forma cuando se les aplica un campo eléctrico, así como de generar potenciales eléctricos cuando son comprimidos; los cambios en la polaridad del voltaje aplicado al transductor producen cambios en el espesor del mismo, que es deformado, dilatándose y contrayéndose. Ello genera ondas de presión mecánica que pueden ser transmitidas al organismo. Por el efecto piezoeléctrico el transductor vibra cuando es estimulado mediante una diferencia de voltaje. La frecuencia de vibración depende del material del transductor, constituyéndose un rango o banda de frecuencias mediante la estimulación eléctrica del transductor. La frecuencia preferencial producida por un transductor depende de la velocidad de propagación del material del transductor y su espesor. En la mayoría de las aplicaciones clínicas de los ultrasonidos en modo pulsado, los pulsos contienen frecuencias adicionales más altas y más bajas que la frecuencia preferencial. El rango de frecuencias producidas por un determinado transductor se denomina ancho de banda. Los pulsos de ultrasonidos producidos por el transductor condicionan la aparición de una serie de ondas que forman un haz tridimensional de ultrasonidos. Las características de este haz están influenciadas por la interferencia constructiva y destructiva de las ondas de presión, la curvatura del transductor y las lentes acústicas utilizadas para dar forma al haz. La interferencia de las ondas de presión condiciona que exista un área cercana al transductor donde la amplitud de presión varía enormemente y se denomina campo próximo o zona de Fresnel. Más allá del transductor, a una distancia determinada por el radio del transductor y la frecuencia, el campo acústico comienza a diverger y la amplitud de presión disminuye en forma constante conforme aumenta la distancia al transductor. A esta región se le conoce como campo lejano o zona de Fraunhofer.

Actualmente se utilizan transductores compuestos por múltiples elementos, normalmente obtenidos a partir del corte fino de una pieza de material piezoeléctrico en numerosas pequeñas unidades, cada una con sus propios electrodos. Los transductores pueden presentar diferentes configuraciones aunque habitualmente presentan una disposición lineal, curva, en fase o anular.

Transductores de disposición lineal:

En estos transductores, los elementos individuales se disponen de forma lineal. La pulsación secuencial de los elementos del transductor hace que se generen pulsos paralelos, cada uno de los cuales da lugar a una línea perpendicular a la superficie del transductor. Estas líneas individuales se combinan para formar el campo de visión de la imagen. El formato rectangular que proporcionan los transductores de disposición lineal hace que éstos sean utilizados en el estudio de partes pequeñas y estructuras vasculares.

Transductores de disposición curva:

Los transductores de disposición lineal que han sido configurados en disposición curva convexa permiten obtener una imagen que combina un campo de visión relativamente amplio en superficie con un formato de representación sectorial. Se emplean para el estudio abdominal general, estudios transvaginales y transrectales según sea su tamaño.

Transductores de disposición anular:

Se construye con una serie de elementos concéntricos sobre una pieza circular de material piezoeléctrico. El uso de múltiples elementos concéntricos permite que el enfoque del haz sea adecuado, uniforme, y que pueda enfocarse en los planos de elevación y lateral.

Receptor:

La llegada de los ecos a la superficie del transductor hace que se produzcan pequeños voltajes a través de los elementos piezoeléctricos. El receptor es capaz de detectar y amplificar estas señales débiles, así como de compensar las diferencias en la fuerza del eco que surgen como resultado de la atenuación por el grosor de diferentes tejidos, mediante el control de la compensación tiempo profundidad o compensación tiempo ganancia (CTG).

Otra función importante del receptor es la compresión del amplio margen de amplitudes que alcanza el transductor. La relación entre las amplitudes más altas y más bajas puede expresarse en decibelios y se conoce como rango dinámico. En una aplicación clínica, el rango de señales reflejadas puede variar en una proporción de hasta $1 : 10^{12}$, lo cual corresponde a un rango dinámico de hasta 120 dB. Aunque los amplificadores que utilizan los aparatos de ultrasonidos pueden manejar este rango de voltajes, las representaciones en escala de grises se

limitan a un rango de intensidad de señal de sólo 35 dB a 40 dB. Es preciso comprimir y reorganizar los datos para adaptar el rango dinámico de la intensidad de señal reflejada al rango dinámico de la representación.

Representación de la imagen:

Las señales proporcionadas por los ultrasonidos pueden representarse de distintas formas:

- **Modo A:** los equipos representan el voltaje producido por el eco de retorno en forma de una deflexión vertical sobre la línea basal en un osciloscopio. La porción horizontal del osciloscopio se calibra para calcular la distancia existente entre el transductor y la superficie reflectante, la fuerza o la amplitud del sonido reflejado viene representado por la altura de la deflexión vertical que muestra el osciloscopio. En el modo A sólo se registran la fuerza y la posición de la estructura reflectante.
- **Modo M:** Permite la representación de la amplitud del eco y muestra la posición de los reflectores móviles. Se utiliza el brillo para indicar la intensidad de la señal reflejada. La interpretación de la ecografía en modo M se basa en la evaluación de los patrones de movimiento de reflectores específicos y en la determinación de sus relaciones anatómicas.
- **Modo B, imagen en tiempo real o en escala de grises:** Con esta modalidad, las variaciones existentes en la intensidad o brillo obedecen a la diferencia en la amplitud de las señales reflejadas. Para generar la imagen bidimensional (2D), múltiples pulsos de ultrasonido son enviados sucesivamente con una diferencia de fase conocida¹². Cuando la imagen de ultrasonido se representa sobre fondo negro, las señales de mayor intensidad son blancas, la ausencia de señal se muestra en negro y las señales de intensidad intermedia aparecen como diferentes niveles de grises. Cuando el haz de ultrasonidos se mueve respecto al objeto explorado, y se almacena la posición de la señal reflejada, se obtiene la imagen (2D), correspondiendo las porciones más brillantes de la representación a estructuras que reflejan más la energía sonora. Son posibles, por lo menos, de 28 a 256 matices de gris por cada píxel, según sea la amplitud del eco representado. La modalidad en tiempo real proporciona la impresión de imagen en movimiento al generar una serie de imágenes individuales 2D a razón de 15 a 60 cortes por segundo. La imagen bidimensional en tiempo real aporta información de la anatomía y del movimiento.

Sistemas de adquisición de ultrasonido 3D

El objetivo del ultrasonido 3D es adquirir imágenes en tiempo real de alta resolución de un volumen importante. Un arreglo de voxels 3D, representados por configuraciones de elementos de $128 \times 128 \times 128 \times 8 \text{ bits}$ a una frecuencia de 0,5vps (volumes per second), se utiliza para obtener imágenes de fetos. En contraste, un arreglo de elementos $512 \times 512 \times 512 \times 8 \text{ bits}$ a 30vps, se utiliza para imágenes de ecocardiografía. La velocidad finita de propagación de los pulsos de ultrasonido limita la frecuencia de adquisición.

La reconstrucción de imágenes 3D a partir de múltiples imágenes 2D necesitan de conocimiento de las localizaciones relativas y orientaciones de los planos de imágenes 2D. Un transductor sin restricciones tiene seis DOF_s (grados de libertad) de movimiento: tres traslacionales y tres rotacionales. La aproximación más común para explorar un volumen con cortes de imágenes 2D es limitar el movimiento del transductor sobre un solo grado de libertad. A medida que el transductor se mueve en un DOF , el plano de exploración hace barridos a través del volumen. El tamaño del volumen de barrido es determinado por el área de la imagen en el plano de exploración y el rango del DOF . La forma mas simple de reconstrucción de imágenes 3D a partir de imágenes multiplanares 2D se logra permitiendo movimientos libres del transductor, esto es llamado imágenes 3D de mano libre, en las cuales el operador elige los planos de exploración a través de la región de interés. Estos planos pueden intersectarse permitiendo que la región de interés sea explorada desde varias direcciones.

Existen varias ventajas del método de imágenes a mano libre comparada con el barrido de volumen. El primero es que partes de la imagen que podían quedar ocultas o ensombrecidas por regiones fuertemente ecogénicas como el tejido óseo o el aire pueden visualizarse desde las múltiples proyecciones, se reducen muchos artificios y adicionalmente es un método de bajo costo lo cual permite que sea integrado a muchos equipos de ultrasonido. Solamente se requiere un sensor de posición y un computador con tarjeta de video. Debido a que algunas estructuras anatómicas solo son visibles desde pequeñas ventanas acústicas los radiólogos requieren años de entrenamiento para visualizar adecuadamente estas regiones de interés. Algunas estructuras anatómicas no pueden ser visualizadas si se utiliza únicamente un plano de barrido ecográfico automático, además el radiólogo tiene

¹²Son ondas lineales generadas en instantes del tiempo predeterminados para cada una de las unidades del transductor

la posibilidad de focalizar su atención en una región de interés y expandir el volumen escaneado durante la exploración. Adicionalmente tiene la posibilidad de tomar decisiones acerca de la resolución espacial, el volumen y el tiempo de adquisición durante la exploración.

De todas las técnicas *3D* previamente descritas la imagen a mano libre parece ser la de menor capacidad para obtener imágenes en tiempo real. La velocidad de adquisición en estas imágenes está determinada por la velocidad del movimiento de la mano del operador, lo cual no interfiere de forma significativa cuando se exploran estructuras estacionarias pero puede inducir errores en la visualización de estructuras en movimiento. En resumen el médico desplaza el transductor sobre el área de interés, la localización y orientación del transductor es determinada por un sensor de posición, el operador determina los parámetros de exploración y de procesamiento de la señal de eco. La etapa de reconstrucción ensambla imágenes *3D* a partir de las imágenes *2D* recolectadas y de la información sobre la posición del transductor en cada imagen. En cada punto del procesamiento de la imagen se requiere el control del operador de acuerdo al tipo de tejido explorado y de la imagen final deseada.

Calidad de la imagen

Los problemas que surgen en la obtención de las imágenes *2D* tienen un impacto directo en la calidad de las reconstrucciones *3D*. Las interacciones del ultrasonido con los materiales biológicos se han clasificado en las siguientes categorías:

- **Resolución espacial:** Es la capacidad de diferenciar dos objetos que se encuentran a corta distancia como estructuras individuales. La resolución espacial debe tenerse en cuenta en tres planos:
 1. *Resolución Axial:* Es la resolución a lo largo del eje del haz de ultrasonidos. El transductor envía pulsos de ultrasonidos que típicamente consisten en dos o tres ciclos de sonido, siendo la longitud del pulso el producto de la longitud de onda por el número de ciclos por pulso. Si partimos de pulsos de dos ciclos una primera aproximación de la resolución axial es la longitud espacial del pulso dividido por dos como se ilustra en la tabla 1 en donde se dan los valores de resolución axial para varias frecuencias. Para una frecuencia dada la resolución axial varía levemente a través de la imagen debido a los cambios en la forma del pulso a medida que este viaja a través de un medio. A pesar de estos cambios en la forma del pulso, la primera aproximación es muy cercana a la resolución axial real. Pulsos de alta frecuencia dan una alta resolución axial pero una baja profundidad en la imagen debido a la atenuación del haz de ultrasonidos.
 2. *Resolución lateral:* Hace referencia a la resolución en el plano perpendicular al haz y paralelo al transductor y puede ser aproximada al ancho del haz de ultrasonidos en el plano de exploración. El ancho del haz es usualmente tomado como una amplitud de distribución en un ancho de 6 dB. La forma del haz depende del tipo de transductor utilizado, la intensidad de los pulsos de ultrasonido y las propiedades del material que el pulso atraviesa. El ancho del haz está en función de la distancia axial y tiene un área de corte seccional mínima a el punto focal.
 3. *Resolución de elevación:* Se refiere al grosor del corte en el plano perpendicular al haz y al transductor. Los ultrasonidos son un método de imagen tomográfica, el ancho y el grosor del haz de ultrasonido son factores determinantes en la calidad de la imagen. Cuando el grosor o el ancho del haz son excesivos, disminuye la capacidad de detección de pequeños detalles. El ancho de elevación del haz varía con el tipo de transductor y está limitado por el ancho del haz en el plano de elevación. El grosor límite de elevación distorsiona los contornos de los objetos explorados.
- **Speckle (grano):** La apariencia granulosa de las imágenes *2D* de ultrasonido se debe principalmente a *speckle*. *Speckle* tiene una apariencia similar a una cebolla en las imágenes *3D*. El fenómeno *speckle* resulta de la interferencia constructiva y destructiva de los pulsos de ultrasonido coherentes que retornan dispersos desde los múltiples y finos reflectores que constituyen los materiales biológicos. El método más común para la reducción del *speckle* involucra imágenes compuestas tomadas desde diferentes puntos lo suficientemente distantes. El incremento esperado en la relación señal-ruido, es proporcional a la raíz cuadrada del número total de imágenes tomadas. Existe una compensación entre la reducción del *speckle* y la resolución espacial: un objeto en una imagen no va a coincidir con el mismo objeto en otra imagen tomada desde un punto y dirección diferente, debido a los errores de localización espacial.
- **Reverberación:** Reverberación es el fenómeno que se produce cuando la señal de ultrasonido es reflejada de forma repetida entre interfases altamente reflectoras o desde la superficie del transductor. La superficie

del transductor puede ser un fuerte reflector. Debido a la gran diferencia en las impedancias acústicas entre la superficie del transductor y los tejidos, el uso de gel reduce este efecto. Las reverberaciones pueden dar la falsa impresión de que existen estructuras sólidas en áreas donde solo existe líquido. Puede reducirse o eliminarse los artefactos de reverberación, cambiando el ángulo de exploración o la situación del transductor para evitar las interfases paralelas responsables de la formación de dicho artefacto.

- **Refracción:** La refracción se produce por un cambio en la dirección del haz de ultrasonido, que alcanza estructuras que no se encuentran en el eje del transductor, sus reflexiones son detectadas y representadas en la imagen, esto hace que aparezcan en la imagen estructuras que se encuentran fuera del campo de exploración esperado por el explorador. La refracción es una de las razones por las cuales las imágenes compuestas pierden resolución espacial: diferentes puntos de exploración tienen diferentes errores de posición y se produce distorsión de los objetos en las imágenes compuestas.
- **Artefacto multitrayecto:** Una posición errónea de un objeto puede ser el resultado de una diferencia en la longitud de la trayectoria del eco de retorno y del haz incidente, esto también puede distorsionar los límites del objeto explorado.
- **Imagen especular:** Reflectores fuertes cercanos a un objeto pueden actuar como un espejo produciendo una imagen que aparece por debajo del reflector.
- **Lóbulos laterales:** Los lóbulos laterales son los haces menores laterales externos al haz principal que viajan en una dirección diferente a éste. Lóbulos laterales de suficiente intensidad pueden producir ecos de objetos que se encuentran por fuera de la trayectoria del haz principal. Estos artefactos tienen importancia clínica porque pueden crear la falsa impresión de la presencia de contenido o detritus en el interior de estructuras llenas de líquido, además pueden conducir a errores en la medición al reducir la resolución lateral. El cambio en la posición del transductor o el uso de un transductor diferente permitirán la diferenciación entre los ecos verdaderos de aquellos artefactuales.
- **Lóbulos discordantes:** Lóbulos por fuera del haz principal se presentan en algún grado en todos los sistemas de ultrasonido. Los lóbulos discordantes son producidos por los transductores lineales y su tamaño disminuye a medida que se incrementa el número de elementos que forman el transductor y se disminuye el espacio entre ellos.
- **Cola de cometa y ring down:** Aparecen como colas artificiales debajo de ciertos objetos. La cola de cometa se presenta como una serie de ecos de reverberación muy cercanos producidos por reflectores fuertes cercanos a un objeto. Ring down esta relacionado con el fenómeno de resonancia asociado con las burbujas de gas. Ring down crea una cola borrosa sin características específicas
- **Errores de velocidad:** Los sistemas de ultrasonido típicamente usan una velocidad de propagación de 1540m/seg para calcular la distancia de los reflectores partiendo del tiempo que se gastan los ecos en retornar. el valor de 1540m/seg es el promedio de la velocidad de propagación del sonido en los tejidos humanos. La velocidad de propagación real varía con el tipo y la temperatura del tejido. Objetos localizados en materiales con velocidad de propagación por encima de 1540m/sec serán erróneamente colocados muy cerca del transductor, igualmente la forma de los objetos en la imagen puede ser distorsionada. Otro efecto menos significativo es la dependencia de la velocidad de propagación de la frecuencia para un material dado. Por ejemplo la velocidad de propagación del ultrasonido en el cerebro a la temperatura corporal normal cambia de 1561m/seg a 1566m/seg cuando la frecuencia se incrementa de 1 a 10MHz
- **Ambigüedad de rango:** La máxima profundidad que puede ser explorada sin ambigüedad esta determinada por la frecuencia de repetición de pulso. Un segundo pulso solo puede ser transmitido cuando se hayan recibido todos los ecos del primer pulso, de lo contrario estos aparecerán como artificios en la segunda imagen.
- **Artefactos ecográficos:**
 1. **Resolución de contraste:** La resolución de contraste es la mas pequeña diferencia detectable en la intensidad de los ecos. La resolución de contraste percibida por el operador depende de la percepción humana, el monitor y del sistema de ultrasonido. La escala de 256 niveles de grises tienen un rango dinámico de 24dB . El rango dinámico de la percepción humana de la escala de grises es de 20dB aproximadamente. Una alta resolución de contraste mejora la resolución espacial. La resolución de

contraste es dependiente del procesamiento de los datos del eco. Algunos sistemas de ultrasonido permiten el control manual y una curva de post procesamiento con la cual se relacionan los niveles de eco con la escala de grises visualizada en el monitor.

2. **Sombra acústica:** Ocurre cuando los pulsos de ultrasonido son atenuados de manera importante detrás de reflectores fuerte como son el hueso o el pulmón. la única forma de obtener información de esta región oscurecida es visualizarla desde otro punto sin la interferencia del reflector. La sombra acústica también puede producirse cuando el haz es reflejado y por ciertas interfases tisulares que desenfocan lo suficiente al haz de ultrasonido haciendo que los ecos de retorno sean demasiado débiles para ser detectables. En este caso la imagen muestra una zona de sombra por debajo de la interfase.
 3. **Realce acústico:** Algunos tejidos o fluidos son poco ecogénicos. Las regiones por debajo de los tejidos o líquidos poco ecogénicos retornan ecos de amplitud mayor a la esperada. El realce acústico también puede ocurrir debido a las intensidades inherentemente altas cerca al foco del haz. El *TGC* (time gain compensation) amplifica los ecos distantes mas que los ecos proximales para compensar la mayor atenuación de los ecos distantes. Se requiere un control manual de la curva de *TGC* debido a la variación en la atenuación de los diferentes tipos de materiales. El operador puede controlar la forma de la curva de *TGC* para reducir el fenómeno de realce acústico.
- **Ruido Electrónico:** El ruido electrónico es introducido inevitablemente durante el procesamiento análogo de los pulsos de eco. El procesamiento análogo puede incluir amplificación, desmodulación y compresión de la señal después de la conversión digital. El ruido electrónico domina a bajas intensidades y el nivel de ruido limita la profundidad en la imagen.

Errores de posición:

Otros factores que influyen en la calidad de la captura son los errores producidos por la falta de experiencia del operador

- **Translación:** Un número de sensores de posición han sido usados para determinar la localización y orientación del transductor incluyendo los brazos mecánicos y los sistemas transmisor-receptor. Esto no incluye los errores de calibración, la calibración es requerida para determinar la correlación entre el sensor de posición y el campo de exploración.
- **Rotación:** Los errores de rotación están separados de los errores de translación debido al efecto de palanca del brazo que tiene el error rotacional en la precisión del plano de exploración. El sensor de posición está colocado en o cerca al transductor, sin embargo los errores angulares pueden producir grandes errores de localización en los puntos distantes del plano de exploración. Entre más lejos se encuentre el sensor del límite del plano de exploración, mayor será el error, el cual se incrementa por el efecto de palanca del brazo. La falta de calibración puede nuevamente causar errores sistemáticos de medida.
- **Tasa de latencia y adquisición:** Un sensor en movimiento puede dar lecturas de posiciones anteriores debido a la latencia. La latencia es el tiempo entre el movimiento del sensor y el cambio registrado en la posición. Por ejemplo una latencia de $4ms$ para un transductor moviéndose a $0,1m/s$ da un error de posición de $0,4mm$. Una tasa baja de adquisición requiere que el operador desplace lentamente el transductor para evitar grandes vacíos entre las imágenes. Por ejemplo un intervalo de $1mm$ de imágenes adquiridas a $120Hz$ requiere que el transductor se mueva a $120mm/s$.
- **Errores relacionados con el tejido:**
 1. **Movimiento:** El movimiento del paciente durante un examen prolongado origina errores significativos cuando se reconstruyen imágenes *3D* desde imágenes en *2D*. Existen relativamente pocas aplicaciones clínicas, para las cuales la estructura anatómica explorada es casi estacionaria (como el examen de seno en una unidad mamográfica). Los errores relacionados con el movimiento pueden ser minimizados incrementando la velocidad de exploración y por lo tanto reduciendo el tiempo del examen. La suspensión de la respiración puede reducir algo de los artefactos de movimiento, sin embargo el diseño de sistemas tolerantes al movimiento tisular es uno de los mayores desafíos para la ecografía *3D*.
 2. **Anisotropía:** Se ha encontrado que algunos tejidos producen dispersión anisotrópica, en ciertos planos de exploración. Las imágenes a mano libre tienen claras ventajas sobre otros métodos de adquisición

imágenes *3D* por permitir al médico elegir las direcciones y planos de exploración. El médico es entrenado para buscar las proyecciones que le permitan mayor visibilidad de las estructuras anatómicas a explorar.

3. *Aliasing*: La reconstrucción de imágenes *3D* desde cortes de imágenes en *2D* es análogo a muestrear una señal que varía con el tiempo en diferentes momentos. Aliasing se presenta cuando la frecuencia de muestreo es muy baja para reproducir los componentes de alta frecuencia de la señal. El teorema de muestreo de *Shannon-Nyquist* demuestra que el muestreo debe realizarse a una frecuencia por lo menos del doble de la mayor frecuencia que compone la señal. Los filtros *anti-Aliasing* son típicamente filtros paso bajas, los cuales son usados en la señal original antes de que sea muestreada y reconstruida. Debido a que los filtros anti Aliasing no pueden ser usados en la anatomía humana, las reconstrucciones solamente pueden estar libres de errores por *Aliasing* si el objeto explorado no muestra variaciones espaciales a una frecuencia mayor que la de muestreo espacial en las imágenes *2D*. Afortunadamente este es el caso para muchas estructuras anatómicas como el hígado y riñones.
- **Problemas en la reconstrucción *3D***: La reconstrucción de las imágenes *3D* típicamente involucra la comparación de cada valor de voxel, con el valor del pixel de la imagen *2D* que intersecta el voxel. Algunos voxels pueden ser intersectados y otros pueden permanecer vacíos. El valor de los voxels que son intersectados mas de una vez, se calcula por la comparación de los píxeles que intersectan el voxel. La comparación no se limita simplemente a hacer un promedio.

Intensidad no uniforme:

La intensidad promedio y la distribución de intensidad para una imagen *2D* dada, depende tanto del sistema de ultrasonido que crea la imagen, como de las propiedades del material. Diferentes transductores producen intensidades y formas de ventana diferentes. La intensidad de la imagen depende de la geometría, tamaño, frecuencia de pulso, amplitud de pulso y del tipo de foco del transductor. Los artefactos como la sombra y el realce acústico influyen en el promedio de las intensidades de la imagen. El operador usualmente controla varios parámetros de los sistemas de ultrasonido dentro de los cuales se encuentran:

- Transductor utilizado
- Compensación tiempo ganancia
- Ganancia total
- Persistencia del despliegue
- Rango dinámico del despliegue
- Frecuencia de muestreo
- Realce en la exploración
- Opciones de eco
- Curva de post procesamiento
- Parámetros de foco
- Intensidad en la línea de exploración
- Amplitud del pulso
- Rango angular de adquisición

No uniformidad espacial:

Las dimensiones del voxel deberían reflejar la resolución espacial de las imágenes. Sin embargo la resolución axial, lateral y de elevación varía en cada imagen. Un voxel de un tamaño igual a la menor resolución podría minimizar la pérdida del detalle en la imagen. En los sistemas reales de mano libre se utilizan voxels de gran tamaño para reducir los requerimientos de memoria del computador y los tiempos de reconstrucción. Un objeto no será igual en dos imágenes obtenidas desde dos puntos distintos debido a errores en la localización espacial. Estos errores surgen de la refracción, la velocidad de propagación del ultrasonido, artefacto multitrayecto, movimiento del tejido y errores del sensor de posición. La calidad de la reconstrucción final mejora si algunos de estos errores son eliminados después de la reconstrucción. Las características importantes de una buena imagen son: detalle claro, textura de tejido, visualización de los detalles en profundidad y poco ruido. Una imagen de mala calidad no tiene información diagnóstica visible. El objetivo del método de visualización es la producción de una imagen que represente con precisión la información de la reconstrucción 3D. Existen varios métodos para representar los datos de intensidad obtenidos en las imágenes 3D. El método más usual consiste en ver cortes de la reconstrucción de forma similar a las exploraciones 2D convencionales. La diferencia radica en que se pueden ver cortes desde cualquier dirección, así no sean en el mismo plano de las imágenes 2D originales.

Ecografía Doppler

La ecografía Doppler se basa en el cambio en la frecuencia de la onda de ultrasonido causada por un reflector en movimiento. En el cuerpo humano los reflectores en movimiento son las células sanguíneas. Comparando la frecuencia de la onda de ultrasonido incidente con la frecuencia de la onda de ultrasonido reflejada por las células sanguíneas es posible determinar la velocidad de la sangre. No solamente la velocidad de la sangre (e indirectamente el flujo sanguíneo) pueden ser medidos, la información proporcionada por la técnica Doppler puede ser empleada para crear mapas de color del flujo sanguíneo de las estructuras vasculares.

Cambio en la frecuencia Doppler:

Es la diferencia entre la frecuencia incidente y la frecuencia reflejada. Cuando el reflector se esta moviendo alejándose de la fuente del sonido el Cambio en la frecuencia Doppler (f_d) se calcula como $f_d = f_i - f_r$

$$f_s = \frac{\text{Velocidad del reflector}}{\text{Velocidad del reflector} + \text{Velocidad del sonido}} 2f_i \quad (3.14)$$

Siendo f_i (frecuencia del sonido incidente sobre el reflector), f_r (frecuencia del sonido reflejado). De esta manera el cambio en la frecuencia Doppler es aproximadamente proporcional a la velocidad de las células sanguíneas.

El ángulo entre la dirección del flujo sanguíneo y la dirección del haz de ultrasonido es llamado Ángulo Doppler. El componente del vector de velocidad dirigido hacia el transductor es la velocidad a lo largo del eje del vaso multiplicada por el coseno del ángulo (θ). Sin la corrección de esta dependencia angular cambios pequeños en la frecuencia Doppler pueden subestimar la velocidad sanguínea actual.

Velocidad:

Se refiere a un vector cuantitativo que describe tanto la magnitud de la distancia recorrida por unidad de tiempo (velocidad) y la dirección del movimiento (como es el caso del flujo sanguíneo). Como la velocidad de las células sanguíneas (velocidad pico de 200 cm/seg aproximadamente) es significativamente menor que la velocidad del sonido (159.000 cm/seg) el denominador puede ser simplificado con un error extremadamente pequeño omitiendo la velocidad de la sangre. Esto finalmente resulta en la ecuación de corrimiento Doppler generalizado:

$$f_d = \frac{2f_i v \cos(\theta)}{c} \quad (3.15)$$

Siendo f_d (Cambio en la frecuencia Doppler), v (velocidad de la sangre), c (velocidad de del sonido en los tejidos blandos) y (θ) el ángulo Doppler.

La velocidad de la sangre es:

$$v = \frac{f_d c}{2f_i \cos(\theta)} \quad (3.16)$$

Se prefiere que el ángulo Doppler se encuentre en un rango de 30 a 60 grados ya que si es mayor de 60 el apparent Doppler shift es muy pequeño y puede causar errores considerables en el cálculo de la velocidad, y si el

ángulo es menor de 20 grados, la refracción y las interacciones del ángulo crítico pueden causar problemas con la señal en los estudios de Doppler pulsado ocasionando Aliasing. El cambio en la frecuencia Doppler para las sangre en movimiento ocurre en el rango audible.

Doppler continuo:

Se requieren dos transductores, uno transmitiendo el haz de ultrasonido incidente, y otro detectando los ecos continuos resultantes. La señal Doppler contiene señales de frecuencia muy baja provenientes de las paredes de los vasos y otros reflectores especulares en movimiento que un "filtro de pared" mueve selectivamente. El Doppler continuo carece de selectividad en profundidad, con una precisión afectada por la interposición de objetos en movimiento dentro de la trayectoria del haz. Múltiples vasos adyacentes pueden causar superposición haciendo difícil distinguir una señal Doppler específica. Como ventaja, el Doppler continuo tiene una alta precisión en las medidas del cambio de frecuencia Doppler, debido a que usa una frecuencia estrecha de ancho de banda y así altas velocidades pueden ser medidas sin aliasing.

Exploración Duplex:

La exploración duplex se refiere a la combinación de imágenes en modo B 2D y datos de adquisición Doppler pulsado. La instrumentación para la exploración duplex está disponible en variadas configuraciones. Más frecuentemente, los transductores lineales electrónicos alternan entre un grupo de sensores usados para crear la imagen en modo B y un grupo de sensores usados para la información Doppler. El sistema duplex permite la estimación de la velocidad del flujo directamente del cambio en la frecuencia Doppler, desde que la velocidad del sonido y la frecuencia del transductor sean conocidas, mientras que el ángulo Doppler puede ser estimado desde la imagen en modo B por el operador. Una vez que la velocidad es conocida, el flujo (cm^3/seg) es calculada como el producto del área del corte seccional del vaso (cm^2) times the velocity (cm/seg). Los errores en el calculo del volumen de flujo pueden ser causados por:

- El eje del vaso puede no estar totalmente en el plano de exploración o el vaso puede ser curvo.
- El ángulo Doppler puede ser inadecuado especialmente si es mayor de 60 grados.

Interpretación del Doppler espectral:

La señal Doppler es típicamente representada por un espectro de frecuencias resultado de un rango de velocidades contenidas dentro de la ventana de muestreo en un punto específico del tiempo. Un flujo laminar rápido existe en el centro de los vasos largos de paredes lisas, mientras que un flujo lento se observa cerca a las paredes de los vasos consecuencia de las fuerzas de fricción. La interpretación de los cambios de frecuencia y dirección del flujo se logra con la transformada de Fourier, la cual analiza matemáticamente las señales detectadas y genera un perfil de distribución de amplitud vs. frecuencia conocido como espectro Doppler. El espectro Doppler presenta el espectro de cambio de frecuencias Doppler verticalmente vs tiempo representado horizontalmente. La amplitud del cambio de frecuencia se codifica como variaciones en la escala de grises. Un espectro ancho representa flujo turbulento, mientras que un espectro estrecho representa flujo laminar dentro de la ventana de mues

Las medidas cuantitativas como son el índice de pulsatilidad ($PI = (max - min)/promedio$) y el índice de resistencia ($RI = (max - min)/max$) son dependientes de las características de presentación del espectro Doppler.

Formatos de imágenes

La última década se ha caracterizado por un acelerado cambio tecnológico en nuestra capacidad para adquirir, almacenar y procesar información. Estos cambios han sido el resultado de grandes avances en el campo de la informática y de una rápida expansión en los sistemas de comunicación. Internet han permitido el aumento del intercambio de información en forma digital con impactos diversos en diferentes actividades. Con esto se ha creado un mercado de información virtual que influye directamente en todas las áreas del conocimiento y en particular en todas las relacionadas con el sector salud. Las imágenes médicas, herramientas de diagnóstico para casi todas las actividades en salud, representan una parte muy grande de este mercado. La demanda médica exige imágenes de excelente calidad, con un mínimo tamaño posible, que se transmitan a gran velocidad y de la manera más segura. Actualmente las imágenes digitales son ampliamente usadas en medicina, estas se usan como copia digital de radiografías, tomografías, ecografías, resonancias, imágenes PET o SPECT, imágenes microscópicas y fotografías de relevancia médica.

Una imagen digital es la representación discreta de un fenómeno continuo. Uno puede entender una imagen digital como una malla discreta de puntos que se caracteriza porque en cada punto de la malla se guarda la información de la energía promedio que atraviesa una ventana de tamaño pre-determinado, alrededor de ese punto. Esta unidad básica es lo que conoce como pixel¹. Además de la información de esta energía o pixel, se deben guardar en estos archivos digitales información pertinente como el tamaño de la malla en columnas y filas, la representación de color, si se tiene o no compresión y que tipo de compresión, etc.. Toda esta información se almacena en una estructura conocida como Encabezado o "header".^{en inglés}. Aunque el fenómeno físico que produce la imagen es siempre el mismo, cada aplicación ha desarrollado su manera propia de abrir, guardar o representar la información contenida en una imagen digital. Esta representación particular se conoce como el formato de la imagen y a continuación describiremos los encontrados más frecuentemente.

BMP - Bit Map Pixels

Los mapas de bits son formatos de imagen en forma matricial, es decir que están constituidos de una matriz de puntos para los cuales las unidades llamadas pixeles tienen una dimensión dada. Un cambio de escala, una deformación o alguna otra transformación afectan este tipo de imagen. Estos mapas de bits se organizan en una matriz compuesta por filas y columnas de pixeles. Este archiva las imágenes en profundidades de color de 2 (1 bit), 16 (4 bits), 256 (8 bits), 65.536 (16 bits) o 16,7 millones (24 bits). El formato mas usado en Windows es el mapa de bits portátil (*portable bitmap*) cuya extensión de archivo es *.BMP*, estos generalmente no estan comprimidos, por esta razón tienen un gran tamaño, el tamaño de las imágenes BMP puede ser calculado asi: ancho(pixels) × alto(pixels) × 3. Su gran desventaja es su tamaño con la consecuente reducida velocidad de transmisión [?], pero de todas formas dependiendo del uso que se le quiera dar, hay que asegurarse de tener una resolución óptima. Así por ejemplo, la resolución de un monitor convencional es de 72 dpi², mientras las impresoras tienen resoluciones que van desde los 300 dpi hasta 1200 dpi. La impresión de un periódico se hace alrededor de los 1000 dpi mientras que el de una revista a color está por los 3000 dpi.

¹ Abreviación de picture element

² dot per inch: puntos por pulgada

GIF - Graphic Interchange Format

GIF (*Graphics Interchange Format*) Es un formato de imagen propietario, concebido originalmente por la compañía *H&R block* y rebautizado por la red COMPUSERVE, que ha marcado el camino de las imágenes sobre el internet. Es un formato de compresión que no acepta sino las imágenes en color indexado³, codificadas en 8 bits, es decir con capacidad para representar 256 colores. Las imágenes *RGB* o *CYMK*⁴ que tienen millones de colores, tienen primero que convertirse a 256 colores antes de poder ser exportadas a formato GIF. Este formato usa el algoritmo de compresión sin pérdida LZW (*Lempel Ziv Welch*) para realizar la compresión de la imagen. Permite transparencia⁵ de 1 bit, de tal forma que cada pixel de la imagen puede ser o no transparente. Esto lo diferencia de formatos como el PNG, que permite una transparencia variable. Sus últimas versiones permiten hacer animaciones simples, aunque la compresión sigue siendo muy deficiente. Permite utilizar entrelazado en imágenes de tal forma que las imágenes se visualicen completamente una vez empezada la descarga, pero con una baja definición. Esta resolución va mejorando cuando se carga por completo en los navegadores. Como se

mencionó antes, el uso de color es indexado a través de una paleta de colores (LUT or Lookup table en inglés) que puede tener distintos tamaños, dependiendo del valor del tamaño de la tabla de color local que tiene un tamaño de 3 bits. Esto permite a GIF usar una paleta de 2,4,8,16,32,64,128 o 256 colores. GIF, junto con JPEG, Es uno de los dos formatos estándar históricos de Internet, por lo cual en la practica es compatible con la totalidad de los navegadores. Las paletas tienen un máximo de 256 colores, con lo cual no es apropiado para fotografías, gradaciones, y otros tipos de imágenes con gran variedad cromática. En estos casos se prefiere el JPEG o el PNG. Una imagen de colores indexados ocupa menos espacio en disco. Las imágenes indexadas son muy popu-

lares en el mundo multimedia e internet. De todas maneras hay que ser cuidadosos porque estos colores pueden sufrir algunas alteraciones cuando uno cambia de un sistema de explotación. El formato GIF era un formato que en sus orígenes no existía sino en los computadores IBM compatibles, y a pesar de que ya existen aplicaciones Macintosh capaces de importar o exportar este formato, no se puede explotar comercialmente. Es un formato que pierde mucho su mercado luego de una batalla jurídica en relación con los derechos de uso sobre internet.

JPEG - Joint Photographic Experts Group

JPEG es el estándar de gráficos y compresión mas comúnmente usado en computación, el formato de archivo usa compresión con o sin pérdida. *JPEG* por si solo especifica como la imagen debe ser transformada en cadenas de bytes. El algoritmo de compresión comienza por convertir la imagen del espacio de color *RGB* (*Red Green Blue*) al espacio de color *YUV* (*Brightness Hue Saturation*). Este paso es fundamental porque decorrelaciona la información redundante que se encuentra en la representación *RGB*. La nueva representación *YUV*, contiene de manera separada la información de la luminancia en el canal *Y* y la crominancia en los canales *U* y *V*⁶. Cada componente es entonces separado en bloques de 8×8 pixeles que son convertidos al espacio de frecuencia usando la transformada discreta del coseno (*DCT* ⁷). Esta transformada es equivalente a la parte real de la transformada de Fourier y su función es obtener una representación más compacta de la información. El siguiente proceso es la cuantización ⁸. En la mayoría de las aplicaciones la compresión se hace con pérdidas y esto se justifica por el hecho de que el ojo humano tiene baja capacidad de resolución para las altas frecuencias, como por ejemplo las variaciones en el brillo. Es por esto que, dependiendo del grado de compresión, la información eliminada corresponde a la contenida en el rango de las altas frecuencias. Una vez retirada la información de los componentes de altas frecuencias, el siguiente paso en la compresión es hacer uso del codificador entrópico ⁹ o de Huffman, cuya función es lograr una representación reducida, robusta y eficiente de los datos. Este formato es

³ Se dice que una imagen esta en colores indexados cuando los colores de la imagen se definen en una tabla de colores.

⁴ Los cuatro colores utilizados en el proceso de impresión en color: Cyan, Magenta, Yellow y black.

⁵ transparencia no es una propiedad del color, es una propiedad de la imagen. Una vez un color se vuelve transparente, todas las regiones de la imagen con ese color se vuelven transparentes.

⁶ Estos tres canales se tratan independientemente y con una tasa de compresión que varía hasta de 4:2:0 (Y:U:V).

⁷ DCT; Discrete Cosine Transform

⁸ cuantizar o "cuanto", de la teoría cuántica, consiste en volver discretos los valores de una variable continua. Esta cuantización produce pérdidas de información y por esto se habla de compresión con pérdidas

⁹ entropía aquí es un término que viene de la teoría de la información y se define como la máxima cantidad de información que se puede hacer pasar en un mensaje

sin duda el más eficaz en cuanto a la tasa de compresión. Es un buen compromiso entre la ganancia de espacio en disco, el tiempo de compresión/descompresión y la calidad de las imágenes. Una imagen bruta de unos dos megabytes, después de una conversión JPEG, puede ocupar unos 130 a 400 Kilobytes, de acuerdo a la calidad deseada.

TIFF - Tagged Image File Format

Tagged Image File Format o Formato de Archivo de Imagen Etiquetado, fue creado por *Aldus* es un formato matricial para el uso de impresión PostScript¹⁰ y ahora la patente de este es controlado por *Adobe*. Inicialmente este formato fue diseñado para aceptar únicamente imágenes *RGB*, pero las últimas versiones permiten la codificación de imágenes *CMYK*. Este formato se ha convertido en un estándar para gráficos de alta profundidad de color (32 bit) y es fácil de incluir en documentos o de obtener impresiones de alta calidad, siempre y cuando no se modifique su resolución¹¹. La principal característica de TIFF son las etiquetas o *tags* en el encabezado del archivo, estas etiquetas describen propiedades de la imagen, como su tamaño, autor y metadata¹² en general. TIFF puede usar varios tipos de compresión, como el usado en JPEG o GIF, por defecto el tipo de compresión usado es el LZW (Lempel, Ziv, Welch).

PNG - Portable Network Graphics

El formato PNG (Portable Network Graphics) es un formato matricial destinado a reemplazar progresivamente el formato GIF en internet. El formato PNG tiene todas las ventajas del formato GIF¹³, pero con una tasa de compresión muy superior y además acepta las imágenes en color en 24 bits. PNG usa un método de compresión de datos sin pérdida denominado "deflation"^{en inglés} y que no se encuentra patentado. Este método se combina con uno de predicción realizado de la siguiente manera: para cada línea de la imagen se predice el color de cada pixel basándose en los colores de los pixeles previos y se sustrae el color predicho del real. Una línea de la imagen tratada de esta manera se comprime mejor. En la mayoría de las imágenes, PNG comprime mejor que GIF, pero algunas implementaciones producen imágenes PNG innecesariamente grandes debido a una mala elección de los algoritmos de predicción.

El formato GIF soporta porciones transparentes, permitiendo que estas porciones tengan formas no rectangulares. El formato GIF se considera insuficiente porque únicamente permite que los pixeles individuales sean completamente transparentes o completamente opacos. El formato PNG permite dos diferentes estilos de transparencia: transparencia binaria (un pixel es completamente opaco o completamente transparente) o un canal alpha¹⁴ transparente. Otros atributos de la imagen que se pueden guardar en formato PNG incluyen los valores gamma, el color del fondo e información en forma de texto asociada a la imagen. El estándar permite hasta 48 bits por color, pero 32 bits (RGBA) es usualmente suficiente. PNG también soporta corrección de color con el uso de sistemas de manejo de color como el sRGB¹⁵. Un archivo PNG se compone de una firma de 8 bits (89 50 4E 47 0D 0A 1A 0A en hexadecimal) seguida por un número preestablecido de espacios dedicados a almacenar ciertas informaciones sobre la imagen. Estos espacios se clasifican como críticos y opcionales, así que un programa que encuentre un espacio opcional que no entienda puede ignorarlo de manera segura. Esta estructura basada en espacios dedicados se diseña así para permitir que el formato PNG se escale fácilmente mientras se guarda compatibilidad con las versiones viejas.

¹⁰Postscript; lenguaje de impresión-edición que se utiliza en impresoras de alta calidad

¹¹La resolución es directamente proporcional a la calidad de la imagen. En el mundo Macintosh, la resolución de una imagen se expresa en dpi, mientras que en los compatibles con IBM la resolución se expresa en pixeles

¹²Metadata; información descriptiva sobre datos y documentos, asociada al formato

¹³entrelazado de imágenes, degradación mínima de la imagen comprimida

¹⁴Una porción de la representación de un pixel se reserva a la información de transparencia. Tres bytes para los colores básicos RGB y uno para el canal alpha. Este canal es realmente una máscara: especifica como los colores de un pixel se deberían mezclar con otro pixel cuando los dos se traslapan, uno sobre el otro.

¹⁵"Standard RGB". Todos los colores que uno ve en la pantalla de un computador son una mezcla de rojos, verdes y azules. Estos mismos colores se despliegan de forma diferente en diferentes monitores. Para lograr consistencia entre las representaciones de color de los diferentes dispositivos se creó el estándar sRGB en 1999. Este se define como una gama de colores que representan cada color y se pueden usar en monitores CRT, pantallas LCD, escaners, impresoras y camaras digitales.

El estándar de codificación de imágenes JPEG2000 - Generalidades

JPEG2000 es un estándar de compresión desarrollado por el Joint Photographic Expert Group (JPEG), desarrollado con el fin de responder a las necesidades en cuanto a eficiencia, flexibilidad y representación interactiva de imágenes. Está basado en la transformada wavelet y la codificación de bloques embebido con truncamiento óptimo (EBCOT) [12].

JPEG2000 ofrece la posibilidad de acceder de manera rápida y flexible a la información de la imagen, esto, gracias a las diferentes representaciones que permite el codificador y a la escalabilidad de los datos comprimidos.

- Progresividad por calidad y resolución.
- Enfoque espacial en las regiones de interés particulares.
- Compresión con y sin pérdidas.
- Acceso aleatorio a la información de la imagen (Es posible realizar decodificaciones parciales).

A continuación se hace una descripción corta de la manera como el codificador de JPEG2000 trabaja:

- Los componentes de la imagen son divididos en tiles rectangulares.
- Se aplica la transformada wavelet en los tiles, y se crean los niveles de descomposición frecuencial.
- Los niveles de descomposición se forman a partir de los coeficientes de las subbandas.
- Las subbandas son cuantizadas y reunidas en arreglos rectangulares: Codeblocks.
- Cada coeficiente del Codeblock es codificado en un plano de bit mediante un codificador entrópico.
- Si una región de interés (ROI) es definida, los coeficientes de la región relevante son codificados primero.

Después de este procedimiento los datos de la imagen son convertidos en un codestream que corresponde a una secuencia de bits que representa la información de la imagen comprimida. A fin de obtener el codestream final se debe:

- Reunir los datos de la imagen comprimida de los pasos de codificación.
- Dividir cada layer en precintos.
- Crear un encabezado principal que describa la imagen original y los estilos de codificación

Los principales componentes de JPEG2000 son la transformada wavelet, el codificador entrópico, y el generador del codestream. Las propiedades estadísticas de la transformada wavelet permite, codificar los datos de manera más eficiente que los datos originales. Esta transformación introduce una representación multiresolución a la imagen. El codificador entrópico en JPEG2000 es representado por el bloque de código embebido con truncación óptima EBCOT [12], el cual permite, una representación granular de la imagen a través de bloques de código que facilitan un rápido acceso a una región espacial particular de la imagen, además, permite progresividad por calidad. El EBCOT [12] es dividido en dos fases. La primera es una fase de modelación de coeficientes con un compresor aritmético y la segunda fase corresponde a abstracción de los datos por layers de calidad usando una optimización tasa-distorsión.

DICOM

Digital Imaging and Communications in Medicine

- Necesidad de estandarizar métodos de transferencia y asociación de máquinas
- Creado por National Electrical Manufacturers Association (NEMA) y American College of Radiology (ACR)
- Iniciado en 1983 en 1985 se lanzó la v1.0 y en 1988 la v2.0
- Cumple con estándares: ISO, ANSI, CEN, JIRA, IEEE

Objetivos

- Promover la comunicación de información digital sin importar el fabricante de la maquina
- Facilitar el desarrollo y la expansión del sistema de archivos y comunicación PACS (Picture Archiving and Communications Systems o sistemas de almacenamiento, gestión y comunicación de bases de imágenes)
- Permitir la creación de bases de datos sobre información diagnostica

Estándar

- Aplicable a entorno de Redes ' TCP/IP
- Aplicable a entornos off-line ' PC + CD-R
- Especifica el intercambio de datos y comandos ' semántica
- Especifica niveles de adaptación [estructura]
- Esta estructurado como documentos multi-partes
- Información explicita sobre ondas (wave forms), reportes, impresión, seguridad.
- Especifica técnicas para identificar e informar objetos

Alcance y Campo de Acción

- Facilitar la interoperabilidad de los equipos de imágenes medicas:
 - Protocolos de Comunicación
 - Sintaxis y semántica de comandos
 - Estructura del formato de archivo y estructura del directorio
- Intercambio información digital entre equipos médicos y otros sistemas (PC)

El protocolo DICOM no especifica

- Los detalles de implementación de ninguna de sus funciones en los dispositivos de diagnóstico por imagen que dicen estar en conformidad con él.
- El conjunto de características y funciones que cabe esperar de un sistema implementado formado por un grupo de dispositivos de diagnóstico por imagen en el que todos los miembros dicen estar en conformidad con el protocolo DICOM.
- Un procedimiento de comprobación y validación para evaluar la conectividad e interoperabilidad de una implementación.

Documento - Partes

1. Descripción general
2. Conformidad con DICOM
3. Definición de Objetos de Información
4. Especificaciones servicio de clases
5. Estructura de Datos y codificación

6. Diccionario de Datos
7. Intercambio de mensajes
8. Redes y comunicación
9. Comunicación punto a punto
10. Intercambio y almacenamiento - Datos
11. Perfiles de almacenamiento - Datos
12. Medios físicos - Datos
13. Administrador de impresión
14. Escala de grises
15. Seguridad
16. Recursos de contenido
17. Explicaciones e información
18. WADO - Acceso Web
19. Construcción de Procesos para Redes

PS (PostScript) y EPS (Encapsulated PostScript)

Los archivos postScripts o archivos de impresión son ampliamente usados y la gran mayoría de aplicaciones usadas actualmente pueden exportar un documento de cualquier tipo en formato postScript, el cual puede ser entonces dirigido a un periférico de impresión. Este formato es por otra parte una manera segura de tener disponible un documento únicamente para impresión sin derechos de modificación. Sin embargo es un formato muy pesado y en lo posible hay que evitarlo para transmisión por internet.

El formato PostScript encapsulado es un formato EPS que puede ser vectorial o matricial. Un documento en formato EPS vectorial es un archivo en lenguaje postScript que describe el contenido de una imagen o de una página completa (textos, cuadros, imágenes importadas). A diferencia a los archivos postScript, que únicamente están diseñados para la impresión, el archivo EPS se puede ver como un formato virtual y se puede importar de un buen número de aplicaciones gráficas, de aplicaciones de texto y en diseño de páginas web. De hecho cada archivo EPS contiene una representación matricial con baja resolución en formato TIFF o PICT para visualizar por pantalla. Un archivo EPS es un archivo seguro, es decir que una vez exportado de una aplicación solamente puede ser modificado desde la aplicación que lo generó. Adobe Photoshop es capaz de modificar el contenido de un archivo EPS vectorial pero entonces lo transforma en un EPS matricial. El formato EPS matricial no es muy diferente de un vectorial. De hecho solo los datos contenidos en el archivo son diferentes. Así una aplicación de retoque como Photoshop permite importar, modificar y exportar archivos EPS. Hay que usarlo con prudencia en una separación cuatricrómica de un archivo EPS. Hay que asegurarse que las imágenes EPS estén convertidas a CYMK antes de exportarlas como EPS, sino otras aplicaciones como PageMaker o XPress no podrán hacer la separación de imágenes RGB. Finalmente el formato EPS es sensible a la resolución de la imagen.

Codificación de Vídeo MPEG

Introducción

Las siglas MPEG significan Moving Picture Experts Group y es el grupo de trabajo del subcomité del ISO/IEC (International Organization for Standardization / International Electrotechnical Commission) encargado del desarrollo de las normas internacionales para la compresión, descompresión, procesado y codificación de imágenes animadas, audio o la combinación de ambas. El MPEG define la sintaxis de las señales digitales correspondientes a audio y vídeo - tanto de origen natural como sintetizado, describe su estructura y contenido y regula el funcionamiento de decodificadores estandarizados. El MPEG no define los algoritmos de codificación. Esto permite una mejora continuada de los codificadores y su adaptación a aplicaciones específicas dentro de la norma. Además de la codificación de audio y vídeo, el MPEG también define sistemas para multiplexar la información de audio y vídeo en una única señal digital, describe los métodos para verificar que las señales y los decodificadores se ajustan a la norma y publica informes técnicos con ejemplos de funcionamiento de codificadores y decodificadores. Los estándares MPEG fueron desarrollados para ser independientes de la red específica para proporcionar un punto de interoperabilidad en entornos de red heterogéneos.

Fases, Secciones y Capas

Hay que aclarar dos cosas. En primer lugar, el MPEG trabaja por fases. Las fases se identifican con números (MPEG-1, MPEG-2, MPEG-4, MPEG-7). Estas fases no describen diversas versiones de una única norma, sino que son normas completamente distintas que se encargan de aspectos diferentes de la comunicación multimedia. Así, las últimas fases NO reemplazan a las anteriores sino que las complementan. En segundo lugar hay que explicar el concepto de capa. Tanto en MPEG-1 como en MPEG-2 se han definido tres capas diferentes. A veces son llamadas incorrectamente "niveles". Cada capa representa un conjunto de algoritmos de codificación. Las capas se suelen identificar con números romanos. Por ejemplo: Capa I, Capa II y Capa III (ésta última es el origen del popular MP3). El concepto de versión sólo se usa en MPEG-4. La Versión 1 de MPEG-4 proporciona una serie de herramientas para la codificación del audio. Con la Versión 2, se añaden nuevas herramientas que incrementan la utilidad pero que no reemplazan a las herramientas de la Versión 1. La Versión 2 es por lo tanto completamente compatible con la Versión 1.

MPEG-1

El primer estándar que el MPEG (Moving Picture Experts Group) introdujo fue MPEG-1, usado para compresión de vídeo en CDs. MPEG-1 usa una baja tasa de bit, similar a la resultante de una cinta de vídeo VHS. MPEG-1 se considera como un vídeo solamente progresivo (no entrelazado), que alcanza una tasa de 1.5 Mbps.

Descripción General

El algoritmo de compresión de vídeo de MPEG utiliza dos técnicas fundamentales: Compensación del movimiento basada en bloques para la reducción de la redundancia temporal, y Codificación DCT (Discrete cosine Transform) para la reducción de la redundancia espacial. La técnica de compensación de movimiento se aplica en ambas direcciones: hacia adelante o causal (forward) y hacia atrás o no causal (backward). La señal restante

es codificada utilizando las técnicas basadas en transformaciones. Los predictores de movimiento, denominados vectores de movimiento, son transmitidos junto con la información espacial.

Reducción de la redundancia temporal

Para soportar el acceso aleatorio al vídeo almacenado, se definen tres tipos fundamentales de imágenes o cuadros: codificados internamente (I), predictivos (P) e interpolados bidireccionalmente (B).

La predicción para la compensación del movimiento supone que la imagen actual puede ser modelada como una traslación de las imágenes precedentes. En el estándar MPEG, cada imagen es dividida en bloques de 16x16 píxeles denominados macrobloques. Cada macrobloque es predicho a partir del frame anterior o del siguiente estimando la cantidad de movimiento en el macrobloque durante el intervalo entre frames. La sintaxis de MPEG especifica cómo representar la información de movimiento para cada macrobloque, utilizando para ello vectores de movimiento. Sin embargo no especifica cómo van a ser calculados estos vectores.

Reducción de la redundancia espacial

Para la reducción de la redundancia espacial en cada frame I o en la predicción de errores en frames P o B, el estándar MPEG utiliza técnicas de codificación basadas en DCT.

La operación básica del DCT es transformar una serie de puntos del dominio espacial a una representación idéntica en el dominio de la frecuencia. La DCT se aplica sobre una matriz generalmente de 8x8 cuya salida es otra matriz de iguales dimensiones que contiene los coeficientes DCT que están ordenados de forma que los que contienen información útil están en la esquina superior izquierda. El coeficiente DC es la posición (0,0) y representa la media de los 63 valores.

Codificación

El último paso es la codificación de las imágenes a través de dos pasos:

1. Codificación del elemento DC como un valor relativo respecto a valores anteriores, ya que este valor tiene altos grados de correlación.
2. Reordenación de los valores DCT en zig-zag ya que hay tantos de estos elementos cuyo valor es cero que deben ser codificados de forma diferente que los que no son cero. Se usa RLE (run-length encoding) que no hace sino contar el número de ceros en la imagen.

Tipos de Imagen MPEG

MPEG define tres tipos de imágenes que se encadenan según el esquema de la figura. Los cuales son el soporte de la codificación diferencial y bidireccional, minimizando la propagación de errores.

Imágenes I (intra)

Son imágenes que no requieren información adicional para su decodificación. Son codificadas sin ninguna referencia a otras imágenes, como en JPEG, es decir, que contiene todos los elementos necesarios para su reconstrucción por el decodificador y son, por ello, el punto de entrada obligatorio para el acceso a una secuencia. La tasa de compresión de imágenes I es relativamente pequeña, comparable con la de JPEG.

Las imágenes I se codifican como una imagen única usando solo la información de la imagen. Los bloques tienen una gran redundancia espacial por lo que MPEG trata de disminuir esta cantidad de datos.

Imágenes P (Previstas)

Se codifican con respecto a las imágenes de tipo I o P anteriores, gracias a las técnicas de predicción con compensación de movimiento. Como la compensación de movimiento no es perfecta, no se podrá multiplicar indefinidamente el número de imágenes I, ya que utilizan para decodificar otras imágenes P o B, se propagan amplificando cualquier error de codificación. Su tasa de compresión es claramente mayor que la de las imágenes I.

Las imágenes P requieren aproximadamente la mitad de los datos de las imágenes I. Normalmente una imagen a codificar es muy similar a la anterior (que puede ser I o P) ya que se trata de una imagen desplazada respecto a la anterior. La mayoría de los cambios entre la imagen de referencia y la imagen a codificar se pueden representar

como traslaciones de pequeñas regiones de imágenes de forma que la técnica a utilizar es la predicción por compensación de movimiento.

Cada macrobloque en una imagen P se puede codificar tanto como un macrobloque I como P. Un macrobloque codificado como P se codifica como un área de 16x16 de la imagen tomada como referencia mas un término de error que contiene la diferencia entre los dos macrobloques. Para expresar el área de 16x16 de la imagen de referencia se usa un vector de movimiento. Por ejemplo un vector de movimiento (0,0) significa que el área de referencia está en la misma posición que el macrobloque a codificar. El término de error se codifica nuevamente usando DCT, cuantificación y RLE (run-length encoding).

Imágenes B (Bidireccionales)

Se codifican por interpolación entre dos imágenes de tipo I o P precedentes y siguiente que las enmarcan. Como no se utilizan para describir otras imágenes, las imágenes B no propagan los posibles errores de codificación.

Este tipo de imágenes es el que ofrece el factor de compresión más alto, que generalmente es de una cuarta parte de los datos de las imágenes I. La codificación de las imágenes B es similar a la de las P salvo porque los vectores de movimiento se refieren a áreas de imágenes futuras. En macrobloques que usan referencias a imágenes tanto previas como futuras, los dos áreas de 16x16 son promediados.

Dependiendo de la complejidad del codificador utilizado, se podrán codificar solo las imágenes I, las imágenes I y P o las imágenes I, P y B; sin duda, con resultados absolutamente diferentes a nivel del factor de compresión y en cuanto a las posibilidades de acceso aleatorio, así como del tiempo de codificación y de la calidad percibida.

Los dos parámetros M y N definen la manera en que las imágenes I, P y B se encadenan:

- M es la distancia (en número de imágenes) entre dos imágenes P (previstas) sucesivas.
- N es la distancia entre dos imágenes I (intra) sucesivas.

Para alcanzar un flujo de vídeo de 1.15 Mbits/s con una calidad satisfactoria, al tiempo que se mantiene una resolución de acceso aleatorio aceptable (¡0.5 segundos), los parámetros comúnmente utilizados son M=3 y N=12 como se muestra en la Figura 5.1;

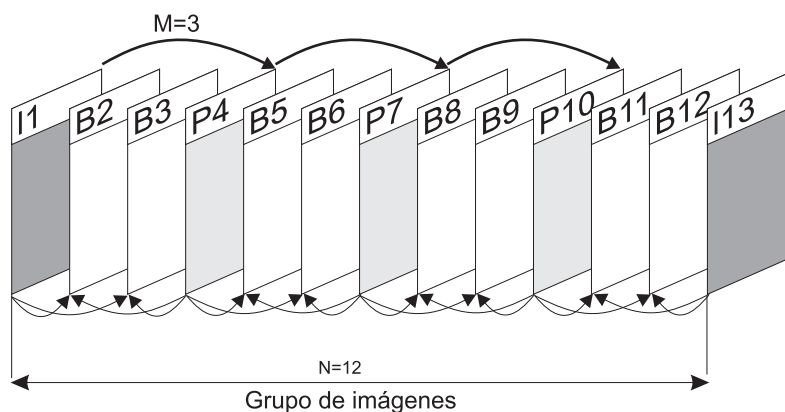


Figura 5.1: Grupo de imágenes MPEG

en este caso, una secuencia de vídeo se compone de 1/12 (8.33 %) de imágenes I, 1/4 (25 %) de imágenes P y de 2/3 (66.66 %) de imágenes B. El factor de compresión global se ve favorecida por el hecho de que son las imágenes más frecuentes las que tienen un factor de compresión mas alto. En la visualización, tras la codificación y decodificación, es evidente que las imágenes de la secuencia de vídeo deben ser reproducidas en el mismo orden en que se captaron. Con los parámetros definidos anteriormente (M=3, N=12), el modo de codificación de imágenes sucesivas se traduce por la correspondencia número-tipo de imagen siguiente:

1(I) 2(B) 3(B) 4(P) 5(B) 6(B) 7(P) 8(B) 9(B) 10(P) 11(B) 12(B) 13(I) 14(B) 15(B) 16(P).....

Sin embargo, para codificar o decodificar una imagen B (bidireccional), el codificador y el decodificador necesitarán la imagen I o P que la precede y la imagen P o I que la sigue. El orden de las imágenes será, por tanto,

modificado antes de la codificación, de forma que el codificador y el decodificador dispongan, antes que las imágenes B, de las imágenes I y/o P necesarias para su tratamiento, o sea:

1(I) 4(P) 2(B) 3(B) 7(P) 5(B) 6(B) 10(P) 8(B) 9(B) 13(I) 11(B) 12(B) 16(P) 14(B) 15(B)...

El aumento del factor de compresión facilitado por las imágenes B se paga, pues, con un tiempo de codificación/decodificación más largo (duración de dos imágenes) y un aumento en el tamaño de la memoria necesaria tanto en el codificador como en el decodificador (hay que almacenar una imagen suplementaria).

Transformada Directa del Coseno

La señal de video tiene la característica de ser señal *espacial*, es decir, de ocupar un espacio de dos dimensiones: una en el sentido horizontal y otra en el sentido vertical. El concepto de la DCT se basa sintéticamente en tomar cada píxel de un bloque de 8 por 8 pixels que es una muestra de una señal variable en el tiempo, proporcional a la luminancia y de otra señal variable en el tiempo, proporcional a la crominancia. Estas dos señales son las que se pasarán, separadamente, al dominio de las frecuencias. Imaginemos las dimensiones de un píxel (visible con una lupa en una pantalla de plasma de 60"): ese píxel nace como una muestra en un CCD que es excitado por la luz incidente desde el lente y que provee una muestra de luminancia y otra de crominancia, ambas funciones del tiempo. Esas muestras, de acuerdo a Fourier, tienen componentes en diversas frecuencias que tendremos que transmitir fielmente para poder recomponer la señal en el display. Ahora bien, figurémonos si podremos distinguir dichas frecuencias hasta el enésimo armónico cuando apenas podemos ver un píxel con una lupa. El enésimo armónico se confundirá con el ruido. Esta es debido a una de las propiedades, que determinó Fourier, que la amplitud de los coeficientes va disminuyendo a medida que aumenta la frecuencia. Esto, nos permitirá transmitir los coeficientes de alta frecuencia comprimiéndolos fuertemente. La tecnología actual de computación nos permite calcular con mucha precisión y velocidad los coeficientes de Fourier para los distintos pixels.

En el proceso de cuantización de la DCT, los coeficientes de alta frecuencia son divididos por un valor n_i y el resultado se redondea al entero más cercano. El valor de n varía con la posición del coeficiente en el bloque, con frecuencias más altas se asignan valores más altos. Como resultado, coeficientes que representan frecuencias espaciales bajas son cuantificados con pasos relativamente bajos y tienen una S/N alta. Los coeficientes que representan las frecuencias espaciales más altas son cuantificados con pasos grandes y padecen distorsión y S/N baja. El proceso de cuantificación es controlado por tablas específicas y al decodificador se le proporciona información acerca del modelo de cuantificación lo que permite la decodificación correcta.

Descomposición en capas de una secuencia de vídeo MPEG

Una secuencia de vídeo MPEG es básicamente la salida del material en bruto de un codificador y solo contiene lo necesario para que un decodificador restablezca la imagen original. La sintaxis de la señal comprimida es definida de manera rigurosa por MPEG. La figura 5.2 muestra la construcción de una secuencia de vídeo MPEG constituida por capas bien definidas. una secuencia de vídeo es la combinación de con un código de inicio, segui-

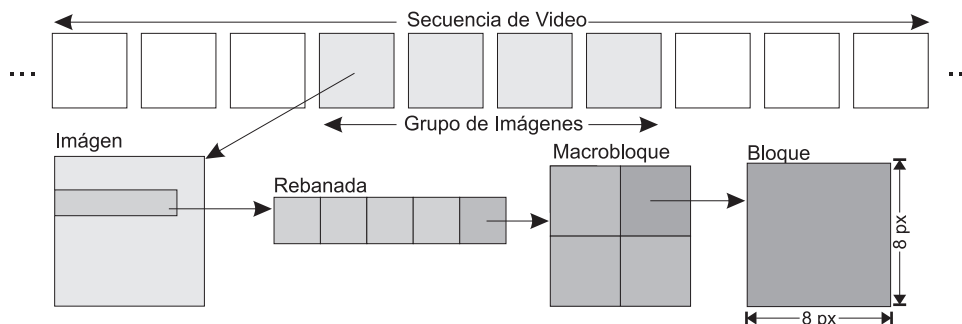


Figura 5.2: Capas de secuencia de video MPEG

do por un encabezamiento, y terminando con un código final. Códigos de soporte adicional pueden ser situados al inicio de la secuencia. La secuencia de soporte especifica el tamaño horizontal y vertical de la imagen, norma

de barrido, la tasa de imágenes, si se usa un barrido progresivo o entrelazado, el perfil, nivel, velocidad de transferencia de bits, y cuales matrices de cuantificación se usan para codificar imágenes espaciales y temporales. Sin la secuencia de soporte de datos, un decodificador no puede comprender el flujo de bits y por lo tanto no puede comenzar la operación de decodificación correcta. Esto ocurre generalmente cuando un televidente está cambiando canales de un lugar a otro en su televisor.

Grupo de Imágenes (GOP)

Son grupos de imágenes. Las imágenes se combinan para producir un GOP (grupo de imágenes) que comienza con una imagen I. El GOP es la unidad fundamental de codificación temporal. En el estándar MPEG, el uso de GOP es opcional, pero esta en la práctica es necesaria. Entre imágenes I se colocan un número variable de imágenes P y/o B como ya se ha descrito. Un GOP puede ser abierto o cerrado. En un GOP cerrado, las últimas imágenes B requieren de una imagen I para el siguiente GOP por decodificar y la secuencia de bits puede ser cortada al final de la GOP.

Imagen de tipo I, P o B

Cuando un número de rebanadas se combinan, construyen una imagen, la cual es la parte activa de un campo o un cuadro. La imagen de soporte inicial define qué imágenes I, P o B codifica e incluye una referencia temporal para que la imagen pueda ser representada en el momento adecuado. En el caso de tomas panorámicas e inclinaciones, los vectores en cada macrobloque serán los mismos. Un vector global puede ser enviado para toda la imagen, y luego se pueden enviar vectores individuales que lleguen a crear la diferencia en el vector global.

Rebanada (Slice)

horizontal que está ordenada de izquierda a derecha. En MPEG, las rebanadas pueden comenzar en cualquier sentido y ser de tamaño arbitrario, pero el DVB establece que deben comenzar en el borde izquierdo de la imagen. Las rebanadas son la unidad fundamental de sincronización para la codificación de la longitud variable y diferencial, los vectores iniciales en una rebanada son enviados completamente, mientras que los demás vectores son transmitidos diferencialmente. Pág. 16/39 En imágenes I, los primeros coeficientes DC de las rebanadas son enviados completamente y los demás coeficientes DC son transmitidos en forma diferencial. En imágenes de diferencia, esta técnica no se utiliza.

Macrobloque (Macroblock)

Es la unidad fundamental de la imagen que además está compensada en movimiento. Cada macrobloque es un vector de desplazamiento en dos dimensiones situado en la parte superior de la secuencia. En una imagen B, el vector puede ser hacia adelante o hacia atrás. La compensación de movimiento puede ser en modo de cuadro o en modo de campo, el cual es indicado. La escala utilizada para la recuantificación de los coeficientes también es indicada. Usando los vectores, el decodificador obtiene información acerca de las imágenes anteriores y las posteriores, produciendo así una predicción de imágenes. Los bloques son transformados inversamente para producir una imagen de rectificación que es adicionada a la imagen prevista que ha sido producida a la salida del decodificador. En un formato de codificación 4:2:0, cada macrobloque tendrá 4 bloques Y, y dos bloques de color diferente. Para hacer posible la identificación de cada bloque y sus componentes, estos se envían en un orden específico. Cada macrobloque tiene un tamaño de 16x16 pixels.

Bloque(Block)

Es la unidad fundamental de la información de la imagen y esta representada por un bloque de coeficientes DCT, que tienen un tamaño de 8x8 píxeles, los cuales representan datos Y, Cr o Cb.

MPEG-2

Los distribuidores querían economizar la transmisión digital, pero dado que MPEG-1 no era adecuado para el satélite y MPEG-2 estaba todavía en desarrollo, se creó una modalidad "intermedia" de MPEG llamada MPEG-1.5, que no siendo un estándar oficial, se usa todavía en algunas redes de satélite). MPEG-1.5 usa un gran ancho de banda multiplexando varios streams MPEG-1, lo cual permite cubrir la deficiencia de MPEG-1 de no

poder transmitir varios programas de video a la vez sobre el enlace satélite. La segunda fase de MPEG, llamada MPEG-2 se acabó convirtiendo en el estándar de facto en el mundo de la televisión digital ya que arregla muchos de los problemas inherentes a MPEG-1, tales como la resolución, escalabilidad y manejo de vídeo entrelazado. MPEG-2 permite imágenes de mucha más calidad (hasta niveles de HDTV) y permite que muchos canales de diferentes tasas de bit se multiplexen dentro de un mismo flujo de datos. MPEG-2 también consta de tres capas (o estándares), cubiertas por la: ISO/IEC 13818-1 Sistemas MPEG-2 (ITU-T Rec. H.222.0), ISO/IEC 13818-2 Vídeo MPEG-2 (ITU-T Rec. H.262) y ISO/IEC 13818-3 Audio MPEG-2, aprobadas finalmente como estándar la ISO/IEC en Noviembre de 1994. Con una calidad superior al MPEG-1, MPEG-2 fue universalmente aceptado para transmitir vídeo digital comprimido con velocidades mayores. Con MPEG-2 pueden conseguirse elevados ratios de hasta 100:1, dependiendo de las características del propio vídeo. MPEG-2 normalmente define dos sistemas de capas, el flujo de programa y el flujo de transporte. Se usa uno u otro pero no los dos a la vez. El flujo de programa funcionalmente es similar al sistema MPEG-1. La técnica de encapsulamiento y multiplexación de la capa de compresión produce paquetes grandes y de varios tamaños. Los paquetes grandes producen errores aislados e incrementan los requerimientos de buffering en el receptor/decodificador para demultiplexar los flujos de bits. En contraposición el flujo de transporte consiste en paquetes fijos de 188 bytes lo que decrementa el nivel de errores ocultos y los requerimientos del buffering receptor. El registro ITU-T H.262 trata con codificación de vídeo de alta calidad con posible vídeo entrelazado de NTSC, PAL o Televisión de Alta Definición (HDTV). Es un intento para operar en un rango de 2 a 15 Mbit/s. Sin embargo puede funcionar a velocidades superiores de 100 Mbit/s. Un amplio rango de aplicaciones, velocidades, resolución calidades de las señales y servicios son direccionados, incluyendo todas las formas de medios de almacenamiento digital, televisión (incluyendo HDTV), broadcasting y comunicaciones. Entre las varias mejoras o extensiones introducidas en los codificadores MPEG-2, tenemos:

- Nuevos modos de predicción de campos y tramas para scanning entrelazado.
- Cuantización mejorada.
- Nuevos códigos intra-trama de longitud variable (VLC).
- Extensión escalada de resoluciones para compatibilidad, servicios jerárquicos y robustos.
- Dos nuevas capas de sistema para multiplexaje y transporte que provee celdas/paquetes de vídeo de alta o baja prioridad, cuando son llevados a través de una red conmutada.
- Incrementos soportados por accesos aleatorios.
- Soporte resistente para incremento de errores.
- Múltiples programas con un multiplexor (MPEG-1 no puede hacer esto, y esto fue un driver principal para el MPEG-2).

Descripción General

Codificación MPEG-2

Al igual que MPEG-1, la norma no define explícitamente el método de codificación, sino únicamente la sintaxis que controla el tren binario a la salida del codificador, lo cual deja gran libertad a su diseñador. Se describe ahora la codificación MPEG-2 bastante similar a la MPEG-1 ya comentada. A partir de la imagen digitalizada en formato 4:2:0 (caso del main profile), el codificador elige para cada imagen su tipo (I, P o B) y si esta debe ser codificada en modo frame (imagen) o field (campo).

El codificador a continuación debe estimar los vectores de movimiento para cada macrobloque de 16x16 píxeles. El número de vectores depende del tipo de imagen y del modo de codificación escogido para cada bloque. En el caso más general, donde el codificador es capaz de generar imágenes B (bidireccionales), deberá reordenar las imágenes antes de la codificación y la transmisión. La unidad básica de codificación es el macrobloque, compuesto por 4 bloques de luminancia de 8x8 píxeles y (en el caso del formato 4:2:0) de 2 bloques de crominancia (un Cr y un Cb) de 8x8 píxeles que abarcan la misma zona de la imagen. Todos los macrobloques de la imagen se codifican secuencialmente de izquierda a derecha y de arriba abajo, eligiéndose un modo de codificación independiente para cada uno de ellos.

Una vez que se ha elegido el modo de codificación, la predicción con compensación de movimiento del contenido del bloque se hace a partir de la imagen de referencia (I o P) pasada (caso de las imágenes P) y eventualmente futura (caso de las imágenes B). La predicción se elimina de los datos reales del macrobloque, lo que da la señal de error de predicción.

Al igual que MPEG-1, la norma no define explícitamente el método de codificación, sino únicamente la sintaxis que controla el tren binario a la salida del codificador, lo cual deja gran libertad a su diseñador. Se describe ahora la codificación MPEG-2 bastante similar a la MPEG-1 ya comentada. A partir de la imagen digitalizada en formato 4:2:0 (caso del main profile), el codificador elige para cada imagen su tipo (I, P o B) y si esta debe ser codificada en modo frame (imagen) o field (campo).

El codificador a continuación debe estimar los vectores de movimiento para cada macrobloque de 16x16 píxeles. El número de vectores depende del tipo de imagen y del modo de codificación escogido para cada bloque. En el caso más general, donde el codificador es capaz de generar imágenes B (bidireccionales), deberá reordenar las imágenes antes de la codificación y la transmisión.

La unidad básica de codificación es el macrobloque, compuesto por 4 bloques de luminancia de 8x8 píxeles y (en el caso del formato 4:2:0) de 2 bloques de crominancia (un Cr y un Cb) de 8x8 píxeles que abarcan la misma zona de la imagen. Todos los macrobloques de la imagen se codifican secuencialmente de izquierda a derecha y de arriba abajo, eligiéndose un modo de codificación independiente para cada uno de ellos. Una vez que se ha elegido el modo de codificación, la predicción con compensación de movimiento del contenido del bloque se hace a partir de la imagen de referencia (I o P) pasada (caso de las imágenes P) y eventualmente futura (caso de las imágenes B). La predicción se elimina de los datos reales del macrobloque, lo que da la señal de error de predicción.

Decodificación MPEG-2

La decodificación es más sencilla que la codificación, ya que no tiene que efectuar alguna estimación de movimiento, que es una de las partes más complejas del codificador. La memoria intermedia (buffer) de entrada recibe los datos del canal de transmisión, y el decodificador lee el tren binario hasta encontrar el principio de una imagen, su tipo (I, P o B) y su estructura (frame o field). Empieza la decodificación con la primera imagen I, almacenándola en su memoria, así como la imagen P siguiente, para servir de referencia a las imágenes P o B que dependen de ella. Para las imágenes I, la decodificación propiamente dicha consiste en aplicar a cada bloque la decodificación VLC, la decuantificación de los coeficientes y la transformación DTC inversa.

Para las imágenes P o B, este proceso consiste en construir la predicción de cada macrobloque a partir de su tipo, de los vectores de movimiento y de las imágenes de referencia memorizadas. El decodificador lee, decodifica y decuantifica los coeficientes DTC del error de predicción transmitido para cada bloque de 8x8 píxeles, y, después de la transformada DTC inversa, añade el resultado a la predicción. Pág. 20/39 La reconstrucción de la imagen se efectúa cuando todos los macrobloques han sido tratados.

La última etapa de la decodificación es poner las imágenes en el orden inicial de visualización. Como se vio anteriormente, la necesidad de memoria para el decodificador es de unas 3 imágenes (dos imágenes de referencia más la imagen en vía de reconstrucción), siendo para una imagen 4:2:0, de aproximadamente 16 Mbits.

Modos de predicción específicos MPEG-2 (Imágenes Entrelazadas)

Una diferencia que hay que destacar en MPEG-2 respecto a MPEG-1 es que los slices no necesariamente abarcan toda la imagen, y además deben estar compuestas únicamente de macrobloques contiguos situados en la misma línea horizontal.

La principal novedad con respecto a MPEG-1, además de los perfiles y niveles, provienen del tratamiento de las imágenes entrelazadas. Hay básicamente dos modos de visualizar vídeo: escaneo progresivo o escaneo entrelazado. El escaneo progresivo visualiza todas las líneas horizontales de una sola vez como si fuese un único cuadro. El escaneo entrelazado visualiza sólo la mitad de las líneas horizontales de una vez/pasada (el primer campo que contiene todas las líneas de número impar es visualizado y a continuación se visualiza el segundo campo que contiene todas las líneas de número par). El entrelazado se basa en una característica de nuestros ojos que es la persistencia de la visión (la cual podría únicamente ser psicológica, no física), así como también en la persistencia del fósforo en el tubo de imagen de la televisión para mezclar los campos resultando en una única imagen. La ventaja del vídeo entrelazado es que se pueden obtener altas velocidades de refresco (50 o 60 Hz) con únicamente la mitad de datos.

La desventaja es que la resolución horizontal es esencialmente dividida por dos debido a que tiene que ser filtrada para evitar parpadeos y otros artefactos. El tratamiento es diferente según la importancia de los movi-

mientos entre los dos campos de una misma imagen (los casos extremos son, por un lado, cuando se transmiten películas cinematográficas por televisión (telecine) donde no hay movimiento entre los dos campos de TV, puesto que proceden de la exploración del mismo fotograma de la película, y por otro lado, las imágenes de vídeo de acontecimientos deportivos, donde puede haber importantes movimientos entre los dos campos de una imagen). La codificación progresiva, es apropiada para los casos donde hay poco movimiento entre dos campos sucesivos. Los bloques y macrobloques se dividen en la imagen completa, y la DCT se efectúa sobre puntos verticales que distan 20 ms en el tiempo, lo que no plantea problemas si los dos campos difieren poco. La entrelazada es preferible cuando el movimiento de un campo a otro es importante. En este caso, a fin de evitar un contenido en frecuencias verticales elevadas que reduciría la eficacia de la compresión tras efectuar la DTC, la división de los macrobloques se hace considerando cada uno de los campos como una imagen independiente en el interior del cual se toman los bloques.

Niveles y perfiles MPEG-2

La información de brillo y color son tratadas de forma diferente por el sistema visual humano, ya que es más sensible al brillo que al color. Con lo que se usa un componente especial para representar la información del brillo, la luminancia, una para el color y la saturación, la crominancia. Cada muestra de color se codifica en señal Y-U-V (Yluminancia, U y V crominancia) partiendo de los valores del sistema RGB. Con este sistema las diferencias de color pueden ser muestreadas sin resultados visibles, lo que permite que la misma información sea codificada con menos ancho de banda.

El esquema de compresión MPEG sirve para una amplia gama de aplicaciones. La primer aproximación, MPEG1, se restringió al concepto de muestreado 4:2:0, explorado progresivo (no-entrelazado) y resolución SIF (352x240). El MPEG-2 ofreció una gama más amplia de opciones de parámetros que producen millones de posibles combinaciones. El concepto de los "perfiles" y "niveles" fue introducido luego para restringir la opción de parámetros con propósitos prácticos. Las opciones ofrecidas permiten definición estándar (720x576 o 720x480) así como formato HDTV norteamericano (1280x720P o 1920x1080I) o europeo (1920x1152I o 1440x1152I). La tabla siguiente resume las combinaciones de niveles y perfiles definidas:

| | Simple | Principal | 4:2:2 | SNR | Espacial | Alto |
|--------------|------------------------------------|------------------------------------|------------------------------|------------------------------|--------------------------------|---|
| Alto | | 4:2:0 1920 x 1152 80Mb/s | | | | 4:2:0 o 4:2:2 1920 x 1152 100Mb/s |
| Alto 1440 | | 4:2:0 1440x1152 60Mb/s | | | 4:2:0 1440 x 1152 60Mb/s | 4:2:0 o 4:2:2 1440 x 1152 80Mb/s |
| Principal | 4:2:0 sin B 750 x 576 15Mb/s | 4:2:0 con B 750 x 576 15Mb/s | 4:2:2 750 x 608 50Mb/s | 4:2:0 750 x 576 15Mb/s | | 4:2:0 o 4:2:2 720 x 576 20Mb/s |
| Bajo | | 4:2:0 352 x 288 4Mb/s | | 4:2:0 352 x 288 4Mb/s | | |

Cuadro 5.1: Perfiles y niveles MPEG

Un perfil es básicamente el grado de complejidad esperada en la codificación, mientras que un nivel describe el tamaño de la imagen, la resolución de esta o la velocidad de transferencia de bit usada en ese perfil. En principio, hay 24 combinaciones posibles, pero no todas están definidas. Un codificador MPEG cuando entrega un perfil y un nivel determinado, debe además ser capaz de decodificarlo a perfiles y niveles inferiores. Un perfil simple no soporta una codificación bidireccional y de este modo solo genera imágenes I y P. Esto reduce la tasa de compresión simplificando el codificador y el decodificador; permitiendo un sencillo hardware.

Un perfil simple solamente está definido en el nivel main (principal) como (SP@ML). El perfil simple tiene una tasa máxima de 15 Mbps. El perfil main (principal) corresponde actualmente al mejor compromiso entre calidad/tasa de compresión, utilizando los tres tipos de imágenes (I, P y B), a costa de un codificador y decodificador, más complejos.

El perfil principal soporta imágenes I, P, B 4:2:0 y ofrece cuatro opciones que van de SIF (352x488) a todos los modos a HDTV europeos (1920x1152). Se diseñó para una cantidad grande de usos. El más común es el MP@ML.

El perfil 4:2:2 principal es un nivel de calidad SDTV que permite procesamientos futuros en estudio y completa compatibilidad con equipo de producción digital (contribución).

Los perfiles escalables están previstos para operaciones posteriores y permitirán transmitir una imagen básica

(base layer) en términos de resolución espacial (spatially scalable profile) o de cuantificación (SNR scalable profile), así como información suplementaria independiente (enhanced layer) que permite mejorar sus características, por ejemplo para transmitir la misma emisión en definición estándar (SD) y HD (High Definition), o permitir una recepción con calidad aceptable en caso de recepción difícil y de calidad óptima en buenas condiciones.

El perfil high (alto) soporta tanto el SNR y la escalabilidad espacial como también la opción de muestreo 4:2:2. La especificación DVB requiere codificación 4:2:0 lo que simplemente significa que la resolución de la información de color tiene un cuarto de la resolución de la información de vídeo. Los formatos de muestreo 4:2:0 (4 muestras Y por cada muestra Cb y Cr) son adecuados para aplicaciones de distribución de señal como directo-to-home (directo-a-casa) o como distribución de la post-producción. Los formatos de muestreo 4:2:2 (4 muestras Y por cada 2 muestras Cb y 2 Cr) son adecuados para propósitos de contribución con posibilidades de post producción. Con este sistema se dobla la cantidad de información de color vertical que se transmite.

MPEG-4

Al principio, el estándar MPEG-4 se creó como un intento para mejorar la calidad del vídeo codificado de bajas velocidades a través de la estandarización de nuevas técnicas mejoradas de compresión, orientado inicialmente a las videoconferencias e Internet.. Más adelante, su progresión recondujo este estándar al mundo de la TV interactiva, la computación y las telecomunicaciones.

El objetivo es crear un contexto audiovisual en el cual existen unas primitivas llamadas AVO (objetos audiovisuales). Se definen métodos para codificar estas primitivas que podrían clasificarse en texto y gráficos. Las nuevas características ofrecidas por este estándar se pueden resumir en:

- Las escenas se descomponen en 2 componentes básicas: audio y vídeo. Estos dos objetos son codificados de forma independiente.
- Los objetos pueden ser tanto vídeo natural (p.ej. generado por una cámara) como imágenes sintéticas (generadas por un ordenador).
- Ofrece soporte para manipulación de las imágenes sintéticas (soporte para animación, utilización de imágenes estáticas 2D-3D como logos etc).
- Permite interacción de los usuarios sobre la escena que se está renderizando.
- Se ha mejorado la base del algoritmo MPEG para incrementar la robustez para el trato de errores.

La comunicación con los datos de cada primitiva se realiza mediante uno o varios *elementary streams*.^o flujos de datos, cuya característica principal es la calidad de servicio requerida para la transmisión. Ha sido especialmente diseñado para distribuir vídeos con elevadas tasas de compresión, sobre redes con bajo ancho de banda manteniendo una excelente calidad para usuarios con buen ancho de banda.

Codificación

MPEG-4 guarda muchas similitudes con el MPEG-1 y el MPEG-2, tal como la compresión basada en la DCT (Discreet Cosine Transformation) con frames I, P y B, todos dentro del GOPs. También tiene una serie de mejoras, especialmente para bajos flujos de datos. Esto incluye mejor estimación de movimiento y filtraje de desbloqueo. Su calidad y flujo de datos (20Kbps hasta 1000Kbps) es enormemente mejor que en el MPEG-1 y, generalmente, más competitivo que otras soluciones Web.

En efecto, el MPEG-4 ofrece mejores características a bajos flujos de datos, típicos de la web. A diferencia de otros codecs para la web, el MPEG-4 soporta contenido entrelazado, resoluciones de hasta 4096 x 4096 y un flujo de datos entre 5Kbps y 10Mbps en la versión 1. Teóricamente, el MPEG-4 permite desde un ancho de banda muy bajo (telefonía móvil) hasta la televisión en alta definición (HDTV). Por supuesto, los dispositivos actuales no soportan la reproducción de todo el rango de especificaciones pero, con el tiempo, se presentarán nuevos equipos en el mercado.

El codec de vídeo MPEG-4 soporta, nativamente, canal alfa, así se pueden hacer composiciones de vídeo sobre un fondo en tiempo real. Esto puede ser usado para una segmentación, ya que es posible separar internamente el fondo de la imagen sobre una escena. Esto es debido a la propia concepción del codec MPEG, que

extrae la imagen en movimiento (principal) de la fija (secundaria) para realizar la compresión. Para comprender la segmentación, imaginemos un vídeo donde un señor está leyendo, mientras camina por una sala. Con un codec convencional, cada vez que el señor va al principio de la sala y regresa, se está comprimiendo (transmitiendo) toda esa información. Con la segmentación, el codec puede recordar la "imagen" de la sala una sola vez (fondo o background), y comprimir (transmitir) el resto de la información, en este caso, el señor que se pasea leyendo.

Versiones

A diferencia de otros formatos, el MPEG-4 tiene varias versiones. La versión 1, cuya especificación fue aprobada en octubre de 1.998; y la versión 2, aprobada en diciembre de 1.999. La versión 2 añade una serie de mejoras y ampliaciones al MPEG-4, pero la mayoría de las implementaciones soportan sólo la versión 1. Las funciones del estándar, están divididas en varios apartados que están soportados por las distintas plataformas. Las mejoras proporcionan una serie de apartados para diferentes mercados. Por ejemplo, los sistemas basados en telefonía móvil no pueden soportar la reproducción de televisión en alta definición (HDTV). La versión 1 tiene nueve perfiles de vídeo y cuatro de audio, y la versión 2 añade otros siete perfiles de vídeo y cuatro de audio. Esto varía desde un simple rectángulo de vídeo con un simple flujo de audio (Simple Visual Profile) hasta el total desarrollo de un fichero multimedia con las mejoras de la versión 2 (Advanced Coding Efficiency). Generalmente solo se usará el modo principal (Main Visual Profile).

Imágenes Fijas

El MPEG-4 incluye un codificador para imágenes fijas que se pueden usar como fondos o mapas de texturas para objetos 3D. Comparado con el JPEG, el compresor Wavelet ofrece mejor calidad al 25 % del tamaño del archivo, ideal para usos en la web. El compresor permite que el servidor reduzca dinámicamente el tamaño del archivo (y la Pág. 34/39 calidad) para anchos de banda muy bajos, reduciendo la necesidad de que el autor realice varias versiones para distintas velocidades de conexión.

Objetos Multimedia

El MPEG-4 gana mucho en objetos multimedia. En lugar de definir el vídeo como un flujo de muestras de audio y cuadros de vídeo, podemos construir objetos mediáticos como flujos estándar de audio y vídeo, imágenes fijas, textos, voz sintetizada, modelos tridimensionales 3D, etc. En lugar de mostrar un vídeo en un rectángulo, esos objetos multimedia pueden estar mapeados en los objetos de una escena. Por ejemplo, el audio puede estar mapeado en un objeto y este, a su vez, ocupar una posición en un espacio 3D. En otras palabras, el MPEG-4 es capaz de mezclar lo mejor de Shockwave, Flash, VRML, y vídeo digital en un simple archivo, servidor y reproductor. Esto permite la creación de complejas creaciones o presentaciones de objetos multimedia que pueden ser vistas sobre conexiones de baja velocidad.

Aplicaciones

La importancia del MPEG-4 se ve en la cantidad de aplicaciones que se han anunciado a propósito de él. La industria del cable ha anunciado un intento de sustituir la actual implementación del MPEG-2, por el MPEG-4 en un futuro no muy lejano. Esta es una decisión obvia, ya que el MPEG-4 permitirá a la industria duplicar o triplicar el número de canales disponibles sobre el ancho de banda existente, al igual que permitir la televisión interactiva (ITV) y el video bajo demanda (VOD). Como se puede ver, gracias al MPEG-4 se abre un gran abanico de posibilidades que irán creciendo a medida que se vayan creando nuevas herramientas para la creación y distribución de aplicaciones multimedia. Otra característica del MPEG-4 es el MPEG-J, una librería de Java para controlar el MPEG-4. Combinando ambos, es posible crear aplicaciones de la complejidad de Java dentro del entorno del MPEG-4 y, aún más complejo, el propio applet de Java puede estar "incrustado" dentro del flujo MPEG. Esto permitirá sistemas de comunicación de una vía, como el cable, que se podrían implementar en un receptor de cable, permitiendo sistemas de navegación, publicidad interactiva, la tienda en casa, resultados deportivos y un sin fin de posibilidades. Otros proponen la idea de sustituir las emisiones de radio en AM, con flujos de audio de alta calidad MPEG-4, con datos incluidos (tipo RDS en la radio FM convencional) al igual que flujos de video para equipos móviles, videoconferencia, sistemas de seguridad CCTV, estudios de video portátiles, etc. Es difícil

predecir el futuro de cual Pág. 35/39 será útil y cual no, pero lo que sí está claro es que gracias al MPEG-4 tendremos muchas soluciones. Aunque RealNetworks, Microsoft y Apple mantienen sus propias tecnologías de codificación de vídeo para Internet, seguirán proliferando las alternativas que utilizan MPEG-4, ya que éste será el estándar más utilizado para la distribución e intercambio de vídeo bajo demanda en Internet, según un informe de Gartner. Según el informe, MPEG-4 será el estándar dominante en compresión de vídeo y distribución sobre Internet para el año 2005, debido principalmente a su bajo coste, su alta velocidad de reproducción, y la paulatina introducción de la banda ancha, que permitirá mayor calidad en los vídeos bajo demanda y mayor velocidad de descarga.

Bibliografía

- MOLLAT Carlos. Normas ISO de codificación de contenidos audiovisuales. Universidad Politécnica de Madrid, Departamento de Ingeniería de Sistemas Telemáticos. 2002
- Wikipedia: The Free Encyclopedia. Free Software Foundation
<http://en.wikipedia.org/wiki/MPEG>. 2005
- MPEG Pointers & Recurses
<http://www.mpeg.org>. 2005
- The Moving Picture Experts Group - MPEG Official Page
<http://www.chiariglione.org/mpeg/> 2005

Protocolo TCP/IP

Generalidades

Historia

El Protocolo de Internet (IP) y el Protocolo de Transmisión (TCP), fueron desarrollados inicialmente en 1973 por el informático estadounidense Vinton Cerf como parte de un proyecto dirigido por el ingeniero norteamericano Robert Kahn y patrocinado por la Agencia de Programas Avanzados de Investigación (ARPA, siglas en inglés) del Departamento Estadounidense de Defensa. Internet comenzó siendo una red informática de ARPA (llamada ARPANet) que conectaba redes de computadores de varias universidades y laboratorios en investigación en Estados Unidos. World Wide Web se desarrolló en 1989 por el informático británico Timothy Berners-Lee para el Consejo Europeo de Investigación Nuclear (CERN, siglas en francés).

Que es el protocolo TCP/IP

TCP/IP es un conjunto básico de protocolos de comunicación de redes, popularizado por Internet, que permiten la transmisión de información en redes de computadores. El nombre TCP/IP proviene de dos protocolos importantes de la familia, el Transmission Control Protocol (TCP) y el Internet Protocol (IP). Existen tantos protocolos (dentro de estos mismos) que juntos llegan a ser más de 100 protocolos diferentes definidos en este conjunto, algunos de ellos son el muy usado HTTP (HyperText Transfer Protocol), para la transmisión de páginas WEB, además de otros, el FTP para transferencia de archivos, el SMTP y POP para correo electrónico, Telenet utilizado en el acceso remoto a servidores, entre otros.

Hay que tener en cuenta que en Internet, y en otras redes, se encuentran conectadas máquinas de clases muy diferentes y con hardware y software incompatibles en muchos casos, además de todos los medios y formas posibles de conexión. Aquí se encuentra una de las grandes ventajas del TCP/IP, pues este protocolo se encargará de que la comunicación entre todos sea posible. TCP/IP es compatible con cualquier sistema operativo y con cualquier tipo de hardware. TCP/IP no es un único protocolo, sino que es en realidad lo que se conoce con este nombre es un conjunto de protocolos que cubren los distintos niveles del modelo OSI. Los dos protocolos más importantes son el TCP (Transmission Control Protocol) y el IP (Internet Protocol), que son los que dan nombre al conjunto. La arquitectura del TCP/IP consta de cinco niveles o capas en las que se agrupan los protocolos.

Capas del protocolo TCP/IP

El protocolo TCP/IP trabaja sobre varios niveles de jerarquía o capas; cada capa corresponde a una o mas capas del modelo del modelo ISO/OSI, que es el estándar internacional de jerarquización de las redes de datos.

| CAPA | OSI/ISO | TCP/IP |
|------|------------|-------------------------------------|
| 7 | Aplicación | Aplicación (protocolos de servicio) |
| 6 | Control | |
| 5 | Sesión | |
| 4 | Transporte | Transporte: TCP – UDP |
| 3 | Red | Internet: IP |
| 2 | Enlace | Acceso: Ethernet, Punto a Punto... |
| 1 | Física | Física: Cableado, inalámbrico |

- **Capa física:** El nivel más bajo es la capa física. Aquí nos referimos al medio físico por el cual se transmite la información. Generalmente será un cable aunque no se descarta cualquier otro medio de transmisión como ondas o enlaces vía satélite.
- **Capa de acceso o enlace:** determina la manera en que las estaciones (máquinas) envían y reciben la información a través del soporte físico proporcionado por la capa anterior. Es decir, una vez que tenemos un cable, ¿cómo se transmite la información por ese cable? ¿Cuándo puede una estación transmitir? ¿Existe una estructura de colas o como se maneja el orden con el cual se transmite? ¿Cómo sabe una estación que un mensaje es para ella? Pues bien, son todas estas cuestiones las que resuelve esta capa. TCP/IP necesita funcionar sobre algún tipo de red o de medio físico que proporcione sus propios protocolos para el nivel de enlace. Por este motivo hay que tener en cuenta que los protocolos utilizados en este nivel pueden ser muy diversos y no forman parte del conjunto TCP/IP. Sin embargo, esto no debe ser problemático puesto que una de las funciones y ventajas principales del TCP/IP es proporcionar una abstracción del medio de forma que sea posible el intercambio de información entre medios diferentes y tecnologías que inicialmente son incompatibles. como ejemplos de protocolos de enlace tenemos a Ethernet, protocolo casi común en redes de área local (LAN), PPP (*point to point protocol*) protocolo diseñado para acceso por línea de telefónica, protocolos de red de área amplia (WAN) como ADSL, DOCSIS, T1, T3, enlaces via satélite; entre otros.
- **Capa de Red:** Esta define la forma en que un mensaje se transmite a través de distintos tipos de redes hasta llegar a su destino. El principal protocolo de esta capa es el IP aunque también se encuentran a este nivel los protocolos. Esta capa proporciona el direccionamiento IP y determina la ruta óptima a través de los ruteadores (routers) que debe seguir un paquete desde el origen al destino.
- **Capa de Transporte:** Aquí entran los protocolos TCP y UDP; ya no se preocupa de la ruta que siguen los mensajes hasta llegar a su destino. Sencillamente, considera que la comunicación extremo a extremo está establecida y la utiliza. Además añade la noción de puertos, como veremos más adelante.
- **Capa de Aplicación:** Una vez que tenemos establecida la comunicación desde el origen al destino nos queda lo más importante, ¿qué podemos transmitir? La capa de aplicación nos proporciona los distintos servicios de red o Internet: correo electrónico, páginas Web, FTP, TELNET, compartir archivos y recursos...

Características del protocolo TCP/IP

La familia de protocolos TCP/IP tiene características importantes que le permite llevar datos de un lugar a otro, sin importar su distancia, tipo de máquina o red, de forma segura y rápida;

- La tarea de IP es llevar los datos a granel (los paquetes) de un sitio a otro. Los computadores que encuentran las vías para llevar los datos de una red a otra (denominadas enrutadores) utilizan IP para trasladar los datos. En resumen IP mueve los paquetes de datos a granel, mientras TCP se encarga del flujo y asegura que los datos estén correctos.
- Las líneas de comunicación se pueden compartir entre varios usuarios. Cualquier tipo de paquete puede transmitirse al mismo tiempo, y se ordenará y combinará cuando llegue a su destino. Compare esto con la manera en que se transmite una conversación telefónica. Una vez que establece una conexión, se reservan algunos circuitos para usted, que no puede emplear en otra llamada, aun si deja esperando a su interlocutor por veinte minutos.
- Los datos no tienen que enviarse directamente entre dos computadores. Cada paquete pasa de computador en computador hasta llegar a su destino. Éste, claro está, es el secreto de cómo se pueden enviar datos y mensajes entre dos computadores aunque no estén conectados directamente entre sí. Lo que realmente sorprende es que sólo se necesitan algunos segundos para enviar un archivo de buen tamaño de una máquina a otra, aunque estén separadas por miles de kilómetros y pese a que los datos tienen que pasar por múltiples computadores. Una de las razones de la rapidez es que, cuando algo anda mal, sólo es necesario volver a transmitir un paquete, no todo el mensaje.
- Los paquetes no necesitan seguir la misma trayectoria. La red puede llevar cada paquete de un lugar a otro y usar la conexión más idónea que esté disponible en ese instante. No todos los paquetes de los mensajes tienen que viajar, necesariamente, por la misma ruta, ni necesariamente tienen que llegar todos al mismo tiempo.

- La flexibilidad del sistema lo hace muy confiable. Si un enlace se pierde, el sistema usa otro. Cuando usted envía un mensaje, el TCP divide los datos en paquetes, ordena éstos en secuencia, agrega cierta información para control de errores y después los lanza y los distribuye. En el otro extremo, el TCP recibe los paquetes, verifica si hay errores y los vuelve a combinar para convertirlos en los datos originales. De haber error en algún punto, el programa TCP destino envía un mensaje solicitando que se vuelvan a enviar determinados paquetes.

Capa de Red: Protocolo IP

El protocolo IP a diferencia del protocolo TCP, que está orientado a conexión, se produce sin conexión. Está basado en la idea de los datagramas interred, los cuales son transportados transparentemente, pero no siempre con seguridad, desde la fuente hasta el destinatario, quizás recorriendo varias redes mientras viaja. El protocolo IP trabaja de la siguiente manera: la capa de transporte toma los mensajes y los divide en datagramas, de hasta 64K octetos cada uno. Cada datagrama se transmite a través de la red interred, posiblemente fragmentándose en unidades más pequeñas, durante su recorrido normal. Al final, cuando todas las piezas llegan a la máquina destinataria, la capa de transporte los reensambla para así reconstruir el mensaje original. Un datagrama IP consta de una parte de cabecera y una parte de texto. La cabecera tiene una parte fija de 20 octetos y una parte opcional de longitud variable.

Direcciones IP

La dirección IP es el identificador de cada host (máquina) dentro de su red de redes. Cada host conectado a una red tiene una dirección IP asignada, la cual debe ser distinta a todas las demás direcciones que estén vigentes en ese momento en el conjunto de redes visibles por el host. En el caso de Internet, no puede haber dos máquinas con 2 direcciones IP (públicas) iguales. Pero sí podríamos tener dos computadores con la misma dirección IP siempre y cuando pertenezcan a redes independientes entre sí (sin ningún camino posible que las comuniquen).

Clasificación

Las direcciones IP se pueden clasificar según su dominio en:

- **Direcciones IP Públicas:** Son visibles en todo Internet. Un computador con una IP pública es accesible (visible) desde cualquier otro computador conectado a Internet. Para conectarse a Internet es necesario tener una dirección IP pública.
- **Direcciones IP Privadas:** Son visibles únicamente por otros hosts de su propia red o de otras redes privadas interconectadas por routers. Se utilizan en las empresas para los puestos de trabajo. Las máquinas con direcciones IP privadas pueden salir a Internet por medio de un router (o proxy) que tenga una IP pública. Sin embargo, desde Internet no se puede acceder a computadores con direcciones IP privadas.

A su vez, las direcciones IP se pueden ser:

- **Direcciones IP estáticas (fijas):** Un host que se conecte a la red con dirección IP estática siempre lo hará con una misma IP. Las direcciones IP públicas estáticas son las que utilizan los servidores de Internet con objeto de que estén siempre localizables por los usuarios de Internet. Estas direcciones hay que contratarlas.
- **Direcciones IP dinámicas** Un host que se conecte a la red mediante dirección IP dinámica, cada vez lo hará con una dirección IP distinta. Las direcciones IP públicas dinámicas son las que se utilizan en las conexiones a Internet mediante un módem. Los proveedores de Internet utilizan direcciones IP dinámicas debido a que tienen más clientes que direcciones IP (es muy improbable que todos se conecten a la vez).

Esta dirección es un número de 32 bits que debe ser único para cada host, y normalmente suele representarse como cuatro cifras de 8 bit separadas por puntos, de la siguiente forma:

desde 0.0.0.0 a 255.255.255.255

La dirección de Internet (IP Address) se utiliza para identificar tanto a la máquina en concreto como la red a la que pertenece, de manera que sea posible distinguir a los computadores que se encuentran conectados a una misma red. Con este propósito, y teniendo en cuenta que en Internet se encuentran conectadas redes de tamaños muy diversos, se establecieron tres clases diferentes de direcciones, las cuales se representan mediante tres rangos de valores:

- **Clase A:** Son las que en su primer byte tienen un valor comprendido entre 1 y 126, incluyendo ambos valores. Estas direcciones utilizan únicamente este primer byte para identificar la red, quedando los otros tres bytes disponibles para cada uno de los hosts que pertenezcan a esta misma red. Esto significa que podrán existir más de dieciséis millones de máquinas en cada una de las redes de esta clase. Este tipo de direcciones es usado por redes muy extensas, pero hay que tener en cuenta que sólo puede haber 126 redes de este tamaño, como algunas grandes redes comerciales, aunque son pocas las organizaciones que obtienen una dirección de clase A". Lo normal para las grandes organizaciones es que utilicen una o varias redes de clase B".
- **Clase B:** Estas direcciones utilizan en su primer byte un valor comprendido entre 128 y 191, incluyendo ambos. En este caso el identificador de la red se obtiene de los dos primeros bytes de la dirección, teniendo que ser un valor entre 128.1 y 191.254 (no es posible utilizar los valores 0 y 255 por tener un significado especial). Los dos últimos bytes de la dirección constituyen el identificador del host permitiendo, por consiguiente, un número máximo de 64516 máquinas en la misma red. Este tipo de direcciones tendría que ser suficiente para la gran mayoría de las organizaciones grandes. En caso de que el número de computadores que se necesita conectar fuese mayor, sería posible obtener más de una dirección de clase B", evitando de esta forma el uso de una de clase A".
- **Clase C:** En este caso el valor del primer byte tendrá que estar comprendido entre 192 y 223, incluyendo ambos valores. Este tercer tipo de direcciones utiliza los tres primeros bytes para el número de la red, con un rango desde 192.1.1 hasta 223.254.254. De esta manera queda libre un byte para el host, lo que permite que se conecten un máximo de 254 computadores en cada red. Estas direcciones permiten un menor número de host que las anteriores, aunque son las más numerosas pudiendo existir un gran número de redes de este tipo (más de dos millones).

Direcciones IP reservadas y especiales

En la clasificación de direcciones anterior se puede notar que ciertos números no se usan. Algunos de ellos se encuentran reservados para un posible uso futuro, como es el caso de las direcciones cuyo primer byte sea superior a 223, mientras que el valor 127 en el primer byte se utiliza en algunos sistemas para propósitos especiales. También es importante notar que los valores 0 y 255 en cualquier byte de la dirección no pueden usarse normalmente por tener otros propósitos específicos. El número 0 está reservado para las máquinas que no conocen su dirección, pudiendo utilizarse tanto en la identificación de red para máquinas que aún no conocen el número de red a la que se encuentran conectadas, en la identificación de host para máquinas que aún no conocen su número de host dentro de la red, o en ambos casos. El número 255 tiene también un significado especial, puesto que se reserva para el *broadcast*. El *broadcast* es necesario cuando se pretende hacer que un mensaje sea visible para todos los sistemas conectados a la misma red. Esto puede ser útil si se necesita enviar el mismo datagrama a un número determinado de sistemas, resultando más eficiente que enviar la misma información solicitada de manera individual a cada uno.

En el caso de algunas organizaciones extensas puede surgir la necesidad de dividir la red en otras redes más pequeñas (subnets). Como ejemplo podemos suponer una red de clase B que, naturalmente, tiene asignado como identificador de red un número de dos bytes. En este caso sería posible utilizar el tercer byte para indicar en qué red Ethernet se encuentra un host en concreto. Esta división no tendrá ningún significado para cualquier otro computador que esté conectado a una red perteneciente a otra organización, puesto que el tercer byte no será comprobado ni tratado de forma especial. Sin embargo, en el interior de esta red existirá una división y será necesario disponer de un software de red especialmente diseñado para ello. De esta forma queda oculta la organización interior de la red, siendo mucho más cómodo el acceso que si se tratara de varias direcciones de clase C independientes.

máscara de subred

Una máscara de subred es aquella dirección que enmascarando nuestra dirección IP, nos indica si otra dirección IP pertenece a nuestra subred o no. Las máscaras 255.0.0.0 (clase A), 255.255.0.0 (clase B) y 255.255.255.0 (clase C) suelen ser suficientes para la mayoría de las redes privadas. En una red de redes TCP/IP no puede haber hosts aislados: todos pertenecen a alguna red y todos tienen una dirección IP y una máscara de subred (si no se especifica se toma la máscara que corresponda a su clase). Mediante esta máscara un computador sabe si otro computador se encuentra en su misma subred o en otra distinta. Si pertenece a su misma subred, el mensaje se entregará directamente. En cambio, si los hosts están configurados en redes distintas, el mensaje se enviará a la puerta de salida o router de la red del host origen. Este router pasará el mensaje al siguiente de la cadena y así sucesivamente hasta que se alcance la red del host destino y se complete la entrega del mensaje.

Enrutamiento (*routing*)

Una red de redes está formada por redes interconectadas mediante routers o enrutadores. Cuando enviamos un datagrama desde un computador hasta otro, éste tiene que ser capaz de encontrar la ruta más adecuada para llegar a su destino. Esto es lo que se conoce como encaminamiento.

Los routers son los encargados de elegir las mejores rutas. Estas máquinas pueden ser computadores con varias direcciones IP o bien, aparatos específicos. Los routers deben conocer, al menos parcialmente, la estructura de la red que les permita encaminar de forma correcta cada mensaje hacia su destino. Esta información se almacena en las llamadas tablas de enrutamiento. Observemos que debido al sistema de direccionamiento IP esta misión no es tan complicada. Lo único que necesitamos almacenar en las tablas son los prefijos de las direcciones (que nos indican la red). Por ejemplo, si el destino es la máquina 149.33.19.4 con máscara 255.255.0.0, nos basta con conocer el encaminamiento de la red 149.33.0.0 ya que todas las que empiecen por 149.33 se enviarán hacia el mismo sitio.

Capa de Transporte: Protocolo TCP y UDP

La capa de red transfiere datagramas entre dos computadores a través de la red utilizando como identificadores las direcciones IP. La capa de transporte añade la noción de puerto para distinguir entre los muchos destinos dentro de un mismo host. No es suficiente con indicar la dirección IP del destino, además hay que especificar la aplicación que recogerá el mensaje. Cada aplicación que esté esperando un mensaje utiliza un número de puerto distinto; más concretamente, la aplicación está a la espera de un mensaje en un puerto determinado (escuchando un puerto).

Pero no sólo se utilizan los puertos para la recepción de mensajes, también para el envío: todos los mensajes que envíe una máquina debe hacerlo a través de uno de sus puertos.

Puertos

Un computador puede estar conectado con distintos servidores a la vez; por ejemplo, con un servidor de noticias y un servidor de correo. Para distinguir las distintas conexiones dentro de un mismo computador se utilizan los puertos.

Un puerto es un número de 16 bits, por lo que existen 65536 puertos en cada computador. Las aplicaciones utilizan estos puertos para recibir y transmitir mensajes.

Los números de puerto de las aplicaciones cliente son asignados dinámicamente y generalmente son superiores al 1024. Cuando una aplicación cliente quiere comunicarse con busca un número de puerto libre y lo utiliza.

En cambio, las aplicaciones servidoras utilizan unos números de puerto prefijados: son los llamados puertos *well-known* (bien conocidos). Estos puertos están predefinidos en normas internacionales, tienen un valor menor a 1024, por ejemplo el puerto 21 es utilizado por el protocolo FTP, el 23 por Telnet, el 80 por HTTP y así con todos los protocolos de aplicaciones.

Los puertos tienen una memoria intermedia (*buffer*) situada entre los programas de aplicación y la red. De tal forma que las aplicaciones transmiten la información a los puertos. Aquí se va almacenando hasta que pue-

da enviarse por la red. Una vez que pueda transmitirse, la información irá llegando al puerto destino donde se irá guardando hasta que la aplicación esté preparada para recibirla.

Los dos protocolos principales de la capa de transporte son UDP y TCP. El primero ofrece una transferencia de mensajes no fiable y no orientada a conexión y el segundo, una transferencia fiable y orientada a conexión.

Protocolo UDP

El protocolo UDP (*User Datagram Protocol*, protocolo de datagrama de usuario) proporciona una comunicación muy sencilla entre las aplicaciones de dos computadores. Como características del protocolo tenemos

- **No orientado a conexión:** No se establece una conexión previa con el otro extremo para transmitir un mensaje UDP. Los mensajes se envían sin más y éstos pueden duplicarse o llegar desordenados al destino.
- **No fiable:** Los mensajes UDP se pueden perder o llegar dañados.

UDP utiliza el protocolo IP para transportar sus mensajes. Como vemos, no añade ninguna mejora en la calidad de la transferencia; aunque sí incorpora los puertos origen y destino en su formato de mensaje. Las aplicaciones (y no el protocolo UDP) deberán programarse teniendo en cuenta que la información puede no llegar de forma correcta.

El encabezado del protocolo es muy simple; solo especifica los puertos de origen y destino del mensaje, la longitud de mensaje y una verificación simple del encabezado.

Protocolo TCP

El protocolo TCP está basado en el protocolo IP, que no es fiable ni orientado a la conexión; para orientarlo, es necesario establecer una conexión previa entre las dos máquinas antes de poder transmitir ningún dato. A través de esta conexión los datos llegarán siempre a la aplicación destino de forma ordenada y sin duplicados. Finalmente, es necesario cerrar la conexión.

Características

El protocolo TCP permite una comunicación fiable entre dos aplicaciones. De esta forma, las aplicaciones que lo utilicen no tienen que preocuparse de la integridad de la información: dan por hecho que todo lo que reciben es correcto.

El flujo de datos entre una aplicación y otra viajan por un circuito virtual. Sabemos que los datagramas IP pueden seguir rutas distintas, dependiendo del estado de los encaminadores intermedios, para llegar a un mismo sitio. Esto significa que los datagramas IP que transportan los mensajes siguen rutas diferentes aunque el protocolo TCP logró la ilusión de que existe un único circuito por el que viajan todos los bytes uno detrás de otro (algo así como una tubería entre el origen y el destino). Para que esta comunicación pueda ser posible es necesario abrir previamente una conexión. Esta conexión garantiza que los todos los datos lleguen correctamente de forma ordenada y sin duplicados. La unidad de datos del protocolo es el byte, de tal forma que la aplicación origen envía bytes y la aplicación destino recibe estos bytes.

Sin embargo, cada byte no se envía inmediatamente después de ser generado por la aplicación, sino que se espera a que haya una cierta cantidad de bytes, se agrupan en un segmento y se envía el segmento completo. Para ello son necesarias unas memorias intermedias o *buffers*. Cada uno de estos segmentos viaja en el campo de datos de un datagrama IP. Si el segmento es muy grande será necesario fragmentar el datagrama, con la consiguiente pérdida de rendimiento; y si es muy pequeño, se estarán enviando más cabeceras que datos. Por consiguiente, es importante elegir el mayor tamaño de segmento posible que no provoque fragmentación.

El protocolo TCP envía un flujo de información no estructurado. Esto significa que los datos no tienen ningún formato, son únicamente los bytes que una aplicación envía a otra. Ambas aplicaciones deberán ponerse de acuerdo para comprender la información que se están enviando.

Cada vez que se abre una conexión, se crea un canal de comunicación bidireccional en el que ambas aplicaciones pueden enviar y recibir información, es decir, una conexión es *full-dúplex*.

El transporte TCP acepta mensajes de longitud arbitrariamente grande procedentes de los procesos de usuario, los separa en pedazos que no excedan de 64K octetos y, transmite cada pedazo como si fuera un datagrama separado. La capa de red, no garantiza que los datagramas se entreguen apropiadamente, por lo que TCP deberá utilizar temporizadores y retransmitir los datagramas si es necesario. Los datagramas que consiguen llegar,

pueden hacerlo en desorden; y dependerá de TCP el hecho de reensamblarlos en mensajes, con la secuencia correcta.

fiabilidad

¿Cómo es posible enviar información fiable basándose en un protocolo no fiable? Es decir, si los datagramas que transportan los segmentos TCP se pueden perder, ¿cómo pueden llegar los datos de las aplicaciones de forma correcta al destino?

La respuesta a esta pregunta es sencilla: cada vez que llega un mensaje se devuelve una confirmación (acknowledgement) para que el emisor sepa que ha llegado correctamente. Si no le llega esta confirmación pasado un cierto tiempo, el emisor reenvía el mensaje. El emisor envía un dato, arranca su temporizador y espera su confirmación (ACK). Si recibe su ACK antes de agotar el temporizador, envía el siguiente dato. Si se agota el temporizador antes de recibir el ACK, reenvía el mensaje.

Bibliografía

- CASAD Joe. Sams Teach Yourself TCP/IP in 24 Hours, Tercera edición. Sams Publishing. 2003
- SOTO Miguel Alejandro. Protocolos TCP/IP.
<http://usuarios.lycos.es/janjo/janjo1.html>
- BARAJAS Saulo. Curso de Protocolos TCP/IP.
<http://www.saulo.net/pub/tcpip/>. 2001

Redes de informática

Una red de informática es un conjunto de equipos (computadores y/o dispositivos) conectados por algún tipo de canal, pueden ser cables, ondas o cualquier otro método de transporte de datos, que comparten información (información), recursos (CD-ROM, impresoras, etc.) y servicios (acceso a internet o uso de aplicaciones y accesos remotos).

Velocidad de transmisión

El tiempo de transmisión se mide desde el instante en que se pone el primer bit en la línea de transmisión hasta el último bit del paquete a transmitir. La unidad de medida es el bits/segundo (b/s o también *bps*), o expresado en octetos o bytes por segundo (B/s) (B Mayuscula).

El Bits por segundo o b/s, en una transmisión de datos, es el número de impulsos elementales (1 ó 0) transmitidos en cada segundo. Los bits por segundo como unidad del SI Sistema Internacional de Unidades son utilizados para expresar la velocidad de transmisión de datos o bit rate.

Téngase en cuenta que una velocidad de transmisión expresada en bits por segundo dividida entre 8, equivale a la velocidad *bytes* por segundo. Puesto que un *byte* se compone de 8 *bits*. Recuerde que normalmente que un byte corresponde a un caracter, o a la representación de uno de 256 colores de un pixel individual en una imagen digital.

Clasificación de las redes

Las redes se pueden clasificar según

- Topología De acuerdo a la forma de conexión entre sus nodos.
- **Alcance** De acuerdo al área que cubre la red (Areas personales, hogar, empresa, ciudad, global)
- Relación funcional Segun la relación y jerarquía entre los medios conectados (de igual a igual, o cliente-servidor)

Topología

La topología de red se define como la cadena de comunicación que los nodos (computadores o dispositivos) que conforman una red, usan para comunicarse. Una gran red puede tener diferentes tipos de topología en subsegmentos, estas topologías pueden ser:

en estrella

Una red en estrella es una red en la cual los nodos están conectados directamente a un punto central y todas las comunicaciones se hacen necesariamente a través de éste. Se utiliza sobre todo para redes locales. La mayoría de las redes de área local que tienen un enrutador (router), un conmutador (switch) o un concentrador (hub), siguen esta topología. El nodo central en estas es el enrutador, el conmutador o el concentrador, por quién pasan todos los paquetes.

Ventajas

- Tiene los medios para prevenir problemas.
- Si un nodo se desconecta solo queda fuera de la red ese nodo.
- Es fácil prevenir daños o conflictos.
- Permite que todos los nodos se comuniquen entre sí de manera conveniente.
- El mantenimiento resulta mas económico y fácil que en otras topologías

desventajas

- Si el nodo central falla, toda la red se desconecta.
- Es costosa, ya que requiere más cable (si es alámbrica) que las topologías bus o anillo.

En bus

Red cuya topología se caracteriza por tener un único canal de comunicaciones (denominado bus, troncal o backbone), al cual se conectan los diferentes dispositivos. De esta forma todos los dispositivos comparten el mismo canal para comunicarse entre sí.

Ventajas

- Facilidad de implementación y crecimiento.
- Simplicidad en la arquitectura.

desventajas

- Anchos de banda en el canal limitados.
- Un problema en el canal usualmente degrada toda la red.
- El desempeño se disminuye a medida que la red crece.
- El canal requiere estar correctamente cerrado (camino cerrado).
- Altas pérdidas en la transmisión debido a colisiones entre mensajes.

en Anillo

Esta topología de red cada nodo está conectado al siguiente y el último está conectado al primero. Cada estación tiene un receptor y un transmisor que hace la función de repetidor, pasando la señal a la siguiente estación.

En este tipo de red la comunicación se da por el paso de un *token* o testigo, que se puede ilustrar con la analogía con un cartero que pasa recogiendo y entregando paquetes de información, de esta manera se evitan eventuales pérdidas de información debidas a colisiones. Si algún nodo de la red deja de funcionar, la comunicación en todo el anillo se pierde.

En un anillo doble, dos anillos permiten que los datos se envíen en ambas direcciones. Esta configuración crea redundancia (tolerancia a fallos).

Ventajas

- Simplicidad de arquitectura. Facilidad de implementación y crecimiento.

desventajas

- Anchos de banda de canales limitados.
- El canal usualmente degradará a medida que la red crece.
- Lentitud en la transferencia de datos.

en árbol

Topología de red en la cual los nodos están colocados en forma de árbol. Desde el punto de vista topológico, la conexión en árbol es parecida a una serie de redes en estrella interconectadas, salvo en que no existe un nodo central (Es un grafo). En cambio, tiene un nodo de enlace troncal, generalmente ocupado por un hub o switch, desde el que se ramifican los demás nodos. Es una variación de la red en bus, pero con la ventaja de que la falla de un nodo no implica la interrupción en las comunicaciones. Se comparte el mismo canal de comunicaciones.

La topología en árbol puede verse como una combinación de varias topologías en estrella. Tanto la de árbol como la de estrella son similares a la de bus cuando el nodo de interconexión trabaja en modo difusión, pues la información se propaga hacia todas las estaciones, solo que en esta topología las ramificaciones se extienden a partir de un punto raíz (estrella), a tantas ramificaciones como sean posibles, según las características del árbol.

Los problemas asociados a las topologías anteriores radican en que los datos son recibidos por todas las estaciones sin importar para quien vayan dirigidos. Es entonces necesario dotar a la red de un mecanismo que permita identificar al destinatario de los mensajes, para que estos puedan recogerlos a su arribo. Además, debido a la presencia de un medio de transmisión compartido entre muchas estaciones, pueden producirse interferencia entre las señales cuando dos o más estaciones transmiten al mismo tiempo.

Ventajas

- El Hub central al retransmitir las señales amplifica la potencia e incrementa la distancia a la que puede viajar la señal.
- Permite conectar mas dispositivos.
- Permite priorizar las comunicaciones de distintas computadoras.
- Se permite conectar más dispositivos gracias a la inclusión de concentradores secundarios.
- Permite priorizar y aislar las comunicaciones de distintas computadoras.
- Cableado punto a punto para segmentos individuales.

desventajas

- Se requiere más cable.
- La medida de cada segmento viene determinada por el tipo de cable utilizado.
- Si se viene abajo el segmento principal todo el segmento se viene abajo con él.
- Es más difícil su configuración.

en Malla

La topología en malla es una topología de red, en la cual cada nodo está conectado a todos los nodos. De esta manera es posible llevar los mensajes de un nodo a otro por diferentes caminos. Si la red de malla está completamente conectada, no puede existir absolutamente ninguna interrupción en las comunicaciones. Cada servidor tiene sus propias conexiones con todos los demás servidores.

El establecimiento de una red de malla es una manera de encaminar datos, voz e instrucciones entre los nodos. Las redes de malla se diferencian de otras redes en que los elementos de la red (nodo) están conectados, todos con todos, mediante cables separados. Esta configuración ofrece caminos redundantes por toda la red de modo que, si falla un cable, otro se hará cargo del tráfico.

Esta topología, a diferencia de otras (como la topología en árbol y la topología en estrella), no requiere de un servidor o nodo central, con lo cual se reduce el mantenimiento (un error en un nodo, sea importante o no, no implica la caída de toda la red).

Las redes de malla son auto ruteables. La red puede funcionar, incluso cuando un nodo desaparece o la conexión falla, ya que el resto de los nodos evitan el paso por ese punto. En consecuencia, la red malla, se transforma en una red muy confiable.

Como pilar, redes difusas como internet, se basan en redes en malla.

Ventajas

- Es posible llevar los mensajes de un nodo a otro por diferentes caminos.
- No puede existir absolutamente ninguna interrupción en las comunicaciones.
- Cada servidor tiene sus propias comunicaciones con todos los demás servidores.
- Si falla un cable el otro se hará cargo del tráfico.
- No requiere un nodo o servidor central lo que reduce el mantenimiento.
- Si un nodo desaparece o falla no afecta en absoluto a los demás nodos.

desventajas

- Esta red es costosa de instalar ya que requiere de mucho cableado y dispositivos intermedios.

Alcance

Una red de datos puede ser tan pequeña como la existe entre un computador y un teléfono celular proximo, hasta del tamaño de un hogar, de un edificio, de un campus universitario, de una ciudad, de un país o de todo el mundo, como es el caso de internet.

Redes de Área Personal (PAN)

Las redes de área personal (Personal Area Network - PAN) son redes de información para la comunicación entre distintos dispositivos cercanos al punto de acceso. Estas redes normalmente son de unos pocos metros y para uso personal.

El espacio personal abarca toda el área que puede cubrir la voz. Puede tener una capacidad en el rango de los 10 *bps* (bits por segundo) hasta los 10 *Mbps*. PAN representa el concepto de redes centradas en las personas, y que les permiten a dichas personas comunicarse con sus dispositivos personales (ejemplo, PDAs, tableros electrónicos de navegación, agendas electrónicas, computadoras portátiles) para así hacer posible establecer una conexión con el mundo externo.

El protocolo de comunicación mas frecuente en este tipo de redes es el *Bluetooth* que ofrece velocidades entre 1 y 3 *Mbps* y en promedio 10 *m* de alcance.

Importancia de las PANs en la Telesalud En Telesalud, las redes de área personal son utilizadas para conectar dispositivos que censan datos clínicos, como electrocardiografos, medidores de presión arterial, y otros sensores, los cuales se comunican a un punto de acceso cercano que puede ser un computador o un teléfono celular adecuado, los cuales comparten esta información con redes mas amplias; estas redes a escala humana son llamadas tambien Redes de área corporal (Body Area Network-BAN).

Redes de Área Local

Una red de área local, (Local Area Network - LAN) es la interconexión de varios computadores y periféricos. Su extensión está limitada físicamente a un edificio o a un entorno promedio de 200 *m* hasta 1000 *m*, utilizando tecnología adicional. Su aplicación más extendida es la interconexión de computadores personales, estaciones de trabajo y servidores en ambientes corporativos (oficinas, fábricas, hospitales). para compartir recursos e intercambiar datos y aplicaciones.

La conectividad de las LAN de forma alámbrica se realiza más frecuentemente a través del protocolo *Ethernet* con velocidades de transmisión hasta de 1 *Gbs* y de forma inalámbrica a través del protocolo Wi-Fi con velocidades mayores a 100 *Mbs*

Importancia de las Redes de Área Local en telesalud Los grandes hospitales con sistemas de información centralizadas utilizan LANs para compartir la información médica y administrativa, entre los diferentes servicios del hospital. Además, las LAN se constituyen en los puntos de partida hacia las redes más grandes, para realizar medicina a distancia en puntos remotos.

Redes de Área Amplia

Las redes de área amplia - (Wide Area Network - WAN) es un tipo de red de computadores capaz de cubrir distancias desde unos kilómetros, dando el servicio a un país o un continente. Internet es una red que interconecta muchas WAN bajo un mismo protocolo configurandola como una red única. Muchas WAN son construidas por y para una organización o empresa particular y son de uso privado, como en el caso de la telefonía móvil o la banca, otras son construidas por los proveedores de Internet para proveer de conexión a sus clientes. Existe una numerosa cantidad de protocolos de comunicación tanto alámbricas como inalámbricas para conectar las WAN, y sus velocidades pueden variar entre pocos *kbits* *Gbps*. La conexión física se puede hacer a través de fibra óptica, cables de cobre de diferente configuración, sistemas inalámbricos basados en tierra (Wi-Fi)

Importancia de las Redes de Área Amplia en telesalud Las redes de área amplia son el eje central del funcionamiento de las redes de telemedicina, permitiendo la conectividad entre puntos con grandes separaciones geográficas. Las diferentes tecnologías de conectividad varían según la localización y el recurso y tecnología disponible (ver sección "conectividad en telemedicina")

Relación funcional

Las redes de informática también se pueden clasificar según la jerarquía y la clasificación de los elementos que la componen, en redes cliente-servidor y redes par a par, esta clasificación está ligada a la forma en que cumplen las diferentes tareas y no en sistemas individuales.

Redes Cliente-Servidor

Esta arquitectura consiste básicamente en un nodo (cliente), que realiza peticiones a otro nodo (servidor) que le da respuesta.

En esta arquitectura la capacidad de proceso está repartida entre los clientes y los servidores, aunque son más importantes las ventajas de tipo organizativo debidas a la centralización de la gestión de la información y la separación de responsabilidades.

El modelo cliente-servidor es una separación de tipo lógico, con el cual el servidor no se ejecuta necesariamente sobre una sola máquina ni es necesariamente un sólo programa. Así una máquina puede ser al mismo tiempo cliente y servidor en tareas diferentes. Los tipos específicos de servidores incluyen los servidores web, los servidores de archivo, los servidores del correo, etc. Mientras que sus propósitos varían de unos servicios a otros, la arquitectura básica seguirá siendo la misma.

Redes Par a Par

Una red par a par (peer-to-peer P2P) o red de pares, es una red de información en la cual todos o algunos aspectos de esta funcionan sin clientes ni servidores fijos. Por el contrario, existe una serie de nodos que se comportan como iguales entre sí. Es decir, actúan simultáneamente como clientes y servidores respecto a los demás nodos de la red.

Las redes peer-to-peer aprovechan, administran y optimizan el uso del ancho de banda de los demás usuarios de la red por medio de la conectividad entre los mismos, obteniendo más rendimiento en las conexiones y transferencias que con algunos métodos centralizados convencionales, en los cuales una cantidad relativamente pequeña de servidores provee el total del ancho de banda y recursos compartidos para un servicio o aplicación.

Dichas redes son útiles para diversos propósitos. A menudo se usan para compartir información de cualquier tipo (por ejemplo, audio, video o software). Este tipo de red es también comúnmente usado en telefonía VoIP para hacer más eficiente la transmisión de datos en tiempo real.

Tecnologías de conectividad comunmente utilizadas en Telemedicina

Escoger el tipo de conectividad para el desarrollo de una red de telemedicina es un elemento fundamental, que debe basarse en un estudio del recurso económico y tecnológico disponible, además de la aplicación que se quiere desarrollar. A continuación se describen las formas de conectividad (no corporativas) más comunes en redes de área ancha - WAN, necesarias para conectividad remota.

Cable(DOCSIS) y ADSL

Llamadas comunmente y erroneamente enlaces de “banda ancha” son las dos tecnologías alámbricas mas comunes de comunicación a internet en áreas urbanas a pequeñas y medianas organizaiciones y hogares.

Cable(DOCSIS)

DOCSIS son las siglas de *Data Over Cable Service Interface Specification* (en español, .Especificación de Interfaz para Servicios de Datos sobre Cable”) Este servicio, ofrecido normamente por compañías de televisión por cable, se trata de un estándar no comercial que define los requisitos de la interfaz de comunicaciones y operaciones para los datos sobre sistemas de cable, lo que permite añadir transferencias de datos de alta velocidad a un sistema de televisión por cable (CATV) existente. Muchos operadores de televisión por cable lo emplean para proporcionar acceso a Internet sobre una infraestructura HFC (red híbrida de fibra óptica y coaxial) existente. Los servicios DOCSIS, requieren un dispositivo llamado Cablemodem, el cual provee una unica dirección IP (Ver mas adelante TCP/IP) con un caudal de datos que normalmente es controlado por la compañía proveedora, pero que puede ir hasta los 50 Mb/s.

ADSL

ADSL son las siglas de Asymmetric Digital Subscriber Line (en español: ”Línea de Suscripción Digital Asimétrica”). Este servicio ofrecido normalmente por las compañías de telefonía fija, consiste en una transmisión de datos digitales (la transmisión es analógica) apoyada en el par simétrico de cobre que lleva la línea telefónica convencional o línea de abonado, siempre y cuando el alcance no supere los 5,5 *km.* medidos desde la Central Telefónica, o no haya otros servicios por el mismo cable que puedan interferir. La conectividad se realiza a través de un modem ADSL con caudal de datos tambien controlados, pero asimétrico, con velocidades de hasta 15 *Mbps* de bajada y de 1 a 3 *Mbps* de subida

Redes ISDN

Estas redes, utilizadas desde hace mas de 50 años y muy populares en los inicios de internet casero, utilizan la red estándar de telefonía basica conmutada para transmitir información digital utilizando un Modem (modulador/demulador). Este dispositivo es capaz de modular señales análogas que transportan información digital a velocidades de máximo 56 *kbps*. Aunque es una tecnología antigua y de bajo rendimiento, muchas veces puede ser una buena opción para transmitir información cuando no se dispone de otra tecnología, o cuando la señal a transmitir requiere bandas angostas. En este caso un modem análogo es una solución económica y efectiva, teniendo en cuenta la disponibilidad de las lineas de telefonía fija.

Transmisión de datos a través de redes de telefonía movil celular

En los últimos 15 años, las redes de telefonía movil celular han tenido un crecimiento exponencial en número de usuarios y cobertura. Las tecnologías utilizadas para este servicio se han desarrollado fundamentalmente para la transmisión de voz, con canales inicialmente muy pequeños que han venido creciendo, hasta el punto de permitir transmisión de datos y en definitiva ofrecer velocidades competitivas con otras tecnologías.

SMS - Servicio de mensajes cortos

este servicio, que se inició en sistemas GSM, permite la transmisión de cadenas alfanuméricas de hasta 140 caracteres de 7 *bits*. En principio, se emplean para enviar y recibir mensajes de texto normal, pero existen extensiones del protocolo básico que permiten incluir otros tipos de contenido, dar formato a los mensajes o encadenar varios mensajes de texto para permitir mayor longitud. Aunque puede ser el servicio más básico de transmisión de datos, en telemedicina se ha utilizado ampliamente para la transmisión de variables discretas, como presión arterial y valores de glicemia.

Telefonía Movil Celular: GPRS, EDGE y UMTS/HSDPA

Estos protocolos, los más comunes en transmisión de datos via telefonía movil, permiten la transmisión de datos continuos y seguros a traves de redes GSM (Estandar de telefonía movil celular en Colombia, la sigla es *Global System for Mobile Communications*). En su segunda generación, el protocolo GPRS: *General Packet Radio Service*- Servicio general de paquetes de radio) permite la transmisión de información constante, hasta 40 *kbps* en bidireccional. La siguiente generación de este protocolo, aparecido en el año 2005, es el protocolo EDGE: (*Enhanced Data rates for GSM of Evolution* - Tasas de Datos Mejoradas para la Evolución de GSM) ofrece tasas de transmisión de datos hasta de 384 *Kbps*. La ultima tecnología disponible, llamada de tercera generación o 3G: UMTS/HSDPA (High-Speed Downlink Packet Access - Acceso de descarga de paquetes de datos a alta velocidad) permite conectividades compartidas hasta de 14 *Mbps*, las cuales pueden constituirse en canales efectivos por abonado de hasta 1 a 4 *Mbps*, segun el tráfico y configuración de la red. Estas soluciones en la actualidad son las mejores alternativas costo/beneficio para sistemas de telesalud en la mayoría de áreas urbanas, y muchas rurales en donde este tipo de conectividad se encuentra disponible.

Soluciones satélitales

En muchos lugares, en dónde no hay una infraestructura de cableado, o un cubrimiento de calidad de redes de telefonía movil celular, las soluciones satélitales son la única alternativa disponible para la transmisión de datos digitales, en redes telesalud. Muchas compañías de comunicaciones ofrecen paquetes de conexión digital satelital, a diferentes velocidades, con diferentes antenas y diversidad de precios. El sistema más utilizado en nuestro medio, VSAT (*Very Small Aperture Terminal* - Terminal de Apertura Muy Pequeña) utiliza antenas pequeñas, antenas parabólicas de 3 a 4 *m* de diámetro para comunicarse directamente con satelites geoestacionarios, que proveen conectividad a redes privadas o a internet, a través de telepuertos situados fuera del pais. Esta tecnología provee flujo de datos normalmente hasta 512 *Kbps* efectivos, pero a un costo de alrededor de 18 veces más grande que la telefonía móvil.

Ventajas

- Alta portabilidad y facil instalación
- Muchas soluciones satelitales ofrecen servicios agregados, como la transmisión de voz en conectividad con la red de telefonía básica.

Desventajas

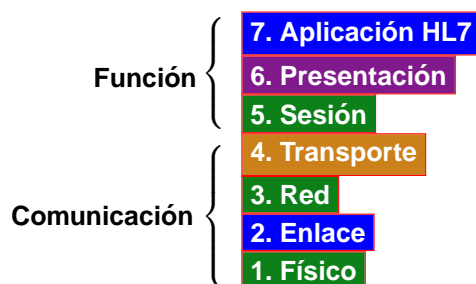
- Deficiencia de la señal cuando las condiciones meteorológicas son adversas, un situación muy frecuente en los sitios en Colombia en dónde esta tecnología es necesaria.
- Largos tiempos de latencia en la transmisión de datos
- Altos costos
- En general las soluciones VSAT se venden con re-uso o con líneas compartidas. Un re-uso de 4:1 significa que cuatro usuarios compiten por el ancho disponible en todo momento, con lo cual un canal de 512 *kbps* se convierte en uno efectivo de 128 *kbps*

Sistemas de Información

Qué es HL7? (Nivel de Salud 7)

El HL7 es una organización sin ánimo de lucro que trabaja en el desarrollo de estándares internacionales para la comunicación de sistemas empleados en el área de salud, tanto para el sector administrativo como para la práctica hospitalaria. El HL7 está Acreditado por ANSI¹ para ser empleado en diferentes áreas de la salud.

El nivel 7 se refiere a las capas de comunicación ISO para el modelo OSI² en los modelos de comunicación, como se detallan en la siguiente gráfica: (ver figura 8.1).



Cuadro 8.1: Niveles en la comunicación de la arquitectura ISO\OSI

Proposito de HL7

1. Desarrollo de estándares flexibles y coherentes.
2. Desarrollo de metodologías formales para soporte de HL7 y Modelo de información de Referencia (RIM).
3. Educación global de las ventajas de los estándares HL7
4. Promoción de HL7 a través de afiliaciones de organizaciones internacionales para implementación y desarrollo.
5. Colaboración con otros estándares para mayor compatibilidad¹.
6. Colaborar con la implementación de HL7 para garantizar su ajuste a las realidades hospitalarias.

¹(ANSI)American National Standards Institute

²ISO: International Organization for Standardization, OSI: Open Systems Interconnection

¹DICOM, HIPAA, ASTM, MIB, MEDIX

Modelo de caso de uso

La definición de un Modelo de Caso de Uso incorpora tres elementos y se indica de la siguiente manera:

*”Un caso de uso es una interacción entre el **sistema** y un **agente**, que satisface una responsabilidad y, consecuentemente, genera un **producto**.”*

Es una técnica que permite a los analistas, usuarios y desarrolladores descubrir y representar formalmente los procesos esenciales en un sistema, por ejemplo: Un usuario 1 que desee enviar un correo electrónico debe seguir ciertos pasos como escribir la dirección del destinatario, el asunto del correo y el contenido como tal, para poder obtener un resultado, la llegada del correo al usuario 2.

El modelo de caso de uso consiste en tres elementos:

1. Identificación de un agente.
2. Definición de los procesos o responsabilidades de un sistema.
3. Identificación de los productos generados, como resultado del desarrollo de los procesos incluidos en el sistema.

El análisis de caso refina la noción de un ”usuario” a la de un ”agente,” definidos formalmente como usuarios del sistema que desempeñan un ”papel específico” en ”contextos definidos”. Las responsabilidades del sistema se nombran y se ejecutan como resultado directo de la interacción entre el sistema y un usuario.

El análisis de caso de uso es un proceso ordenado por una secuencia de eventos que componen el sistema; este sistema se ha utilizado durante la identificación de los ”requisitos” (ver Figura 10.1).

Un ”sistema” se puede repartir en capas subsecuentes de subsistemas dentro de otros subsistemas y así sucesivamente.

El análisis de caso de uso

Metodología

Para implementar un sistema HL7 en un establecimiento, se requiere desarrollar un modelo que ejemplifique las necesidades de éste, basados en este modelo, poder diseñar de forma gráfica los procesos, las responsabilidades y los agentes necesarios. Para el manejo de la información, el HL7 establece ciertos estados para relacionar los procesos, estas relaciones se entienden como mensajes.

Estado I: Requerimientos del mensaje:

Este estado se puede entender como el ”**¿Cómo se relacionan?**” Empleando el modelo de uso de casos a través de los diagramas se define los requerimientos del mensaje para establecer la relación.

Estado II: Contenido del mensaje:

Este estado es el ”**¿Qué lleva el mensaje?**” Según el análisis anterior, se definen los datos y pasos para la transferencia de los mensajes. El modelo de información, como se verá mas adelante, se construye con diagramas de flujo³ para establecer las necesidades del contenido de cada mensaje.

³Los diagramas de flujo representan la forma más tradicional para especificar los detalles algorítmicos de un proceso. Se utilizan principalmente en programación, economía y procesos industriales; estos diagramas utilizan una serie de símbolos con significados especiales. Son la representación gráfica de los pasos de un proceso, que se realiza para entender mejor al mismo. Son modelos tecnológicos utilizados para comprender los rudimentos de la programación lineal.

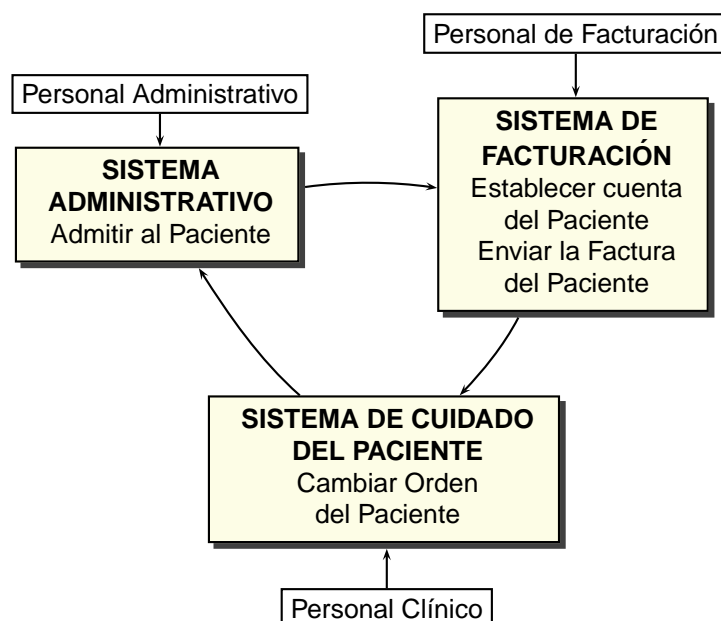


Figura 8.1: Modelo prototipo para el Modelo de Caso de Uso, para un sistema de información en un establecimiento

Estado III: Comportamiento del mensaje:

Este estado es el "¿**Cuándo enviar el mensaje?**" El comportamiento del mensaje se enfoca según el diagrama de flujo, donde se definen los eventos activadores indicando el momento para intercambiar la información. Este diagrama o también llamado modelo de interacción, se construye a partir de roles⁴, una red de interacciones y unos diagramas de secuencias (flujo de información). Las interacciones proveen una plantilla para el flujo de mensajes entre las aplicaciones HL7.

Estado IV: Especificación del mensaje:

Este estado es el "¿**Qué características lleva cada mensaje?**" El uso de modelos creados durante los estados anteriores crean las especificaciones de los mensajes, definiendo las características de los mensajes para las aplicaciones HL7. Estas especificaciones son establecidas por el Modelo de Información de Mensajes (MIM).

La Descripción de Mensajes Jerárquicos (HMD) es una representación que muestra los atributos incluidos en cada mensaje; y la Especificación Tecnológica de Implementación (ITS) define de forma precisa la representación de los mensajes en un lenguaje propio (ver Figura ??).

Modelos de los sistemas de información

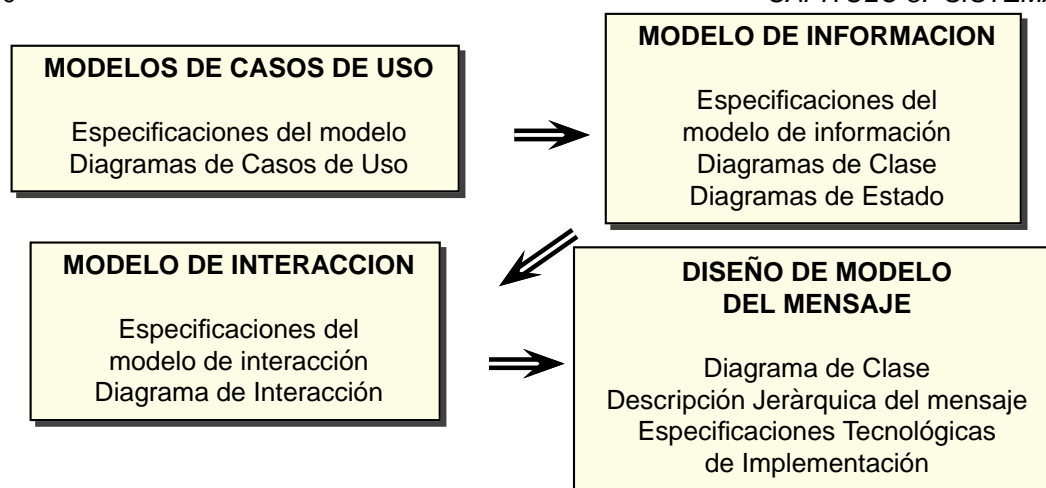
Define la información de los mensajes del HL7 que se han establecido. Está basado en el modelado orientado a objetos, en el cual la información está organizada en clases⁵ que tienen atributos y que mantienen las asociaciones con otras clases.

Especificaciones para la comunicación

Como toda comunicación el HL7 requiere ciertos elementos para la comunicación de sus mensajes. Inicialmente un canal de comunicación como documentos escritos, conexiones de red, vínculos satelitales. Luego un

⁴Responsabilidad o papel que juega un mensaje dentro de un proceso

⁵Clase: Un tipo de categoría de cosas o conceptos



Cuadro 8.2: Modelos de Desarrollo de los Mensajes

servicio que logre la comunicación como compañía telefónica, SMTP⁶, FTP. De aquí en adelante el HL7 determina las especificaciones. Una sintaxis para la comunicación que define la estructura y el orden de la comunicación. Después establece una semántica de la comunicación que lleva el verdadero significado del mensaje, éste es transmitido por un grupo de símbolos contenidos en la comunicación. Y finalmente la interpretación del contenido del mensaje, puede ser descripciones de agentes, relaciones o acciones.

Modelo de Información de Referencia (RIM)

El RIM es la piedra angular del proceso de desarrollo de HL7. Modelo de representación del flujo de datos clínicos y mensajes y se define en seis clases fundamentales:

1. **Actuación:** Algo que ha sucedido, está sucediendo, o puede suceder en el futuro.
2. **Entidad:** Persona, espécimen, organización, documento o cualquier otro objeto.
3. **Rol:** Responsabilidad o papel que puede jugar una entidad.
4. **Participante:** La involucración de un rol en una actuación.
5. **ActuaciónRelacionada:** Asociación definida entre dos actuaciones.
6. **RolRelacionado:** Asociación definida entre dos roles

Cada clase del RIM tiene atributos y especializaciones, cada clase dispone de un conjunto de elementos de datos que son agrupados en distintas categorías con el nombre de atributos. Todas las demás clases del RIM son especializaciones de las seis Clases fundamentales. Cada Clase especializada añade nuevos atributos para definir su especialización. Por ejemplo: Persona es una especialización de la Clase Entidad "Forma de Vida" y añade atributos como "Domicilio", "Código de discapacidad", entre otros.

Actores

El actor es un usuario basado según un sistema, cuyas responsabilidades son descritas por una colección de casos de uso. Tomada la identificación de actores y la especificación de los casos de uso de un sistema se definen totalmente los límites del sistema y las responsabilidades de cada actor.

Un actor puede ser un usuario humano u otro sistema externo del sistema inicial.

⁶SMTP: Simple Mail Transfer Protocol; FTP: File Transfer Protocol

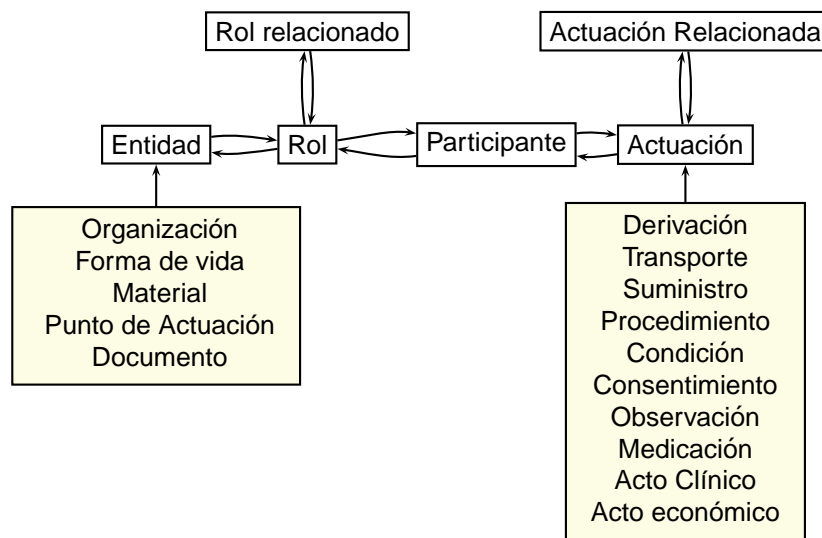


Figura 8.2: Pilares básicos del RIM

Los actores trabajan recíprocamente con sistema para hacer que éste genere un producto. Un sistema típico es; un actor inicia, detiene, mantiene, cambia de estado, incluye datos, lee datos. Los actores se definen y son denominados individualmente como roles o contexto de uso.

Aplicaciones de la telemedicina

Con el desarrollo de la telemedicina en la última mitad del siglo XX, cada vez más especialidades médicas se encuentran más cerca del paciente, con diagnósticos y manejos más acertados y oportunos. En principio la telemedicina impacta el sistema mediante el mejoramiento de la calidad de la atención, la oportunidad de la intervención y la reducción en los costos del sistema. Por su naturaleza la radiología y la cardiología han sido las especialidades que han incursionado en el manejo de este tipo de tecnología. El avance vertiginoso de las tecnologías de la información y las comunicaciones ha permitido su aplicación en muchas otras especialidades, como la tele-psiquiatría o la tele-patología. Además del componente de atención del paciente, la telemedicina ha modificado las estructuras de los sistemas de salud y las interacciones que constituyen la base del acto médico. En este contexto, resulta fundamental la integración de estos avances tecnológicos, con las particularidades propias de cada especialidad. Cada servicio de salud, dependiendo de su naturaleza, especialidad, aplicación, presupuesto y grupo objetivo le corresponde un diferente diseño de sistema en telemedicina, que genere el mayor impacto en la salud población con el uso mas eficiente de los recursos disponibles.

Por esto, es necesario tener en cuenta las diferentes variables de diseño necesarias para la aplicación de los servicios de telemedicina; desde el perfil epidemiológico, social y cultural de la población a impactar, hasta el diseño tecnológico de la red.

Caracterización e intervención de la población y responsabilidad del sistema de salud

Es importante que en la implantación de servicios de telemedicina, se caractericen e intervengan al menos estos cuatro grupos: las autoridades sanitarias y agentes aseguradores, la administración y gerencia de los prestadores, los profesionales de la salud y sobretodo, los pacientes. Así, el éxito del sistema esta asegurado por la aceptación de cada uno de estos a la tecnología, el cambio en la dinámica del sistema, el reto administrativo y lo mas importante a la aceptación de la telemedicina como un modalidad de servicio médico operativo, válido y de calidad.

Autoridades sanitarias, agentes aseguradores y pagadores

Ahora que cada vez la telemedicina es mas inherente al ejercicio médico cotidiano, estamos en una época en la cual la iniciativa de su implantación debe venir de los responsables de la salud pública y no de los proveedores de tecnología. Dentro un sistema de seguridad social en salud, es importante el compromiso de las autoridades sanitarias para la implantación de servicios de telemedicina; la legislación del servicio, definición de responsabilidades, regulación de la conectividad y vigilancia de la operación. Así pues, los agentes aseguradores deben aceptar la modalidad de telemedicina como un servicio valido de intervención médica, facturable y por supuesto pagable, con lo cual se asegura la autosostenibilidad.

Administración y gerencia de centros de salud

La implementación de servicios médicos en la modalidad de telemedicina, involucran profundos cambios en la funcionamiento administrativo en los centros médicos que se intervienen. El principal reto es el de protocolizar correctamente el funcionamiento de los servicios, en el cual son necesarios directrices claras de cuando y de qué forma se utilizan en la modalidad de telemedicina. Además, es responsabilidad directa del cuerpo administrativo de las instalaciones, la capacitación del cuerpo sanitario en tecnologías de información y comunicaciones en el sector salud, la sensibilización de su población de influencia en servicios de telesalud, facilitar el proceso

de referencia y contrarreferencia médica en telemedicina, asegurar la calidad, vigilar la habilitación y definir las políticas de seguridad del servicio.

Profesionales de la salud

El personal profesional sanitario, como principal ejecutor de la asistencia médica tiene el reto de adaptar su dinámica laboral a las nuevas tecnologías de información y comunicaciones. Este punto resulta crucial y sin embargo es por ahora el cuello de botella más importante debido al bajo número de profesionales de la salud con poco o ningún entusiasmo hacia la informática i.e. esta es probablemente la principal barrera en términos de adherencia de la telemedicina en sistemas de salud. Es necesario por tanto, un rápido cambio de paradigma en la forma como se ejercen las profesiones de la salud es necesario para asegurar que las tecnologías de información y comunicaciones en el sector salud continúen rápidamente su camino hasta convertirse en inherentes del ejercicio médico cotidiano. Así, la responsabilidad de esta “evangelización” hacia los profesionales de la salud la comparten las autoridades sanitarias, las facultades de salud y la administración hospitalaria pero sobre todo el compromiso personal del profesional que tiene que empezar a ver la telesalud y sus tecnologías adjuntas, como necesarias en la nueva dinámica del ejercicio médico. Por estas razones, es importante la caracterización de los profesionales de la salud al momento de implantar modelos de telemedicina en organizaciones sanitarias, donde es necesario tener en cuenta las características intrínsecas del modelo, la usabilidad de la interfaz con el usuario, la interferencia con los tiempos y movimientos, la vigilancia, la auditoría, el aseguramiento de la calidad y el modelo de capacitación; los cuales deben asegurar que un nuevo servicio de telemedicina se convierta en facilitador y no en barrera del acto médico.

Pacientes

El paciente, su salud y bienestar son el objeto de todo el proceso sanitario. La implantación de un proyecto de telemedicina debe asegurar un importante impacto en esta salud y bienestar. Los pacientes deben incluirse dentro de este análisis teniendo en cuenta sus patologías, su cultura, la epidemiología predominante y los resultados esperados. Así como con el profesional de la salud, a la comunidad general también se le debe ilustrar acerca de un nuevo servicio de telemedicina, sus ventajas y desventajas, la forma de acceso, su conveniencia y su costo. Es fundamental que los pacientes se apropien y exijan calidad en el servicio de atención, el paciente tiene este derecho, y el sistema de salud la obligación de informar, ilustrar y generar los procesos administrativos necesarios para el éxito de estos proyectos. Además, el sistema debe informar al paciente de que su caso médico será procesado a través de una red de telemedicina e ilustrarlo sobre las ventajas y desventajas que existen en esta modalidad.

Servicios

Con el desarrollo de la telemedicina en la última mitad del siglo XX, cada vez más especialidades y procedimientos médicos se encuentran más cerca del paciente, con diagnósticos y manejos más acertados y oportunos. En principio la telemedicina impacta el sistema mediante el mejoramiento de la calidad de la atención, la oportunidad de la intervención y la reducción en los costos del sistema.

Por su naturaleza la radiología, la dermatología y la cardiología han sido las especialidades que han incursionado en el manejo de este tipo de tecnología. Pero debido al avance tecnológico, cada vez son más los procesos sanitarios que se pueden realizar de forma remota. Además del componente de atención del paciente, la telemedicina ha modificado las estructuras de los sistemas de salud y las interacciones que constituyen la base del acto médico. En este contexto, resulta fundamental la integración de estos avances tecnológicos, con las particularidades propias de cada especialidad.

Imagenología

El trabajo de un radiólogo consiste en analizar algún tipo de imagen médica y emitir un diagnóstico que pueda ayudar al médico tratante en el manejo de su paciente. El enorme flujo de imágenes en un hospital moderno, cuya lectura es indispensable, hace que el servicio de teleradiología sea económicamente viable. En un

servicio de radiología como los que existen en Colombia, los procesos son todavía manuales y son ilustrados en la figura 9.1:

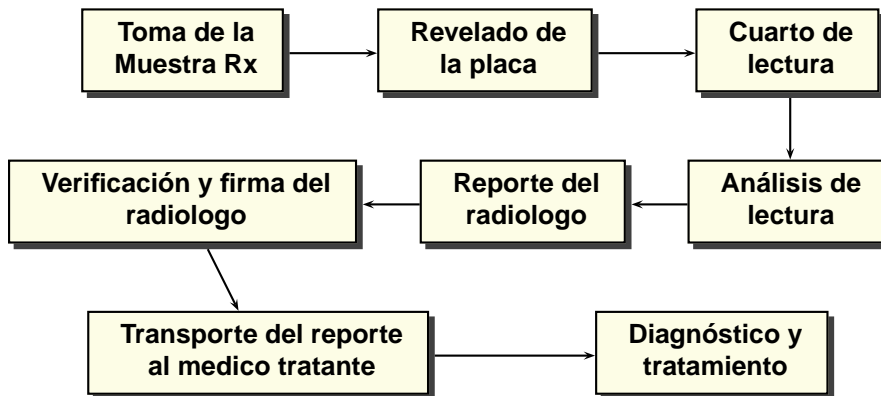


Figura 9.1: Procesos de un servicio de radiología con un equipo de Rayos X convencional

Mientras en un hospital moderno, cuyos procesos son digitales y la lectura se hace a través de un sistema de telemedicina, la complejidad de los procesos disminuya dramaticamente mientras se incrementa la eficiencia con la cual se presta el servicio, como ilustra la figura 9.2.

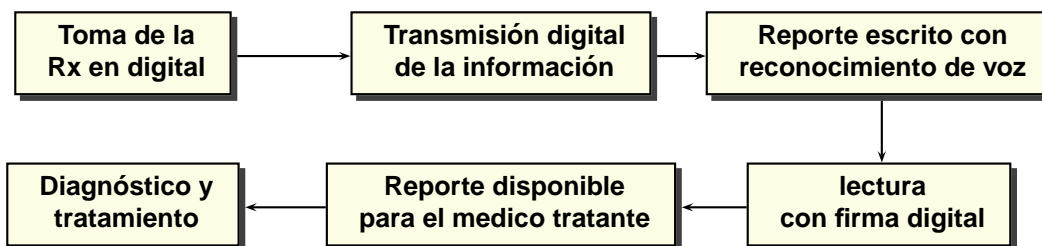


Figura 9.2: Procesos de un servicio de radiología con un equipo de Rayos X convencional

Teleradiología

La radiología ha estado al frente de la innovación tecnológica, con lo cual ha sido la especialidad más representativa en los sistemas de telemedicina. La radiología, por su naturaleza, es la especialidad más fácilmente implementable en un sistema de telemedicina. El trabajo de un radiologo consiste en analizar algún tipo de imagen médica y en emitir un diagnóstico que pueda ayudar al medico tratante en el manejo de su paciente. El enorme flujo de imágenes en un hospital moderno, cuya lectura es indispensable, hace que el servicio de teleradiología sea económicamente viable. La teleradiología o capacidad de obtener imágenes en un sitio, transmitir las y verlas remotamente para diagnóstico o consulta tiene más de 50 años de historia. Los primeros circuitos cerrados de televisión se utilizaron en los sesenta para hacer consultas de radiología, patología y dermatología [?]. De manera similar, el Walter Reed General Hospital (Washington, DC) instaló una conexión cerrada de televisión entre el departamento de radiología y el servicio de urgencias en la mitad de los sesenta. En esa época los problemas técnicos como por ejemplo el pobre contraste o la mala resolución espacial, relegaron el sistema y nunca fue seriamente usado. La mayor parte de estos proyectos basados en la televisión terminaron aún antes de que se determinaran sus limitaciones.

En los setenta y parte de los ochenta, los computadores invadieron prácticamente todas las actividades y permitieron la aplicación de métodos de almacenamiento-envío¹ [?]. En este modelo de trabajo, los datos se almacenan de forma digital en algún sitio y se transmiten en algún otro momento al sitio receptor. Este enfoque simplifica la operación al eliminar la necesidad de mantener soporte de forma simultánea en los dos sitios. El modo almacenamiento-envío es la base de la teleradiología y de muchas otras aplicaciones. Otros servicios que se realizan de esta manera incluyen la teledermatología, telecardiología y de muchas otras especialidades como por ejemplo medicina interna, pediatría, psiquiatría, ginecología, ortopedia, cardiología, infectología, urología, otorrinolaringología, neurología y nutrición.

Los sistemas de teleradiología se ofrecieron comercialmente desde los ochenta pero, en retrospectiva, eran muy limitados en calidad y escalabilidad. La teleradiología hasta mitad de los años noventa usaba sistemas de bajo desempeño y unos costos muy altos como para permitir su masificación. Esta situación cambió rápidamente en los pasados diez años con la introducción de sistemas de comunicación de muy bajo costo como el internet, con la aparición de computadores de muy bajo precio y un desempeño cada vez mejor y con la adopción de sistemas de almacenamiento y comunicaciones dirigidos a las practicas radiológicas. En el mismo periodo, la imaginología médica pasó de la observación de placas físicas a la captura digital directa. De manera integral, estos hechos permitieron el desarrollo de sistemas de teleradiología. El avance ha continuado en cierta áreas específicas de la radiología, como por ejemplo ecografía. La NASA realizó recientemente un exitoso proyecto de demostración en el uso de la ultrasonografía en la estación espacial internacional [?]. Astronautas con mínimo entrenamiento en imágenes se examinaron mutuamente los hombros bajo la dirección de ecografistas en el centro de telediciencia de la NASA en Houston, Texas, con imágenes transmitidas a la tierra para análisis.

Estos avances introdujeron retos diferentes acerca de la calidad de las imágenes transmitidas [?], como por ejemplo la degradación al trasmitirse por el tipo de canal utilizado, la frecuencia de muestreo necesaria para cada tipo de imagen o la compresión de datos. El ancho de banda de los canales y la fiabilidad de la transmisión ha mejorado ostensiblemente, mientras que la compresión permaneció controversial durante algunos años hasta que la compresión con wavelets estuvo disponible. En cuanto a la frecuencia de muestreo, tanto los digitalizadores como las pantallas de despliegue de las imágenes, son fabricadas a resoluciones que corresponden a distancias menores a los 20 μm , con lo cual el más mínimo detalle anatómico puede percibirse y analizarse en cualquier caso de teleradiología.

Aspectos legales y estándares

El equipo que se usa en los sistemas de teleradiología y está disponible comercialmente se rige en Colombia por el anexo técnico de la resolución 1448, una norma que ya se ha quedado obsoleta. En algunos países como los Estados Unidos, agencias especiales adaptan la norma constantemente a los requerimientos mínimos y la disponibilidad de la tecnología. La mayoría de los sistemas de telemedicina siguen los estándares técnicos de la ACR (American College of Radiology), cuyo principal objetivo es mantener la integridad de los datos de la imagen y visualizar la imagen al menos a la misma resolución con la cual se adquirió. Aunque la exigencia es mínima en Colombia sobre las condiciones de adquisición de la imagen, las pantallas de despliegue requieren de una resolución mínima de 2,5

Aplicaciones de la teleradiología

Antes de la aparición de las técnicas modernas de imaginología, como el TAC o el ultrasonido, los radiólogos esperaban a los colegas en las salas de urgencia para revisar las imágenes de radiología convencional y asumir la responsabilidad de una interpretación provisional, porque la interpretación oficial se pasaba por escrito hasta la mañana siguiente. Una vez se hacía la ronda, los radiólogos se llamaban únicamente si había algún caso difícil o un procedimiento con material de contraste, fluoroscopia o angiografía. Esto cambió dramáticamente con el reconocimiento de que la cirugía exploratoria se eliminaba con un exámen de tomografía o ultrasonido. Desde entonces, los médicos en urgencia necesitan del radiólogo para interpretar la tomografía. Este contexto ha impulsado el uso de la teleradiología en muchos sistemas médicos porque elimina la necesidad del viaje de casa al hospital y además permite responder simultáneamente a múltiples llamadas, una estrategia que los radiólogos han adoptado para adaptarse a las necesidades de la práctica.

En un estudio sobre prácticas médicas en los Estados Unidos, Larsen et al. [?] encontraron que en teleradiología un 75 % de las respuestas eran multiradiólogo y solo el restante 30 % eran de un único radiólogo. En 92 % de la práctica, los radiólogos usaron teleradiología en interpretaciones preliminares. La modalidad reportada más común era la tomografía, en un 95 %, seguida por el ultrasonido en un 84 %. La radiografía convencional alcanzó un

¹store-and-forward

43 % de las respuestas y la resonancia magnética un 47 %. Estos datos sugieren que los radiólogos en los Estados Unidos han aceptado la teleradiología, con lo cual uno podría inferir que ellos creen que la teleradiología llena los requerimientos necesarios de precisión en el diagnóstico y mejora en los tiempos de los procesos de un servicio de radiología. El uso de la teleradiología al llamado para interpretación en horas no laborables ha venido incrementándose, debido en parte a las actividades de un número de compañías comerciales dedicadas específicamente a esta actividad. Cientos de hospitales y grupos de radiología han utilizado la modalidad de *outsourcing* para cubrir y mantener al día la lectura de un servicio de radiología con estándares de calidad notables.

Los mismos factores que han introducido el uso de la teleradiología para el cubrimiento de turnos de noche también se aplican de manera más general. Estas prácticas están creando nuevos modelos de trabajo en línea, como por ejemplo la integración de subespecialistas de radiología de forma remota con sistemas de salud de escasos recursos, desde centros especializados para prestar este tipo de servicios. El cubrimiento de muchos hospitales de primer y segundo nivel se hace entonces posible, casos en los cuales no existe radiólogo de planta o quienes están tienen una experticia limitada. El uso de la misma tecnología se puede usar como soporte a los miembros de una facultad del área de la salud, en periodos de entrenamiento en el extranjero o incluso en grandes ciudades, cuando los desplazamientos son muy complicados. Es altamente probable que la aplicación de la teleradiología a la rutina diaria crezca rápidamente, debido a la optimización del recurso que introduce esta técnica, es decir la relación entre la necesidad de radiólogos y el cubrimiento de la demanda que se logra a través de la distribución de estos profesionales en diferentes centros de atención. Un solo radiólogo puede cubrir múltiples sitios en los cuales el volumen de trabajo no justifica la contratación de uno de tiempo completo, y un subespecialista puede potencialmente trabajar en múltiples sitios. En particular en Colombia, en donde existe un gran déficit de radiólogos, se puede optimizar su tiempo de trabajo al evitar sus desplazamientos entre los diferentes lugares. Por otra parte, los hospitales, obligados a desempeñarse mejor y a competir en servicios, pueden operar los servicios de radiología en un gran porcentaje utilizando este tipo de tecnología. Finalmente, la teleradiología juega un papel fundamental en el control de calidad de los servicios. Los grupos de radiología necesitan entonces desarrollar mejores sistemas de evaluación de la variabilidad del diagnóstico, utilizando la lectura múltiple, una tarea fácilmente implementable por teleradiología. En algunas circunstancias, los radiólogos se enfrentan al reto de demostrar la calidad y la precisión de sus interpretaciones, en frente de los colegas o de instituciones. El uso de la teleradiología facilita entonces el trabajo en grupo para revisar la lectura de otros o para contratar con entidades externas el control de calidad.

La educación en todas las especialidades médicas se ha tenido que adaptar a los múltiples cambios generados en nuestras sociedades por el avance de las comunicaciones. También aquí, la radiología ha sido líder por la fidelidad y flexibilidad del manejo de la imagen digital. Archivos de enseñanza se encuentran en todas partes en la internet, como vínculos en la web o documentos, presentaciones de caso y conferencias. Los viajes son en su mayoría innecesarios en la actualidad como acceso a oportunidades de aprendizaje, aunque la tele-educación requiere en muchas ocasiones la asesoría personal, con lo cual se generan valores agregados tangibles e intangibles. La investigación en radiología se ha transformado a través de la teleradiología en paralelo con la práctica clínica. Las imágenes de ensayos clínicos se recolectan mucho más rápido, más eficientemente para transferencia digital. Las grandes colecciones de imágenes ha generado un auge muy grande de estrategias que permitan organizar ese conocimiento, almacenarlo de forma eficiente, visualizarlo de manera amigable e interactiva y estructurarlo de forma tal que estas colecciones generen e inferan conocimiento. La industria farmacéutica ha descubierto el valor de los bio-marcadores para su uso en pruebas clínicas y esto seguramente generará nuevos desarrollos de redes de investigación, cuyo modelo tendrá que ser integrado con los desarrollos actuales de la teleradiología.

Diferentes factores, como la escasez de radiólogo, el aumento del uso de métodos imaginológicos, la consolidación de hospitales, la necesidad de los pacientes y de los médicos de ofrecer diagnósticos y tratamientos oportunos ha permitido el crecimiento vertiginoso de la teleradiología en muchos países. Estos factores han también impulsado el desarrollo de nuevos modelos de negocio que permiten optimizar la calidad y cantidad de servicios ofrecidos en los sistemas de salud, con los cuales uno puede o no estar de acuerdo, pero a los cuales no se les puede ignorar porque se han convertido en una realidad en nuestro medio.

Telepatología

Existen dos tipos principales de telepatología. La primera se conoce como telepatología dinámica, también llamada *en tiempo real*. En este tipo de actividad las imágenes se digitalizan del microscopio, usualmente por un patólogo, y se envían a través de la internet, con el fin de conocer la opinión de otro patólogo. Este método es muy usado y ha demostrado beneficios porque es casi lo mismo que el examen presencial realizado por un

patólogo. Existen del mismo modo microscopios que pueden controlarse a distancia y que pueden ser utilizados para estas aplicaciones en tiempo real, siempre y cuando se asegure un ancho de banda suficiente en el canal de comunicación como para asegurar una interacción eficiente y el mecanismo de control de la platina siga con bastante precisión los comandos dirigidos por el patólogo a distancia. El segundo tipo de telepatología es la telepatología estática. En esta forma, los patólogos seleccionan imágenes, las almacenan en un computador y las cargan de alguna manera para enviárselas a otro patólogo. Aunque esto puede ser práctico, existen factores que son importantes de considerar en este caso: por una parte, solamente un número pequeño de imágenes pueden ser transmitidos y por la otra, el telepatólogo consultado no puede seleccionar las imágenes que el quisiera se hubieran transmitido. Aunque convenientes, estos dos tipos de patología tienen sus ventajas, razón por la cual su uso extensivo es aún incipiente. La cualidad de la imagen es con frecuencia el problema fundamental, es difícil realizar un diagnóstico cuando las condiciones de la imagen no son óptimas. En la actualidad, existen muchos usos de la telepatología en los sistemas de salud. Básicamente la telepatología sirve en condiciones en las cuales existe urgencia de proveer el servicio y no existe un patólogo en el hospital o el patólogo necesita el apoyo de algún sub-especialista. Además, la telepatología es muy útil en generar segundas opiniones. Frecuentemente los médicos no están seguros de sus diagnósticos o necesitan confirmar una decisión, o es necesario refinar un diagnóstico.

Microscopía virtual

La patología microscópica es una subdisciplina de la patología, dedicada al estudio de las manifestaciones de la enfermedad que son visibles exclusivamente a nivel histológico. El núcleo del conocimiento actual sobre la enfermedad surge con el desarrollo de la histología, un período que comienza en el siglo *XIX* y parte del siglo *XX*. El antiguo microscopio de luz es en estos días una parte de un gran conjunto de herramientas de observación, que junto con el gran número de colorantes disponibles permiten una exploración precisa de micro-estructuras celulares y sub-celulares. Un campo muy reciente, conocido como microscopía virtual permite la exploración digital de placas histológicas [17, ?], el archivo de la información, la cuantificación celular y de tejidos, y el acceso eficiente a la información utilizando modernos recursos de comunicación. Una placa completa digitalizada se llama placa virtual o megaimagen, un objeto virtual construido de un proceso secuencial de captura [?]. Estas placas virtuales son imágenes de alta resolución espacial cuya visualización requiere un software especializado, llamado el visor de microscopía virtual, una herramienta específica diseñada para navegar sobre imágenes compuestas de cientos de campos de vista microscópicos. En microscopía virtual, la exploración consiste en el despliegue secuencial de una serie de ventanas de interés a diferentes niveles de magnificación [4]. Aun más, un experto debería poder tener acceso a la imagen desde cualquier sitio sin tener que descargar la imagen completa. El desarrollo de aplicaciones reales que permitan realizar estas tareas ha obtenido un impulso definitivo con la aparición de nuevos estándares de almacenamiento y transmisión de la información, como JPEG2000 o JPIP [3]. Estos formatos permiten escalabilidad, resistencia al error y acceso progresivo a la imagen en calidad y resolución [12]. Debido al tamaño de estas imágenes microscópicas, cualquier operación sobre ellas inevitablemente conduce a retardos en el transporte de la información sobre la red, con lo cual resulta muy difícil tener navegaciones fluidas y aceptables niveles de interactividad [?]. Estrategias como el *caché* o el *prefetching* se han desarrollado con la intención de disminuir los tiempos de latencia y por lo tanto de permitir navegaciones fluidas. *Caché* es un rápido acceso al espacio de memoria en el cual se han almacenado porciones de la megaimagen que serán visitadas en el futuro [7]. *Prefetching* es la carga anticipada de aquellas partes de la imagen hacia las cuales se dirigirá la navegación en el futuro. Estas técnicas han mostrado que mejoran notablemente los tiempos de navegación [?, 5] pero su desempeño depende de la capacidad de predicción del sistema. Software disponible como ImageScope [?] mejora los tiempos de navegación utilizando este tipo de estrategias.

En este escenario, un patólogo llega a un diagnóstico con esta tecnología utilizando un mínimo de tiempo, de esta forma el flujo de trabajo de un patólogo se incrementa notablemente porque es posible precargar el camino total de la observación² en la placa al comienzo de la navegación. Sin embargo, estos caminos de observación son dependientes de la experiencia del patólogo y del contenido de la imagen y por lo tanto altamente variables. Sin embargo, la determinación previa de las regiones relevantes de la información permitiría determinar mapas de probabilidad de la imagen [?], con lo cual el camino trazado en la navegación se dirigiría hacia estas regiones exclusivamente. Este modelo necesitaría entonces mucha más flexibilidad como para adaptarse a los caminos de observación. Algunas estrategias para definir estos caminos ya han comenzado a aparecer [?], pero este problema permanece aún abierto.

Por otra parte, la calidad de la imagen examinada se asocia de manera directa con la calidad de la muestra

²un camino de observación se refiere al camino determinado por las trayectorias que efectúa un patólogo cuando examina una placa

histopatológica y las condiciones de adquisición, es decir con la estandarización a diferentes niveles: fijación del tejido, cortes, preparación del colorante, coloración, ajustes del microscopio y procedimientos de adquisición. El contenido biológico de la imagen y la selección de regiones de interés debería también influir en el diseño de protocolos que aseguren la calidad de la imagen. Tales protocolos deben por supuesto incluirse en las rutinas de flujo de trabajo del laboratorio de patología, es decir que el contenido de la imagen debería definir la manera con la cual se implementan muchos de los procedimientos en el laboratorio. El desarrollo de nuevas aplicaciones de navegación virtual depende de la forma de definir la calidad de la imagen, un concepto que debería adaptarse dinámicamente a la forma en que un experto interactúa con la imagen. Este conocimiento podría usarse para comprimir selectivamente la imagen. De igual modo, estas observaciones o caminos de exploración pueden permitir nuevas estrategias de almacenamiento en mallas computacionales, como por ejemplo para mejorar los algoritmos distribuidos usando modelos de exploración más cercanos a la realidad.

Finalmente, el diagnóstico moderno en patología es un proceso multimedia en el cual los hallazgos sobre una imagen se dictan y almacenan. En consecuencia, las fuentes de información son múltiples, entre las cuales destacan el conocimiento semántico sobre la imagen. Estas anotaciones texturales deben integrarse dentro del conjunto de estrategias previamente descritas porque ellas constituyen el puente entre la información de bajo nivel y el concepto semántico o de alto nivel. Actualmente se pueden construir con muchísima facilidad ontologías a partir de los documentos asociados a la imagen. En particular estas ontologías podrían influir en la manera en que se construyen los caminos de observación, la definición de las regiones de interés y en la predicción de las velocidades de navegación que permitan lograr navegaciones automáticas de forma tal que los diagnósticos mantengan la calidad y precisión mientras se hacen en un tiempo mínimo.

Consulta e interconsulta médica especializada

La dermatología como especialidad modelo

La dermatología es una de las especialidades médicas que tiene la mayor cantidad de consulta en los consultorios de medicina general. La dificultad de esta disciplina se ve reflejada en la baja precisión en el diagnóstico por parte de los médicos generales. Es muy importante porque se ha establecido que un 20 % de los médicos generales son incapaces de diagnosticar las enfermedades dermatológicas más comunes. El establecimiento de un centro especializado en dermatología es muy costoso, y por esto su baja oferta. Ésto se refleja en la larga espera de los pacientes para poder obtener una consulta con el especialista. A todo lo anterior se debe añadir que la tasa de enfermedades de la piel está aumentando considerablemente y esto aumenta la demanda requerida de la dermatología.

La dermatología es una especialidad basada principalmente en la observación. Durante una consulta de teledermatología, el dermatólogo evalúa los datos clínicos y de laboratorio, hace un diagnóstico y prescribe un tratamiento para pacientes. La tarea es entonces proveer una atención especializada en regiones apartadas, mejorar la calidad del servicio y disminuir el costo. De forma similar a la telepatología, también se manejan dos formas de operación, con imagen estática de una fotografía digital o por el examen directo a través de una videocámara. Hay dos tipos principales de interconsulta dermatológica. Un método es la tecnología de almacenamiento-envío. Esta técnica es más conveniente debido al hecho de que no se necesita consultar al médico al mismo tiempo que al paciente lo ve el médico general. Sin embargo, este método también tiene sus desventajas. El médico consultante puede olvidar obtener información fundamental del paciente en términos de información clínica o en términos de la calidad de las imágenes. En el caso de realizar teledermatología en tiempo real, la gran ventaja es que el dermatólogo puede dirigir el interrogatorio del paciente y organizar la información de manera estructurada. La gran desventaja es su costo y los problemas reales de comunicación que se presentan, en cuyo caso es muy difícil terminar la consulta. En cualquiera de los dos casos se requiere un entrenamiento importante en el manejo de la captura de imágenes con la calidad adecuada para poder realizar un diagnóstico. Ambas tecnologías requieren del uso de instrumentos específicos, el dermatoscopio y el microscopio.

Aunque ya operando en muchos países, incluyendo el nuestro, la teledermatología no deja de tener sus problemas. Quizás el mayor de ellos es la incapacidad del médico consultante para examinar adecuadamente la piel del paciente y de realizar un examen físico completo, la base sobre la cual un dermatólogo evalúa y trata un paciente. El tiempo asignado para una consulta convencional en dermatología puede variar según la institución, en promedio se puede emplear entre 20 y 40 minutos para las primeras citas y las citas de control entre 7 y 12 minutos. En teledermatología empleando una videoconsulta entre el dermatólogo y el médico general toma entre 5 a 10 minutos en la mitad de los casos y hasta 15 en la otra mitad.

Telemonitorización: cuidado crítico y cuidado en casa

La transmisión en tiempo real de señales biomédicas acompañadas de información clínica constituye grandes oportunidades para pacientes situados en zonas remotas donde no existen profesionales especializados que apoyen el paciente en estado crítico, el cual puede ser monitorizado y evolucionado permanentemente desde centros de referencia con el apoyo de profesionales no especializados de forma presencial. De forma similar, pacientes con patologías crónicas o crónicas agudizadas pueden ser monitorizados en sus casas desde centros de referencia que pueden intervenir rápidamente a cualquier cambio en la salud del paciente.

Telepsiquiatría

Ésta es una de las aplicaciones que está en fase de prueba e inicialmente se está trabajando con el desorden obsesivo compulsivo, con alteraciones del comportamiento en los niños y con terapia familiar; todas ellas a través de video consulta y monitorización a distancia.

Telecirugía

La telecirugía es un área de alto nivel dentro del campo de la telemedicina, que frecuentemente es mostrada en la televisión por su gran complejidad y mezcla de diferentes especialidades no solo en el campo de la medicina. Tiene varios usos como son:

1. Cirugía presencial
2. Telerrobótica
3. Telemonitorización
4. Entrenamiento de cirugías y educación

Marco legal en telemedicina

Este capítulo resume los requisitos necesarios para la implementación de los servicios de telemedicina en entidades prestadoras de servicios de salud de cualquier nivel de atención.

Definición del marco legal

Las Instituciones de Salud que deseen prestar el servicio de Consulta Especializada bajo la modalidad de telemedicina deben tener en cuenta el siguiente marco legal:

Habilitación Como Institución Prestadora De Servicios De Salud

1. Decreto 1011 de 2006: Por el cual se establece el Sistema Obligatorio de Garantía de Calidad de la Atención de Salud del Sistema General de Seguridad Social en Salud.
2. Resolución 1043 de 2006: Por la cual se establecen las condiciones que deben cumplir los Prestadores de Servicios de Salud para habilitar sus servicios e implementar el componente de auditoria para el mejoramiento de la calidad de la atención y se dictan otras disposiciones.
3. Resolución 2680 de 2007: Por la cual se modifica parcialmente la Resolución 1043 de 2006 y se dictan otras disposiciones.
4. Resolución 3763 de 2007: Por la cual se modifican parcialmente las Resoluciones 1043 y 1448 de 2006 y la Resolución 2680 de 2007 y se dictan otras disposiciones.

Habilitación Como Centro de Referencia o Institución Remisora Bajo La Modalidad De Telemedicina

1. Resolución 1448 de 2006 Por la cual se definen las Condiciones de Habilitación para las instituciones que prestan servicios de salud bajo la modalidad de Telemedicina.

Estándares de habilitación para instituciones remisoras

Definición legal de institución remitora

Es aquella institución prestadora de servicios de salud, localizada en un área con limitaciones de acceso o en la capacidad resolutive de uno o más de los componentes que conforman sus servicios, y que cuenta con tecnología de comunicaciones que le permite enviar y recibir información para ser apoyada por otra institución de mayor complejidad a la suya, en la solución de las necesidades de salud de la población que atiende, en los componentes de promoción, prevención, diagnóstico, tratamiento o rehabilitación de la enfermedad.

Estándares y Requisitos

Las Instituciones Remisoras deben cumplir con los siguientes estándares definidos en la normatividad vigente:

Recursos Humanos

Estándar: El personal asistencial que presta directamente los servicios de salud a los usuarios, cumple con los requisitos exigidos por el Estado para ejercer la profesión u oficio.

Infraestructura, Instalaciones Físicas, Mantenimiento

Estándar: Las condiciones y el mantenimiento de la infraestructura física de las áreas asistenciales, son adecuadas al tipo de servicios ofrecidos.

Dotación, Mantenimiento

Estándar: Son los equipos indispensables, sus condiciones y mantenimiento adecuado, para prestar los servicios de salud ofrecidos por el prestador, como se describe a continuación, en las siguientes dos tablas.

| Servicio | Criterio | Obs |
|---|--|--|
| Hospitalización en todos los niveles de complejidad | Equipo de reanimación, con los medicamentos, soluciones, elementos médico quirúrgicos suficientes. La dotación mínima será ambú - bag, laringoscopio con hojas para adulto y pediátrica, guía de intubación para adulto y pediátrica según el tipo de población que atienda. Succionador, electrocardiógrafo, bombas de infusión si manejan medicamentos de goteo estricto, glucómetro, camas hospitalarias de acuerdo con el tipo de pacientes hospitalizados y silla de ruedas | Debe disponer de la dotación establecida en el criterio |
| Todos los servicios | La institución cuenta con los dispositivos periféricos necesarios, de acuerdo con el tipo de servicios ofrecidos, de manera que se garantice la obtención de la información requerida por el Centro de Referencia para realizar el diagnóstico | Debe disponer de conexión a Internet de manera permanente con un ancho de banda mínimo de 256 Mbps y un computador de escritorio para la transmisión de la información |
| Todos los servicios | La institución cuenta con los dispositivos periféricos necesarios, de acuerdo con el tipo de servicios ofrecidos, de manera que se garantice la obtención de la información requerida por el Centro de Referencia para realizar el diagnóstico | |
| Cuidado intensivo neonatal | <ul style="list-style-type: none"> ■ Incubadora estándar, o cuna de acuerdo con el tipo de servicio ofrecido. ■ Monitor con trazado electrocardiográfico. ■ Bomba de infusión. ■ Pulsoxímetro. ■ Disponibilidad de electrocardiógrafo. ■ Glucómetro. ■ Aspirador de secreciones. ■ Oxígeno central o Bala(s) de oxígeno, con carro de transporte en caso de traslado de pacientes. | |

| Servicio | Criterio | Obs |
|----------------------------|---|-----|
| Cuidado intensivo neonatal | <p>Equipos continuación de la tabla anterior</p> <ul style="list-style-type: none"> ■ Disponibilidad de equipo de rayos X portátil. ■ Equipo de órganos de los sentidos. ■ Tensiómetro y fonendoscopio pediátricos. ■ Cámaras cefálicas. ■ Lámpara de fototerapia. ■ Pesabebés. ■ Lámpara de calor radiante o equivalente. ■ En los casos en que no existe control visual permanente, éste puede ser reemplazado por un sistema de alarma de los equipos y timbre para los pacientes. | |

| Servicio | Criterio | Obs |
|--|---|-----|
| Cuidado intermedio pediátrico y adulto | <p>Si el servicio es cuidado intermedio o unidad de quemados cuenta con la siguiente dotación para todo el servicio:</p> <ul style="list-style-type: none"> ■ Cuna o cama de dos o tres planos, de acuerdo con el tipo de servicio ofrecido. ■ Monitor con trazado electrocardiográfico. ■ Bomba de infusión. ■ Pulsoxímetro. ■ Disponibilidad de electrocardiógrafo. ■ Glucómetro. ■ Aspirador de secreciones. ■ Oxígeno central o Bala(s) de oxígeno, con carro de transporte en caso de traslado de pacientes. ■ Disponibilidad de equipo de rayos X portátil. ■ Equipo de órganos de los sentidos. ■ Tensiómetro y fonendoscopio adulto y pediátrico según el tipo de servicio ofrecido. <p>Dotación para todo el servicio:</p> <ul style="list-style-type: none"> ■ Ventilador de transporte. ■ Monitor con trazado electrocardiográfico ■ monitoreo de gasto cardíaco ■ monitor de transporte. ■ En los casos en que no existe control visual permanente, éste puede ser reemplazado por un sistema de alarma de los equipos y timbre para los pacientes. | |

Medicamentos y Dispositivos Médicos

Estándar Se tienen diseñados y se aplican, procesos para el manejo de medicamentos y dispositivos médicos para uso humano, cuyas condiciones de almacenamiento, distribución y entrega, condicionen directamente riesgos en la prestación de los servicios.

| Servicio | Criterio | Obs |
|---------------------|---|-----|
| Todos los servicios | La institución tiene un listado que incluye todos los medicamentos para uso humano requeridos para la prestación de los servicios que ofrece; dicho listado debe incluir el principio activo, forma farmacéutica, concentración, lote, registro sanitario, fecha de vencimiento y presentación comercial, Según lo establecido en el Decreto 2200 de 2005 o las demás normas que lo modifiquen, adicionen o sustituyan. Para dispositivos médicos un listado que incluya nombre genérico o marca del dispositivo, presentación comercial, registro sanitario, vida útil si aplica y clasificación de acuerdo al riesgo, según lo establecido en el Decreto 4725 de 2005 o demás normas que lo adicionen, modifiquen o sustituyan. Se tienen definidas las especificaciones técnicas para la adquisición y se aplican procedimientos técnicos para almacenamiento y distribución de medicamentos, productos biológicos, reactivos y dispositivos médicos, incluidos los de uso odontológico y en general los insumos asistenciales que utilice la institución. | |

Procesos prioritarios asistenciales

Estándar Están documentados los principales procesos asistenciales, guías clínicas internas o definidas por normas legales. La documentación incluye acciones para divulgar su contenido entre los responsables de su ejecución y para controlar su cumplimiento.

| Servicio | Criterio | Obs |
|---------------------|---|--|
| Todos los servicios | La institución cuenta con guías clínicas de atención preferiblemente de medicina basada en evidencia, para las patologías que constituyen las primeras 10 causas de consulta o egreso, o las 5 primeras causas para el caso de profesionales independientes, oficialmente reportadas en cada uno de los servicios de hospitalización, unidades de cuidado intermedio e intensivo, unidad de quemados, obstetricia, cirugía, consulta externa, urgencias y traslado asistencial básico o medicalizado. | |
| Todos los servicios | Si la institución ofrece servicios de urgencias, cuidado intensivo e intermedio tiene establecido un procedimiento para la revisión en cada turno del equipo de reanimación; la solicitud de interconsultas y un sistema organizado de alerta (Código Azul), en el cual se definan los procedimientos y los equipos de profesionales en caso de que un paciente requiera reanimación cerebro-cardiopulmonar. | Deben establecer el proceso para la revisión del equipo de preanimación, y el código azul. |
| Todos los servicios | Si la institución que presta servicios hospitalarios, y en especial unidad de cuidado intermedio e intensivo, unidad de quemados, obstetricia, cirugía o urgencia, cuenta con: Procedimientos para la entrega de turno por parte de enfermería y de medicina, y normas sobre la ronda médica diaria de evolución de pacientes. Guías o manuales de los siguientes procedimientos: <ul style="list-style-type: none"> ■ Reanimación Cardiocerebropulmonar ■ Control de líquidos. ■ Plan de cuidados de enfermería. ■ Administración de medicamentos. ■ Inmovilización de pacientes. ■ Venopunción. | Responsable de cumplir este criterio |

| Servicio | Criterio | Obs |
|----------------------------|---|--------------------------------------|
| Todos los servicios | <p>Guías o manuales de los siguientes procedimientos, continuación de la tabla anterior:</p> <ul style="list-style-type: none"> ■ Toma de muestras de laboratorio. ■ Cateterismo vesical y preparación para la toma de imágenes diagnósticas. | Responsable de cumplir este criterio |
| Todos los servicios | <p>Si la institución presta servicios de unidad de cuidado intermedio e intensivo, además de lo anterior cuenta con:</p> <ul style="list-style-type: none"> ■ Guías para alimentación enteral o parenteral, declaración de muerte cerebral, colocación de catéter de presión intracraneana, inserción de catéteres centrales, inserción de marcapaso interno transitorio, traqueotomía, broncoscopia, toracentesis, cambio de líneas IV (centrales y periféricas), control de nutrición parenteral, anticoagulación profiláctica. ■ Guías para anticoagulación profiláctica, marcapaso interno transitorio, Embolectomía y hemodiafiltración (solo aplica para Unidad de cuidados intensivos e intermedios adulto). ■ Guía para: colocación de tubo de tórax, paracentesis, lavados abdominales, venodisección, embolectomía, lavado peritoneal, diálisis peritoneal, hemodiálisis, hemodiafiltración (cuidados del paciente), lavado de fracturas, punción lumbar, protocolos de los cuidados por terapia respiratoria. ■ Procedimientos para la admisión y egreso de pacientes y el control de visitas de familiares incluido el servicio de unidad de quemados, urgencias y obstetricia. | |
| Cuidado intensivo neonatal | <p>Guías sobre: Manejo general del prematuro, ictericia, policitemia, manejo de brotes de infección, hipoglicemia e hiperglicemia, síndrome de dificultad respiratoria, manejo de líquidos y electrolitos y alteración de los mismos, convulsiones, enterocolitis, hemorragia intracraneana, ductus arterioso persistente, nutrición enteral y parenteral, neonatos producto de partos con ruptura prematura de membranas, meningitis bacteriana, aplicación de sangre y derivados, recién nacido con sospecha de infección.</p> | |

Historia Clínica y Registros Asistenciales

Estándar: Tiene diseñados procesos que garantizan que cada paciente cuenta con historia clínica y que su manejo es técnicamente adecuado. Se cuenta con los registros de procesos clínicos, diferentes a la historia clínica, que se relacionan directamente con los principales riesgos propios de la prestación de servicios (Resolución 1995 de 1999 y las demás normas que la modifiquen, adicionen o sustituyan), como se ilustra en las dos tablas a continuación.

| Servicio | Criterio | Obs |
|---------------------|--|-----|
| Todos los servicios | Todos los pacientes atendidos tienen historia clínica. Toda atención de primera vez a un usuario debe incluir el proceso de apertura de historia clínica. | |
| Todos los servicios | Se tienen definidos procedimientos para utilizar una historia única institucional y para el registro de entrada y salida de historias del archivo, ello implica que la institución cuente con un mecanismo para unificar la información de cada paciente y su disponibilidad para el equipo de salud; no necesariamente implica tener historias únicas en físico, pueden tenerse separadas por servicios o cronológicamente, siempre y cuando la institución cuente con la posibilidad de unificarlas cuando ello sea necesario. | |

| Servicio | Criterio | Obs |
|---------------------|---|--|
| Todos los servicios | Las historias clínicas se encuentran adecuadamente identificadas con los contenidos mínimos de identificación y con el componente de anexos. | |
| Todos los servicios | En caso de utilizar medios físicos o técnicos como computadoras y medios magneto - ópticos, se tienen definidos los procedimientos para que los programas automatizados que se diseñen y utilicen para el manejo de las historias clínicas, así como sus equipos y soportes documentales, estén provistos de mecanismos de seguridad. | |
| Todos los servicios | Los registros asistenciales son diligenciados y conservados sistemáticamente, garantizando la confidencialidad de los documentos protegidos legalmente por reserva. Las historias clínicas cuentan con registro de consentimiento informado por cada procedimiento cuando esté indicado. | Deben garantizar la confidencialidad de los registros dentro de la institución y elaborar el consentimiento informado para telemedicina para ser firmado en cada caso. |

Tecnovigilancia

Es el conjunto de actividades que tienen por objeto la identificación y la cualificación de efectos adversos serios e indeseados producidos por los dispositivos médicos, así como la identificación de los factores de riesgo asociados a estos efectos o características, con base en la notificación, registro y evaluación sistemática de los efectos adversos de los dispositivos médicos, con el fin de determinar la frecuencia, gravedad e incidencia de los mismos para prevenir su aparición. La vigilancia técnica de dispositivos médicos requiere entonces del análisis y/o estudio de las normas y estándares que contienen las características esenciales que garantizan la seguridad de los pacientes, de los profesionales del área de la salud, de los técnicos y de los mismos equipos. Para evitar o minimizar los riesgos que se pueden presentar por el uso del dispositivo, es necesario realizar los mantenimientos preventivo y correctivo, el preventivo por lo menos una vez al año. Para realizar esto, es importante establecer que el marco legal colombiano, en cuanto a equipos médicos se refiere, está estructurado sobre la homologación de las normas y los modelos internacionales. A continuación se mostrará un panorama de los entes y estándares mas relevantes:

Normatividad a nivel internacional

La regulación internacional para los equipos electrónicos se basa en análisis exhaustivos y el cumplimiento de altos niveles de calidad. En general la tendencia ha consistido en permitir el desarrollo de un marco legal que permita organizaciones basadas en una o varias entidades, encargadas de realizar la regulación y el control, mientras otras entidades independientes se encargan de la elaboración u homologación de los estándares y leyes. Diferentes estudios han incidido en la estructura legal de los diferentes estados [19, 10, 9, 11, 1, 8], el desarrollo de los estándares [16, 8, 19] y la armonización internacional [11].

Estados Unidos

La regulación de los dispositivos médicos está a cargo de la FDA en este país:

- **FDA US Food and Drug Administration [1]:** Entidad Norteamericana, adscrita al departamento de salud y servicios humanos, encargada de proteger la salud pública regulando y garantizando la eficiencia y seguridad en los medicamentos humanos y veterinarios, productos biológicos, dispositivos médicos, suministro de alimentos, cosméticos y productos que emiten radiación. Específicamente, la FDA dispone del Centro para

los dispositivos y salud radiológica ¹, se encarga de realizar el control y la regulación de dispositivos médicos.

- Definición y Clasificación de los Dispositivos Médicos: La FDA en la sección 201(h) de la ley *Federal Food Drug & Cosmetic(FD&C)* ² define los dispositivos médicos ³, como: un instrumento, aparato, implemento, maquina, artefacto, implante, reactivo in vitro, u otro similar o un artículo relacionado, incluido un componente o accesorio, para uso en el diagnóstico de la enfermedad o de otras condiciones, o en la cura, alivio, tratamiento o prevención de enfermedades en el hombre u animales [1, 19].

Según el grado de regulación que se necesite para poder garantizar la seguridad y eficiencia de los dispositivos médicos la FDA los clasifica en[19, 8, 1, 9, 10]:

- Clase I: Son dispositivos de bajo riesgo que requieren de un control general, establecido en la ley *Federal Food Drug & Cosmetic(FD&C)*, para los cuales el cumplimiento de los estándares o la aprobación previa a la comercialización 510k, es suficiente para garantizar su seguridad y eficacia. Algunos de los requerimientos que se deben cumplir, en el control general, corresponden a que los fabricantes estén registrados, que listen sus productos, que rijan sus procesos por las Buenas Practicas de Manofactura y que reporten los riesgos, fallos o mejoras de los dispositivos. Estos requerimientos también aplican para los dispositivos de clase II y clase III.
 - Clase II: Son dispositivos de mediano nivel de complejidad, que con el cumplimiento de los requerimientos del control general o la existencia de información de desempeño, no son condiciones suficientes para garantizar la seguridad y efectividad, por lo tanto, es necesario el cumplimiento de los estándares de desempeño y, dependiendo de la complejidad, de algunos controles especiales.
 - Clase III: Son dispositivos de alta complejidad, que requieren de una aprobación previa a la comercialización por parte de la FDA. Algunos de los dispositivos que se encuentran en esta clasificación son los que soportan o apoyan la vida, evitan el deterioro de la salud, los que se implantan en el cuerpo, o que tienen un alto riesgo de generar lesiones o enfermedades.
- Pasos para la Comercialización de un Dispositivo Médico: Los procedimientos mínimos para que un fabricante pueda comercializar un dispositivo médico son ⁴:
 - Creación del registro: Es el registro de los establecimientos ante la FDA.
 - Lista de dispositivos médicos: El fabricante reporta el dispositivo a la FDA.
 - Notificación previa a la comercialización 510(k) ⁵ o la aprobación previa a la comercialización (PMA) ⁶, a no ser que el dispositivo este exento: En esta etapa la FDA busca en sus bases de datos si el dispositivo tiene alguno semejante o si puede ser registrado de forma similar a otro existente.
 - Investigación de las exenciones del dispositivo (Investigational Device Exemption o IDE) para los estudios clínicos.
 - Regulación de los sistemas de calidad (QS): por ejemplo el cumplimiento de las buenas practicas de manofactura BPM.
 - Requisitos de etiquetado: corresponde a la incorporación de etiquetas y a los documentos de acompañamiento de los dispositivos.
 - Reporte de los dispositivos médicos (Medical Device Reporting o MDR): Es el mecanismo de la FDA, llamado MEDWATCH, para identificar los eventos adversos que presenta o puede presentar un dispositivo.

En algunos casos la FDA requiere que los dispositivos soporten el cumplimiento de los estándares de seguridad, mediante la generación de una declaración de conformidad, que es un documento legal que incluye la información técnica del dispositivo. En estados unidos, la entidad de mayor importancia en la certificación de los estándares internacionales es la UL o “**Underwriters Laboratories Inc**”.

¹en www.fda.gov/MedicalDevices/DeviceRegulationandGuidance/Overview/default.htm

² www.fda.gov/RegulatoryInformation/Legislation/FederalFoodDrugandCosmeticActFDCA/default.htm

³ www.fda.gov/MedicalDevices/DeviceRegulationandGuidance/Overview/ClassifyYourDevice/ucm051512.htm

⁴www.fda.gov/MedicalDevices/DeviceRegulationandGuidance/Overview/default.htm

⁵ www.fda.gov/MedicalDevices/DeviceRegulationandGuidance/HowtoMarketYourDevice/PremarketSubmissions/PremarketNotification510k

⁶ www.fda.gov/MedicalDevices/DeviceRegulationandGuidance/HowtoMarketYourDevice/PremarketSubmissions/PremarketApprovalPMA/ucm0

En general los la mayoría de los dispositivos utilizados en telemedicina son de clase I, con excepción de los utilizados en cardiología y las Unidades de Cuidado Intermedio, que entrarían en un nivel II. Lo cual requiere ejercer un plan de mantenimiento de acuerdo al nivel de riesgo que se infiere de la anterior clasificación, pero también con el nivel de importancia en términos de la dependencia de la calidad del diagnóstico en el dispositivo en cuestión.

Unión Europea [2]

La legislación para los dispositivos médicos es implementada mediante la incorporación de las directivas propuestas por la Unión Europea, que se constituyen como leyes, al modelo de legislación que establece cada uno de los países miembros. Actualmente, los dispositivos médicos están regulados por tres directivas⁷:

- Council Directive 90/385/EEC⁸: Elaborada en 1990, trata los productos sanitarios implantables activos o (AIMDD)⁹.
- Council Directive 98/79/EC¹⁰: Elaborada en 1998, trata los productos sanitarios de diagnóstico in vitro o (IVDMD)¹¹.
- Council Directive 93/42/EEC¹²: Elaborada en 1993, trata los productos sanitarios (MDD¹³), siendo, la de mayor importancia para el caso específico de diseño y comercialización de dispositivos médicos.

En la Unión Europea la normatividad es compleja y muy exigente en terminos de seguridad, como se ilustra a continuación:

- Definición y Clasificación de los Dispositivos Médicos:
La Unión Europea, define al producto sanitario, en la directiva 93/42/EEC apartado 2a, de la cual seleccionó la siguiente sección: *cualquier instrumento, dispositivo, equipo, material u otro artículo, utilizado solo o en combinación, incluidos los programas informáticos que intervengan en su buen funcionamiento, destinado por el fabricante a ser utilizado en seres humanos con fines de: diagnóstico, prevención, control, tratamiento o alivio de una enfermedad* ¹⁴.
- Los productos sanitarios, según el nivel de riesgo que pueden presentar, se clasifican en: Clase I, Clase IIa, Clase IIb y Clase III, donde clase I es el producto de más bajo riesgo y Clase III el de mas alto.
- Marcado CE ¹⁵: En el artículo 17 de la directiva 93/42/EEC, se establece que todos los dispositivos, incluyendo los de bajo riesgo, deben tener el marcado CE, exceptuando los productos a medida o destinados a la investigación clínica, es importante destacar que, el fabricante debe generar la Declaración de Conformidad que contiene los datos técnicos del dispositivo.

Normatividad Nacional

El propósito de la tecnovigilancia es el de mejorar la protección de la salud y seguridad de los pacientes y usuarios al reducir la probabilidad de que un incidente adverso se repita. Estos propósitos se basan en la evaluación de los incidentes reportados y, cuando es pertinente, en la divulgación de la información que pudiese ser utilizada para evitar dichas repeticiones o para atender las consecuencias de dichos incidentes. Esencialmente hay que tener en cuenta las siguientes actividades para controlar estos eventos:

- *Incidente adverso*: definido como cualquier evento no deseado que puede o no estar asociado causalmente con uno o más dispositivos médicos, relacionado con la identidad, calidad, durabilidad y seguridad de los mismos que puede ocasionar o contribuir a la muerte o a un deterioro grave de la salud. No se considerara incidente adverso aquellos eventos derivados del mal uso o un uso distinto al recomendado por el fabricante.

⁷ Medical Device Directive ec.europa.eu/enterprise/medical_devices/legislation_en.htm

⁸ Disponible en eur-lex.europa.eu/LexUriServ/LexUriServ.do?uri=CELEX:31990L0385:EN:HTML

⁹ Active Implantable Medical Devices AIMDD

¹⁰ Disponible en eur-lex.europa.eu/LexUriServ/LexUriServ.do?uri=OJ:L:1998:331:0001:0037:EN:PDF

¹¹ Diagnostic Medical Devices IVDMD

¹² Disponible en eur-lex.europa.eu/LexUriServ/LexUriServ.do?uri=CELEX:31993L0042:EN:HTML

¹³ Medical Devices (MDD)

¹⁴ Definición disponible en: www.med-estetica.com/Sector/Legislacion/Paginas/93-42-CEE/cap1.html

¹⁵ www.med-estetica.com/Sector/Legislacion/Paginas/93-42-CEE/cap4.html

- *Incidente potencial*: definido como cualquier evento no deseado del cual no se tiene conocimiento previo y que puede estar asociado o no al dispositivo médico y que de no corregirse la causa de la falla puede originar un incidente adverso que provoque la muerte o un grave deterioro de la salud.
- *Sospecha de incidente* es cualquier manifestación clínica no deseada que dé indicio o apariencia de tener una relación causal con uno o más dispositivos médicos.

En Colombia no existe una unidad especializada de tecnovigilancia como tal, que se dedique al desarrollo de actividades de vigilancia de la seguridad de los dispositivos médicos.

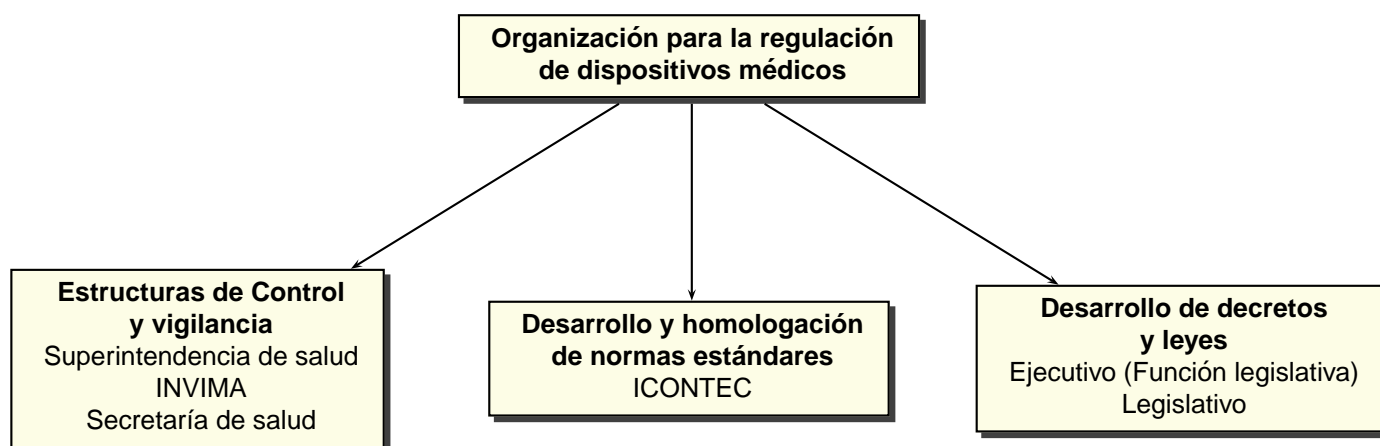


Figura 10.1: Estructura gubernamental para seguimiento de la calidad de los dispositivos médicos

La regulación y el control de dispositivos médicos se realiza en Colombia a través de un conjunto de instituciones, como se observa en la figura, quienes se encargan del desarrollo de la tecnovigilancia. La operatividad de este conjunto de funciones se encuentra distribuida, con lo cual se hace difícil la rapidez en la ejecución de políticas públicas. En general, las leyes y los decretos corresponden al poder legislativo y al ejecutivo y a tres entidades estatales independientes en cargadas de vigilar y controlar. Además, una entidad privada sin ánimo de lucro se encarga de generar y homologar los estándares y normas a implementar.

Bibliografía

- [1] Food and drug administration web page. 96, 97
- [2] Medical devices sector eu web page. 98
- [3] ISO/IEC 15444. Jpeg2000 image coding system part 9: Interactive tools, apis and protocols, 2003. 88
- [4] Afework A., Beynon M.D., Bustamante F., Demarzo A., Ferreira R., Miller R., Silberman M., Saltz J., Sussman A., and H. Tsang. Digital dynamic telepathology – the virtual microscope. In *AMIA Symp*, number CS-TR-3892, pages 912–6, 1998. 88
- [5] Descampe A., Vandergheynst P., De Vleeschouwer C., and Macq B. Coarse-to-fine textures retrieval in the JPEG 2000 compressed domain for fast browsing of large image databases. In *International Workshop on Multimedia Content Representation, Classification and Security (IWMRCS)*, September 2006. 88
- [6] R.L. Bashshur, P.A. Armstrong, and Z. I. Youssef. *Telemedicine: Explorations in the use of telecommunications in health care*. Charles C. Thomas, Springfield, IL, 1975. 8
- [7] Davison B.D. A survey of proxy cache evaluation techniques. *Proceedings of the fourth international web caching workshop.*, 24(4):66–67, 1999. 88
- [8] Brian R. Biersach and Michael L. Marcus. Designing medical electrical equipment to meet safety certification and regulatory requirements. page 6. 96, 97
- [9] Joseph D. Bronzino. *Regulation of Medical Device Innovation*, volume 1, chapter 192, page 3189. CRC Press, 2 edition, 2000. 96, 97
- [10] Mark E. Bruley and Vivian H. Coates. *Regulatory and Assessment Agencies*, volume 1, chapter 173, page 3189. CRC Press, 2 edition, 2000. 96, 97
- [11] Michael Cheng. *Medical device regulations: global overview and guiding principles*. World Health Organization, 2003. 96
- [12] Taubman D. and M.W. Marcellin. *JPEG2000 Image Compression, Fundamentals, Standards and Practice*. Kluwer Academic Publishers, 2002. 46, 88
- [13] W.A. Darkins and M.A. Cary. *Telemedicine and Telehealth: Principles, Policies, Performances and Pitfalls*. Springer, Washington D.C., 2003. 7, 8
- [14] Zundel K.M. Telemedicine: history, applications, and impact on librarianship. *Bulletin of the Medical Library Association*, 84(1):71–79, 1996. 7, 8
- [15] A.E. Nicogossian, D.F. Pober, and S.A. Roy. Evolution of telemedicine in the space program and earth applications. *Telemedicine Journal and e-Health*, 7(1):1–15, 2001. 8
- [16] Robert B. Northrop. *Analysis and Application of Analog Electronic Circuits to Biomedical Instrumentation*. CRC PRESS, 2003. 96
- [17] Fontelo P., DiNino E., Krista, Johansen, and Khan A. and M. Ackerman. Virtual microscopy: Potential applications in medical education and telemedicine in countries with developing economies. 2005. 88
- [18] A. Salazar and A. Kopec. Telemedicina aplicaciones de telecomunicaciones en salud en la subregión andina - telemedicina. 7

- [19] Alvin Wald. *A Standards Primer for Clinical Engineers*, volume 1, chapter 172, page 3189. CRC Press, 2 edition, 2000. 96, 97