

ESCUELA POLITÉCNICA NACIONAL

FACULTAD DE INGENIERÍA ELÉCTRICA Y ELECTRÓNICA

ESTUDIO Y DISEÑO DE UN SISTEMA DE ALMACENAMIENTO Y COMUNICACIÓN DE IMAGEN (PACS) EN LA PRÁCTICA CLÍNICA

PROYECTO PREVIO A LA OBTENCIÓN DEL TÍTULO DE:

**INGENIERO EN ELECTRÓNICA Y TELECOMUNICACIONES
ENRÍQUEZ PAREDES CARLOS ALBERTO
carlosenriquezp@yahoo.com**

**DIRECTOR: ING. PATRICIO ÁLVAREZ
palvarez@hmetro.med.ec**

Quito, Octubre 2008

DECLARACIÓN

Yo, Carlos Alberto Enríquez Paredes, declaro que el trabajo aquí descrito es de mi autoría; que no ha sido previamente presentada para ningún grado o calificación profesional; y, que he consultado las referencias bibliográficas que se incluyen en este documento.

La Escuela Politécnica Nacional, puede hacer uso de los derechos correspondientes a este trabajo, según lo establecido por la Ley de Propiedad Intelectual, por su Reglamento y por la normatividad institucional vigente.

Carlos Alberto Enríquez Paredes

CERTIFICACIÓN

Certifico que el presente trabajo fue desarrollado por Carlos Alberto Enríquez Paredes, bajo mi supervisión.

Ing. Patricio Álvarez
DIRECTOR DEL PROYECTO

AGRADECIMIENTOS

A mis padres y mi familia, por el apoyo que siempre me han brindado y con el cual he logrado terminar mi carrera profesional.

Al Ing. Patricio Álvarez por su ayuda y guía en la elaboración de este trabajo.

A mis amigos que de una u otra manera me han apoyado a lograr la culminación de este proyecto.

También expreso mi agradecimiento al Hospital Metropolitano, por la ayuda y atención brindada.

DEDICATORIA

A mis padres y a mi familia, por su apoyo y confianza.

A mi novia, por inspirarme a lograr esos sueños que parecen imposibles.

CONTENIDO

ESTUDIO Y DISEÑO DE UN SISTEMA DE ALMACENAMIENTO Y COMUNICACIÓN DE IMAGEN (PACS) EN LA PRÁCTICA CLÍNICA

INDICE DE FIGURAS	IX
INDICE DE TABLAS	XI
RESUMEN	XII
PRESENTACIÓN	¡Error! Marcador no definido.
1. INTRODUCCION AL SISTEMA DE PACS.....	1
1.1 QUE ES PACS?.....	1
1.2 Modelos de Implementación de PACS	2
1.2.1 <i>The Home-Grow</i>	2
1.2.2 <i>Two-Team Effort</i>	3
1.2.3 <i>The Turnkey</i>	3
1.2.4 <i>The Partnership</i>	4
1.2.5 <i>Application Service Provider (ASP)</i>	4
1.3 ARQUITECTURAS	5
1.3.1 Stand - Alone.....	5
1.3.2 Modelo Cliente/Servidor	7
1.3.3 Modelo <i>Web-Based</i>	9
1.4 EVOLUCION	10
1.5 DESARROLLO	11
1.5.1 Estados Unidos.....	11
1.5.2 Europa	11
1.5.3 Asia	12
1.5.4 Ecuador	12
1.6 IMPORTANCIA.....	12
1.7 PACS CONTRA RAYOS X CONVENCIONAL	13
1.8 APLICACIONES.....	13
1.8.1 TELEMEDICINA.....	14
1.8.1.1 Teleradiología en Telemedicina	16
1.9 INTERNET Y TELERADIOLOGIA	21

2.	PRINCIPIOS BASICOS DE IMAGEN MÉDICA	22
2.1	FUNDAMENTOS DE IMAGEN DIGITAL MÉDICA	22
2.1.1	Imagen.....	22
2.1.2	Imagen Digital.....	22
2.1.3	Imagen radiográfica Analógica	22
2.1.4	Digitalización	23
2.1.5	Tamaño de la imagen	24
2.1.6	Visualización de imágenes	24
2.1.7	IMPORTANCIA DE LA CALIDAD DE LA IMAGEN	25
2.2	CUANTIFICACIÓN, RESOLUCIÓN ESPACIAL Y RELACION SEÑAL A RUIDO	26
2.3	Imagen en el dominio del espacio y dominio de frecuencia	27
2.3.1	Componentes de frecuencia de una imagen.	27
2.3.2	Transformada de Fourier	29
2.3.3	La transformada discreta de Fourier.....	31
2.4	MODALIDADES DE IMAGEN	32
2.4.1	RADIOGRAFIA DIGITAL	32
2.4.1.1	Fluoroscopia Digital y Escáner Laser.....	34
2.4.1.2	Radiografía Computarizada.....	41
2.4.2	TOMOGRAFIA COMPUTARIZADA.....	46
2.4.2.1	Componentes de un Tomógrafo	51
2.4.2.2	Funcionamiento Básico	53
2.4.2.3	Procedimiento.....	53
2.4.3	RESONANCIA MAGNÉTICA	54
2.4.3.1	Componentes de un equipo de RM.....	55
2.4.4	ULTRASONIDO	58
2.5	COMPRESIÓN DE IMAGEN.....	62
2.5.1	CLASIFICACION DE LOS ALGORITMOS	64
2.5.2	ESTÁNDAR DE COMPRESIÓN DE IMÁGENES	66
2.5.2.1	Estándar JPEG	66
2.5.2.2	Estándar JPEG 2000.....	67
2.5.2.3	Estándares de Compresión de Video	68
2.5.3	Estándares de Informática Médica	70
2.5.3.1	Estándar Health Level 7 (HL7)	71
2.5.3.2	DICOM	73
3.	DISEÑO DEL SISTEMA DE PACS	81
3.1	REQUISITOS DEL SISTEMA	81
3.1.1	Requerimientos del sistema.....	81
3.1.1.1	Almacenamiento.....	83

3.1.2	Usuarios	85
3.1.3	CRECIMIENTO PROYECTADO.....	86
3.2	COMUNICACIONES Y NETWORKING.....	86
3.2.1	Importancia del Ancho de banda	87
3.2.2	Topología de red	88
3.2.3	Modelos de Networking	91
3.2.4	Arquitecturas de red	93
3.2.4.1	Ethernet	93
3.2.4.2	ATM (Modo de transferencia Asíncrona)	100
3.2.5	Factores que afectan el desempeño de la red	100
3.2.5.1	Atenuación.....	100
3.2.5.2	Distorsión de Retardo.....	101
3.2.5.3	Ruido	101
3.3	DISEÑO DE RED PACS.....	101
3.3.1	Diseño de la Red Interna	103
3.3.1.1	Arquitectura de la red.....	103
3.3.1.2	Componentes de la red	104
3.3.2	Redes Externas.....	119
3.3.3	TOLERANCIA A FALLAS	124
3.3.4	SEGURIDAD DATOS/IMAGEN	126
3.3.5	INTEGRACION DE HIS / PACS / RIS / ePR.....	128
3.3.5.1	Sistema de Información Hospitalaria.....	128
3.3.5.2	Sistema de Información radiológico.....	129
3.3.5.3	Integración HIS-RIS	130
3.3.5.4	Integración RIS-PACS	131
3.3.5.5	Integración total RIS-PACS	131
3.3.5.6	Interfaces PACS con HIS y RIS	132
3.3.5.7	Registro Electrónico de Pacientes (EPR).....	134
4.	ANALISIS DE COSTO/BENEFICIO Y COSTO DE EQUIPOS	136
4.1	PROVEEDORES DE EQUIPOS.....	136
4.1.1	PROVEEDOR DE EQUIPOS DE PACS.....	136
4.1.1.1	Características que presenta el proveedor General Electric.....	137
4.1.1.2	Características que presenta el proveedor FUJIFILM	139
4.1.1.3	Características que presenta el proveedor PHILIPS	140
4.1.2	PROVEEDORES DE EQUIPOS DE NETWORKING	142
4.1.2.1	Características que presenta el proveedor NORTEL	143
4.1.2.2	Características que presenta el proveedor 3COM	144
4.1.2.3	Características que presenta el proveedor CISCO.....	145
4.1.2.4	Selección del proveedor de PACS.....	146

4.2	EQUIPOS A UTILIZAR	147
4.2.1	EQUIPOS DE PACS.....	147
4.2.1.1	Sistema de administración de imagen.....	147
4.2.1.2	Servicio de Adquisición DICOM (DAS).....	149
4.2.1.3	Image Volume	149
4.2.1.4	Enterprise Archive.....	150
4.2.1.5	Enterprise Web	151
4.2.1.6	Connectivity Gateway	152
4.2.1.7	Servidor de impresión DICOM	152
4.2.1.8	Centricity RIS.....	152
4.2.1.9	Workstations.....	153
4.2.1.10	Digitalizador.....	155
4.2.2	Equipos de Red	157
4.2.2.1	Red interna PACS.....	157
4.2.2.2	Red de información hospitalaria.....	158
4.3	COSTO DE EQUIPOS	158
4.4	ARQUITECTURA E LA RED DE IMAGEN.....	160
4.5	DIAGRAMA FINAL DE LA RED	160
4.6	ANÁLISIS COSTO/BENEFICIO	164
4.6.1	Beneficios.....	164
4.6.2	Costos.....	164
4.6.3	Ahorro	165
4.6.4	Análisis Costo /Beneficio.....	165
5.	CONCLUSIONES Y RECOMENDACIONES	167
5.1	CONCLUSIONES	167
5.2	RECOMENDACIONES	169
	REFERENCIAS BIBLIOGRÁFICAS	170
	ANEXOS	173
	ANEXO A: DOCUMENTO DICOM	
	ANEXO B: PLAN DE CONTINGENCIA	
	ANEXO C: NORMAS Y ESTANDARES DE SEGURIDAD POR PARTE DE ORGANIZACIONES RELACIONADAS A LA SEGURIDAD MEDICA	
	ANEXO D: DATOS TECNICOS Y CARACTERISTICAS DE LOS EQUIPOS	

INDICE DE FIGURAS

CAPÍTULO 1

Figura 1.1 Componentes básicos de los PACS y su flujo de datos	2
Figura 1.2 Flujo de datos general de la arquitectura <i>stand - alone</i>	6
Figura 1.3 Flujo de datos general de la arquitectura cliente/ servidor.....	8
Figura 1.4 Estructura de tres capas donde se soportan los servicios que brinda la Teleradiología.....	18
Figura 1.5 Sistema de Teleradiología simplificado.....	20

CAPÍTULO 2

Figura 2.1 Terminología utilizada en una imagen radiológica.....	25
Figura 2.2 Ilustración de la resolución espacial y cuantificación de una imagen abdominal de tomografía computarizada.....	28
Figura 2.3 Procedimiento para obtener imágenes en RC	32
Figura 2.4 Procedimiento para obtener imágenes en FC.....	33
Figura 2.5 Diagrama de bloques de un sistema escáner de video	36
Figura 2.6 Equipo de fluoroscopia digital	37
Figura 2.7 Sistema esquemático de Fluoroscopia digital	38
Figura 2.8 Principio de escaneo de un escáner láser.	39
Figura 2.9 Diagrama de bloques de un escáner láser.	40
Figura 2.10 Flujo de datos de un sistema RC	42
Figura 2.11 Métodos de captura de imagen directo e indirecto en radiografía digital.....	44
Figura 2.12 Integración de RD con PACS y teleradiología	45
Figura 2.13 Planos de orientación	48
Figura 2.14 Imágenes de TC y RM,	50
Figura 2.15 Gantry y mesa	51
Figura 2.16 Diagrama de Bloques de un sistema MRI genérico	57
Figura 2.17 Diagrama de bloques de un sistema de un sistema de ultrasonido	60
Figura 2.18 Proceso general de codificación y decodificación de la información.....	62
Figura 2.19 Modelo de Comunicación DICOM 3.0.....	75
Figura 2.20 Partes del documento DICOM.....	78
Figura 2.21 Movimiento de un conjunto de imágenes desde el escáner a la estación de trabajo.....	80

CAPÍTULO 3

Figura 3.1 Ancho de banda para aplicaciones LAN.....	82
Figura 3.2 Arquitecturas	91
Figura 3.3 Correspondencia entre las capas del modelo OSI y DOD	93
Figura 3.4 Envío de un bloque de datos entre dos nodos en una.....	94
Figura 3.5 Diagrama esquemático de un switch Gigabit Ethernet	96

Figura 3.6 Esquema Básico de la red	105
Figura 3.7 Esquema del sistema de almacenamiento de imagen.....	112
Figura 3.8 Ubicación de las estaciones de consulta remota	116
Figura 3.9 Arquitectura básica del servidor WEB.....	118
Figura 3.10 Esquema General de la Red PACS	121
Figura 3.11 Red actual para comunicación con fabricantes	122
Figura 3.12 Diagrama de la red de información hospitalaria actual.....	123
Figura 3.13 Procesos que se realizan en los sistemas informáticos	130
Figura 3.14 Arquitectura u funciones PACS Broker.....	134

CAPÍTULO 4

Figura 4.1 Arquitectura final del Área de Imagen.....	160
Figura 4.2 Diagrama final de la red.....	161
Figura 4.3 Área de Aesculapius.....	162
Figura 4.4 Área de Imagen del Hospital.....	163

INDICE DE TABLAS

CAPÍTULO 1

Tabla 1.1 Comparación entre rayos X convencional y PACS.....	14
Tabla 1.2 Diferencias entre Teleradiología y PACS.	17

CAPÍTULO 2

Tabla 2.1 Tamaños comunes de imágenes médicas	24
Tabla 2.2 Clasificación de algoritmos de compresión.....	65

CAPÍTULO 3

Tabla 3.1 Volumen generado por el servicio de Radiología	85
Tabla 3.2 Características de transmisión de imágenes	87
Tabla 3.3 Topologías de Red.....	90
Tabla 3.4 Capas del Modelo OSI.....	92
Tabla 3.5 Arquitecturas Ethernet.....	99
Tabla 3.6 Modalidades de Imagen que posee la Institución.....	108

CAPÍTULO 4

Tabla 4.1 Evaluación de Proveedores de PACS.....	142
Tabla 4.2 Evaluación de proveedores de Networking.....	147
Tabla 4.3 Comparación en entre Sistemas Operativos	148
Tabla 4.4 Características mínimas e las Workstations	155
Tabla 4.5 Especificaciones de los servidores	157
Tabla 4.6 Costo estimado de equipo de red.....	159
Tabla 4.7 Ahorro en el servicio de Radiología.....	166

RESUMEN

Este proyecto tiene como objetivo diseñar un sistema de almacenamiento y comunicación de imagen en el HOSPITAL METROPOLITANO, a fin de optimizar recursos y proporcionar una mejor atención a los usuarios.

Para conseguir dicho objetivo, en primer lugar se realizó un estudio completo del sistema y los requerimientos del mismo. Luego se hizo un estudio de las imágenes digitales médicas con sus respectivos estándares y técnicas de comprensión.

Una vez con estos datos se realizó el diseño del sistema de almacenamiento, basándose en tecnologías Fast y Gigabit Ethernet para la comunicación de imágenes desde los servidores de almacenamiento a las distintas estaciones de visualización y demás componentes del sistema.

Finalmente se realizó un análisis costo-beneficio de la factibilidad de la implementación del sistema en el hospital consultando diferentes proveedores de equipos, desde el punto de vista técnico y tomando en cuenta el costo de los mismos.

Si bien el diseño realizado no es posible probarlo hasta que este sea implementado en el hospital, sin embargo, por medio de la investigación de redes de organizaciones similares, se puede concluir que el presente proyecto está encaminado adecuadamente.

PRESENTACION

El presente Proyecto de Titulación permitirá diseñar un sistema de almacenamiento y comunicación de imagen PACS, que permita importar y exportar información acorde a las tecnologías de comunicación actuales, estableciendo los requerimientos necesarios para su implementación en un centro hospitalario.

En el capítulo uno se tratan tópicos generales sobre el sistema de PACS. Se estudian los modelos de implementación del sistema y sus arquitecturas; así como un breve análisis de su evolución y desarrollo en países desarrollados y en Ecuador. También se determina su importancia y las principales aplicaciones en centros hospitalarios.

En el capítulo dos se realiza un estudio de la imagen digital médica, se revisan las principales modalidades de imagen y los estándares de la informática médica. Además se realizará un análisis de las factibles técnicas de compresión, con el propósito de obtener todos los requerimientos necesarios para el diseño.

El capítulo tres contiene el diseño del sistema de PACS en el hospital, donde se especificará aspectos como: tolerancia a fallas, seguridad e integración de los sistemas informáticos (HIS / PACS / RIS / eRP). Se realiza un análisis de los requerimientos del sistema y el equipamiento que posee la institución. Además, se realiza un resumen de las comunicaciones y networking.

En el capítulo cuatro se analiza la factibilidad de la implementación del sistema en el hospital realizando una investigación de la tecnología disponible en el mercado

y un procedimiento de selección de dispositivos para obtener la mejor relación costo/beneficio.

En el capítulo cinco se presentan conclusiones del trabajo realizado y recomendaciones que servirán para mejorar el proyecto.

Al final del trabajo se incluyen anexos que amplían ciertos temas tratados en cada capítulo como: el documento DICOM, normas y estándares de seguridad por parte de organizaciones relacionadas a la seguridad médica, un plan de contingencia ante desastres y las características de los equipos utilizar.

1. INTRODUCCION AL SISTEMA DE PACS

1.1 QUE ES PACS?

Un PACS (*Picture Archiving Communicating System*) constituye una solución integrada que permite la adquisición, comunicación, almacenamiento, recuperación, procesamiento, distribución y presentación de las imágenes médicas obtenidas mediante diferentes modalidades.

Este puede ser tan simple como un filme digitalizado conectado a una estación de visualización con una pequeña base de datos de imagen, o tan complejo como una empresa de sistema de administración e imágenes.

En general el diseño de un PACS es un sistema de administración de datos fácilmente expandible, flexible y versátil. Desde el punto de vista de administración, el sistema de PACS proporciona una justificación económica para la implementación del sistema ya que el beneficio de este sistema no solamente proporciona una mejora en el departamento de radiología, sino en todo el hospital.

Desde el punto de vista de ingeniería, el sistema de PACS proporciona mejoras, tales como: estandarización, arquitectura abierta, expansibilidad para un futuro crecimiento y tolerancia a fallas.

La infraestructura de PACS consiste en un sistema básico de componentes de hardware integrados por un sistema de software para comunicación estándar y flexible, administrador de base de datos, administrador de almacenamiento, tratamiento de errores y monitoreo de red. Entre los componentes de hardware que se incluye puede ser servidor de datos de pacientes, modalidades de imagen y sus interfaces, controladores de PACS con bases de datos y archivo, y estaciones de visualización conectados por una red de comunicaciones para un tratamiento eficiente del flujo de datos e imagen en PACS.

La Fig. 1.1 Muestra los componentes básicos de los PACS y su flujo de datos.

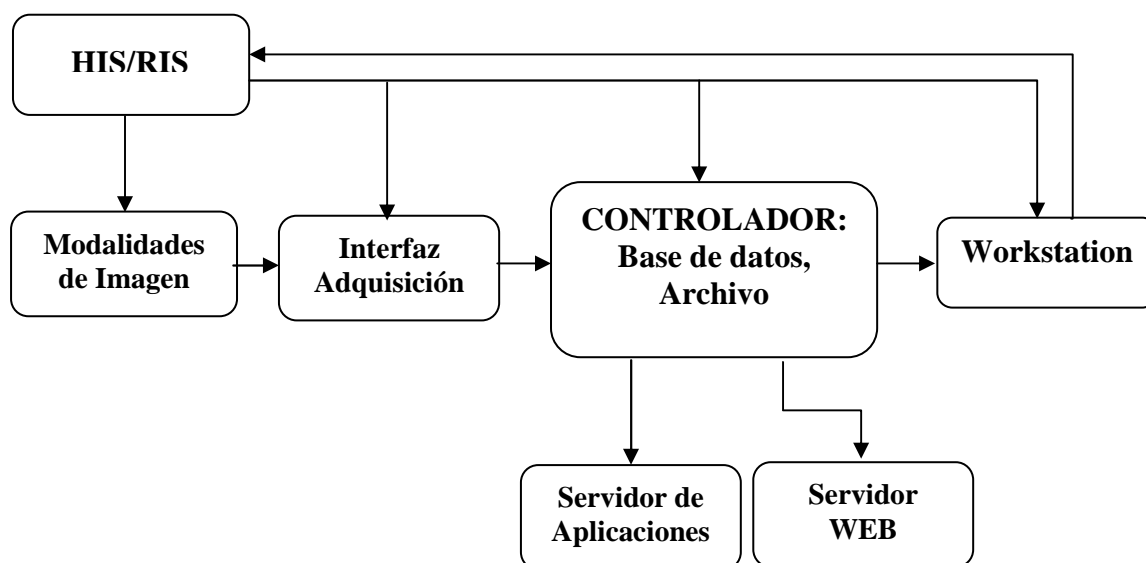


Figura 1.1 Componentes básicos de los PACS y su flujo de datos

1.2 MODELOS DE IMPLEMENTACIÓN DE PACS^[1]

1.2.1 *THE HOME-GROW*

La mayoría de los proyectos para de implementación e PACS fueron inicialmente desarrollados por hospitales, universidades, departamentos académicos y por laboratorios de investigación de los principales fabricantes de imagen. En este modelo, el equipo técnico comenzó como un sistema integrado seleccionando componentes de PACS de varios fabricantes. El equipo desarrollo un sistema de interfaces y el software de PACS de acuerdo con los requerimientos clínicos del hospital.

Este modelo permite al equipo de investigación continuamente actualizar el sistema, el cual se ajusta al ambiente clínico y puede ser actualizado sin depender del trabajo de los fabricantes. Por otro lado la responsabilidad para formar el equipo le corresponde al hospital. Además, debido que el sistema desarrollado será único y se compone de diferentes fabricantes, el servicio y mantenimientos es más complicado. En la actualidad la tecnología de PACS se ha consolidado y muy pocas instituciones seleccionan este modelo para su implementación.

1.2.2 TWO-TEAM EFFORT

Un equipo de expertos relacionados externamente e internamente con el hospital trabajan conjuntamente para escribir especificaciones detalladas de PACS para un ambiente clínico específico. Un fabricante es contratado para implementar el sistema. Este modelo es un trabajo compartido entre el hospital y los fabricantes. La principal ventaja de este modelo es que las especificaciones de PACS se adaptan a un ambiente clínico específico y la responsabilidad para la implementación se delega al fabricante. El hospital actúa como un comprador y no tiene nada que ver con el proceso de instalación. Las especificaciones dadas por el equipo del hospital tienden a ser muy ambiciosas ya que pueden desinteresarse de las dificultades técnicas y operacionales en la implementación de ciertas funciones clínicas. Por otra parte, el fabricante designado puede carecer de experiencia clínica teniendo como consecuencia que puede sobrevalorar el rendimiento de cada componente. El costo es alto ya que solo se construye un sistema. Este modelo paulatinamente ha sido reemplazado por el modelo Partnership.

1.2.3 THE TURNKEY

Los fabricantes desarrollan un *Turnkey* PACS e instalan en un departamento para uso clínico. Este modelo es lanzado al mercado. Los fabricantes tienen grandes beneficios al desarrollar un especializado *Turney* PACS para promover la venta de otros equipos de imagen. La ventaja de este modelo es que el costo de despachar un sistema genérico tiende a disminuir, pero la desventaja es que si el fabricante necesita varios años para completar su ciclo de producción, y al tener un crecimiento rápido del sistema informático se puede hacer un sistema obsoleto. Además es una duda si un PACS genérico puede ser utilizado para cada especialidad en un solo departamento y para cada departamento radiológico.

1.2.4 THE PARTNERSHIP

Este modelo consiste en que el hospital y los fabricantes forman una asociación para compartir las responsabilidades. Esto es apropiado para implementaciones de PACS de larga escala. Durante los últimos años, debido a la disponibilidad de datos clínicos en PACS, los centros de la salud han aprendido a tomar ventaja de lo bueno y descartar las malas características de los PACS para su ambiente clínico. Teniendo como resultado un límite entre las implementaciones mencionadas anteriormente, las cuales han sido gradualmente fusionadas formando este nuevo modelo.

En este modelo, los centros de la salud forman una asociación con un fabricante seleccionado o un sistema integrado, en el cual es responsable para la implementación, mantenimiento, servicio, entrenamiento y actualización. El arreglo puede ser una compra de larga duración con contrato de mantenimiento o un arrendamiento del sistema. El arreglo puede incluir el entrenamiento proporcionado por el fabricante al hospital en el área de ingeniería, mantenimiento y el sistema de actualización compartiendo las responsabilidades financieras.

1.2.5 APPLICATION SERVICE PROVIDER (ASP)

Un sistema integrado proporciona todos los servicios relacionados a los PACS dirigido al cliente, el cual puede ser un hospital entero o un grupo práctico. En este modelo no es necesario ningún requerimiento tecnológico por el cliente. ASP es atractivo para pequeños centros de implementación de PACS como servidores de Web DICOM¹, bases de datos de imagen basados en Web, archivos de memoria secundaria. Para implementaciones de PACS a larga escala es necesaria una investigación detallada y se debe identificar un sistema integrado apropiado.

¹ DICOM: Estándar reconocido mundialmente para el intercambio de imágenes médicas

1.3 ARQUITECTURAS ^[1]

1.3.1 STAND - ALONE

Las principales características de este modelo son:

- Las imágenes son automáticamente enviadas a estaciones de trabajo de lectura y revisión, designadas desde el servidor de archivo.
- Las estaciones de trabajo pueden consultar / recuperar imágenes desde el servidor de archivo².
- Las estaciones de trabajo tiene un almacenamiento en cache de corta duración.

El flujo de trabajo de los datos de este modelo se muestra en la figura 1.2.

1. Las imágenes de un examen que se obtiene de las modalidades de imagen son enviadas al servidor de archivo del PACS.
2. El servidor de archivo almacena el examen.
3. Las copias de las imágenes se distribuyen para seleccionar el usuario final para la lectura y revisión del diagnóstico. El servidor realiza esto automáticamente.
4. El historial clínico es preseleccionado desde el servidor y una copia de las imágenes se envía al usuario final seccionado.
5. Las solicitudes *ad hoc*³ para analizar los exámenes son hechos vía consulta / recuperación desde las estaciones de trabajo del usuario final. Además, si la preselección automática falla, las estaciones de trabajo del usuario final pueden consultar y recuperar el examen desde el servidor de archivo.
6. Las estaciones de trabajo del usuario final contienen un cache⁴ para almacenamiento local de una cantidad finita de exámenes PACS.

² Tipo de servidor cuya función es permitir el acceso remoto a archivos almacenados en él o directamente accesibles por este.

³ Es una locución latina que significa literalmente «para esto». Generalmente se refiere a una solución elaborada específicamente para un problema o fin preciso. Se usa para referirse a algo que es adecuado sólo para un determinado fin. En sentido amplio, *ad hoc* puede traducirse como «específico» o «específicamente».

⁴ Conjunto de datos duplicados de otros originales.

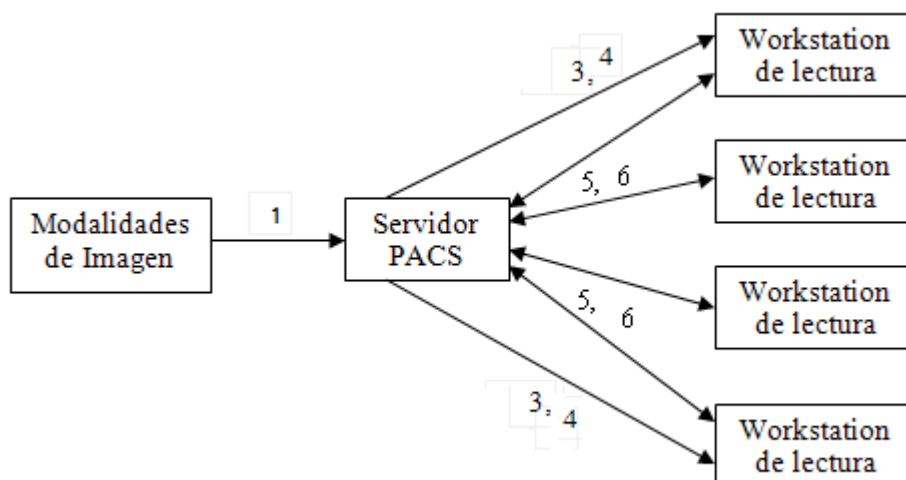


Figura 1.2 Flujo de datos general de la arquitectura *stand - alone*

Entre las ventajas que tiene el modelo tenemos:

- Si el servidor PACS falla, las modalidades de imagen o el gateway⁵ de adquisición tienen la flexibilidad de enviar directamente al usuario final para que el radiólogo pueda continuar leyendo nuevos casos.
- Debido que varias copias de los exámenes PACS son distribuidos a través del sistema, existe menor riesgo de perder datos.
- Algunos exámenes anteriores pueden estar disponible en las estaciones de visualización, debido que poseen un sistema de almacenamiento cache.
- El sistema tiene menor susceptibilidad a cambios diarios del rendimiento de la red debido que los exámenes son cargados previamente en un cache de almacenamiento local para las estaciones de trabajo de los usuarios finales y disponibles para su visualización inmediatamente.
- Las modificaciones en la cabecera DICOM para el control de calidad pueden ser realizadas antes de ser archivadas.

Desventajas

⁵ Gateway (puerta de enlace): es un dispositivo que permite interconectar redes con protocolos y arquitecturas diferentes a todos los niveles de comunicación.

- Usuarios finales deben depender en una correcta distribución y *prefetch*⁶ de los exámenes de PACS, lo cual no es posible todo el tiempo.
- Debido que las imágenes son enviadas a estaciones de trabajo designadas, cada estación de trabajo puede tener diferentes listas de trabajo (*worklist*), lo cual produce un inconveniente para leer/revisar todas la exámenes en una estación de trabajo a la vez.
- Varios radiólogos pueden leer el mismo examen PACS al mismo tiempo desde diferentes estaciones de trabajo debido que los exámenes pueden ser enviados a varias estaciones de trabajo.

1.3.2 MODELO CLIENTE/SERVIDOR

Entre las principales características de este sistema tenemos:

- Las imágenes tiene un archivo centralizado para el servidor PACS.
- Desde una simple lista de trabajo (*worklist*) a una estación de trabajo del cliente, el usuario final selecciona imágenes vía el servidor de archivo.
- Debido que las estaciones de trabajo no tienen un cache de almacenamiento, las imágenes son eliminadas después de ser leídas.

El flujo de trabajo de los datos de un modelo PACS cliente/servidor se muestra en la figura.1.3

1. Las imágenes adquiridas por cualquier modalidad de imagen son enviadas al servidor de archivo PACS.
2. El servidor de archivo PACS almacena el examen.
3. Las estaciones de trabajo del usuario final o del cliente tienen acceso a una base de datos completa paciente/estudio del servidor de archivo. El usuario final puede seleccionar filtros en la lista de trabajo principal para acortar el número de listas de trabajo entrantes, para una fácil navegación.

⁶ Técnica utilizada para acelerar la ejecución de un programa reduciendo los tiempos de espera.

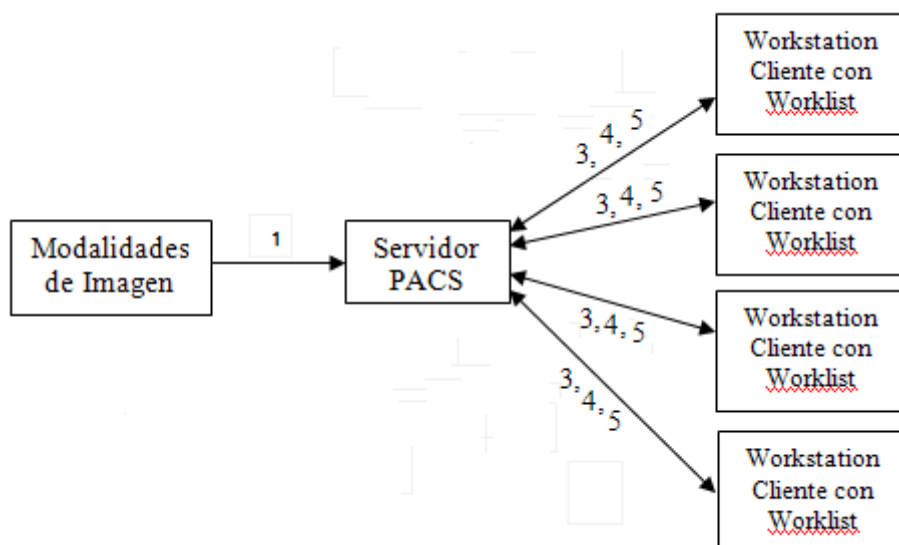


Figura 1.3 Flujo de datos general de la arquitectura cliente/ servidor

4. Una vez que el examen esta localizado en una lista de trabajo y ha sido seleccionado, las imágenes del examen son cargadas desde el servidor directamente a la memoria de las estaciones de trabajo del cliente para su visualización. Los exámenes de PACS anteriores se cargan de la misma manera.
5. Una vez que el usuario final ha completado la lectura y revisión del examen, los datos de la imagen son borrados de la memoria, sin dejar ninguna imagen en almacenamiento local en la estación de trabajo del cliente.

Entre las ventajas que tiene el modelo tenemos:

- Cualquier examen de PACS esta disponible en cualquier estación de trabajo de un usuario final en todo momento, haciendo esto conveniente para su lectura y revisión.
- No es necesario ningún estudio de distribución o prefetch.
- Ninguna función pregunta / recuperación es necesaria. El usuario final selecciona el examen desde la lista de trabajo en la estación de trabajo del cliente y las imágenes se cargan automáticamente.

- Debido que la principal copia de los exámenes de PACS se localizan en el servidor PACS y es compartido con las estaciones de trabajo del cliente, los radiólogos se darán cuenta cuando ellos están leyendo el mismo examen al mismo tiempo, para evitar lecturas duplicadas.

Entre las desventajas que tiene el modelo tenemos:

- El servidor PACS es punto único de falla. Si este cae, todo el sistema de PACS cae. En este caso, los usuarios finales no serán capaces de visualizar ningún examen en las estaciones de trabajo del cliente.
- Debido que hay mas operaciones en la base de datos en esta arquitectura, el sistema esta expuesto a más errores de operación, haciéndolo menos robusto comparado con la arquitectura *stand – alone*.
- La arquitectura tiene una alta dependencia del rendimiento de la red.
- Las modificaciones en la cabecera DICOM para el control de calidad no pueden ser realizadas antes de ser archivadas.

1.3.3 MODELO WEB-BASED

El modelo Web-Based es similar a la arquitectura cliente/servidor teniendo en cuenta el flujo de datos. Sin embargo, la principal diferencia es que el software del cliente es una aplicación basada en WEB⁷.

Entre las ventajas comparadas con cliente/servidor tenemos:

- El hardware de las estaciones de trabajo del cliente puede ser una plataforma independiente mientras el web browser lo soporte.
- El sistema es una aplicación completamente portátil que puede ser utilizada ya sea on-site o en la casa con una conexión a Internet.

Entre las desventajas comparadas con cliente/servidor tenemos

- El sistema es limitado en una cantidad de funcionalidad y rendimiento por el *web browser*⁸.

⁷ World Wide Web o Red Global Mundial.

⁸ Navegador web

1.4 EVOLUCION ^{[1][11][12]}

El concepto de PACS fue inicialmente propuesto por el Dr. Richard J. Steckel en 1972. Las expectativas que el sistema podría solucionar la mayoría de los problemas de radiología convencional proporcionando una eficiente administración de la imagen con ventajas económicas, en realidad no era tan sencillo ya que los recursos tecnológicos en ese entonces eran demasiado inmaduros y costosos, para permitir su implementación dentro de un hospital.

Debido a los diferentes medios y condiciones de operación, la evolución de los PACS ha sido diferente en América, Europa y Asia. Las investigaciones desarrolladas en Estados Unidos fueron subsidiadas por agencias de gobierno y los principales fabricantes. En cambio en países Europeos, su desarrollo fue en base al trabajo de empresas multinacionales por medio de equipos de investigación basados en simulación. Por su parte en Asia, Japón su desarrollo e investigación se baso en un proyecto nacional ya que los recursos nacionales fueron distribuidos a varias empresas y universidades.

Muchas cosas han cambiado en los últimos años, ya que en la actualidad el desarrollo tecnológico permite una adecuada plataforma computacional para cualquier aplicación medica a un costo mas accesible. Además los medios de almacenamiento han sido perfeccionados teniendo la oportunidad de almacenar gran cantidad de información en una sola fracción del costo de unos pocos años atrás. La tecnología de red ha revolucionado proporcionando un incremento en el ancho de banda⁹ disponible y la convergencia de redes de área local y redes de área extendida, con la introducción de tecnología inalámbrica y móvil. Estándares como Digital Imaging and Communication in Medicine (DICOM), Health level seven (HL7)¹⁰ e Integrating the Healthcare Enterprise (IHE) ha hecho posible la interoperabilidad entre los sistemas de información del hospital.

Otros factores que han ayudado para que el sistema haya alcanzado tanto éxito en los últimos años son:

⁹ Cantidad de información o de datos que se puede enviar a través de una conexión de red en un período de tiempo dado.

¹⁰ Ver apartado 2.5.3

- Intercambio de información en conferencias como SPIE¹¹, IMAC¹², RSNA¹³.
- Introducción del estándar DICOM para imagen y formato de datos.
- Globalización de las empresas afines en el estudio de la imagen.
- Desarrollo compartido para soluciones de problemas clínicos en PACS.

1.5 DESARROLLO ^[1]^[11]^[12]

El desarrollo del sistema de PACS ha sido diferente en países y regiones desarrolladas debido a distintas razones:

1.5.1 ESTADOS UNIDOS

El desarrollo de PACS ha sido beneficiado por tres factores:

- El desarrollo e investigación ha sido subsidiado por agencias de gobierno, industrias privadas e investigación en laboratorios universitarios.
- Las mas importantes agencias de gobierno fueron implantados el sistema de PACS: El hospital del Departamento de Defensa de Estados Unidos (Mogel, 2003) y el Departamento de Veteranos de Guerra (VA).
- Una de las más grandes empresas dedicadas al equipamiento de imagen para el sistema de PACS esta ubicada en este país.

1.5.2 EUROPA

El desarrollo de PACS ha sido beneficiado por dos factores:

- Tres de las más grandes empresas dedicadas al equipamiento de imagen para el sistema de PACS esta ubicada en esta región.
- Importantes conferencias relacionas al sistemas de PACS tienen lugar en Europa: EuroPACS y CARS¹⁴.

¹¹ International Society for Optical Engineering

¹² Reunión dedicada a la administración y comunicación de imágenes

¹³ Radiological Society of North America

¹⁴ Computer-Assisted *Radiology* and Surgery

1.5.3 ASIA

Japón y Korea del Sur se han convertido en las más importantes potencias al hablar del desarrollo de PACS.

Japón ingreso a la investigación, desarrollo e implementación de PACS desde 1982. En cambio Korea ha tenido un rápido crecimiento durante los últimos años, a causa de tres factores principales: la falta de industrias de rayos X domésticos, la crisis económica de 1997 y el Acta de Devolución del Seguro Nacional de la Salud.

1.5.4 ECUADOR

En Ecuador existe una falta de cultura informática, y poca utilización de las tecnologías de información y comunicación. Esto unido a las barreras de acceso a nuevas tecnologías que presenta el país y la falta de iniciativa, ha determinado que no se haya llevado a cabo un proyecto de este tipo. Sin embargo en pocos centros hospitalarios privados se estudio la posibilidad de su implementación, por lo que se espera que en un futuro la implementación del Sistema PACS se haga realidad.

1.6 IMPORTANCIA

En la actualidad la información constituyen el principal elemento a proteger, ya que es el más amenazado y seguramente el más difícil de recuperar, más aun al tratarse de hospitales en los que el volumen de información que se utiliza aumenta día a día y respaldar esta información es indispensable. De este volumen de datos una gran parte son las imágenes que se utilizan para el diagnóstico, y al tener como único soporte la utilización de película origina costos de archivo y manipulación elevados.

La gran cantidad de información que proviene de las diferentes modalidades de imágenes dentro de un hospital, origina que la información llegue a su destinatario con dificultad, o con pérdidas y retrasos; ocasionando grandes inconvenientes para la administración de estos dentro de un hospital.

Para solucionar estos inconvenientes las tecnologías de la información han cambiado los métodos de adquisición, almacenamiento, visualización y comunicación de imágenes médicas y la información relacionada al cuidado de la salud. Por este motivo, la administración de estas empresas reconoce la importancia del uso de PACS y la distribución de imágenes como una clave tecnológica en la relación costo beneficio del cuidado de la salud. Por esta razón alrededor del mundo, el sistema de PACS ha revolucionado la práctica de radiología en los últimos años.

1.7 PACS CONTRA RAYOS X CONVENCIONAL ^[13]

Anteriormente, los pacientes pasaban mucho tiempo esperando para la elaboración y transferencia de la película. Algunas veces necesitaban mayor exposición de rayos X debido a la pobre calidad de la película. Además, las instituciones necesitaban mayor personal para la transferencia, codificación, almacenamiento de las películas. Por medio del sistema de PACS, muchos de estos inconvenientes se han solucionado. La tabla 1.1 presenta una comparación entre los rayos x convencional y PACS.

1.8 APLICACIONES

Existe una innumerable cantidad de aplicaciones que proporciona el sistema de PACS, sin embargo, se ha elegido las de mayor interés y con mayor posibilidad de desarrollar en el país, para lo cual se ha tomado en cuenta la importancia de cada aplicación, así como la factibilidad de ser implementada en un hospital Ecuatoriano, sin mayores dificultades.

	RAYOS - X CONVENCIONAL	PACS
Inversión de nueva tecnología y software	No necesita	Costo inicial y actualizaciones
Calibración de hardware	Necesita	Necesita
Entrenamiento del personal	General	Entrenamiento al equipo de informática y usuarios. Necesita buena comunicación con el vendedor.
Integración HIS/RIS con el flujo de trabajo	Desperdicio de personal y tiempo para codificación, elaboración y transferencia de películas.	Computarizado pero existe pérdida de tiempo para la implementación del sistema y la película
Accesibilidad de la Imagen	Solamente para el lector que sostiene la imagen.	Disponible en cualquier lugar, momento y la facilidad de tener varios lectores al mismo tiempo.
Pérdida del películas	Fácil	Menor
Comparación con otras imágenes	Debería obtener todas las películas al mismo tiempo.	Fácil visualización de imágenes de diferente tiempo.
Desintegración de la película	Fácil	Nunca
Espacio de almacenamiento	Grande	Pequeño
Interacción entre el almacenamiento y préstamo	Limitado a horas laborables y gasto de tiempo en su búsqueda	Digitalizado y automatizado, pero necesita monitor y pantalla.
Transferencia a otros hospitales	Necesita una copia de la película	Por medio de Internet y plataformas estandarizadas

Tabla 1.1 Comparación entre rayos X convencional y PACS

1.8.1 TELEMEDICINA ^[14] ^[15]

Las nuevas tecnologías están penetrando en la sociedad actual, cambiando la forma que se comunican las personas, todo este cambio se esta realizando a una velocidad que supera los limites de apenas hace unos años.

Internet se esta haciendo presente cada vez mas en el ámbito de la salud ya que la sanidad es uno de los sectores mas intensos en el uso de la información, debido a la gran cantidad de información, datos y conocimiento que gira en la práctica clínica.

Cuando un doctor y un paciente están demasiado lejos de los equipos médicos, quizás deban enfrentarse a un desafío médico sin los conocimientos que salvan

vidas. Por esto y con ayuda de la tecnología se ha tratado de solucionar estos desafíos, logrando crear una rama que se conoce como Telemedicina.

El concepto de Telemedicina es muy amplio y no tiene límites que estén claramente definidos. En general se acepta que la telemedicina es “medicina a distancia”.

Existen varias definiciones de Telemedicina, como lo define la OMS¹⁵ es:

“El suministro de servicios de atención sanitaria en los que la distancia constituye un factor crítico, por profesionales que apelan a tecnologías de la información y de la comunicación con objeto de intercambiar datos para hacer diagnósticos, preconizar tratamientos y prevenir enfermedades y heridas, así como para la formación permanente de los profesionales de atención de salud y en actividades de investigación y de evaluación, con el fin de mejorar la salud de las personas y de las comunidades en que viven”.

En otras palabras, la Telemedicina utiliza las Tecnologías de Información y las Telecomunicaciones para proporcionar apoyo a los servicios de asistencia sanitaria, independientemente de la distancia entre quienes ofrecen el servicio (médicos, paramédicos, psicólogos, enfermeros, etc.) y los pacientes que lo reciben. Con la generalización en el uso de Internet como canal de información y comunicación cotidiano entre personas, la telemedicina tiene un medio idóneo para desplegar una variedad de servicios centrados en las necesidades regionales de las comunidades. Debido a la gran variedad de aplicaciones de la Telemedicina en la era moderna, sus aplicaciones se han agrupado de muy diversas maneras. Por ejemplo:

- *Servicios de consultas clínicas (Teleconsulta):* Las consultas telemédicas permiten, que los profesionales sanitarios situados en un lugar distinto al del paciente, puedan participar directamente en el proceso de atención sanitaria
- *Educación médica e información:* Parte de la telemedicina consiste en educación médica a distancia, y una función relacionada a esta, es la de

¹⁵ Organización Mundial de la Salud

proporcionar información médica en un formato electrónico a los profesionales sanitarios, a los pacientes y que pueda ayudarles en la toma de decisiones.

- *Aplicaciones automáticas de registros:* Son sistemas informatizados que permiten almacenar, recuperar y analizar en un ordenador la información sobre la historia del paciente.

1.8.1.1 Teleradiología en Telemedicina ^[16] ^[17]

En la última década, gracias al desarrollo de las telecomunicaciones y los avances computacionales, la radiología ha sido orientando a la digitalización de la información, por lo que muchos hospitales han migrado de su sistema analógico a sistemas digitales.

Esto ha sido muy importante para el desarrollo de la teleradiología y debido a las grandes ventajas que proporciona, se ha convertido en un componente importante en la práctica de la radiología.

La teleradiología no solamente reduce el ciclo de lectura desde cuando la imagen es formada hasta que se realiza el informe respectivo, sino que evita que la imagen accidentalmente se pierda en la transmisión. Debido a que la radiología es dividida en muchas especialidades, la disponibilidad de la teleradiología permite a un radiólogo general tener una segunda opinión de un experto. Además, ahorra los costos del cuidado de la salud ya que un centro especializado puede servir a varios lugares, reduciendo el número de radiólogos requeridos, mejorando la eficiencia y eficacia del cuidado de la salud porque el tiempo de procesamiento es mas rápido y no hay pérdida de imágenes.

La Teleradiología en un contexto general, quiere decir que una imagen es enviada desde el lugar de examinación a un lugar remoto, donde un profesional hará el diagnóstico. Este informe es enviado nuevamente al lugar de examinación para que el profesional asignado pueda entonces prescribir el tratamiento del paciente.

Teleradiología puede ser muy simple o extremadamente complicada. A ser simple las imágenes son enviadas en tiempo diferido para que el radiólogo las pueda ver en el momento más oportuno para él, en este caso no se requiere un equipamiento de alta calidad. La teleradiología es más complicada cuando ambos participantes mantienen una comunicación en tiempo real y discuten interactivamente sobre un estudio en particular, las imágenes pueden haber sido enviadas anteriormente por lo que no es necesaria su transmisión, o pueden ser transmitidas en ese momento, en este caso, los tiempos de transmisión son muy importantes. La complejidad se incrementa cuando la examinación requiere imágenes anteriores para su comparación o cuando los especialistas necesitan información del Sistema de Información Radiológico (RIS) para hacer el diagnóstico

Cuando la teleradiología requiere la historia clínica de imágenes del paciente es muy similar al sistema de PACS, pero existen varias diferencias como se muestra en la tabla 1.2:

Función	Teleradiología	PACS
Captura de Imagen	Digitalizado, DICOM	DICOM
Tecnología de Visualización	Igual	Igual
Networking	WAN	LAN
Almacenamiento	Reducido	Amplio
Compresión	Necesario	Posible

Tabla 1.2 Diferencias entre Teleradiología y PACS.

La principal diferencia radica en el método de captura de imagen ya que en la mayoría de casos de teleradiología se utiliza el digitalizador para convertir una película a formato digital aunque la tendencia es utilizar estándar DICOM. En cambio en el sistema de PACS la imagen es directamente capturada usando el estándar antes mencionado. La velocidad de transmisión es mucho más rápida

con PACS ya que es una red de área local LAN, en cambio la teleradiología la velocidad disminuye por ser una red de área extendida WAN. Algo muy importante es la capacidad de almacenamiento la cual es muy reducida para la práctica de radiología comparada con PACS. La compresión de una imagen es imprescindible en la teleradiología, en cambio en PACS es una posibilidad.

Los servicios básicos que soporta la Red Integral de Servicios Telerradiológicos (RIST) incluyen: Telediagnóstico, teleconsulta, telemonitorización y telegestión. Otro de los servicios que provee la RIST, es el acceso a sistemas informáticos de alto rendimiento, con el objetivo de dar facilidades al análisis intensivo de imágenes y a la utilización de sistemas de base de datos asociados.

La preocupación de proveer una atención sanitaria continua a poblaciones desplazadas o en aumento, se ha convertido en una necesidad no solo a nivel regional, sino nacional e internacional.

Los servicios que brinda la Telerradiología están soportados por una estructura en capas. Las tres capas que componen estos servicios son: Infraestructura, Aplicaciones y Servicios, como se muestra en la figura 1.4.



Figura 1.4 Estructura de tres capas donde se soportan los servicios que brinda la Teleradiología

La capa superior corresponde a los servicios reales que proporciona la Telerradiología, tales como el Telediagnóstico, la Telemonitorización, la Teleconsulta, la Teleadministración, y otros servicios de valor añadido. La segunda capa consta de todas las aplicaciones sobre sistemas de computo, que proporcionan las comunicaciones necesarias, y el medio para el funcionamiento cooperativo de los servicios de Telerradiología. Tales aplicaciones incluyen sistemas de visualización multimedia (ejemplo: Teleconferencia), análisis de la imagen interactivo y visualización 2D y 3D de las imágenes, herramientas para manejo de base de datos de imágenes y pacientes, y otra variedad de aplicaciones que proporcionan información a otras ramas del ámbito médico. La capa inferior corresponde al hardware e infraestructura del software, que apoya las aplicaciones precedentes, y consiste en los equipos de imagen médica, las telecomunicaciones para conectar una red de computadoras, herramientas para el manejo de red y otros recursos. Los adelantos tecnológicos en Teleradiología están directamente relacionados con las aplicaciones y capas de la infraestructura.

Toda la infraestructura requerida para llevar a cabo un servicio de Telerradiología deberá estar compuesta por los equipos de imagen médica, las estaciones de trabajo, la red de telecomunicación, las herramientas para manejo de redes y otros recursos. En general, es aceptado que la infraestructura de Telerradiología incluya sistemas responsables del almacenamiento temporal y el manejo de datos multimedia.

Un sistema de Telerradiología está constituido por tres componentes principales:

- Sistemas de captura y envío de imágenes.
- Redes de transmisión.
- Sistemas de recepción e interpretación de las imágenes

El sistema más simple de Telerradiología, deberá cumplir ciertas normas, para realizar diagnóstico primario. Estos componentes pueden estar interconectados como se muestra en la figura 1.5

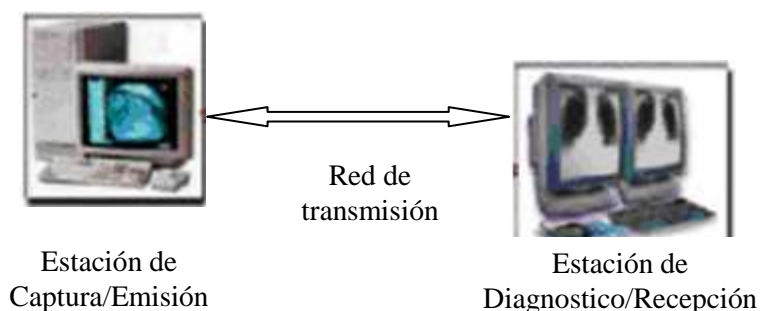


Figura 1.5 Sistema de Teleradiología simplificado

Primero la imagen es convertida o capturada en un formato digital, que puede ser DICOM 3.0 o transferida ha dicho formato. Se transmite utilizando líneas regulares de teléfono, líneas digitales, ATM¹⁶, T1¹⁷, T3¹⁸ o ADSL¹⁹.

Generalmente, las imágenes son comprimidas antes de ser enviadas. Está compresión, llamada compresión “lossless” (sin pérdida), debe tener tasas de compresión no mayor de 2 ó 3:1 para no perder nada de ellas. Sabemos, que una vez pasada esta tasa de compresión, se producen pérdidas de información, independientemente de la técnica utilizada. El ACR²⁰, establece y recomienda como norma que, el diagnóstico primario debe realizarse sobre imágenes no comprimidas o que solamente se les haya aplicado algoritmos de compresión sin pérdida.

Cuando las imágenes son recibidas en la estación receptora, estas son descomprimidas y colocadas en sistemas de archivo, desde los cuales pueden ser visualizadas con la aplicación existente en la estación receptora y así proceder al diagnóstico de los estudios recibidos.

¹⁶ Modo de Transferencia Asíncrona o *Asynchronous Transfer Mode*

¹⁷ Tasa de transmisión de 1,544 Mbps

¹⁸ Tasa de transmisión de 44,736 Mbps

¹⁹ *Asymmetric Digital Subscriber Line* ("Línea de Abonado Digital Asimétrica")

²⁰ *American College of Radiology*

1.9 INTERNET Y TELERADIOLOGIA^[16]

Teleradiología es una de las modalidades de la Telemedicina la más extendida. Con tanto volumen de transferencia de imágenes entre entidades y el avance de las posibilidades que brinda Internet, se fue integrando, por un lado, el PACS a los protocolos TCP/IP²¹ para transmisión de imágenes a través de Internet y, por otra parte, las estaciones remotas de Telerradiología se fueron sumando a esta red TCP/IP. Como resultado de estos cambios profundos, han terminado fundiéndose, las estaciones de Telerradiología al entorno del PACS y la utilización de la red Internet para transmisión de imágenes.

Repitiendo, es casi imposible separar una estación Remota de Telerradiología de un sistema PACS, más bien son extensiones del propio PACS.

No existe ninguna solución simple y que además sea universal. Cada médico, administrador u organización, tendrán que pensar sus propias soluciones. Pero la verdad es que existe una salida. Debe organizarse y automatizarse el trabajo. Sobre todo organización.

La modernización hospitalaria necesaria, para llevar adelante el conjunto PACS Telerradiología, debe asumir un reto: debe modificarse la organización de las actividades desde un esquema estructurado en torno a los servicios médicos de especialidades, hacia un modelo que, apoyándose en lo más tradicional (el conocimiento especializado médico), supiera combinar estos conocimientos diversos en una forma interdisciplinar e interprofesional, configurando unidades organizativas nuevas basadas en los procesos asistenciales.

²¹ *Transmission Control Protocol / Internet Protocol*

2. PRINCIPIOS BASICOS DE IMAGEN MÉDICA

2.1 FUNDAMENTOS DE IMAGEN DIGITAL MÉDICA ^{[1][2]}

2.1.1 IMAGEN

El termino imagen monocroma o simplemente imagen se refiere a una función bidimensional de la intensidad de la luz $f(x, y)$, donde x e y representan las coordenadas espaciales y el valor de f en un punto cualquiera (x, y) es proporcional al brillo (o nivel de gris) de la imagen en ese punto.

2.1.2 IMAGEN DIGITAL

Una imagen digital es una imagen $f(x, y)$ que se ha discretizado tanto en las coordenadas espaciales como en el brillo. Una imagen digital puede considerarse como una matriz cuyos índices de fila y columna identifican un punto de la imagen y el valor del correspondiente elemento de la matriz indica el nivel de gris en ese punto. Los elementos de una distribución digital de este tipo se denominan elementos de la imagen, o más comúnmente, abreviaturas de su denominación inglesa « picture elements ». Si la imagen $f(x, y, z)$ es de tres dimensiones, entonces el elemento es llamado *voxel*.

2.1.3 IMAGEN RADIOGRÁFICA ANALÓGICA

Una radiografía estática convencional se obtiene del mismo modo que una sombra chinesca. Se utiliza un campo de rayos X que forma una imagen después de atravesar al paciente. El receptor de imagen es un dispositivo que grava directamente esta imagen.

Las imágenes analógicas, grabadas en dichos receptores, reciben ese nombre por ser una representación analógica de las estructuras que se quieren estudiar, como ocurre, por ejemplo, en una radiografía de abdomen, en la que se pueden visualizar las diversas estructuras que lo componen. En dicha radiografía, lo que se obtiene es una imagen bidimensional formada por una gran variedad de

densidades fotográficas que se deben a que cada punto anatómico del abdomen producirá diferentes atenuaciones en el haz de radiación incidente, lo cuál dará lugar a una gran variedad de atenuaciones en el haz de radiación incidente, lo cual dará lugar a una gran variedad de intensidades energéticas en el haz emergente. Debido a esta gran variedad energética se obtendrán diferentes densidades fotográficas en la imagen. Lo que se consigue es una representación iconográfica (colección de imágenes) de cada una de las densidades que se encuentran en el camino del haz, en la cuál cada estructura que aparece en la radiografía tienen una forma semejante o análoga a como en la realidad es.

Una vez obtenida la imagen, no se puede hacer nada para mejorar la información que contiene. Cuando se termina el examen, el resultado es una radiografía que hay que catalogar y archivar por si hay que volver a verla.

Se puede decir que una imagen radiográfica analógica o convencional corresponde a una distribución continua de matices de gris, en la cual las discontinuidades son las que producen la visualización de los detalles anatómicos.

2.1.4 DIGITALIZACIÓN

La nueva metodología para obtener imágenes médicas se basa en la transformación de las imágenes analógicas en digitales, lo que permite procesar los datos digitales adecuadamente y mostrarlos de forma que parezcan una imagen convencional. Esta conversión y manipulación de los datos no sería posible sin los avances registrados de la tecnología informática.

Las técnicas de digitalización de imagen han sido aplicadas en tomografía computarizada (TC), ecografía, estudios con radioisótopos, imagen de resonancia magnética (IRM), fluoroscopia digital (FD) y radiografía digital (RD). La radiografía y la fluoroscopia digitales se han desarrollado con gran rapidez y ya se emplean en numerosos centros. A medida que siga avanzando la tecnología, sucederá lo mismo con las técnicas digitales de imagen radiográfica. Algunos predicen que la radiografía digital sustituirá en el futuro a la convencional.

2.1.5 TAMAÑO DE LA IMAGEN

Las dimensiones de una imagen son el par ordenado (M, N), y el tamaño de la imagen es el producto $M \times N \times k$ bits, donde 2^k indica el número de niveles de gris. La tabla 2.1 da una lista de tamaños de algunas imágenes médicas convencionales.

Se debe tener en cuenta que mientras más se aproxima la imagen digitalizada a la original desafortunadamente necesita mayor capacidad de almacenamiento y procesamiento.

Modalidad	Resolución	Densidades (bits)	Numero de Imágenes/examen	Tamaño(MB)
Medicina Nuclear	128 x 128	12	30-60	1
Imagen de Resonancia Magnética (IRM)	512 x 512	12	60 - 3000	8
Ultrasonido (US)	512 x 512	8	20 - 240	5-60 MB
Angiografía Digital (DS)	512 x 512	8	15 - 40	4-10 MB
Microscopia Digital	512 x 512	8	1	0.25
Tomografía Computarizada (TC)	512 x 512	12	40 - 3000	20
Radiografía Computarizada (RC)	2048 x 2048	12	2	16
Rayos x Digitalizado	2048 x 2048	12	2	16
mamografía Digital	4000 x 5000	12	4	160

Tabla 2.1 Tamaños comunes de imágenes médicas

2.1.6 VISUALIZACIÓN DE IMÁGENES

Una imagen puede ser impresa en una película como puede ser visualizada a través de un monitor de video de tubo rayos catódicos (CRT) o por medio de una pantalla de cristal líquido (LCD, Liquid Crystal Display). La pantalla de LCD es volátil ya que la imagen desaparece cuando el dispositivo es apagado. Para visualizar la imagen radiológica digital, el valor del píxel primero es convertido a

una señal analógica compatible con la señal de video convencional usada en la industria de la televisión. Este procedimiento es llamado conversión digital / análogo. La pantalla puede manejar tamaños de imagen desde 256, 512, 1024, a 2048. La figura 2.1 muestra una comparación relativa entre estos cuatro tamaños de imagen.

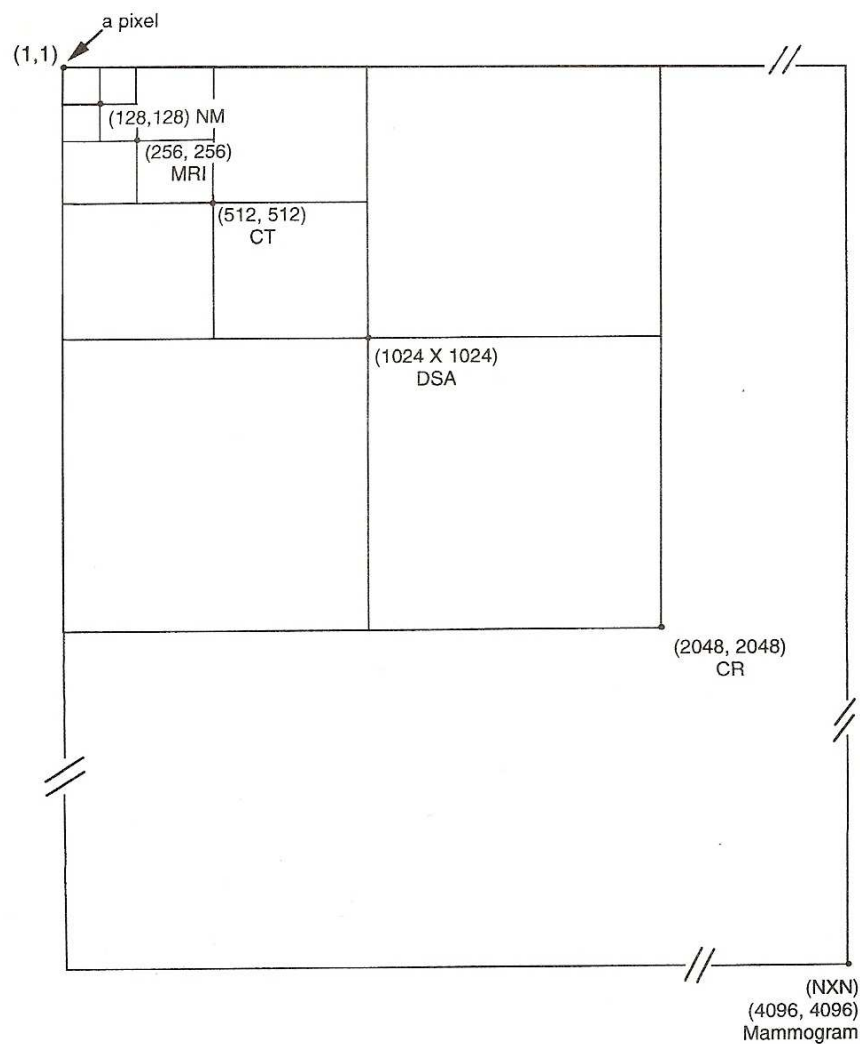


Figura 2.1 Terminología utilizada en una imagen radiológica: tipos de imagen, tamaño y *pixel*.

2.1.7 IMPORTANCIA DE LA CALIDAD DE LA IMAGEN ^[18] ^[19]

La calidad de la imagen tiene una importancia fundamental cuando esta se va a utilizar con fines de diagnóstico ya que el objetivo principal de un sistema de imagenología médica es visualizar las diferentes estructuras anatómicas y detectar cualquier signo de patología, si estos se encuentran presentes.

Por lo que al existir cualquier defecto en la calidad de la imagen hace que se empobrezca la capacidad de utilizar la misma para fines de diagnóstico médico. Entre los factores que afectan la calidad de la imagen tenemos:

- Ruido
- Artefactos
- Borrosidad
- Distorsión
- Insuficiente contraste

Para mitigar estos efectos indeseables utilizan diferentes técnicas de filtrado de imágenes. Además de esto, las imágenes digitales son susceptibles de ser sometidas a una gran diversidad de procesamientos computacionales con el fin de rescatar imágenes que originalmente no poseen buena calidad.

2.2 CUANTIFICACIÓN, RESOLUCIÓN ESPACIAL Y RELACION SEÑAL A RUIDO ^[1]^[2]

La resolución espacial (cantidad de píxeles por unidad de longitud en cada eje de coordenadas de una imagen) y la cantidad de niveles de cuantificación (o número de niveles de gris que pueden mostrarse en la imagen), definen en gran medida la calidad de la imagen. En una imagen $N \times N \times k$, N se relaciona a la resolución espacial y k al nivel de cuantificación. Una alta relación señal a ruido significa que la imagen tiene una señal fuerte pero con poco ruido y es agradable a la vista, por lo tanto presenta una imagen de buena calidad.

No suelen presentarse reglas para determinar la relación entre estas variables, sino que la calidad de la imagen depende de sus características y de la respuesta de los observadores. En general, se desea un número amplio de niveles de cuantificación y una buena resolución espacial.

En ocasiones se obtienen buenos resultados con un muestreo más denso, y en otras con una cuantificación más fina.

Es importante tener en cuenta que una escena con cambios lentos (suaves) es necesario tener una cuantificación fina pero la resolución espacial puede ser burda, mientras que en una escena con mucho detalle es necesario tener una buena resolución espacial, aunque la cuantificación puede ser relativamente gruesa.

La figura 2.2 demuestra el concepto de cuantificación y resolución espacial, teniendo tomografía computarizada abdominal (512 x 512 x 12 bits) como ejemplo de una imagen digital.

La figura 2.2 A muestra la imagen original y tres imágenes con una misma resolución espacial (512 x 512), pero con diferente nivel de cuantificación (8, 6 y 4 bits/píxel). La figura 2.2 B muestra la imagen original y tres imágenes con un mismo nivel de cuantificación (12 bits/píxel), pero con diferente resolución espacial (256 x 256, 128 x 128 y 32 x 32 píxeles). Fácilmente se puede visualizar que la calidad de la imagen disminuye al variar estos parámetros.

En la figura 2.2 C muestra la imagen original y la misma imagen con diferentes grados de ruido añadido. Comparando estas imágenes claramente se observa que el ruido degrada la calidad de la imagen.

Se debe tener en cuenta que una imagen de alta resolución requiere mayor capacidad de memoria para almacenamiento y aumenta el tiempo de transmisión y procesamiento.

2.3 IMAGEN EN EL DOMINIO DEL ESPACIO Y DOMINIO DE FRECUENCIA^{[1][2][29]}

2.3.1 COMPONENTES DE FRECUENCIA DE UNA IMAGEN.

En una imagen radiológica el valor del píxel $f(x, y)$ representa la estructura anatómica en el espacio y la imagen se define en el dominio espacial. Una imagen también puede ser representada por sus componentes de frecuencia espacial (u, v) a través de herramientas matemáticas. En este caso se utiliza el

símbolo $F(u, v)$ para representar la transformada $f(x, y)$ y se dice que $F(u, v)$ es la representación de frecuencia de $f(x, y)$ y se define en el dominio de frecuencia.

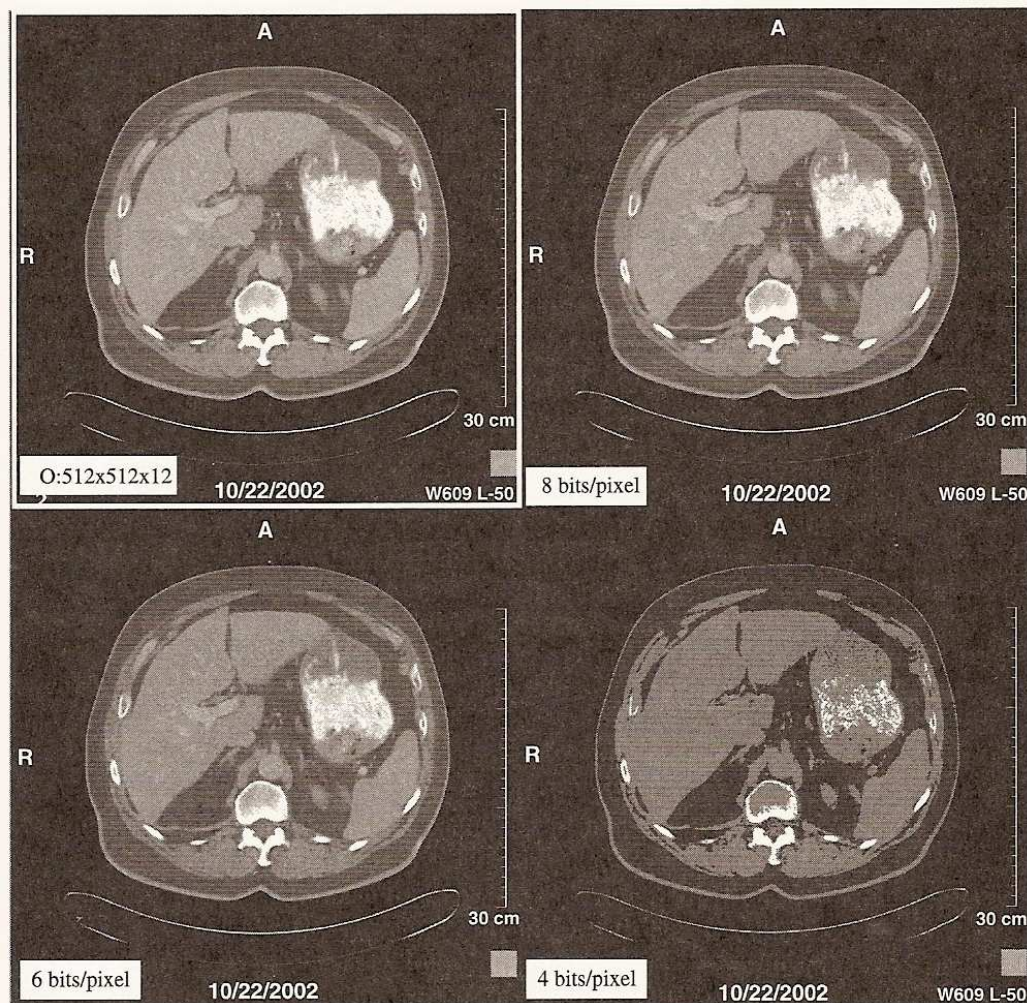


Figura 2.2 Ilustración de la resolución espacial y cuantificación de una imagen abdominal de tomografía computarizada

$F(u, v)$ es nuevamente una imagen digital pero no lleva el parecido visual de $f(x, y)$. Sin embargo, con un adecuado entrenamiento la información que se visualiza en el dominio de frecuencia no es fácilmente visible en el dominio espacial para detectar algunas características inherentes de cada tipo de imagen radiológica. Por ejemplo si una imagen posee muchos bordes este tendrá muchos componentes de alta frecuencia y una imagen de materiales uniformes como agua o plástico, tendrá varios componentes de baja frecuencia.

Si no se tiene nociones previas, puede ser complicado comprender el concepto de "representación en frecuencia de una señal", pero el trabajo con la señal en frecuencia, no solo sirve como información, sino que se puede modificar selectivamente los componentes de frecuencia para mejorar la imagen. Para obtener una imagen suave se puede incrementar la amplitud de los componentes de baja frecuencia, mientras que para los bordes de una imagen de rayos x se puede amplificar la amplitud de los componentes de alta frecuencia.

La manipulación de una imagen en el dominio de frecuencia tiene otras ventajas. Por ejemplo, por medio de la representación en frecuencia de una imagen podemos medir la calidad de esta. Además las imágenes radiológicas obtenidas del principio de reconstrucción de imágenes se basan en la representación de componentes en frecuencia.

2.3.2 TRANSFORMADA DE FOURIER

Básicamente la Transformada de Fourier es un método que se encarga de transformar una señal del dominio del tiempo, al dominio de la frecuencia, de donde se puede realizar su antitransformada y volver al dominio temporal.

La transformada de Fourier de una imagen de dos dimensiones $f(x, y)$, indicada por $F\{f(x, y)\}$, se define por la ecuación

$$\mathfrak{F}\{f(x, y)\} = F(u, v) = \int_{-\infty}^{\infty} \int_{-\infty}^{\infty} f(x, y) e^{-i2\pi(ux+vy)} dx dy \quad (2.1)$$

$$\mathfrak{F}\{f(x, y)\} = \text{Re}(u, v) + i \text{Im}(u, v) \quad (2.2)$$

Donde $i = \sqrt{-1}$ y $\text{Re}(u, v)$ e $\text{Im}(u, v)$ son las partes real e imaginaria de $F(u, v)$, respectivamente.

A menudo es conveniente expresar en forma exponencial, es decir,

$$F(u, v) = |F(u, v)| e^{i\phi(u, v)} \quad (2.3)$$

Donde

$$|F(u, v)| = \left[\text{Re}^2(u, v) + \text{Im}^2(u, v) \right]^{1/2} \quad (2.4)$$

y

$$\Phi(u, v) = \tan^{-1} \frac{\text{Im}(u, v)}{\text{Re}(u, v)} \quad (2.5)$$

La función módulo $|F(u, v)|$ recibe el nombre de espectro de Fourier de $\Phi(u, v)$ es su ángulo de fase. El cuadrado del espectro

$$P(u, v) = |F(u, v)|^2 \quad (2.6)$$

Se denomina espectro de potencia de $f(x, y)$. El término densidad espectral también se emplea para indicar el espectro de potencia.

Dada una $F(u, v)$, podemos volver a hallar $f(x, y)$ empleando la transformada inversa de Fourier.

$$\mathfrak{F}^{-1}\{F(u, v)\} = f(x, y) = \int_{-\infty}^{\infty} \int_{-\infty}^{\infty} F(u, v) e^{i2\pi(ux+vy)} du dv \quad (2.7)$$

Rápidamente llega a ser evidente que las dos operaciones son muy similares con un signo menos en el exponente que es la única diferencia. Por supuesto, las funciones que se aplican son diferentes, una es una función espacial, la otra es una función frecuencial. Hay también un correspondiente cambio en las variables. En el dominio de la frecuencia, \mathbf{u} representa la frecuencia espacial a lo largo del eje x de las imágenes originales y \mathbf{v} representa la frecuencia espacial a lo largo del eje y . En el centro de la imagen \mathbf{u} y \mathbf{v} tienen su origen.

Por una señal continua entenderemos una función continua de una o varias dimensiones. Podemos encontrar ejemplos de distintos tipos de señales en los

muy diversos aparatos de medida asociados al estudio de la física, química, biología, medicina, etc. Así por ejemplo, los distintos tipos de electrogramas²² que son usados en medicina son señales unidimensionales ya que se representan por una o varias curvas en función del tiempo, así como una señal de audio que va a un altavoz. Sin embargo, los distintos tipos de radiografías, así como todas las imágenes en 2D, son señales bidimensionales y los resultados de la tomografía axial computarizada y la resonancia nuclear magnética son señales tridimensionales.

2.3.3 LA TRANSFORMADA DISCRETA DE FOURIER

Al trabajar con imágenes digitales, nunca nos dan una función continua, sino que debemos trabajar con un número finito de muestras discretas. Estas muestras son los píxeles que componen una imagen. El análisis computerizado de imágenes requiere la **transformada discreta de Fourier (DFT)**. La transformada discreta de Fourier es un caso especial de la transformada continua de Fourier.

En el caso bidimensional, el par de transformadas de Fourier discretas, para imágenes de tamaño $M \times N$, vendrán dadas por las siguientes expresiones:

$$F(u, v) = \frac{1}{N} \sum_{x=0}^{N-1} \sum_{y=0}^{N-1} f(x, y) e^{-2\pi i(ux+vy)/N} \quad (2.8)$$

donde: $u, v = 0, 1, \dots, N-1$, y su inversa como

$$f(x, y) = \frac{1}{N} \sum_{u=0}^{N-1} \sum_{v=0}^{N-1} F(u, v) e^{2\pi i(ux+vy)/N} \quad (2.9)$$

Donde: $x, y = 0, 1, \dots, N-1$.

²² Gráfico que se obtiene con el electrocardiógrafo para medir la actividad eléctrica del corazón.

2.4 MODALIDADES DE IMAGEN

2.4.1 RADIOGRAFIA DIGITAL ^{[1] [3] [20] [21] [22]}

La imagen médica esta experimentando un cambio revolucionario. Desde el descubrimiento de los rayos X, la obtención de imágenes anatómicas se ha desarrollado de la misma forma. En la actualidad, esto ha comenzado a cambiar de forma rápida.

Una radiografía estática convencional se obtiene del mismo modo que una sombra chinesca²³. Se utiliza un campo de rayos X que forma una imagen después de atravesar al paciente. El receptor de imagen, una combinación de pantalla y película, es un dispositivo que graba directamente esa imagen. La figura 2.3 muestra un esquema de los pasos necesarios para obtener una radiografía convencional.

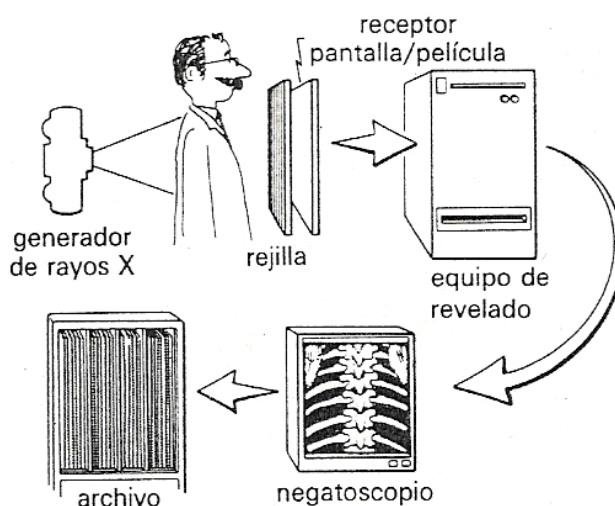


Figura 2.3 Procedimiento para obtener imágenes en RC

²³ Juego popular que consiste en interponer las manos entre una fuente de luz y una pantalla o pared, de manera que la posición y el movimiento de las manos proyecta sobre la pantalla sombras que representan distintos seres en movimiento.

La fluoroscopia convencional también proporciona una imagen tipo sombra chinesca en un receptor, que produce directamente una imagen del haz de rayos X transmitido. Hasta los años 60 se utilizaba una pantalla fluoroscópica como receptor de imagen para estos exámenes. En la actualidad es habitual emplear como receptor un tubo intensificador de imagen, los cuales suelen estar electrónicamente acoplados a un monitor de visualización.

La figura 2.4 indica un diagrama de los elementos utilizados en fluoroscopia.

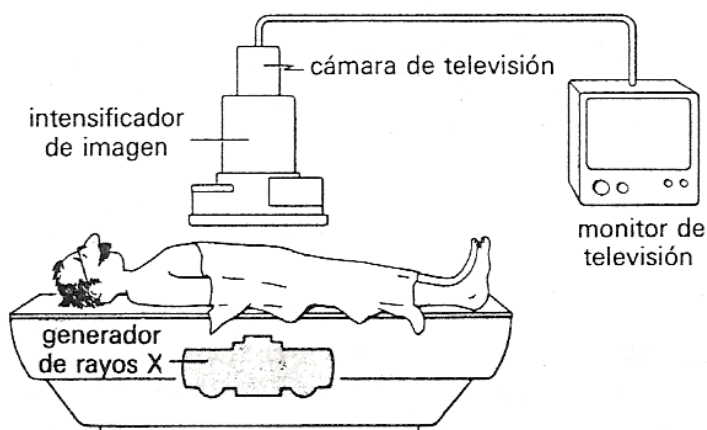


Figura 2.4 Procedimiento para obtener imágenes en FC

Estos equipos han sido utilizados durante muchos años y proporcionan imagen para el diagnóstico cada vez mejores, sin embargo, ambos tienen diversas limitaciones. Las radiografías estáticas deben ser reveladas lo cual supone un retraso en el diagnóstico. Una vez obtenida la imagen no se puede hacer nada para mejorar la información que contiene. Cuando se termina el examen, el resultado es una radiografía que hay que catalogar y archivar por si hay que volver a verla más adelante. Otra limitación, probablemente más grave, es el ruido inherente a estas imágenes. Tanto la radiografía como la fluoroscopia utilizan haces de zona, es decir, grandes haces rectangulares de rayos X. La parte de radiación dispersa del haz remanente por el efecto Compton²⁴ aumenta a medida que crece el tamaño del haz. Ello eleva el ruido de la imagen y degrada la resolución del contraste. La utilización de rejillas sólo ofrece una solución parcial a ese problema.

²⁴ Consiste en el aumento de la longitud de onda de un fotón de rayos X cuando choca con un electrón libre y pierde parte de su energía

Estas limitaciones pueden resolverse con la incorporación de la informática de diagnóstico visual. La nueva metodología para obtener imágenes médicas se basa en la transformación de las imágenes analógicas convencionales en imágenes digitales, lo que permita procesar los datos digitales adecuadamente y mostrarlos de forma que parezcan una imagen convencional. Esta conversión y manipulación de los datos no sería posible sin los avances registrados de la tecnología informática.

2.4.1.1 Fluoroscopia Digital y Escáner Laser

Debido que el 70% de los procedimientos radiográficos todavía utilizan la película como medio de salida, es necesario desarrollar métodos para convertir las imágenes de película tradicionales a formato digital. Entre los métodos para desarrollar esto tenemos: un convertidor A/D con cámara de video o un escáner láser para película.

Como lo describimos anteriormente, cuando la imagen es digitalizada, el nivel de gris de la película es cuantizado en un arreglo de dos dimensiones llamados píxeles. Existen dos factores que determinan si la imagen digitalizada verdaderamente representa la película original: la calidad del escáner y el efecto aliasing. Un escáner de baja calidad con un tamaño de píxel grande y con insuficiente bit/píxel producirá una mala imagen digitalizada. Por otro lado, un escáner de buena calidad puede producir efecto aliasing en una imagen digitalizada debido a algunos factores inherentes, tales como rejillas y bordes en la película original.

El efecto aliasing puede ser explicado de mejor manera con el teorema de muestreo, el cual establece que una señal $x(t)$ con frecuencias no mayores a f_m , debe ser muestreada a una velocidad (frecuencia de muestreo, f_s) de por lo menos dos veces la frecuencia mas alta contenida en dicha señal.

$$f_s \geq 2f_m \quad (2.10)$$

Este concepto nos permite encontrar el valor de muestreo que nos dará una reconstrucción perfecta de nuestra señal. Si nosotros muestreamos en un valor muy bajo (abajo del valor de Nyquist), entonces surgirán problemas para hacer una reconstrucción perfecta. Este problema que produce una superposición de las componentes espectrales es conocido como aliasing (algunos autores traducen este término como solapamiento).

En el dominio de frecuencia, notaremos que parte de la señal se trasladara con la señal siguiente a él. En este solapamiento los valores de la frecuencia serán sumados juntos y la forma del espectro de la señal será indeseablemente alterada.

2.4.1.1.1 Sistema Escáner de Video y Fluoroscopia Digital

El sistema escáner de video es un digitalizador de rayos X de bajo costo, el cual produce una imagen de 512 a 1 K con 8 bits/píxel. El sistema consiste de tres componentes principales: un dispositivo de escaneo con una cámara de video o un dispositivo de cargas eléctricas interconectadas (CCD), el cual escanea la película de rayos X, un convertidor A/D que convierte los valores de nivel de gris a la señal de video de la cámara, y una memoria de imagen para almacenar las señales digitales desde el convertidor A/D.

La imagen almacenada en memoria puede ser la representación de una película de rayos X, o la imagen obtenida por medio del tubo intensificador de imagen usando el sistema escáner de video. Si la memoria se conecta a un convertidor digital-análogo (D/A) y a un monitor de TV, esta imagen puede ser visualizada a través del monitor. La memoria también puede ser conectada a un dispositivo de almacenamiento externo para archivar la imagen a largo plazo.

La figura 2.5 indica el diagrama de bloques de un sistema escáner de video

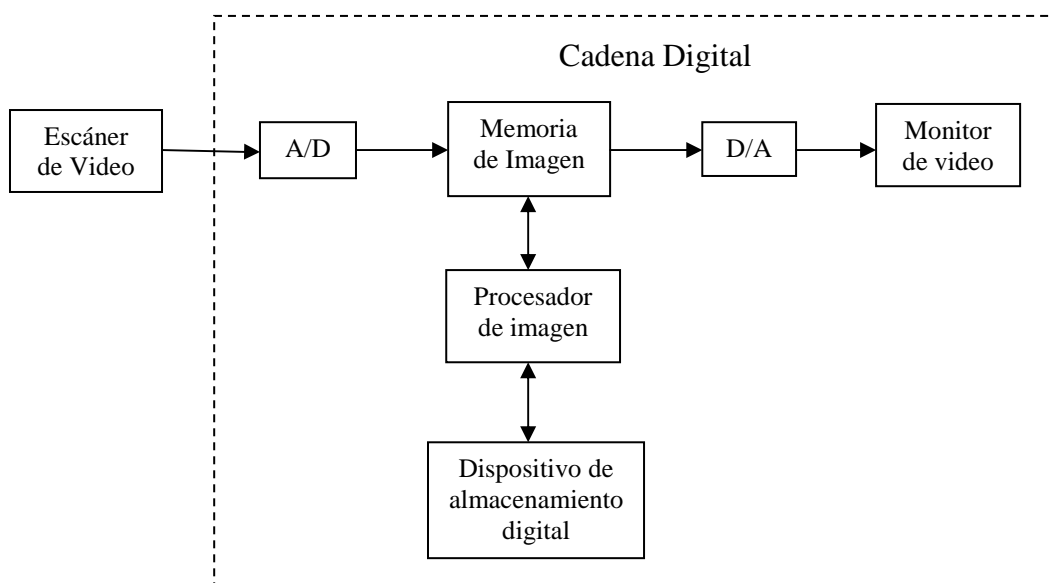


Figura 2.5 Diagrama de bloques de un sistema escáner de video

El sistema escáner de video puede ser conectado a un tubo intensificador de imágenes para formar un sistema de fluoroscopia digital.

Fluoroscopia digital es un método que puede producir imágenes dinámicas de rayos X, sin la necesidad de cambiar drásticamente el cuarto de procedimientos radiográficos.

La estrategia general consistió en utilizar un equipo de fluoroscopia convencional y colocar un ordenador entre la cámara y el monitor de televisión. La señal de vídeo que sale de la cámara pasa a través del ordenador, el que experimenta diversas manipulaciones antes de ser transmitida al monitor de televisión para su visualización.

Las principales ventajas de la FD sobre la convencional son:

- La velocidad de adquisición de imágenes.
- La mejora del contraste.
- Proporciona un rango dinámico mas largo.

Un examen mediante FD se realiza de forma muy parecida a una fluoroscopia convencional. Para el observador inexperto, el equipo utilizado es exactamente el mismo, pero las apariencias engañan.

Como se puede apreciar en la figura 2.6, se han añadido varios monitores de TV y un ordenador. La consola de control es mucho más complicada. Tiene el teclado típico de un ordenador ampliado con otro especial de funciones entre las que cabe destacar las de adquisición de datos y obtención de imágenes. También tienen zonas de control de vídeo y de manejo del cursor mediante dispositivos de señalización conocidos como ratón para el control de las regiones de interés. En general, se emplea una pantalla para los datos del paciente y del examen y sirve también para introducir anotaciones en las imágenes finales. Las otras dos controlan la obtención de la imagen.



Figura 2.6 Equipo de fluoroscopia digital

La figura 2.7 muestra un esquema de un sistema de fluoroscopia digital con los principales componentes:

1. Fuente rayos X: El tubo de rayos X frecuentemente situado debajo de la camilla del paciente y rejillas para minimizar la dispersión de los rayos X.
2. Receptor de imagen: El receptor de imagen es un tubo intensificador de imagen.

3. Sistema óptico con cámara de video: La luz de salida del tubo intensificador de imagen se dirige a través de un sistema óptico, el cual permite ajustar y enfocar la cámara de video. La cámara utilizada generalmente es plumbicon o CCD con 512 o 1024 líneas.
4. Cadena digital: La cadena digital consiste de un convertidor A/D, memoria, procesador de imágenes, almacenamiento y visualización. El convertidor A/D, memoria, y el almacenamiento puede manejar imágenes de 512 x 512 x 8 bits con 30 cuadros /s, o una imagen de 1024 x 1024 x 8 bits con 7.5 cuadros /s.

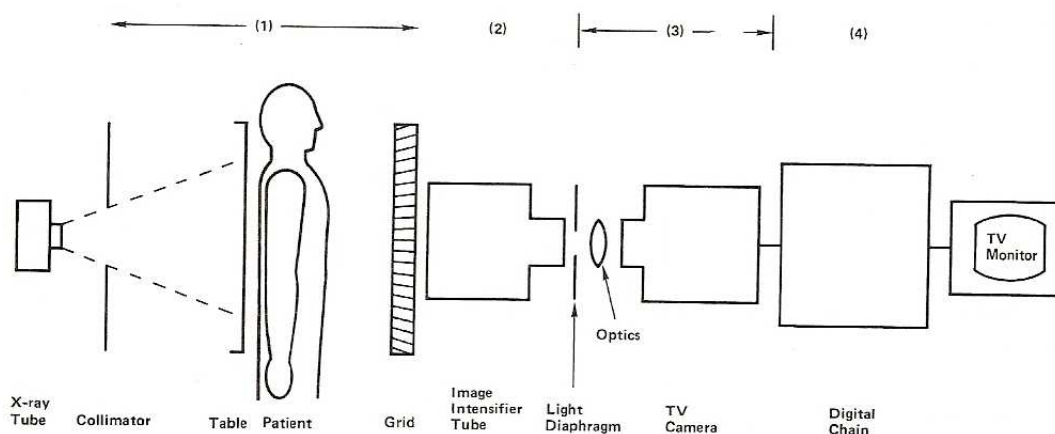


Figura 2.7 Sistema esquemático de Fluoroscopia digital

Fluoroscopia se utiliza para visualizar el movimiento de estructuras y líquidos internos, es decir, su principal utilidad es la realización de exámenes dinámicos. En la fluoroscopia la radiación emergente se convierte en luz visible ofreciéndonos imágenes en tiempo real. Se basa por tanto en aprovechar la propiedad fluorescente de los rayos x.

Aunque hubo un tiempo en el que se abusó de la fluoroscopia, hoy día no se la considera como una técnica diagnóstica sino como una técnica auxiliar o complementaria con unas indicaciones muy precisas ya que el diagnóstico requiere siempre la imagen sobre una radiografía, es decir, una imagen permanente.

Durante el estudio fluoroscópico el tubo está emitiendo un haz de rayos X y el técnico visualiza las imágenes de las estructuras atravesadas por dicho haz observando así el movimiento y, cuando detecta algo que merece su interés, realiza una radiografía de la imagen interrumpiendo para ello momentáneamente la fluoroscopia. Dicha radiografía tomada durante la exploración fluoroscópica se denomina seriorradiografía.

Una diferencia fundamental entre la radiografía y la fluoroscopia es que mientras en la primera se utilizan corrientes de cientos e incluso miles de mA, en fluoroscopia la corriente del tubo es siempre inferior a 5 mA, siendo habituales valores de 2-4 mA.

2.4.1.1.2 Escáner Láser

Las imágenes obtenidas sobre película convencional, bien sean imágenes antiguas, de otro centro, o de un equipo no conectable, deben poder ser convertidas a formato digital para incorporarlas a la carpeta del paciente. La mejor calidad se obtiene con los digitalizadores láser, que actuando como verdaderos densitómetros, obtienen resoluciones superiores a 2000x2000 píxeles y una gama de densidades de 12 bits (4096 tonos) por píxel.

El principio de funcionamiento del escáner láser se muestra en la figura 2.8.

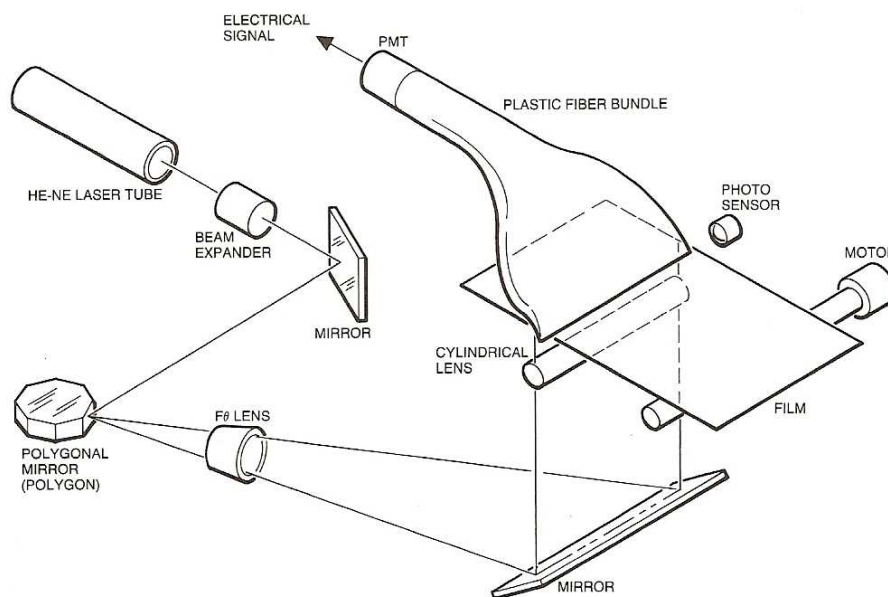


Figura 2.8 Principio de escaneo de un escáner láser.

Un sistema con un polígono de espejos rotativos se utiliza para guiar la luz láser (generalmente helio - neon) colimada de baja potencia (5mW) para escanear a través de una línea de la placa radiográfica. La radiografía avanza y se realiza el proceso de escaneo en la segunda línea y así sucesivamente. La densidad óptica de la película es medida por la transmisión del láser a través de cada pequeña área (por ejemplo 175 x 175 μm) de la radiografía con un tubo multiplicador y un amplificador logarítmico.

La luz transmitida a través de la película es detectada de manera eficiente por dispositivos de alta ganancia y muy bajo ruido y luego se aplican amplificadores a un circuito electrónico de conversión digital para su entrada a la PC. Esto hace que el dispositivo sea sumamente preciso y más costoso.

Los escáners láser ofrecen una densitometría²⁵ de escaneo donde la información digitalizada derivada del escáner representa con total precisión la verdadera información sobre la densidad de la película en todos y cada uno de sus puntos. Este es un logro característico de una fuente de luz puntual y de las técnicas especiales de procesamiento de la luz en un escáner láser que traspasa la película

La figura 2.9 muestra un diagrama esquemático del sistema de escaneo láser.

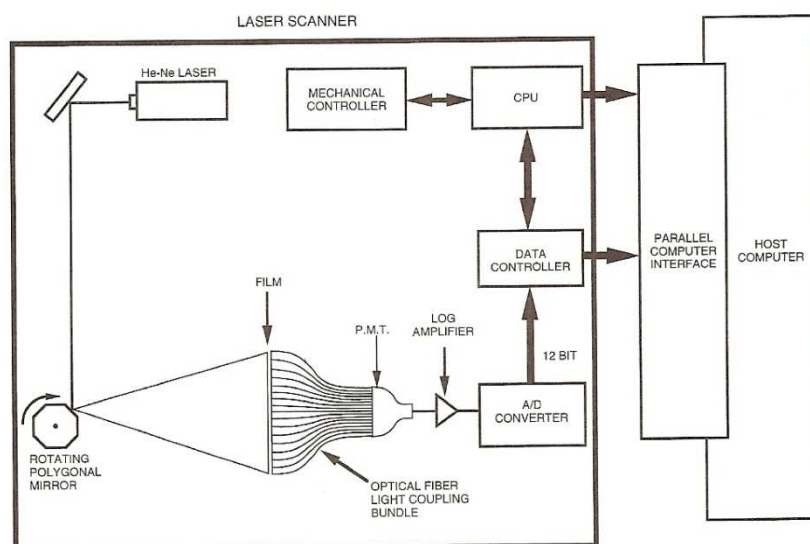


Figura 2.9 Diagrama de bloques de un escáner láser.

²⁵ Técnica por la que se puede determinar la densidad de una sustancia, de un cuerpo o incluso de partes del cuerpo humano,

Antes que un escáner este listo para el uso clínico, es necesario evaluar sus especificaciones y verificar la calidad de la imagen digitalizada. Existen varios parámetros importantes como:

- Relación entre el valor del píxel y la densidad óptica de la película.
- Respuesta del contraste de frecuencia.
- Linealidad
- Respuesta de campo plano

El hecho de que la salida de archivos de estos dispositivos sea compatible con DICOM depende del software empleado, no del fabricante del escáner. Todo lo que el escáner hace es transluminar la película y brindar un flujo de datos digitales de unos y ceros. Una vez que los datos llegan a la PC, la adaptación de la imagen adquirida al formato DICOM depende del fabricante del software. Algunos lo hacen, otros no.

2.4.1.2 Radiografía Computarizada

La radiografía computarizada (RC) utiliza una placa para imágenes, en lugar de una película. La placa para imágenes contiene fósforos fotoestimulables de almacenamiento, los cuales retienen la imagen latente. Al explorar la placa para imágenes con un haz láser en el digitalizador, la información sobre la imagen latente se libera como luz visible. Esta luz se captura y se la convierte en una secuencia digital para calcular la imagen digital.

Un lector de radiografías computarizadas explora la placa con un haz láser. La energía del láser libera los electrones atrapados y, como resultado, se emite una luz visible. Esta luz se captura y se la convierte en una secuencia de bits digitales que codifica la imagen digital.

Una vez que existe la imagen digital, ésta puede ser procesada, filtrada y retocada matemáticamente para ser mejorada. Luego puede ser visualizada en un monitor, ser impresa en una buena película o simplemente almacenada.

La resolución espacial de la RC no es tan buena como la radiografía convencional, pero la resolución de contraste resulta superior debido a los métodos de proceso utilizados. La latitud del sistema es excepcional y en muchos exámenes la dosis que recibe el paciente es considerablemente menor.

Originariamente, los beneficios de la Radiografía Computada (cuyo producto era en un principio sólo impresor en película, patentada y comercializada por Fuji), eran principalmente la reducción en las tasas de repetición y descarte para placas radiográficas portables, esto brindaba densidades de película más consistentes y deseables, y la posibilidad de someter a las imágenes a algoritmos antes de imprimirlas en película. La figura 2.10 muestra el flujo de datos de un sistema de RC.

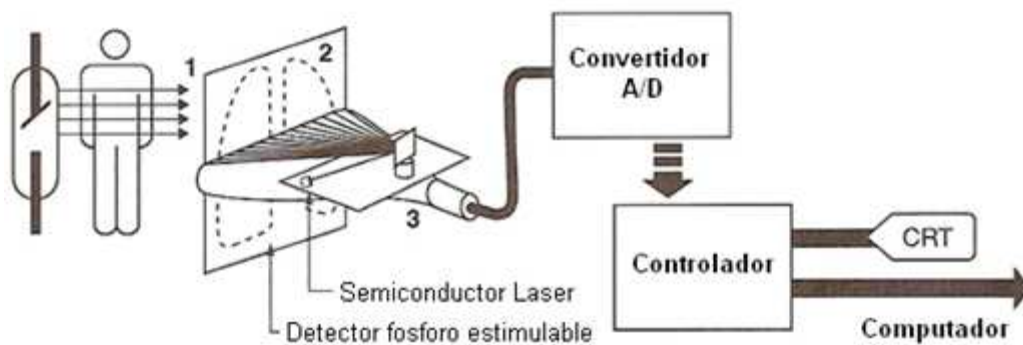


Figura 2.10 Flujo de datos de un sistema RC

Aunque el sistema de RC ofrece varias ventajas como son: producir una imagen digital, elimina el uso de películas, requiere un mínimo cambio en el departamento de procedimientos radiográficos y produce una imagen de calidad aceptable en la mayoría de exámenes. Si embargo, esta tecnología tiene ciertas limitaciones inherentes como son: esta tecnología requiere dos pasos separados para formar una imagen digital. Además, aunque la placa fosforescente es un buen detector de imagen su relación señal a ruido y la resolución espacial no son todavía ideales para algunos procedimientos radiográficos especializados. Por último, la placa fosforescente requiere una alta intensidad de luz para borrar los residuos de la imagen latente antes de que pueda ser rehusada.

2.4.1.3 Radiografía Digital

Durante los 10 últimos años, las investigaciones realizadas sobre la alternativa de la imagen digital sin películas han llevado al desarrollo de sistemas de captura directa de la imagen digital. Sólo recientemente, es técnicamente posible y económicamente viable utilizar tecnologías electrónicas para reemplazar la película radiográfica en tres de sus cuatro funciones: visualización, almacenamiento y comunicación. El despliegue de monitores de alta resolución con elevada luminancia, las altas prestaciones de los ordenadores actuales representados por las estaciones de trabajo, la posibilidad de tener imágenes digitales activas en dispositivos de almacenamiento que pueden recuperar grandes cantidades de datos e imágenes y las redes modernas que son capaces de transmitir imágenes archivadas a gran velocidad, donde y cuando se requieran, ha permitido definitivamente ganar la batalla de la imagen digital.

Empresas y laboratorios han hecho un tremendo esfuerzo para investigar nuevos sistemas de radiografía digital. Los principales factores son mejorar la calidad de la imagen y la eficiencia de operación, como también reducir los costos de exámenes radiográficos. Radiografía digital es ideal para competir con la radiografía convencional. Entre los parámetros que un sistema de RD debería tener tenemos:

- Producir imágenes digitales de alta calidad.
- Diagnosticar una baja dosis a los pacientes.
- Producir una imagen digital en pocos segundos después de la exposición de rayos X.
- Cumplir con estándares industriales.
- Tener una arquitectura abierta para conectividad.
- Ser compacto en tamaño.
- Fácil operación.

Dependiendo del método usado para la conversión de fotones de rayos x, la Radiografía digital puede ser categorizada en métodos de captura directos e indirectos. En la captura de imagen indirecta, los fotones de rayos X atenuados

inicialmente son convertidos en fotones de luz por el fósforo o scintillador²⁶, donde los fotones de luz son convertidos a señales eléctricas para formar la imagen. El método de captura de imagen directa genera una imagen digital sin pasar a través proceso de conversión del fotón de luz. La figura 2.11 muestra la diferencia entre el método de captura directo e indirecto.

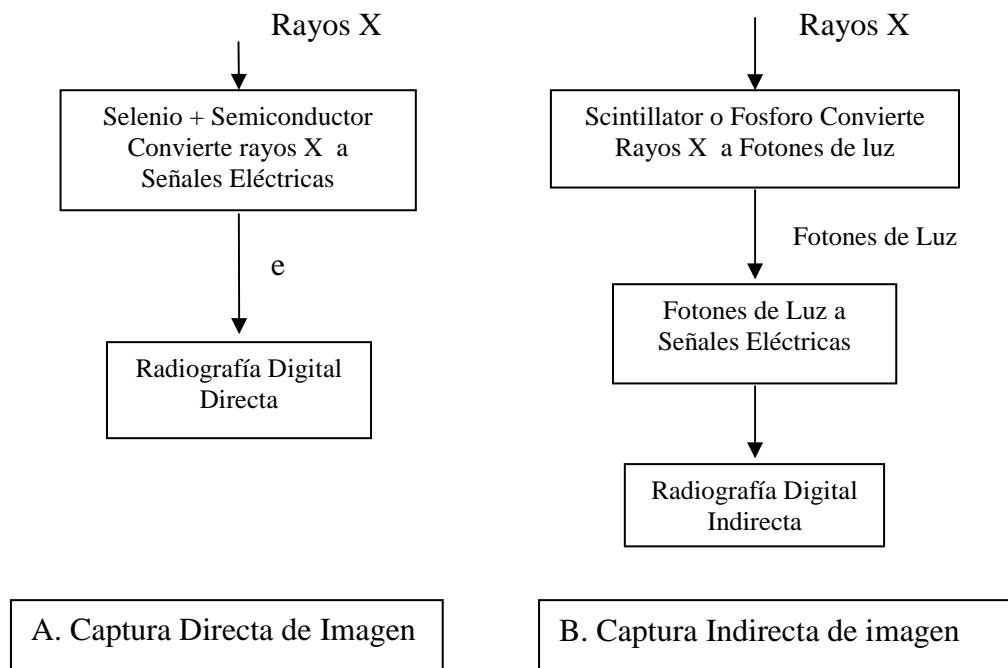


Figura 2.11 Métodos de captura de imagen directo e indirecto en radiografía digital.

La ventaja del método de captura de imagen directa es eliminar el proceso intermedio de convertir fotón / luz. La desventaja es en la ingeniería relacionada con el método de captura directa, debido que al ser mas elaborada implica una dificultad inherente para usar el detector para la adquisición de imágenes dinámicas debido a la necesidad de recargar el detector después de cada lectura.

²⁶ Sustancia que absorbe la alta energía (ionización) electromagnética o radiación cargada de la partícula entonces, en respuesta, despide luz fluorescente en una longitud de onda más larga.

2.4.1.3.1 Integración de la radiografía digital con PACS.

La principal ventaja de la radiografía digital es que minimiza los pasos del flujo de trabajo del paciente, lo cual se refleja en un mejor sistema del cuidado de la salud. Para utilizar completamente este beneficio, este debería ser integrado con PACS u operaciones de teleradiología.

El principal criterio de una integración efectiva es tener las imágenes RD disponibles en pantalla tan pronto sean capturadas. La figura 2.12 muestra un método de integración

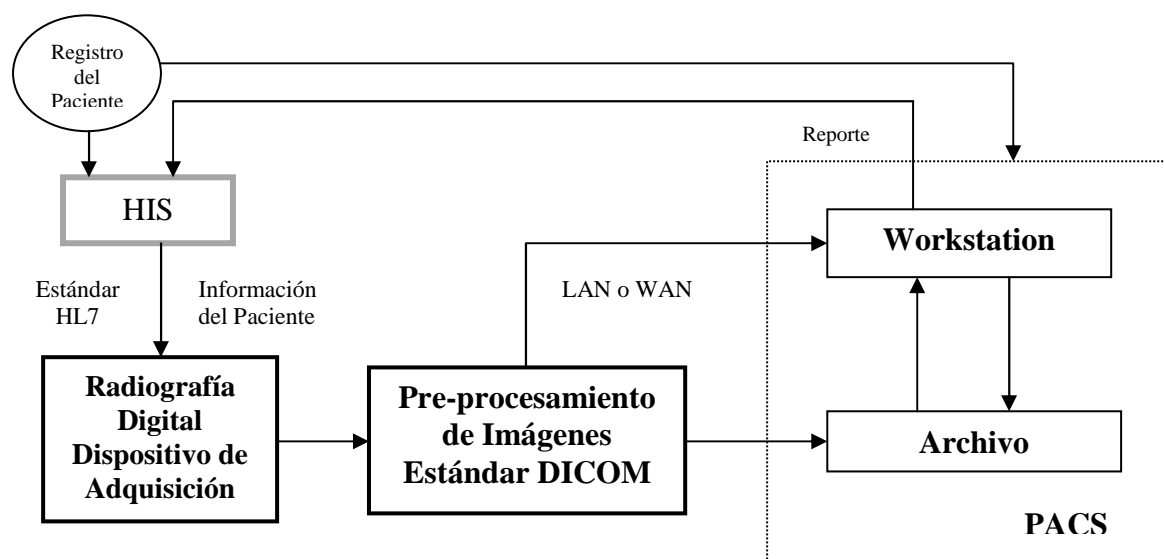


Figura 2.12 Integración de RD con PACS y teleradiología

Mientras la imagen DR está siendo generada, el Sistema de Información Hospitalario (HIS) transmite, descarga y transfiere información por medio del estándar HL-7 al archivo de PACS. Desde ahí, se recupera las imágenes/datos relevantes de la historia médica del paciente y esto se agrega en la carpeta del paciente en el archivo. Esta carpeta es remitida a las estaciones de trabajo después de la examinación. Las redes utilizadas para PACS son redes de área local (LAN) y para teleradiología se utiliza redes de área extendida (WAN).

Después que la imagen DR es disponible desde el sistema de imagen, el estándar DICOM es utilizado para el sistema de integración. Se realiza algunas imágenes pre-procesadas para mejorar su calidad visual.

Después del pre-procesamiento, la imagen es encaminada inmediatamente a las estaciones de trabajo pertinentes para las aplicaciones clínicas. Desde ese momento, la imagen es agregada a la carpeta del paciente, la cual previamente ha sido enviada por el archivo. Tanto la imagen DR actual como las anteriores pueden ser visualizadas simultáneamente en cualquier estación de trabajo.

La imagen actual como la carpeta del paciente se envía nuevamente al sistema de PACS para ser archivada.

Otro componente crítico en el sistema de integración RD son las estaciones de trabajo. Estas estaciones deberían tener la capacidad de visualizar imágenes RD con la más alta calidad posible. El tiempo para visualizar la imagen debe ser de pocos segundos. La pantalla plana de cristal líquido (LCD²⁷) es la mejor opción debido a su excelente calidad de visualización, brillo y tamaño.

2.4.2 TOMOGRAFIA COMPUTARIZADA ^{[3] [4] [23] [24]}

La tomografía axial computada (TAC) o también conocida como tomografía computada (TC), es un método imagenológico de diagnóstico médico, que permite obtener imágenes de cortes transversales del cuerpo humano. Estas imágenes pueden servir en sí para ayudar a los médicos en sus diagnósticos. Pero además, estas imágenes se pueden combinar y obtener una visualización tridimensional de las mismas. Si a esta visualización tridimensional se le añade la posibilidad de ocultar tejidos u órganos haciéndolos transparentes, visualizar parte del volumen, la posibilidad de navegar por el interior de los mismos, etc., es en estos casos cuando estas herramientas se pueden considerar como de gran ayuda para el diagnóstico, planificación o simulación quirúrgica. Herramientas que cada vez adquieren mayor relevancia en el ámbito hospitalario y que gracias a los esfuerzos realizados en los últimos tiempos están adquiriendo cada vez mayores prestaciones.

²⁷ *Liquid crystal display*

Para aumentar la definición de por sí alta, se puede recurrir a distintos medios de contraste, con lo que se obtendrá una imagen mucho más nítida. Por ejemplo, el bario²⁸ se utiliza para realzar la estructura intestinal, este puede ser suministrado al paciente por vía oral o rectal.

El uso de los rayos X en la TAC, es una notoria diferencia con el otro método de diagnóstico médico por configuración de imagen, la resonancia nuclear magnética (RNM), que en cambio, utiliza ondas de radiofrecuencia dentro de un campo magnético de alto poder, no irradiando al paciente.

No debe confundirse la TAC con la radiología convencional de rayos X (placa simple), que igualmente permite una visualización en dos dimensiones, pero con mucho menor detalle, debido a que se superponen las diferentes estructuras del organismo sobre una misma imagen, porque la radiación es emitida de una forma difusa. En cambio, para la TAC se utiliza un haz muy bien dirigido y con un grosor determinado, que depende del tamaño de la estructura a estudiar, pudiendo variarlo desde los 0.5 mm hasta los 20 mm.

Otra diferencia notable entre estos dos métodos diagnósticos, es que en la placa simple, las estructuras se ven radiolúcidas (en negro, por ejemplo pulmón) y radiopaco (en blanco, por ejemplo hueso), no pudiéndose diferenciar otro tipo de densidad. Mientras que en la TAC, se pueden distinguir distintas densidades, pudiendo así reconocer los múltiples tejidos; además se logran visualizar detalles de hasta 1 mm o 2 mm (cosa no factible en la placa simple), dejando muy pocas estructuras fuera de observación. Esta resolución, es una ventaja fundamental para el diagnóstico precoz de procesos tumorales. Vale la pena destacar, a favor de la placa simple, que es de un costo muy inferior (a la TAC, lo que permite una mayor accesibilidad a este método en nuestro país).

Las técnicas de Tomografía Computerizada crean imágenes de cortes transversales de un objeto juntando numerosas imágenes de proyección sobre el

²⁸ Elemento químico de la tabla periódica cuyo símbolo es Ba

objeto en el plano de interés. Una imagen de proyección es una imagen unidimensional en la que el brillo de cada píxel es igual a la absorción de rayos X en la sección del objeto. Combinando las múltiples vistas de proyección, se sintetiza la imagen del corte transversal.

Según el plano de orientación existen tres tipos de cortes: axial, coronal y sagital. La figura 2.13 muestra la orientación de los mismos.

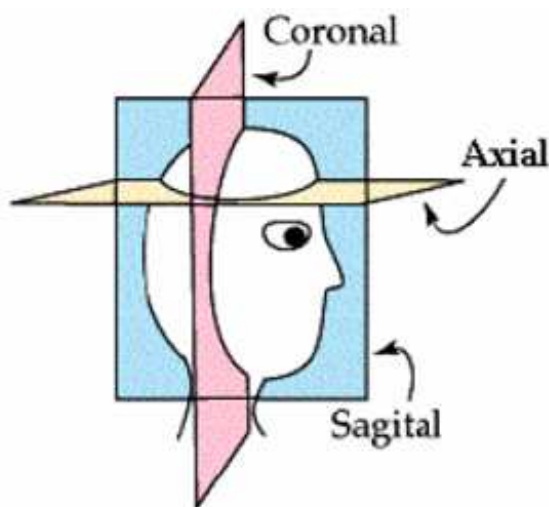


Figura 2.13 Planos de orientación

En TC si el corte es axial dicha imagen se conoce como TAC.

Una vez tomadas las proyecciones de un corte concreto, puede empezar el proceso de reconstrucción. La imagen del corte se crea retroproyectando las imágenes de proyección unidimensional individuales.

En objetos complejos, como la cabeza humana, cada retroproyección mejora la resolución de la imagen final. La última resolución que se consigue es relativa al número de proyecciones implicadas en el proceso. Por lo tanto, la complejidad de los detalles de un objeto determinan el número de proyecciones necesario para una reconstrucción de calidad.

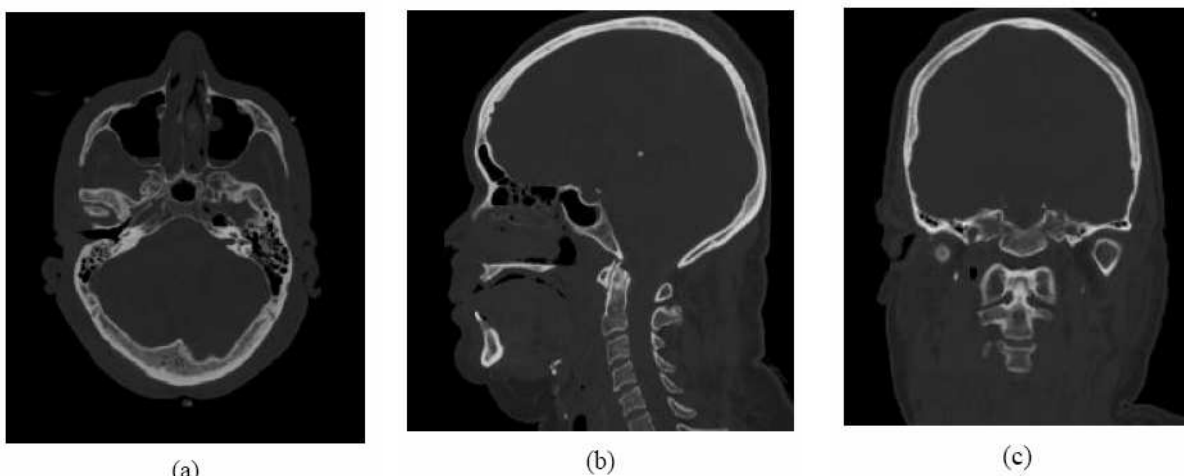
Se puede implementar el proceso de retroproyección reproduciendo horizontalmente cada imagen de proyección unidimensional en una imagen bidimensional. Cada imagen bidimensional se gira a su ángulo original cuando se

toma. Estas operaciones necesitan interpolación²⁹ de píxeles para estimar el brillo de los píxeles intermedios. Una interpolación pobre puede producir reconstrucciones de imágenes erróneas.

Se juntan todas las imágenes de proyección bidimensional giradas, píxel a píxel, utilizando procesos de puntos de dualidad de imágenes. Dado que cada proyección tiene píxeles cuyo brillo varía entre 0 y 255 (resolución de brillo de 8 bits) la suma total puede crear píxeles cuyo brillo exceda de 255. Así pues, los píxeles de la suma resultante se dividen por un valor constante, dando un brillo en el rango 0-255. El proceso de retroproyección determina la imagen del corte reconstruido.

Una imagen por sí sola puede que no sea suficiente para que el clínico realice un diagnóstico adecuado. Y por lo general necesita más de una imagen del mismo paciente cada cierto intervalo: 1 mm, 0.5 mm..

A continuación en la figura 2.14 se muestran unas imágenes de TC y RM de la cabeza y del cuerpo de un hombre y de una mujer.



²⁹ Construcción de nuevos puntos partiendo del conocimiento de un conjunto discreto de puntos.

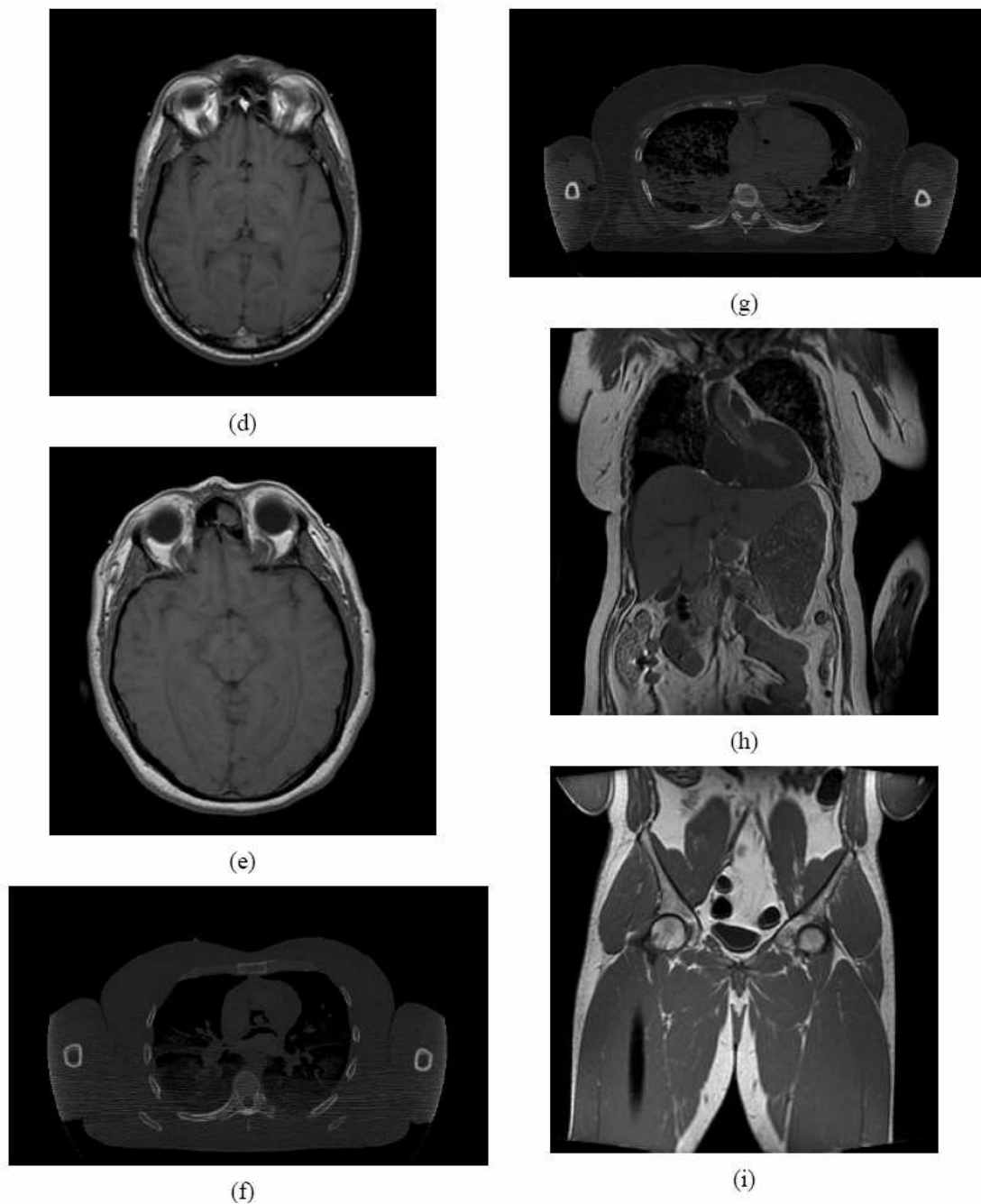


Figura 2.14 Imágenes de TC y RM, extraídas de: “Visible Human CD (Male and Female)”. (a) TC axial de la cabeza de un hombre; (b) TC sagital de la cabeza de una mujer; (c) TC coronal de la cabeza de una mujer (d) RM de la cabeza de un hombre; (e) RM de la cabeza de una mujer; (f) TC axial del cuerpo de un hombre (g) TC del cuerpo de una mujer (h) RM coronal del cuerpo de un hombre (i) RM coronal del cuerpo de una mujer

2.4.2.1 Componentes de un Tomógrafo

Todos los equipos de tomografía axial computada están compuestos básicamente por tres grandes módulos o bloques, estos son: el gantry, la computadora y la consola.

2.4.2.1.1 Gantry

El gantry es el lugar físico donde es introducido el paciente para su examen. En él se encuentran, el tubo de rayos X, el colimador, los detectores, el DAS y todo el conjunto mecánico necesario para realizar el movimiento asociado con la exploración (ver la figura 2.15).

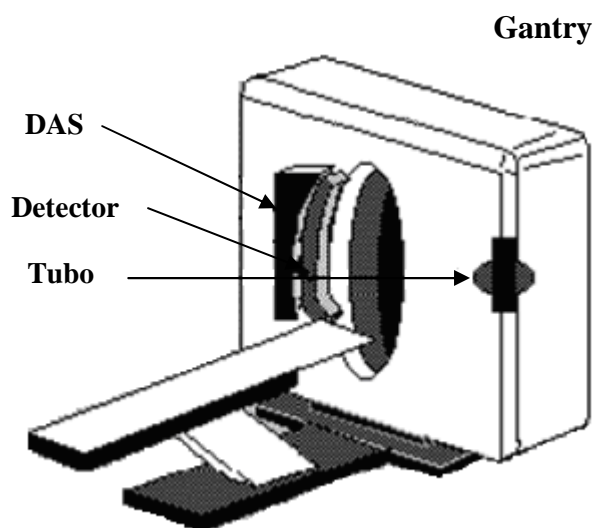


Figura 2.15 Gantry y mesa

Hay dos tipos de gantry, los que rotan 360° y cambian de dirección y los de rotación continua (son los más modernos y se utilizan en los sistemas helicoidales, que se diferencian porque la energía y la transmisión de las señales adquiridas, llega a través de anillos deslizantes).

Tubo de rayos X

El tubo de rayos X es un recipiente de vidrio al vacío, rodeado de una cubierta de plomo con una pequeña ventana que deja salir las radiaciones al exterior.

Colimador

Es un elemento que me permite regular el tamaño y la forma del haz de rayos. Aquí es donde se varía el ancho del corte tomográfico. Este puede variar de 1 a 10 mm de espesor.

Detectores

Los detectores reciben los rayos X transmitidos después que atravesaron el cuerpo del paciente y los convierten en una señal eléctrica. Existen 2 tipos de detectores:

- Detectores de gas Xenón: El detector es una cámara que contiene el gas Xenón a alta presión y un par de placas. El rayo entrante ioniza el gas y los electrones son atraídos por la placa cargada positivamente. Luego la corriente generada es proporcional a la cantidad de rayos absorbidos.
- Detectores de cristal o de estado sólido: Están hechos de un material cerámico que convierte los rayos X en luz. El detector tiene a su vez un fotodiodo, que convierte la luz en una señal eléctrica, proporcional al número de fotones de rayos X, que entran en la celda.

DAS (Data acquisition system).

El DAS muestrea la señal eléctrica y realiza la conversión analógica-digital, para que la computadora procese los datos.

2.4.2.1.2 Computadora

La computadora, tiene a su cargo el funcionamiento total del equipo, el almacenamiento de las imágenes reconstruidas y de los datos primarios, contiene el software de aplicación del tomógrafo y presenta una unidad de reconstrucción rápida, encargada de realizar los procesamientos necesarios para la reconstrucción de la imagen a partir de los datos recolectados por el sistema de detección.

2.4.2.1.3 Consola

La consola, es el módulo donde se encuentra el teclado para controlar la operación del equipo, el monitor de TV (donde el operador observa las imágenes).

2.4.2.2 Funcionamiento Básico

Básicamente, el tomógrafo está compuesto por un tubo de rayos X y un detector de radiaciones que mide la intensidad del rayo, luego que atraviesa el objeto en estudio. Conocida la intensidad emitida y la recibida, se puede calcular la atenuación o porción de energía absorbida, que será proporcional a la densidad atravesada. Dividiendo el plano a estudiar en una serie de celdas de igual altura que el haz y el resto de las dimensiones elegidas de forma adecuada para completar el plano, la atenuación del haz será la suma de la atenuación de cada celda. Calculando la atenuación de cada celda se conocerá su densidad, permitiendo reconstruir un mapa del plano de estudio, asignando a cada densidad un nivel de gris. Las imágenes guardadas en disco, luego de procesadas, pueden mostrarse en pantalla.

2.4.2.3 Procedimiento

Primeramente se le solicita al paciente, que se despoje de todo objeto metálico. Posteriormente el paciente debe de acostarse sobre la camilla, en la cual es amarrado, para evitar que éste se mueva durante el procedimiento. El técnico radiólogo, luego deja el paciente para ubicarse en una pequeña habitación contigua, con una ventana especialmente diseñada, que le permite observar el procedimiento y protegerse de las sucesivas radiaciones del equipo. Allí puede manejar la consola. Además las habitaciones cuentan con intercomunicadores, que le permiten estar en contacto con el paciente. A veces, el estudio puede ser detenido, para inyectar contraste, con el objeto de realzar ciertas estructuras. La duración total del procedimiento, puede llevar entre 30 y 90 minutos, dependiendo del tipo de tomógrafo utilizado. Finalmente, el medico radiólogo, realiza el informe correspondiente a este procedimiento.

2.4.3 RESONANCIA MAGNÉTICA ^{[25] [26] [27] [28]}

La imagen por resonancia magnética (RM) es una técnica de diagnóstico sofisticada que utiliza un campo magnético fuerte, ondas de radio y una computadora para producir imágenes de sección transversal de distintas partes del cuerpo. La RM produce mejores exploraciones del tejido blando y se utiliza, en general, para producir imágenes del cerebro, la columna vertebral, los órganos en el pecho y el abdomen, el corazón y los vasos sanguíneos y estructuras próximos a los huesos, tales como los músculos y ligamentos.

La técnica produce imágenes de altísima calidad de los órganos y estructuras del cuerpo permitiendo estudiar múltiples lesiones y enfermedades, incluso en sus etapas iniciales.

La IRM se basa en la excitación de los núcleos de uno de los tres isótopos del hidrógeno, el ^1H , previamente introducidos en un potente campo magnético estático, denominado B_0 .

La intensidad del campo magnético que se utiliza para la obtención de imágenes médicas en RM oscila entre 0,012 y 2 Teslas.

Los imanes para producir ese campo magnético pueden ser permanentes, resistivos, superconductivos o mixtos. Los imanes que producen campos magnéticos altos, a partir de 0,5 T, son superconductivos.

Los protones magnetizados en el campo magnético (CM), en estado de relajación, adquieren dos orientaciones: de baja y alta energía, o paralelos y antiparalelos respectivamente. Simultáneamente, los momentos magnéticos de los protones realizan un movimiento de precesión alrededor del eje del campo magnético. La frecuencia de precesión depende de la intensidad del campo. Para un CM de 1T la frecuencia de precesión es de 45 MHz. Esta aumenta o disminuye de manera proporcional al CM, de tal manera que en un CM de 0,5 T la frecuencia de precesión es de 22,5 MHz y en 2T de 90 MHz.

En una pequeña proporción, predominan los protones de orientación paralela o de baja energía, formándose en la muestra un vector de magnetización neto, orientado en la dirección del campo magnético. En esta situación, los protones están en estado de magnetización y relajación. Cuanto más intenso es el CM,

mayor es la proporción de paralelos sobre antiparalelos, y el vector neto es mayor.

Como únicamente se puede medir magnetización en el plano transversal, la muestra es expuesta a pulsos de radiofrecuencia, junto a gradientes de campo magnético variables, que inclinan el vector de magnetización del volumen seleccionado hacia el plano transversal. La radiofrecuencia es devuelta en forma de señal eléctrica oscilante, generalmente en forma de eco. Estas señales, codificadas en fase y frecuencia mediante gradientes, se utilizan para formar la imagen.

La amplitud del eco se reflejará en el menor o mayor brillo de la imagen final, y depende preferentemente de la densidad protónica, la relajación, y en menor medida de otros factores como el flujo, la perfusión, la difusión y la transferencia de la magnetización.

La diferencia de señal entre los diferentes tejidos traduce la resolución de contraste. Esta es superior a la de cualquier otro método de imagen diagnóstica. En la IRM, la señal y el contraste entre tejidos pueden ser manejados por el operador según las diferentes potenciaciones de las secuencias, incluso puede suprimirse la señal de diferentes tejidos. Esta posibilidad de manejo de los contrastes, junto a la capacidad multiplanar, hace de este método diagnóstico una herramienta excepcional en el diagnóstico médico.

2.4.3.1 Componentes de un equipo de RM

Los componentes fundamentales son:

- Imán creador del campo electromagnético. Este es el componente básico de un sistema de imágenes por resonancia magnética. La consideración primaria en lo que respecta a la calidad del imán es la homogeneidad o uniformidad de su campo magnético.
- Sistema de radiofrecuencia. El sistema transmisor de RF es responsable de la generación y transmisión, por medio de una bobina transmisora (antena), de la energía de radiofrecuencia utilizada para excitar los protones.

- Gradientes. Son generados por tres bobinas ortogonales, orientadas en la dirección x , y , z del escáner. Normalmente se trata de electroimanes resistivos alimentados por sofisticados amplificadores que permiten un ajuste rápido y preciso de la intensidad del campo y su dirección.
- Sistema de adquisición de datos. Es el encargado de medir las señales provenientes de los protones y digitalizarlas para su procesamiento posterior. Todos los sistemas de resonancia magnética utilizan una bobina receptora para detectar los voltajes inducidos por los protones luego del pulso de RF. Para estudios de grandes volúmenes de tejido (como en imágenes del cuerpo o la cabeza), la bobina transmisora normalmente sirve también como receptora.
- Ordenador para analizar las ondas y representar la imagen. Además permite controlar todas las funciones del scanner. Se pueden seleccionar o modificar parámetros, visualizar o guardar las imágenes de los pacientes en distintos medios, y realizar procesos posteriores sobre las imágenes (como zoom en regiones de interés).
- Equipo de impresión para imprimir la placa.

Además de afectar la carga positiva de los protones, el electromagnetismo también genera una gran cantidad de calor, por lo que estos equipos cuentan con potentes sistemas refrigerantes. Esta refrigeración se logra introduciendo, en tuberías especiales, sustancias criogénicas como el helio o el nitrógeno líquido.

El equipo de resonancia magnética se encuentra dentro de un cuarto forrado de cobre en su interior para evitar interferencias de ondas que pudieran llegar del exterior. A esto se le llama "Jaula de Faraday".

La figura 2.16 muestra un diagrama de bloques de un sistema de imagen por resonancia magnético genérico, ilustrando los componentes necesarios para la producción de las imágenes y su visualización.

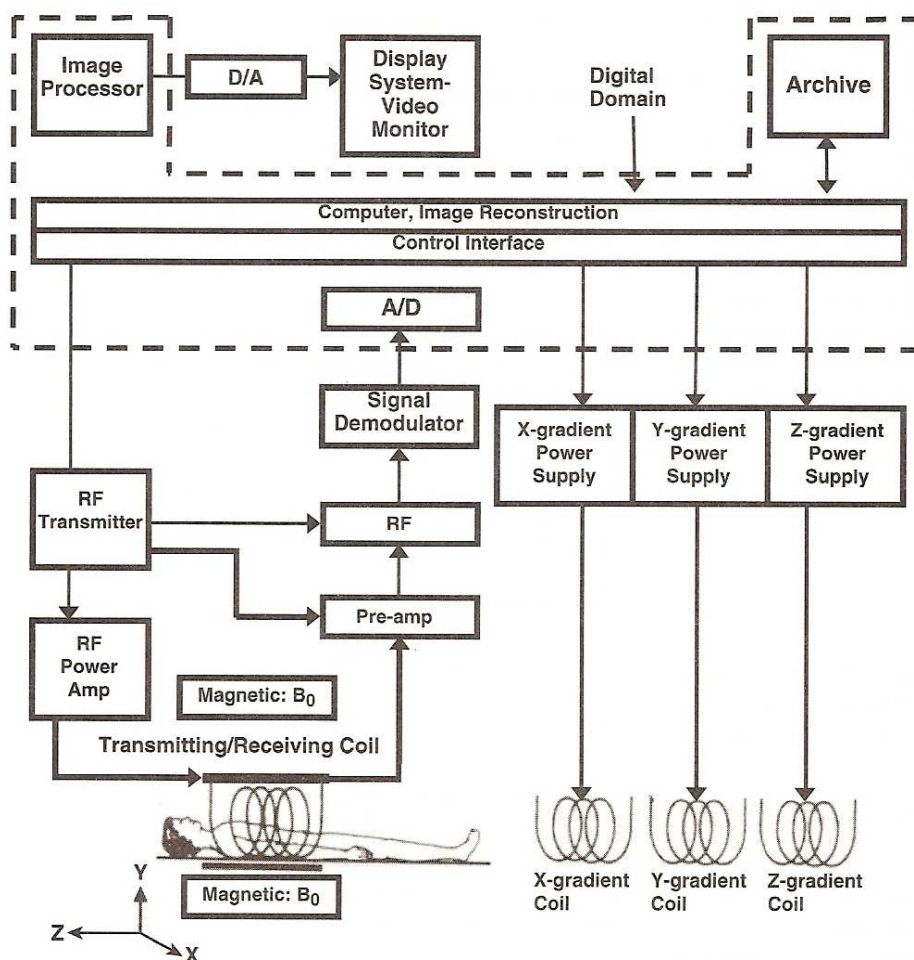


Figura 2.16 Diagrama de Bloques de un sistema MRI genérico

La imagen por resonancia magnética (IRM) es un método tomográfico de emisión cuyas principales ventajas sobre otros métodos de imagen son:

- Su capacidad multiplanar, con la posibilidad de obtener cortes o planos primarios en cualquier dirección del espacio.
- Su elevada resolución de contraste, que es cientos de veces mayor que en cualquier otro método de imagen.
- La ausencia de efectos nocivos conocidos al no utilizar radiaciones ionizantes.

- d. La amplia versatilidad para el manejo del contraste.
- e. Permite cortes muy finos (1/2 mm o 1mm) e imágenes muy detalladas permitiendo observar detalles anatómicos no apreciables con otro tipo de estudio.
- f. No causa dolor.
- g. El paciente tiene en todo momento comunicación con el médico

Sin embargo, entre las principales desventajas de esta técnica comparada con XCT tenemos:

- a. Menor resolución espacial.
- b. Menor calidad de la imagen en algunos órganos.
- c. Largo tiempo de exploración.
- d. El costo económico (superior a los de otros estudios)
- e. Los problemas planteados en lo que respecta a dispositivos de soporte vital (apoyo ventilatorio mecánico, marcapasos), materiales ferromagnéticos³⁰ presentes en el paciente (proyectiles de arma de fuego) y sistemas de tracción esquelética o de inmovilización, que pueden interferir en la calidad de la imagen o incluso conllevar riesgo para la vida del paciente por movilización de dichos componentes.
- f. Sensación de claustrofobia cuando se está adentro del túnel.

2.4.4 ULTRASONIDO ^[30] ^[31] ^[32]

Ultrasonido es un procedimiento de diagnóstico no invasivo (no se perfora la piel) utilizado para evaluar ciertas estructuras de tejido blando, como los músculos, los vasos sanguíneos y los órganos.

Se basan en la emisión de pulsos de ultrasonido y la posterior recepción de los ecos procedentes de las estructuras internas. Las técnicas de ultrasonidos son muy atractivas porque van a permitir obtener secuencias de imágenes en tiempo

³⁰ Aquel que puede presentar ferromagnetismo

real, empleando un equipo móvil compacto y a un precio significativamente pequeño, a diferencia de otras técnicas de imagen médica.

La naturaleza de tiempo real de los ultrasonidos hace posible que el médico pueda observar el movimiento de estructuras internas en el paciente. Esto ha dado lugar a la gran utilización de ultrasonidos en los campos de ginecología, pediatría y cardiología, entre otros. Los equipos que utilizan técnicas Doppler³¹ pueden extraer también información cuantitativa relativa a velocidades, como por ejemplo del flujo sanguíneo de un vaso de interés. Además, la introducción en el paciente de señales de ultrasonidos con la potencia empleada en la actualidad se puede considerar totalmente inocuo. La ausencia de efectos secundarios debidos a la exposición, la portabilidad del equipo, el costo relativamente bajo y los modos de adquisición cuantitativos, hacen que sea la técnica de imagen médica más utilizadas en la actualidad.

Básicamente todos los escáneres de ultrasonidos de uso clínico proporcionan imágenes de los ecos recibidos, a diferencia de otras modalidades de imágenes de ultrasonidos transmitidos (mapas de atenuación). Se emite una onda acústica hacia el cuerpo del paciente utilizando un transductor manual móvil. La onda de ultrasonidos interactúa con los tejidos internos que reflejan o dispersan parte de la energía transmitida, que va a ser la señal detectada por el transductor. Si conocemos la velocidad de transmisión del ultrasonido en el tejido, vamos a poder determinar la distancia desde el transductor al lugar donde se produjo la interacción. Las características de la señal recibida (amplitud, fase, etc.) van a darnos información de la naturaleza de la interacción y, por tanto, información del tipo de tejido en el que ocurrió dicha interacción.

Las ondas de presión se propagan a través del tejido a una velocidad característica.

La velocidad del sonido en los tejidos varía en función del tipo de tejido, la temperatura y la presión. Normalmente se considera la temperatura y presión

³¹ Efecto de la física que ocurre cuando una fuente en movimiento emite ondas.

normal del cuerpo, por lo que la diferencia de velocidad sólo va a depender del tipo de tejido.

Debido a que parte de la energía de la onda transmitida se absorbe, dispersa o refleja de forma continua, según pasa a través del tejido, la onda se atenúa cada vez más según penetra más profundamente dentro del tejido. La atenuación es debida a varios factores, pero principalmente a la absorción y a la dispersión.

La figura 2.17 muestra un esquema simplificado de un escáner de ultrasonido, el cual está compuesto por un transductor, un pulso generador de alto voltaje, un circuito transmisor, un circuito receptor incrementando la ganancia del receptor con tiempo para compensar la pérdida en el eco (time gain compensation, TGC), un brazo de escaneo mecánico con codificadores de posición, un convertidor de escáner digital (DSC, digital scan converter) y un monitor de visualización de video.

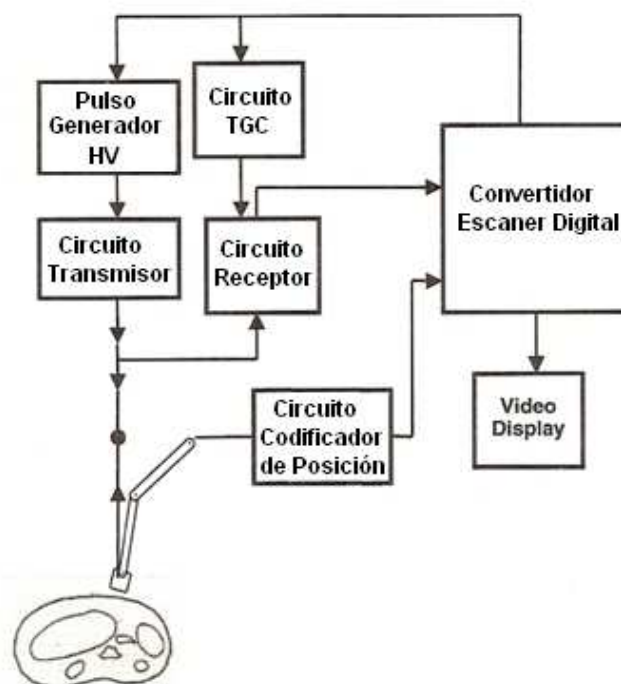


Figura 2.17 Diagrama de bloques de un sistema de un sistema de ultrasonido

Las ondas acústicas son generadas al aplicar pulsos de alto voltaje al cristal piezoeléctrico, resultando en la creación de una onda sónica de presión longitudinal. La velocidad a la cual los pulsos son proporcionados por el circuito transmisor al transductor son determinados por la frecuencia de repetición de pulso (PRF). Generalmente su rango va desde 0.5 a 2.5 kHz. La frecuencia de la onda acústica tiene un rango de 1 a 15 MHz y depende del espesor del cristal piezoeléctrico. El transductor funciona ya sea como un transmisor acústico o un receptor debido que las ondas de presión mecánicas interactúan con el cristal resultando en la creación de una señal eléctrica.

Los pulsos de amplitud de ecos recibidos, los cuales forman las imágenes de ultrasonidos son transferidos en señales eléctricas por el transductor. Un circuito receptor de radio frecuencia amplifica y remodula la señal. El receptor debe tener un amplio rango dinámico (30 – 40 db) para poder detectar las señales reflejadas, las cuales generalmente tiene de 1 -2 voltios en superficies cercanas y micro voltios en estructuras profundas. Además, el receptor debe introducir muy poco ruido y un amplio ancho de banda de amplificación.

El circuito compensador de ganancia con tiempo (TGC) permite al operador amplificar las señales de eco de acuerdo con la profundidad del origen. Esto permite compensar la alta atenuación de una señal vista desde los ecos originados desde las interfaces mas profundas, resultando en una imagen mas uniforme.

La salida del receptor se introduce en un convertidor de escáner digital (DSC) y se utiliza para determinar la profundidad (dirección Z) a la cual el eco ocurre. La profundidad a la cual el eco se origina se calcula determinando el tiempo en el cual el eco regresa al transductor. La profundidad del reflector puede ser obtenida debido a la relación que existe entre el tiempo y la profundidad.

La codificación de la posiciones x , y y la orientación angular del transductor con respecto a la superficie de escaneo se determina por circuito codificador de posición. El brazo de escaneo es restringido a movimientos de una sola línea. Este contiene cuatro potenciómetros los cuales su resistencia corresponde a las posiciones x , y y a las direcciones seno y coseno. Por ejemplo, si el transductor

se mueve en dirección y manteniendo x y el ángulo de rotación fijo, entonces el potenciómetro Y cambiará su resistencia. Los codificadores de posición del brazo permiten generar señales proporcionales a la posición del transductor y a la dirección del ultrasonido. Los datos x , y y z son introducidos en un convertidor de escáner digital para generar direcciones que permiten a los ecos ser almacenados en localizaciones de memoria apropiadas.

El convertidor de escáner digital desempeña la conversión A/D de los datos, pre-procesamientos de los datos, generación de píxeles, almacenamiento de la imagen, post procesamiento de los datos, y la visualización de la imagen. Las señales analógicas de los ecos son digitalizadas por un convertidor A/D generalmente a 8 bits. Generalmente se utilizan rápidos convertidores A/D debido que la mayoría de las señales de ultrasonido tienen un amplio ancho de banda y la frecuencia de muestreo debería ser al menos el doble de la máxima frecuencia de la señal que se muestrea. Los rangos de frecuencia de muestreo típicos son de 10 a 20 MHz.

2.5 COMPRESIÓN DE IMAGEN

La operación de compresión de imágenes digitales tiene por objetivo reducir el contenido en datos de las mismas, para así hacer más eficiente su transporte y/o almacenamiento electrónicos. Se trata de extraer la información esencial de la imagen, descartando la información no esencial, de manera que la imagen pueda ser posteriormente reconstruida con precisión (operación de descompresión).

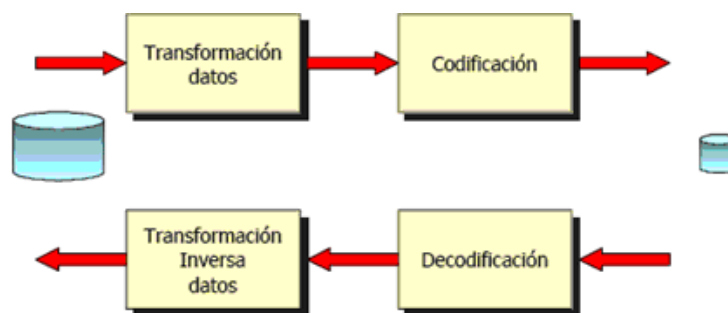


Figura 2.18 Proceso general de codificación y decodificación de la información

La mayoría de las imágenes contienen grandes cantidades de información redundante. La eliminación de esta información permite reducir el tiempo de transporte, así como la cantidad de espacio necesario para su almacenamiento. Así, la compresión supone un importante ahorro. Por ejemplo, si una imagen se comprime con un ratio de compresión de 10:1, ello permite transportar diez imágenes comprimidas en el mismo tiempo requerido para transportar una no comprimida.

Los algoritmos de compresión de datos son clave en aplicaciones de medicina debido a que el ancho de banda siempre es un recurso escaso. Según la aplicación es necesario emplear diferentes tipos de algoritmos.

Los algoritmos se diferencian en:

- El tipo de datos que se comprimen: datos en general (archivos), imágenes fijas, video y audio.
- El rango de compresión logrado: a mayor compresión, menor calidad en la recuperación de la imagen o menor rapidez en el procesamiento.
- La rapidez de compresión y descompresión: los mayores rangos de compresión se consiguen con una mayor capacidad computacional o tiempo de proceso.
- La calidad de recuperación: puede producir pérdida de datos. Los compresores de archivos no producen pérdida. Los compresores de imágenes, video, y audio buscan representar las similitudes dentro de los datos, o las señales más importantes, mediante funciones matemáticas, olvidando las señales menos importantes.

Los algoritmos para imágenes, video y sonido logran una buena tasa de compresión, a costa de tener pérdida en la calidad de datos. El nivel de compresión mejora mucho con la ayuda de chips o tarjetas dedicadas, ya que la compresión por software es lenta.

2.5.1 CLASIFICACION DE LOS ALGORITMOS ^[33]

Los algoritmos se clasifican por varios aspectos:

- Tipo de datos: Simbólicos o difusos
- Calidad al comprimir: Con pérdida o sin pérdida
- Tipo de compresión: Entropía o fuente

Los datos simbólicos representan: texto, programas y archivos. Cada símbolo tiene importancia por si mismo. Los datos difusos tiene su origen en: audio, voz, imágenes y video. En los datos difusos, cada símbolo es importante sólo en el contexto de los demás. La información esta distribuida en todos los símbolos.

La calidad de los datos comprimidos se refiere a si al descomprimir se obtendrán los mismos datos o no. Cuando se recupera exactamente la misma información que fue comprimida, no hay pérdida de calidad (*lossless*). Las mejores tazas de compresión son logradas por algoritmos a los que se les permite comprimir con menor precisión. Entonces es posible recuperar “casi” la misma información que fue comprimida. Estos algoritmos producen pérdida de calidad (*lossy*).

La compresión de entropía (*entropy coding*) aprovecha la redundancia que tienen los símbolos entre si. Utiliza métodos estadísticos para reducir el espacio usado por los símbolos o secuencia de símbolos que se repiten con frecuencia. La tasa de compresión variará mucho según los datos, así al comprimir un programa probablemente se lograra una tasa de 2:1, en cambio al comprimir texto es posible llegar a tazas de 15:1. Este tipo de compresión es usada par comprimir datos simbólicos que no permiten pérdida.

La compresión de la fuente (*source coding*) usa la redundancia que tiene la fuente de los datos, los algoritmos toman en consideración el origen y la semántica de los datos. Utilizando modelos del tipo de datos determina cuales componentes de estos son menos importantes, restándoles resolución y tamaño; como resultado logran una compresión mucho mayor que un compresión sin pérdida. Los datos difusos como audio, imágenes y video se prestan para este tipo de compresión, pues los sistemas auditivos, visuales humanos no son capaces de percibir la diferencia si la pérdida de calidad no es muy grande. Si la pérdida de calidad no

es perceptible se logran tasas de compresión entre 10:1 a 50:1, con menor precisión es posible llegar a tasas de hasta 200:1.

En la práctica, se pueden agrupar los algoritmos en tres categorías (tabla 2.2):

- Los algoritmos de compresión de la entropía que no producen pérdida de calidad y se dedican exclusivamente a datos simbólicos.
- Los algoritmos de compresión de la fuente, que usualmente tienen pérdida y se usan para datos difusos.
- Los algoritmos híbridos que incluyen elementos de los tipos de algoritmos antes mencionados.

Compresión de la Entropía	Run Length Coding	
	Codificación Estadística	Codificación Huffman
		Codificación Aritmética
	Compresión por diccionario	Lempel - Ziv
Compresión de la Fuente	Predicción	ADPCM
	Transformación	FFT
		DCT
	Codificación por nivel	Codificación por Subbandas
		Sub - muestreo
		Posición de los bits
		Cuantización vectorial
Compresión Híbrida	JPEG	
	MPEG	
	H:261	

Tabla 2.2 Clasificación de algoritmos de compresión

2.5.2 ESTÁNDAR DE COMPRESIÓN DE IMÁGENES ^[33] ^[34]

Existen varias técnicas de compresión de datos de imagen con pérdidas y sin pérdidas. Cada método elimina una forma única de redundancia de la imagen, para reducir el tamaño de los datos (imagen). Muchos de los métodos pueden establecerse y ajustarse de diferentes maneras. Por tanto, se hace necesario normalizar las técnicas de compresión, para que los equipos o el software producidos por distintos vendedores funcionen correctamente.

Existen varios esquemas estandarizados de compresión de imagen, cada uno desarrollado de acuerdo con los requerimientos de diferentes industrias. Cada estándar utiliza una combinación diferente de las técnicas de compresión.

2.5.2.1 Estándar JPEG

JPEG es una familia de técnicas de compresión estandarizadas por el grupo *Joint Photographic Experts Group*. La palabra inglesa "joint" (grupo conjunto) se debe a la cooperación conjunta realizada por ISO (International Organization for Standardization) y CCITT (International Telegraph and Telephone Consultative Committee, que condujo al primer formato estándar internacional para la compresión de imágenes digitales.

Es uno de los más importantes estándares de compresión de imagen de los 90. Opera con imágenes tanto en tonos de gris como en color, de diferentes resoluciones y tamaños. Pretende dar soporte a muchas industrias que necesitan transportar y archivar imágenes. El estándar JPEG se usa en artes gráficas, autoedición, imagen médica, fax en color, y otras muchas aplicaciones. Normalmente se utiliza el JPEG con pérdidas. Pero también existe el modo sin pérdidas, con menor rendimiento de compresión.

Debido a la cantidad de datos involucrados y la redundancia visual en las imágenes, JPEG emplea un esquema de compresión con pérdidas. El estándar resultante tiene tantas alternativas como sean necesarias para servir a una amplia

variedad de propósitos y hoy día es reconocido por la Organización Internacional de Estándares con el nombre de ISO 10918.

El estándar JPEG define tres sistemas diferentes de codificación:

- Un sistema de codificación básico, con pérdidas, apropiado para la mayoría de las aplicaciones de compresión.
- Un sistema de codificación extendida, para aplicaciones de mayor compresión y mayor precisión.
- Un sistema de codificación independiente sin pérdidas, para la compresión reversible.

La compresión sin pérdidas no es útil para el video porque no proporciona tasas de compresión altas.

2.5.2.2 Estándar JPEG 2000

Tras la supremacía de JPEG como estándar de compresión de imágenes durante varios años, aparece un nuevo competidor al mismo. Debido a los grandes avances técnicos en informática en los últimos años, la compresión de imágenes requiere mayor potencia así como nueva funcionalidad. Es por ello que se desarrolla JPEG 2000. No solo se ha pretendido que este estándar ofrezca una mejor calidad que JPEG y una mayor tasa de compresión, sino que además ofrezca una rica gama de nueva características que consigan el mismo éxito para el nuevo estándar que el que tuvo su predecesor.

Las principales características de JPEG 2000 son:

- Alta tasa de compresión de imágenes.
- Codificaciones con y sin pérdidas integradas en un único algoritmo.
- Permite comprimir entre un 40 y 60% más que JPEG.

- Proporciona buena calidad de imagen, incluso para elevadas tasas de compresión.
- Posibilidad de definir una región de interés en las imágenes. Puede ser interesante poder comprimir una cierta parte de la imagen de forma irregular a más calidad que el resto de la misma, por ello en JPEG 2000 se permite hacer esto de forma integrada.
- Proporcionar una mayor calidad de imagen, tanto desde el punto de vista objetivo como subjetivo, especialmente para tasas bajas.

2.5.2.3 Estándares de Compresión de Video ^{[35][36]}

La compresión de video surge de la necesidad de transmitir imágenes en movimiento a través de un canal que contenga un ancho de banda aceptable. Los diferentes estándares de compresión de video han sido establecidos por los distintos organismos de estandarización. Cada estándar utiliza una combinación diferente de las técnicas de compresión. La mayoría de los conceptos utilizados en los estándares de compresión de imágenes han sido utilizados en los estándares de compresión de video.

2.5.2.3.1 Estándar H.261

H.261 es un estándar de codificación de vídeo publicado por la UIT (Unión Internacional de Telecomunicaciones) en 1990. La mayoría de las actividades de compresión de video empezaron gracias a las aplicaciones de videotelefonía sobre las líneas telefónicas existentes, las cuales tenían un limitado ancho de banda.

La definición y tendido de la RDSI³² fue la principal motivación para la estandarización de las técnicas de compresión a caudales de $n \times 64\text{Kbps}$, donde

³² Red digital de Servicios Integrados

n va de 1 a 30 (64Kbps – 1.2Mbps). Normalmente 64 o 128Kbps son usados para video telefonía y 128 hasta 384Kbps para videoconferencia.

La característica más importante de este decodificador es que debe estar diseñado para trabajar en tiempo real, con un retardo menor a 150 milisegundos.

2.5.2.3.2 Estándar MPEG

El estándar de compresión MPEG (*Moving Picture Experts Group*), derivado del anterior, fue establecido por ISO/IEC³³ y CCITT³⁴. Fue diseñado para la distribución masiva de películas de cine y programas de televisión. Es un esquema de compresión asimétrica: el algoritmo de compresión requiere más tiempo de procesamiento que el algoritmo de descompresión. Así, se minimiza el hardware de descompresión.

El principio básico de MPEG es comparar entre dos imágenes para que puedan ser transmitidas a través de la red, y usar la primera imagen como imagen de referencia (denominada *I-frame*), enviando tan solo las partes de las siguientes imágenes (denominadas *B* y *P-frames*) que difieren de la imagen original. La estación de visualización de red reconstruirá todas las imágenes basándose en la imagen de referencia y en los “datos diferentes” contenidos en los *B-* y *P- frame*

MPEG incluye parámetros como la predicción de movimiento en una escena y la identificación de objetos que son técnicas o herramientas que utiliza MPEG. Además, diferentes aplicaciones pueden hacer uso de herramientas diferentes, por ejemplo comparar una aplicación de vigilancia en tiempo real con una película de animación. Existe un número de estándares MPEG diferentes:

MPEG-1, MPEG-2 y MPEG-4.

³³ International Organization for Standardization / International Electrotechnical Commission

³⁴ Comité Consultivo Internacional Telegráfico y Telefónico

El MPEG-1, para secuencias de imágenes de baja resolución, de 320 pixels x 240 líneas. Trabaja bien utilizando enlaces de 1.5 Mbits / segundo. El MPEG-2 es para aplicaciones de mayor resolución, como 640 x 480. El estándar MPEG-2 requiere enlaces entre 4 y 10 Mbits / segundo, dependiendo de la calidad deseada de las imágenes descomprimidas.

El estándar MPEG-4 fue aprobado en 2000 y es uno de los desarrollos principales de MPEG-2. MPEG-4 incorpora muchas más herramientas para reducir el ancho de banda preciso en la transmisión para ajustar una cierta calidad de imagen a una determinada aplicación o escena de la imagen. Cabe destacar, que la mayoría de las herramientas para reducir el número de bits que se transmiten son sólo relevantes para las aplicaciones en tiempo no real, debido a que alguna de las nuevas herramientas necesitan tanta potencia de proceso que el tiempo total de codificación/decodificación hace impracticable para otras aplicaciones que no sean la codificación de películas, codificación de películas de animación y similares.

2.5.3 ESTÁNDARES DE INFORMÁTICA MÉDICA

La transmisión de imágenes e información textual entre los sistemas de información de un hospital han sido difíciles por dos razones. En primer lugar los sistemas de información utilizan diferentes plataformas computacionales, otro motivo se debe a que las imágenes y datos se generan de diferentes modalidades de imagen por diferentes fabricantes. Con los actuales estándares industriales, Health Level 7 (HL7) y Digital Imaging and Communications In Medicine (DICOM), se ha hecho factible integrar todos estos datos e imágenes médicas heterogéneas en un sistema organizado. Para interactuar los componentes del sistema informático de un hospital es necesario dos factores, un formato de datos común y un protocolo de comunicación. HL7 es un estándar que define el formato de datos textual, mientras que DICOM define el formato de datos y los protocolos de comunicaciones. De acuerdo con el estándar HL7 es posible compartir la información entre el sistema de información hospitalario (HIS), el sistema de

información radiológica (RIS) y los PACS. Adoptando el estándar DICOM, las imágenes médicas generadas por una variedad de modalidades y fabricantes se puede relacionar como un sistema integrado en el hospital.

2.5.3.1 Estándar Health Level 7 (HL7) ^{[9] [37] [38]}

HL7 es una organización internacional, iniciada en los Estados Unidos en 1987, que pretende promover el desarrollo y evolución del estándar HL7 (*Health Level Seven*) para el formato de datos e intercambio de información entre diferentes Sistemas de Información de Salud. HL7 es soportado por la mayoría de vendedores de sistemas en EEUU y otros países. Desde 1994, HL7 forma parte de la ANSI (American National Standards Institute).

Entre las principales características de HL7 tenemos:

- Un estándar independiente de la tecnología y de la plataforma.
- Posibilidad de intercambio de información entre aplicaciones desarrolladas por diferentes proveedores.
- Reducción de los costes de programación en el desarrollo y mantenimiento de interfaces.
- Flexibilidad, porque es posible desarrollar aplicaciones en diferentes entornos tecnológicos y conectarlas entre si.

El nombre HL7 se refiere al nivel 7 o de aplicación del modelo OSI (*Open System Interconnection*) de la ISO (*Internacional Organization for Standardization*), dando a entender que cualquier implementación de los niveles inferiores es compatible con HL7, siempre que cumplan con las especificaciones de los mensajes abstractos del nivel de aplicación.

Vale mencionar que HL7 no es un paquete de software, sino es un conjunto de especificaciones que define como un paquete de software HL7 se implemente y utilice.

La versión del estándar comúnmente utilizada es la 2.X debido a las opciones que presenta y a su flexibilidad. Esta versión ha sido continuamente desarrollada

por lo que su implementación es exitosa y amplia en varios sistemas de salud. Todas las versiones 2.X son compatibles con las versiones anteriores, debido a que todas las características nuevas son opcionales, por consiguiente el estándar es flexible y fácil de adaptar en diferentes ambientes. Si embargo, esto nos da mayor complejidad al realizar la integración, y hace imposible hacer una prueba igualmente confiable para cualquier implementación. Esto obliga que los vendedores pierdan tiempo analizando y planificando sus interfaces para mejorar las mismas características que se utilizan en otros grupos.

Por lo tanto se vio necesario una nueva versión HL7. La versión en desarrollo es HL7 versión 3. Se trata de una iniciativa que comenzó en 1997 y que implica un cambio de orientación en el estándar. Se ha desarrollado un Modelo de Información de Referencia – RIM – que es la base del intercambio de información del nuevo estándar. El RIM es un modelo de información del dominio de la salud, construido con la metodología UML (Unified Modeling Language) Los mensaje se conceptualizan como la información necesaria para cubrir eventos desde una aplicación a otra. La combinación de un evento y las aplicaciones emisora y receptora se denominan interacción. El Modelo de Interacción es el segundo elemento que contribuye a establecer una rigurosa semántica de la Versión 3 (V3).

También hay un modelo formal de vocabulario, consistente con el ULMS (Unified Medical Language System) de la National Library of Medicine americana. La interface entre el modelo de vocabulario y el modelo de información está bien definida. La Versión 3 estimula a que las terminologías registradas y probadas, sean empleadas de manera más rigurosa.

En esta nueva versión la estructura de mensajes se deriva estrictamente de la estructura de información expresada en el RIM, y ciertos tipos de datos predefinidos, que conjuntamente enfrentan las semánticas para describir cantidades definidas e indefinidas, completas o parcialmente codificadas. Esto permite una descripción semántica más rigurosa de los campos de datos, reduciendo la necesidad de análisis específicos por sitio, y por lo tanto, disminuyendo los costos de implementación.

2.5.3.2 DICOM ^[39]^[40]

DICOM (*Digital Imaging and Communications in Medicine*) es un estándar desarrollado en 1983, el Colegio Estadounidense de Radiología (ACR “*American College of Radiology*”) y la asociación Nacional de Fabricantes eléctricos (NEMA “*National Electrical Manufacturer Association*”) formaron un comité cuya misión era lograr un interfaz común para todos las modalidades de imágenes y cualquier otro dispositivo que el usuario quiera conectar.

Además de las especificaciones para la conexión de hardware, el estándar se desarrollaría para incluir un diccionario de los elementos de datos necesarios para la interpretación y exhibición de imágenes.

Los primeros resultados en los trabajos de estandarización fueron publicados en 1985, ACRNEMA Versión 1.0, teniendo como base ideas obtenidas de formatos ya existentes. Por ejemplo, la definición de elementos de datos de longitud variable identificados con etiquetas (formato de etiquetas), fue adoptada de un estándar para grabar imágenes en cinta magnética, desarrollado por la Asociación Americana de Físicos en Medicina (AAPM). Sin embargo, como todas las primeras versiones, se detectaron varios errores por lo que se produjo una segunda versión, ACR-NEMA Versión 2.0, en 1988.

En esta nueva versión se conservaron prácticamente las mismas especificaciones de interfaz con hardware definidas en la versión 1.0, pero se agregaron nuevos elementos de datos y se corrigieron varios errores e inconsistencias. En esta versión se especificó la comunicación punto a punto entre dispositivos, un grupo de comandos por software y varios formatos de datos correspondientes a los nuevos elementos.

Sin embargo, el estándar no ofrecía ningún soporte de comunicación en red. La respuesta a estas demandas implicaba grandes cambios a lo ya establecido, considerando como restricción principal el mantener la compatibilidad con las versiones anteriores, lo cual fue un gran reto para los grupos de trabajo. De esta forma, a partir de 1988 se comenzó a trabajar en una tercera versión, en donde el proceso de diseño sufrió un cambio radical adoptando modelos para simular el mundo real, modelos de capas o pila para comunicación entre sistemas heterogéneos utilizando protocolos de comunicación en red y el modelo de

cómputo Cliente/Servidor para establecer asociaciones entre dispositivos compatibles, a través de envío de mensajes.

Después de tres años de esfuerzo, se dio a conocer la versión ACR/NEMA DICOM (acrónimo en inglés de *Digital Imaging and Communications in Medicine*) llamada también DICOM 3.0, en la que participaron también varias instituciones de la comunidad internacional como JIRA (acrónimo en inglés de *Japanese Industry Radiology Apparatus*) y CEN (acrónimo en francés de *Comité Européen de Normalisation / European Committee for Standardization*). Esta versión es considerada como un estándar completo, compatible con las versiones anteriores.

Las principales características de DICOM son:

- Intercambio de objetos en redes de comunicación y en medios de almacenamiento a través de protocolos y servicios, manteniendo sin embargo, independencia de la red y del almacenamiento físico. Todo esto a través de comandos definidos por una sintaxis y una semántica, a los que se les asocian datos. Las versiones anteriores sólo ofrecían comunicación punto a punto.
- Especificación de diferentes niveles de compatibilidad. Explícitamente se describe como definir un determinado nivel de compatibilidad, para escoger sólo opciones específicas de DICOM. En las versiones anteriores se especifica un nivel mínimo únicamente.
- Información explícita de Objetos a través de estructuras de datos, que facilitan su manipulación como entidades autocontenidas. Los Objetos no son únicamente imágenes digitales y gráficas, sino también estudios, reportes, etc.
- Identidad de objetos en forma única, como instancias con operaciones permitidas definidas a través de clases.
- Flexibilidad al definir nuevos servicios.
- Opera entre servicios y aplicaciones a través de una configuración definida por el estándar, manteniendo una comunicación eficiente entre el usuario de servicios y el proveedor de los mismos.

- Sigue las directivas de ISO en la estructura de su documentación multi-partes. De esta forma facilita su evolución, simplificando la adición de nuevas partes.

DICOM agrega la posibilidad de conexión en red utilizando como base los protocolos TCP/IP y los propuestos por ISO/OSI (acrónimo en inglés de International Standards Organization/Open Systems Interconnection). De esta forma se aprovechan los protocolos definidos en las capas inferiores tanto de TCP/IP como de ISO/OSI y define los protocolos necesarios en las capas superiores para soportar la comunicación entre aplicaciones en forma eficiente.

En la figura 2.19 se muestra el modelo de comunicación por redes TCP/IP e ISO/OSI de Dicom 3.0

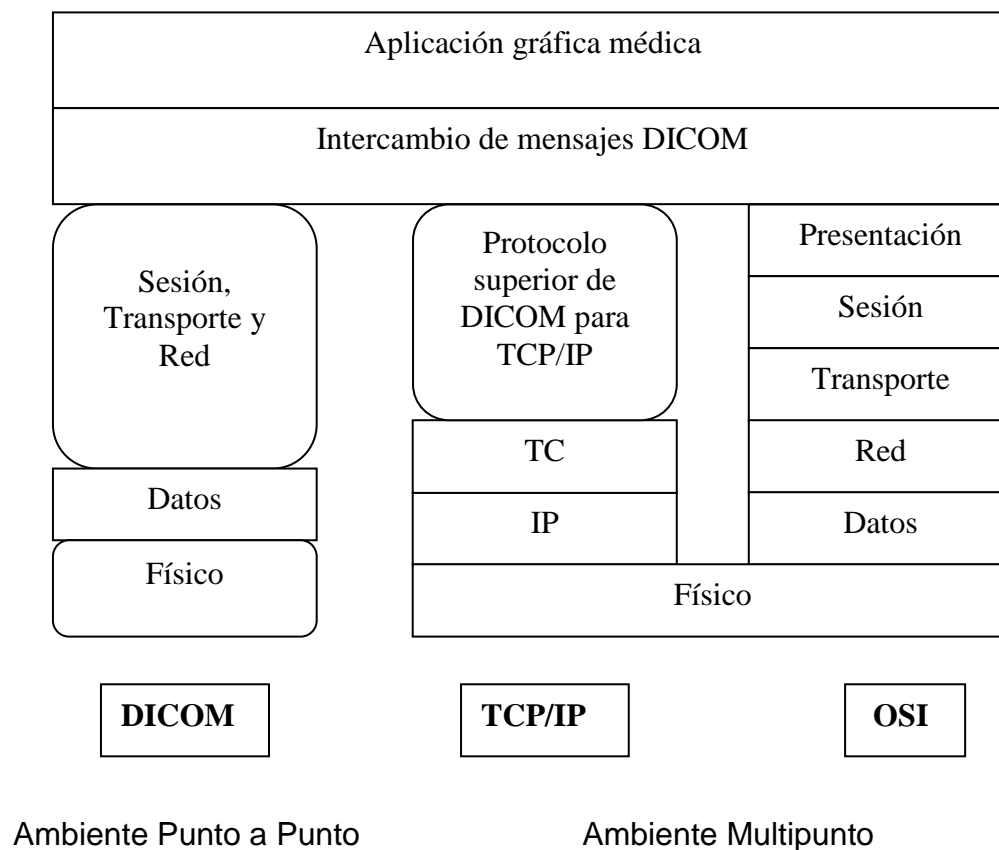


Figura 2.19 Modelo de Comunicación DICOM 3.0

DICOM 3.0 como estándar de comunicación de imágenes médicas, predominantemente en radiología, utiliza un conjunto de normas encaminadas a establecer intercambio de información; la cual, se realiza a partir de un modelo de

objetos que describen el mundo real (pacientes, imagen, reportes, etc.) que forma el dato radiológico y la forma en que están interconectados. Por ello se plantea que DICOM es un estándar "orientado a objetos". Una entidad del mundo real como, un paciente, una visita, una imagen, etc. es modelada como un objeto. Cada objeto tiene su serie de atributos, por ejemplo, el objeto paciente contendrá los atributos de sus datos demográficos, fecha de hospitalización, etc.

Partiendo del modelo del mundo real de una imagen médica y todo su entorno, se crea un modelo entidad-relación del mismo, que sirve para estructurar la información. La unidad elemental de DICOM está compuesta por el "Objeto de Información" (IOD acrónimo en Inglés de "*Information Object Definition*") y la "Clase de Servicio", que son sus dos componentes fundamentales. El conocimiento de estos dos componentes permite comprender, por lo menos a un nivel funcional, lo que DICOM hace y porqué es útil. Los IOD de la información definen el contenido de las imágenes médicas del centro, y las Clases de Servicio que definen lo que hay que hacer con ese contenido.

Las Clases de Servicio se combinan con los IOD para formar las unidades funcionales de DICOM. Esta combinación es denominada Par Servicio-Objeto (SOP acrónimo en inglés de "*Service-Object Pair*"). Como DICOM es un estándar orientado a objetos, la combinación Servicio-Objeto se denomina Clase Par Servicio-Objeto ("*SOP Class*"). La Clase SOP es la unidad elemental de DICOM; todo lo que DICOM hace se basa en la utilización estas clases.

La acción de combinar un servicio y un objeto de información es sencilla. Por ejemplo, DICOM define una serie de almacenamiento en Clase SOP (por ejemplo: Imágenes de TC en Clase SOP de almacenamiento). El objeto de información definido TC y la clase de servicio de almacenamiento, se combinan para formar la "CT image storage SOP class".

DICOM define cuales son las operaciones que pueden ser ejecutadas y sobre qué objetos. Tales operaciones son llamadas DIMSE (acrónimo en inglés de "*DICOM Message Service*"). El proceso de comunicación en DICOM contempla el intercambio de instancias de SOP con la utilización de mensajes DICOM.

Los mensajes DICOM es la forma de comunicación de las clases SOP; los cuales contienen las órdenes que se utilizan o que proporcionan un servicio específico y los datos del objeto de información.

Como vemos, a través de las clases SOP se efectúa el intercambio de información. La base de este intercambio es la utilización de protocolos Cliente-Servidor, o sea, cada vez que dos aplicaciones o equipos deciden conectarse para intercambiar información, una de las dos tiene que desarrollar el papel de proveedor del servicio (SCP acrónimo en inglés de “*Service Class Provider*”) mientras la otra tiene el papel de usuario (SCU: acrónimo en inglés de “*Service Class User*”). Obviamente, para cada combinación de una clase SOP, el estándar define un conjunto de reglas de negociación, mediante el cual, se establece la comunicación entre las dos aplicaciones o equipo.

Las especificaciones de DICOM son subdivididas en partes, las cuales se anuncian en la página oficial del estándar DICOM en Internet (<http://medical.nema.org/DICOM.html>). Además en el anexo A se detallan cada uno de ellas.

La figura 2.20 muestra la relación entre las partes del estándar. La porción izquierda representa las partes que definen la red y la comunicación on – line y la porción de la derecha determina las partes que soportan medios de almacenamiento removibles. Las partes 3, 4, 5, 6 son utilizadas en ambos ambientes. Los modelos son definidos en la parte 3. Nuevos modelos de disciplinas médicas incorporadas son agregados como anexos a esta parte. La parte 4 contiene las especificaciones de las clases de servicios, basados en los modelos de la parte 3. En esta partes se define los roles de las SCP y SCU y se especifica el comportamiento esperado para cada rol en cada servicio. La parte 2 define la conformidad (compatibilidad) con DICOM. El certificado de conformidad debe ser hecho público por cada fabricante, el cual especifica que clase de servicio (SOP) soporta su dispositivo. Esto guía al usuario a seleccionar productos que trabajen conjuntamente, sin embargo, es necesario que el usuario este informado cuales son las clases de servicio que necesita para su servicio medico, antes de comprar un equipo.

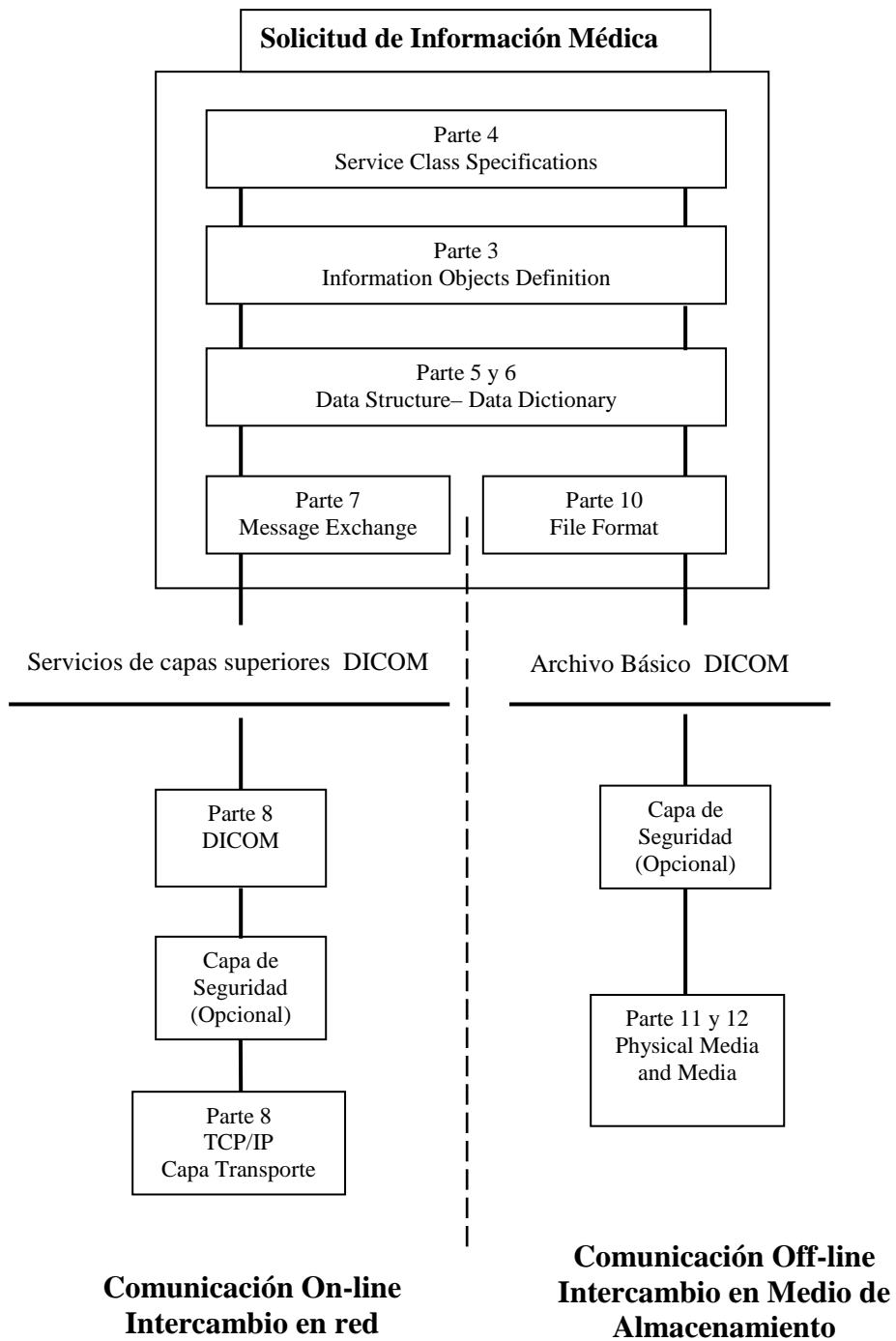


Figura 2.20 Partes del documento DICOM

2.5.3.2.1 *Comunicación DICOM*

Tal como habíamos comentado anteriormente, estándar DICOM 3.0 soporta el estándar de comunicaciones existente de la ISO/OSI para la transmisión de imágenes. Cuando los objetos de la información de imágenes son enviadas entre capas de un mismo dispositivo, el proceso se le conoce como servicio. En cambio, cuando los objetos son enviados entre dos dispositivos, se le conoce como protocolo. Cuando el protocolo se involucra, varios procedimientos son necesarios en estos dos dispositivos. Se puede decir que son una “asociación” usando DICOM.

En la figura 2.21 se muestra los movimientos de una imagen TC desde el escáner a la estación de trabajo con DICOM. Los pasos son los siguientes:

- 1.- El escáner TC codifica todas las imágenes en un objeto DICOM
- 2.- El escáner cita un conjunto de DIMSE (son programas de software desarrollados para funciones específicas) para mover un objeto de imagen de un determinado nivel a la capa física del modelo OSI.
- 3.- Las estaciones de trabajo utilizan un conjunto contrario de DIMSE para recibir el objeto de imagen desde la capa física hacia el nivel determinado.
- 4.- Las estaciones de trabajo decodifican el objeto de imagen DICOM.

Este movimiento del objeto de imagen desde el escáner a la estación de trabajo utiliza protocolos de comunicación, comúnmente utilizado es TCP/IP.

Si el dispositivo de imagen transmite un objeto de imagen con un comando DICOM, el receptor debería utilizar el comando DICOM para recibir la información. Por otro lado, si el dispositivo transmite un objeto DICOM con un protocolo de comunicación TCP/IP a través de la red sin involucrar la comunicación DICOM, cualquier dispositivo conectado a la red puede recibir los datos con el protocolo TCP/IP.

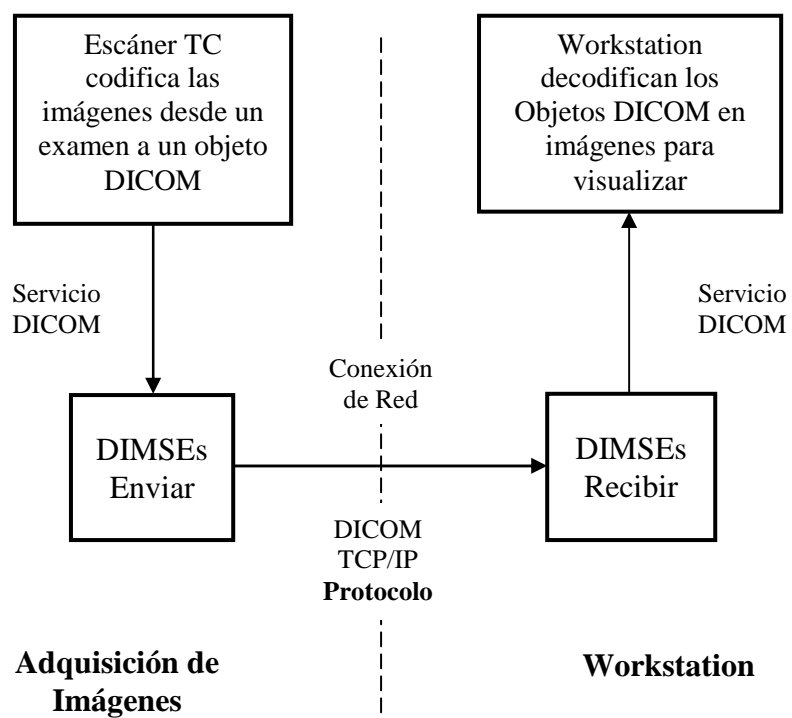


Figura 2.21 Movimiento de un conjunto de imágenes desde el escáner a la estación de trabajo

3. DISEÑO DEL SISTEMA DE PACS

3.1 REQUISITOS DEL SISTEMA

Un sistema de PACS debe cumplir con ciertos requerimientos que proporcionen confianza para poder llegar al resultado esperado. Entre los cuales tenemos:

- Integrar adecuadamente tecnologías de telecomunicación e informática para proveer aplicaciones que permitan realizar diagnósticos con gran agilidad y confiabilidad, así como la oportuna atención de los pacientes, brindando soluciones efectivas, con los menores costos posibles y acorde con las necesidades.
- El sistema debe ser configurado sobre una plataforma abierta, de tal forma que se puedan agregar y/o anular segmentos sin que ello altere su funcionalidad. Debe ser posible mejorar su funcionalidad.
- La integración de todo el sistema debe estar basada en módulos que funcionen independientemente, pero con una integración conjunta muy sólida.
- Adhesión a las normativas de la industria y estándares.
- Brindar una comunicación eficiente entre nodos que formen parte de la red, y en el futuro proveer comunicación en cualquier parte del mundo.

3.1.1 REQUERIMIENTOS DEL SISTEMA

En un sistema de imagen los tiempos de transmisión son de mucha importancia, ya que se requiere su visualización al menor tiempo posible. La figura 3.1, muestra los anchos de banda para las principales aplicaciones que se ejecutan en una red LAN.

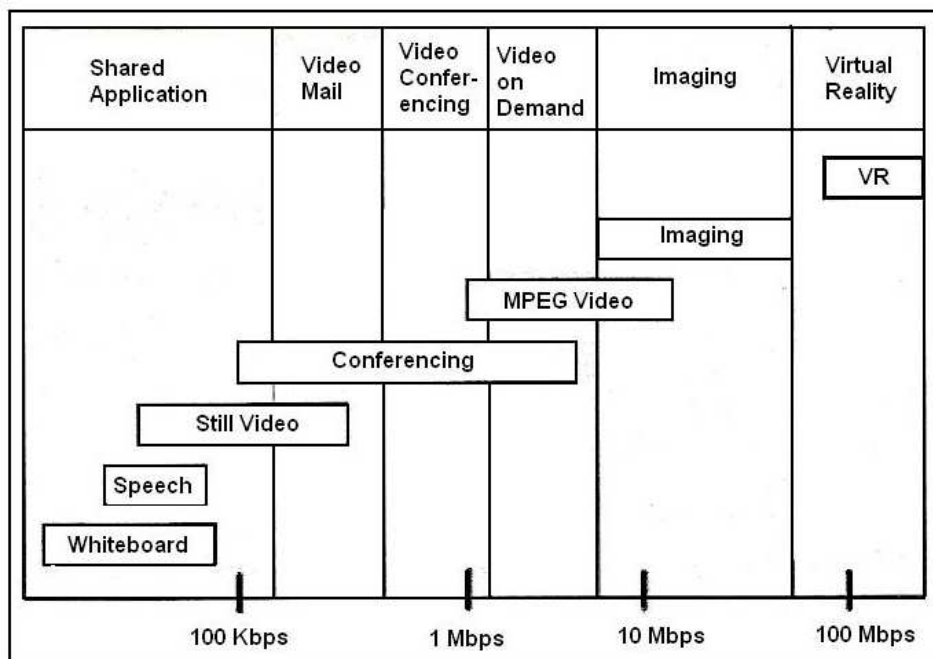


Figura 3.1 Ancho de banda para aplicaciones LAN ^[10]

La figura 3.1 indica que para las aplicaciones a brindarse es necesario un ancho de banda de 10 Mbps, sin embargo, en nuestro caso con el objetivo de optimizar ancho de banda y disminuir los requerimientos de almacenamiento se va a utilizar técnicas de compresión de imágenes.

Técnicamente, los métodos de compresión de imagen pueden categorizarse en dos tipos:

- Técnica de compresión con pérdidas o lossy
- Técnica de compresión sin pérdidas o lossness

La compresión sin pérdidas provee una reducción modesta en el tamaño de imagen, con un radio de compresión de 2:1 a 3:1, pero permite una recuperación exacta del tamaño de imagen del archivo comprimido. De otra manera, la compresión con pérdidas permite un radio de compresión mucho mayor (radio de 10:1 a 50:1) con una buena calidad de imagen. Sin embargo, la compresión con pérdidas puede enfrentar temas legales debidos que alguna información de la imagen original puede ser descartada.

El uso de la compresión de la imagen en la práctica clínica es influenciada por las dos principales organizaciones: ACR/NEMA³⁵, con el estándar DICOM 3.0 y CDRH³⁶ de FDA (U.S Food and Drug Administration). Inicialmente DICOM soportaba compresión con pérdidas JPEG pero no incorporaba la compresión JPEG 2000. Actualmente, DICOM soporta las características definidas para JPEG 2000 (ISO/IS 15444), sin embargo algunos equipos no soportan esta característica, por esta razón en nuestro proyecto utilizaremos la compresión con pérdida JPEG con una tasa de compresión de 10:1 para evitar artefactos, los cuales son alteraciones de la imagen creados debido a tasas de compresión altas.

3.1.1.1 Almacenamiento

Los sistemas de almacenamiento de imágenes deben seguir una estructura jerárquica, que dependerá de la probabilidad de demanda de la imagen. En general, las imágenes más recientes se consultan con mucha frecuencia posterior a su adquisición, y su frecuencia de consulta, disminuye rápidamente con el tiempo.

Una estructura jerárquica, que divide el almacenamiento de imágenes, en almacenamiento a corto plazo y a largo plazo, es la forma más conveniente de utilización que permite un alto rendimiento y velocidad de acceso a la información requerida.

El almacenamiento a corto plazo (“*on-line*”) tiene las siguientes características:

- Varias decenas de Gbytes. El espacio suficiente para acceder a las imágenes en un período no menor a 15 días.
- Tiempos de acceso entre 2 seg.

³⁵ American College of Radiology / National Electrical Manufacturers Association

³⁶ Center for Devices and Radiological Health

El almacenamiento a largo plazo (“off-line”) debe cumplir:

- Capacidad de varios Tbytes. El volumen suficiente para que se puedan almacenar las imágenes el tiempo requerido por las normativas ACR y CEN³⁷ para las imágenes almacenadas (5 – 7 años).
- Tiempo de acceso menor de 1 minuto

La compresión de imágenes se puede emplear para multiplicar el espacio en el disco, y para reducir el tiempo de transferencia

A continuación (Tabla 3.1) se realiza un estudio con datos promedio del volumen generado en el servicio de radiología por año del hospital, para determinar la capacidad necesaria de almacenamiento según las normativas que exige ACR y la CEN.

HOSPITAL

Modalidad	Estudios por año	Volumen promedio generado por examen (Mbytes)	Volumen generado por año (Gbytes)
Radiología	21569	16.00	345.10
Eco cardiografía	1136	1.50	1.70
Tomografía TC	6142	20.00	122.84
Ultrasonido	6017	7.00	42.12
Resonancia Magnética	4317	12.00	51.80
Otras	554	75.00	41.55
SUBTOTAL			605.12

³⁷ Comité Europeo de Normalización

AESCULAPIUS

Modalidad	Estudios por año	Volumen promedio generado por examen (Mbytes)	Volumen generado por año (Gbytes)
Radiología	7142	16.00	114.27
Mamografía	1944	160.00	311.04
Tomografía TC	2820	20.00	56.40
Ultrasonido	4959	7.00	34.71
Gammagrafía	1071	2.00	2.14
Otras	500	75.00	37.50
SUBTOTAL			556.07

TOTAL	1,161.19
--------------	-----------------

Tabla 3.1 Volumen generado por el servicio de Radiología

Estos cálculos indican que para el sistema debería tener una capacidad de almacenamiento de largo plazo (terabytes) mínimo de 7 Terabyes.

3.1.2 USUARIOS

Los usuarios del sistema serán principalmente profesionales, tales como: médicos especialistas, técnicos, físicos-médicos, especialista en sistemas y redes. Sin embargo el diseño de la red debe hacerse de manera transparente al usuario de tal manera que le resulte fácil la utilización. La red debe tener una tecnología de

punta mediante un interfaz amigable y fácil de utilizar, ya que al ser demasiado complejo los usuarios evitaran la utilización de este.

3.1.3 CRECIMIENTO PROYECTADO

La red ha diseñarse establece los requerimientos necesarios para permitir importar y exportar información en un centro hospitalario, acorde a las tecnologías de comunicación actuales. Sin embargo su diseño esta orientado para que en un futuro se pueda ofrecer aplicaciones como telemedicina y teleradiologia.

3.2 COMUNICACIONES Y NETWORKING

En una infraestructura de PACS, las redes de comunicaciones son las responsables para la transmisión de imágenes desde los dispositivos de adquisición a los gateways, controladores y estaciones de visualización, por lo que es esencial un rendimiento optimo de la imagen en el ambiente clínico.

Se debe tener en cuenta que la comunicación de imágenes en un sistema de PACS involucra altas taza de datos por transacción y la transmisión de estos difiere a la transmisión convencional.

La tabla 3.2 describe los requerimientos de velocidad para la transmisión de imágenes en PACS.

	Modalidad de Imagen al Computador Gateway de Adquisición	Computador Gateway de Adquisición al Controlador PACS	Controlador PACS a Estaciones de Trabajo
Velocidad	Lento	Medio	Rápido
Requerimientos	100 Kbytes/s	200-500 Kbytes/s	4 Mbytes/s
Tecnología	Ethernet	Ethernet/ATM/Fast o Gigabit Ethernet	ATM/Fast o Gigabit Ethernet
Velocidad de Señal	10 Mbits/s	100 Mbits/s	155, 100, 1000 Mbits/s
Costo por Conexión	1 Unidad	1-5 Unidad	1-10 Unidades

Tabla 3.2 Características de transmisión de imágenes
entre componentes de PACS ^[1]

La velocidad de transmisión desde las modalidades de imagen al computador gateway es menor debido que los dispositivos de modalidades de imagen son generalmente lentos en la generación de imágenes.

Los requerimientos de velocidad desde el computador de adquisición a los controladores de PACS, dependen del tipo de computador gateway de adquisición utilizado. Por otra parte, una comunicación de alta velocidad es necesaria entre el controlador PACS y las estaciones de visualización debido que los radiólogos y clínicos deben acceder a las imágenes rápidamente.

3.2.1 IMPORTANCIA DEL ANCHO DE BANDA ^[10]

El ancho de banda es un concepto sumamente importante para los sistemas de comunicación. El ancho de banda se define como la cantidad de información que puede fluir a través de una conexión de red en un período dado.

Es esencial comprender el concepto de ancho de banda, por las siguientes razones:

1. El ancho de banda es finito. Hay que tener en cuenta que independientemente del medio que se utilice para construir la red, existen límites para la capacidad de la red para transportar información.
2. El ancho de banda no es gratuito. Es posible adquirir equipos para una red de área local (LAN) capaz de brindar un ancho de banda casi ilimitado durante un período extendido de tiempo. Para conexiones de red de área amplia (WAN), casi siempre hace falta comprar el ancho de banda de un proveedor de servicios. En ambos casos, comprender el significado del ancho de banda, y los cambios en su demanda a través del tiempo, pueden ahorrarle importantes sumas de dinero a un individuo o a una empresa.

3. El ancho de banda es un factor clave a la hora de analizar el rendimiento de una red, diseñar nuevas redes y comprender la Internet. Un profesional de networking debe comprender el fuerte impacto del ancho de banda y la tasa de transferencia en el rendimiento y el diseño de la red.
4. La demanda de ancho de banda no para de crecer. No bien se construyen nuevas tecnologías e infraestructuras de red para brindar mayor ancho de banda, se crean nuevas aplicaciones que aprovechan esa mayor capacidad por lo que es necesario anticiparse a la necesidad de mayor ancho de banda y actuar en función de eso.

3.2.2 TOPOLOGÍA DE RED^[5]

La topología de red define la estructura de una red. Una parte de la definición topológica es la topología física, que es la disposición real de los cables o medios. La otra parte es la topología lógica, que define la forma en que los hosts acceden a los medios para enviar datos.

La tabla 3.3 muestra las topologías de red más populares y la figura 3.2 muestra sus arquitecturas.

La topología lógica de una red es la forma en que los hosts se comunican a través del medio. Los dos tipos más comunes de topologías lógicas son broadcast y transmisión de tokens.

La topología broadcast simplemente significa que cada host envía sus datos hacia todos los demás hosts del medio de red. No existe una orden que las estaciones deban seguir para utilizar la red. Es por orden de llegada. La segunda topología lógica es la transmisión de tokens. La transmisión de tokens controla el acceso a la red mediante la transmisión de un token electrónico a cada host de forma secuencial. Cuando un host recibe el token, ese host puede enviar datos a través

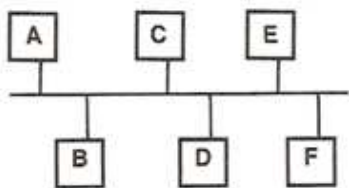
de la red. Si el host no tiene ningún dato para enviar, transmite el token al

Topología	Aplicaciones de PACS	Ventajas	Desventajas
Bus	Ethernet	Sencillez	Difícil solucionar problemas cuando un canal cae
	Video Broadband	Sencillez	Cuellos de botella en

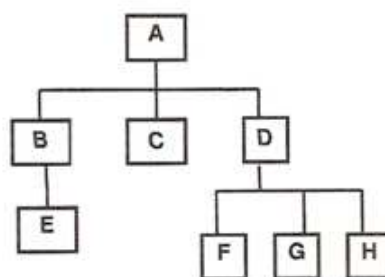
siguiente host y el proceso se vuelve a repetir.

Jerárquica			niveles superiores
Anillo	FDDI (Fiber distributed data interference) High-speed ATM SONET	Sencillez Elimina cuellos de botella	Cuando se tiene un solo anillo, la red cae si el canal entre dos nodos falla
Estrella	High-speed switch ATM switch	Sencillez Facilidad para aislar una falla	Único punto de falla
Malla	Utilizado para aplicaciones WAN	Inmune a errores por cuello de botella	Complicado

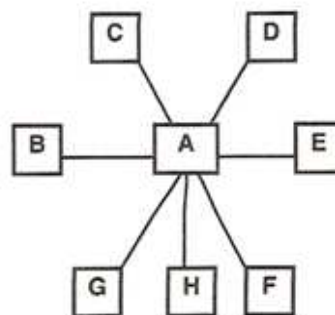
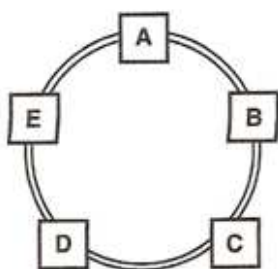
Tabla 3.3 Topologías de Red



Topología en BUS

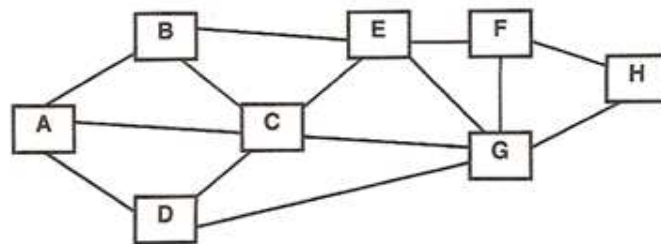


Topología Jerárquica



Topología en Anillo

Topología en estrella



Topología en Malla

Figura 3.2 Arquitecturas

3.2.3 MODELOS DE NETWORKING ^{[1][5][6][10]}

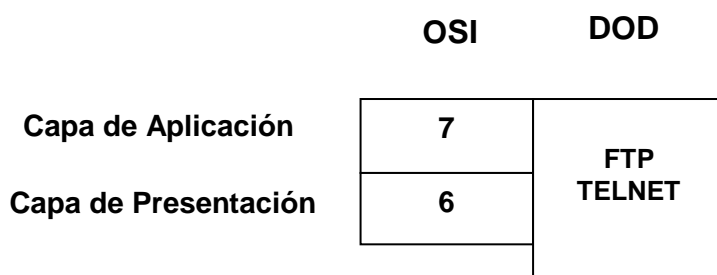
Los modelos de red comúnmente utilizados en aplicaciones de PACS son: el DOD desarrollado por el departamento de Defensa de Estado Unidos y el OSI (Open System Interconnect) desarrollado por Organización Internacional de Normalización (ISO, International Standart Organization).

La figura 3.3 muestra la pila de protocolos de cuatro capas del modelo DOD y las siete capas del modelo OSI. En el modelo DOD, los protocolos FTP (file transfer protocol) y TCP/IP (Transport Control Protocol / Internet Protocol) son los protocolos de comunicación utilizados ampliamente en el campo de imagen médica. Las siete capas del modelo OSI se definen en la Tabla 3.4.

Capa	Protocolo	Definición
------	-----------	------------

7	Aplicación	Proporciona servicios a los usuarios Suministra servicio de red a los procesos de aplicaciones (como, por ejemplo, correo electrónico)
6	Presentación	Representación de los datos Garantiza que los datos sean legibles para receptor Formato de datos Estructura de datos Negocia la sintaxis de transferencia de datos para la capa de aplicación
5	Sección	Comunicación entre host establece, administra y termina secciones entre aplicaciones
4	Transporte	Conexión extremo a extremo Se ocupa de aspectos de transporte entre host Establecer, mantener y terminar circuitos virtuales Detección de fallas y control de flujo
3	Red	Establece, mantiene y termina una conexión
2	Enlace de Datos	Control de acceso al medio Transferencia confiable de datos a través de los medios Conectividad y selección de la ruta entre sistemas
1	Física	Transmisión Binaria Cables, conectores, voltajes velocidades de transmisión de datos

Tabla 3.4 Capas del Modelo OSI



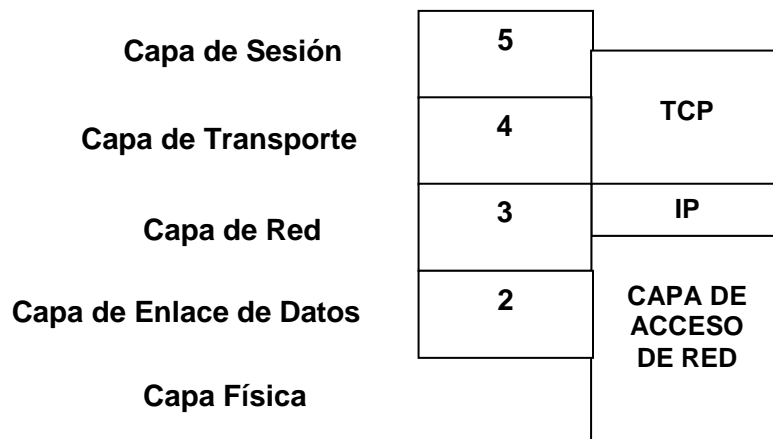
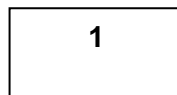


Figura 3.3
modelo OSI y DOD



Correspondencia entre las capas del

La figura 3.4 explica como los datos se envían entre dos nodos en una red utilizando el protocolo TCP/IP DOD, utilizado para la comunicación de PACS.

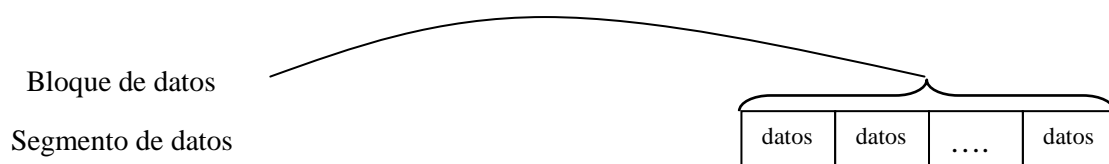
3.2.4 ARQUITECTURAS DE RED ^{[1][5]}

Entre las principales arquitecturas utilizadas para aplicaciones de PACS tenemos:

- Ethernet
- ATM (Asynchronous transfer mode)

3.2.4.1 Ethernet

Ethernet es la tecnología LAN de uso más frecuente debido a la simplicidad de su implementación, cuando se la compara con otras tecnologías. Ethernet también ha tenido éxito porque es una tecnología flexible que ha evolucionado para satisfacer las cambiantes necesidades y capacidades de los medios.



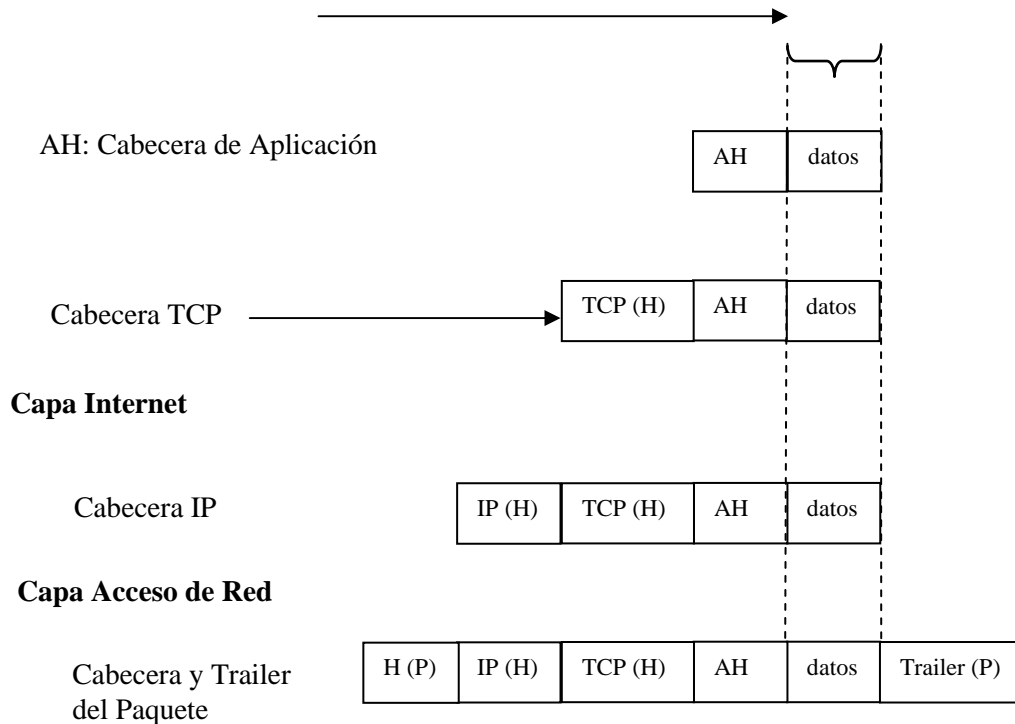


Figura 3.4 Envío de un bloque de datos entre dos nodos en una red utilizando el protocolo TCP/IP DOD

El estándar Ethernet, el cual se basa en el estándar IEEE 802.3 con acceso al medio CSMA/CD (Carrier sense Multiple Access with Collision Detection), utiliza una topología bus o estrella.

Las modificaciones a Ethernet han resultado en significativos adelantos. El estándar de Ethernet de 10 Mbps no sufrió casi ningún cambio hasta cuando el IEEE anunció un estándar para Fast Ethernet de 100 Mbps. En los últimos años, un crecimiento aún más rápido en la velocidad de los medios ha generado la transición de Fast Ethernet (Ethernet Rápida) a Gigabit Ethernet (Ethernet de 1 Gigabit) y 10 Gigabit Ethernet.

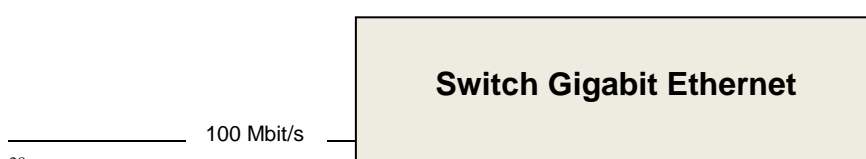
3.2.4.1.1 *Fast Ethernet y Gigabit Ethernet*

Ethernet de 100-Mbps también se conoce como Fast Ethernet (Ethernet Rápida). Las dos tecnologías que han adquirido relevancia son 100BASE-TX, que es un medio UTP³⁸ de cobre y 100BASE-FX, que es un medio multimodo de fibra óptica. Los estándares para Ethernet de 1000-Mbps o Gigabit Ethernet representan la transmisión a través de medios ópticos y de cobre. El estándar para 1000BASE-X, IEEE 802.3z, especifica una conexión full duplex de 1 Gbps en fibra óptica. El estándar para 1000BASE-T, IEEE 802.3ab, especifica el uso de cable de cobre balanceado de Categoría 5, o mejor.

Los avances en los swichs Fast y Gigabit Ethernet permiten a los nodos conectarse entre ellos con un alto rendimiento a altas velocidades. Fast Ethernet tiene el mismo rango de rendimiento que ATM OC-3 (155 Mbits/s), y Gigabit Ethernet proporciona un mejor rendimiento que ATM OC-12 (622 Mbits/s).

La arquitectura Ethernet para alta velocidad tiene una topología en estrella parecida a ATM. Cada switch permite un cierto número de conexiones a las estaciones a través de un tablero 100 Mbits/s o un tablero adaptador en las estaciones para una conexión a alta velocidad. Un switch gigabit Ethernet puede ramificarse en estaciones de 100 Mbits/s y swichs 100 Mbits/s Ethernet, el cual a su vez puede seccionarse en varios switch de 10 Mbits/s y estaciones de 10 Mbits/s como muestra la figura 3.5.

Debido que Ethernet es utilizado para redes LAN, y ATM puede ser utilizado para ambos LAN y WAN, es importante saber que un switch gigabit Ethernet puede también ser utilizado para conectar a switch ATM OC-3 por medio de un convertidor ATM-Ethernet proporcionando una conexión entre estas dos tecnologías. Actualmente, una conexión de dos nodos en un switch Gbit/s Ethernet puede brindar cerca de 500 Mbits/s, suficiente para la mayoría de aplicaciones de imagen médica.



³⁸ *Unshielded Twisted Pair*, (Par Trenzado no Apantallado)

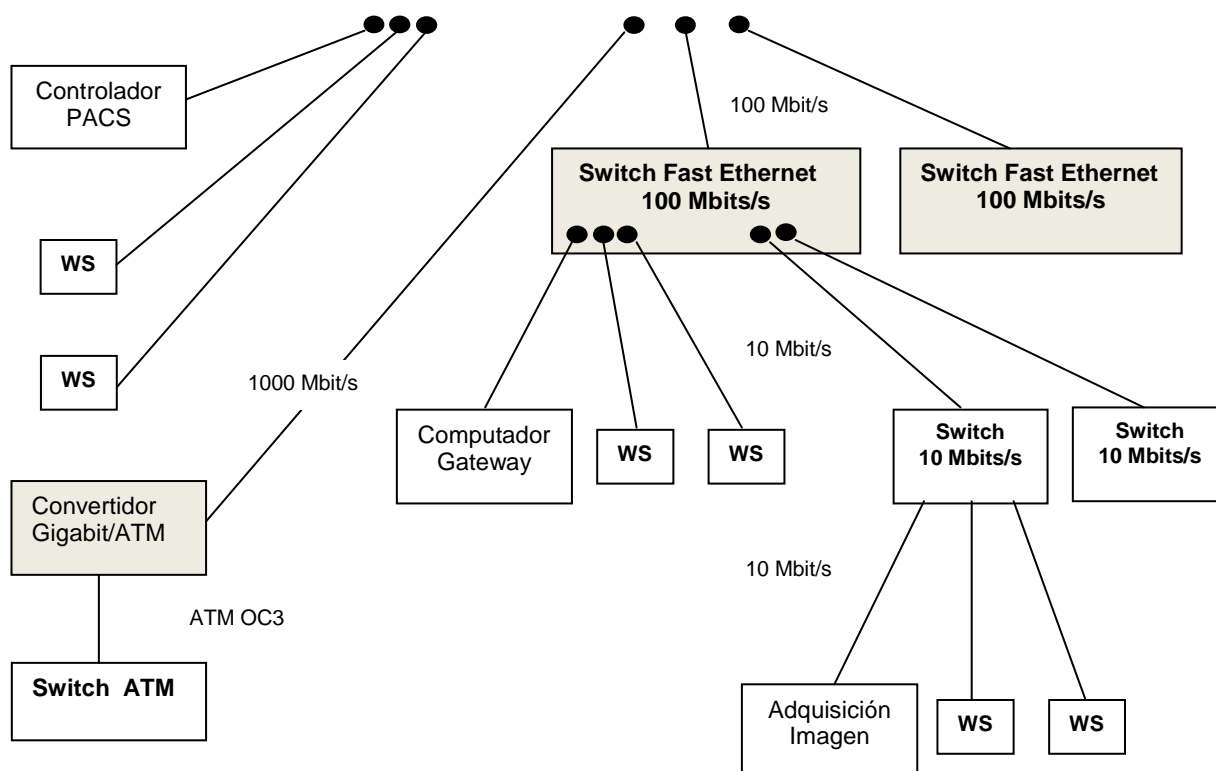


Figura 3.5 Diagrama esquemático de un switch Gigabit Ethernet para aplicaciones en PACS

Las diferencias entre Ethernet estándar, Fast Ethernet y Gigabit Ethernet se encuentran en la capa física. Debido a las mayores velocidades de estos estándares, la menor duración de los tiempos de bit requiere una consideración especial. Como los bits ingresan al medio por menor tiempo y con mayor frecuencia, es fundamental la temporización. Esta transmisión a alta velocidad requiere de frecuencias cercanas a las limitaciones de ancho de banda para los medios de cobre. Esto hace que los bits sean más susceptibles al ruido en los medios de cobre.

A continuación en la tabla 3.5, se presenta un resumen de las principales arquitecturas Ethernet.

Características	10Base5	10BaseT	100BaseTX	100BaseFX	1000BaseCX	1000BaseT	1000BaseSX	1000BaseLX
Velocidad de Tx (Mbps/s)	10	10	100	100	1000	1000	1000	1000
Longitud de segmento maximo	500 m	100 m	100 m	400 m	25 m	100 m	275m para microfibra 62,5 550 m para microfibra 50	440 m para microfibra 62,5 550 para microfibra 50 3 a 10 Km para fibra monomodo
Medio de Transmisión	Coaxial	UTP Categoria 3,4,5	UTP Categoria 5	Fibra Monomodo	STP	UTP Categoria 5 4 pares	Fibra micro multimodo 62,5/50	Fibra micro multimodo 62,50, fibra

Tabla 3.5 Arquitecturas Ethernet

3.2.4.2 ATM (Modo de transferencia Asíncrona) ^[7]

Es una tecnología de red que se emplea tanto en redes públicas y privadas LAN y WAN. Sin embargo, debido a QoS en IP, Fast Ethernet y Gigabit Ethernet, no tiene sentido utilizar ATM cerca de la estación de trabajo: sólo en el backbone o en la red WAN.

ATM es una moderna tecnología orientada a conexión que tiene una arquitectura basada en celdas. Las celdas ATM tienen siempre una longitud fija de 53 bytes, las cuales contienen un encabezado ATM de 5 bytes seguido de 48 bytes de carga. Las celdas pequeñas de longitud fija son adecuadas para la transmisión de tráfico de voz y video porque este tráfico no tolera demoras. Los niveles *de transporte óptico (OC - Optical Carrier)* especifican las velocidades de datos, que están comprendidas entre OC-1 (51.48 Mbps), OC-3 (155 Mbps), OC-12 (622 Mbps) y OC-48 (2,5 Gbps).

3.2.5 FACTORES QUE AFECTAN EL DESEMPEÑO DE LA RED ^[6]

El desempeño de una red puede ser afectado por varios factores que reducen su confiabilidad:

- Atenuación
- Distorsión de Retardo
- Ruido

Estos factores en una red deben ser manejados adecuadamente para brindar un buen servicio al usuario.

3.2.5.1 Atenuación

En cualquier medio de transmisión la energía de la señal decae con la distancia. Se pueden considerar tres consideraciones respecto a la atenuación. Primero, la señal recibida debe tener suficiente energía para que la circuitería electrónica en el receptor pueda detectar adecuadamente. Segunda, para ser recibida sin error, la señal debe conservar un nivel suficientemente mayor que

el ruido. Tercera, la atenuación es habitualmente una función creciente de la frecuencia.

3.2.5.2 Distorsión de Retardo

Es un fenómeno debido a que la velocidad de propagación de una señal a través de un medio guiado varía con la frecuencia. Para una señal limitada en banda, la velocidad tiende a ser mayor cerca de la frecuencia central y disminuye al acercarse a los extremos de la banda. Por tanto, las distintas componentes en frecuencia de la señal llegarán al receptor en instantes diferentes de tiempo, dando lugar a desplazamientos de fase entre las distintas frecuencias.

Este efecto se llama distorsión de fase, ya que la señal recibida está distorsionada debido al retardo variable que sufren sus componentes.

3.2.5.3 Ruido

Constituyen señales indeseables que se introducen a lo largo del trayecto de transmisión, de esta manera se considera ruido a aquella señal fortuita e impredecible que altera nuestra señal deseada, generado por causas internas y externas y, que constituye uno de los principales factores que limitan el desempeño de un sistema de comunicaciones.

3.3 DISEÑO DE RED PACS

La red del sistema de PACS debe ser diseñada como una red interna con conexiones a redes externas tales como las redes de imagen del fabricante, la red de información radiológica y las redes de información del hospital. Todas las conexiones de red que se muestran en la figura 1.1 son redes internas excepto aquellas que salen del dominio de PACS.

El diseño de la red de comunicaciones, aparte de los requerimientos previstos en el apartado 3.1, se debe tomar en cuenta cinco criterios de diseño para la implementación de la red de comunicaciones de PACS.

Velocidad de Transmisión

Como se puede observar en la tabla 3.2 el estándar Ethernet es adecuado para la transmisión entre las modalidades de imagen y las Gateway de adquisición. Para la transmisión entre los Gateway de adquisición y los servidores de archivo de imagen la solución más adecuada es Fast Ethernet. Por último la comunicación entre los controladores de PACS y las estaciones de visualización Fast Ethernet o Gigabit Ethernet es la solución más eficiente.

Estandarización

El rendimiento efectivo de la red se fundamenta a través de una decisión difícil al momento de seleccionar los parámetros del sistema operativo y software.

Tolerancia a Fallas

Las redes de comunicaciones en un sistema de PACS deben tener backup. Todo el cableado de fibra óptica, el backbone Ethernet y los switches deben tener redundancia ya que al trabajar con el estándar TCP/IP en caso de que cualquier red falla, el software de comunicaciones basado en socket inmediatamente se cambia a la red más rápida.

Seguridad

La seguridad debe ser administrada de tal manera que solamente el personal autorizado pueda acceder a la red para visualizar las imágenes de los pacientes a través de las estaciones de trabajo. Solo los usuarios autorizados deben tener la capacidad de copiar imágenes y almacenarlas en la base de datos PACS.

Costos

Las redes de comunicaciones PACS son diseñadas para uso clínico por lo que deben poseer un diseño robusto con redundancia. Aunque el costo es importante, no debería comprometer en la selección de los componentes de red y el plan de backup para tolerancia a fallas.

3.3.1 DISEÑO DE LA RED INTERNA

El sistema de PACS tiene un volumen de datos en el sistema de imágenes, por lo que requiere un gran ancho de banda. En nuestro caso al utilizar una arquitectura tipo cliente/servidor, el tiempo se vuelve sensible por la expectativa de visualizar las imágenes bajo demanda ya que estas no se almacena localmente sino que son recuperadas bajo demanda sobre la red. Esto hace que ancho de banda de la red debe ser capaz de proporcionar los datos dentro de muy pocos segundos.

3.3.1.1 Arquitectura de la red

La arquitectura de red debe ser escogida de acuerdo a los requerimientos de la red y ancho de banda necesario para las aplicaciones. En nuestro caso la tabla 3.1 describe los requerimientos de velocidad para la transmisión de imágenes en PACS. Con estos datos podemos definir que la red debe ser diseñada con Gigabyte Ethernet en el backbone con múltiples conexiones para proveer redundancia.

La red debe disponer de dos switch de alto rendimiento en el área de backbone, los cuales actúan como un core redundante para enrutamiento y conmutación a las subredes PACS, lo que nos garantiza una mayor fiabilidad ya que si existen varios enlaces, en el caso que uno falle, otro enlace puede seguir soportando el tráfico de la red. Todos los servidores de PACS son conectados a los switchs de core. Tanto los servidores como las estaciones de trabajo para diagnóstico se conectan al switch principal con una conexión

Gigabit Ethernet. Los computadores gateways de adquisición tienen una conexión Fast Ethernet y unidades de impresión y digitalización Ethernet (10 Mbps).

Para el área de Aesculapius que se encuentra en el otro edificio, la conexión se realiza a través de fibra de una red de fibra óptica, con una velocidad de 1000 Mbps.

La figura 3.6 muestra un esquema básico de la red a diseñarse.

3.3.1.2 Componentes de la red^{[1][16][41][42]}

Entre los componentes de hardware de un sistema de PACS, incluye las modalidades de imagen, controladores de imagen, servidores de datos, estaciones de visualización conectados por una red de comunicaciones.

Cada uno de estos componentes cumple un papel importante en el funcionamiento satisfactorio del sistema. La integración de los distintos subsistemas se realiza por medio de los elementos físicos (redes e interfaces) bajo el control de algoritmos y estructura de datos (programas y protocolos).

El rendimiento y funcionalidad de un PACS depende de la capacidad e interacción de cada uno de sus componentes.

3.3.1.2.1 Gateway de adquisición de datos e imágenes

Los PACS requieren que las imágenes de las distintas modalidad de imagen y la información relacionada al paciente desde el sistema de información del hospital (HIS) y el sistema de información radiológica (RIS) sea enviada al Controlador del PACS y al subsistema de archivos. La principal tarea en los PACS es adquirir imágenes confiables de una manera oportuna desde las distintas modalidades de imagen radiológicas, y la información relevante del paciente incluyendo: la información y descripción del estudio del paciente, y los parámetros pertinentes para la adquisición y procesamiento de la imagen.

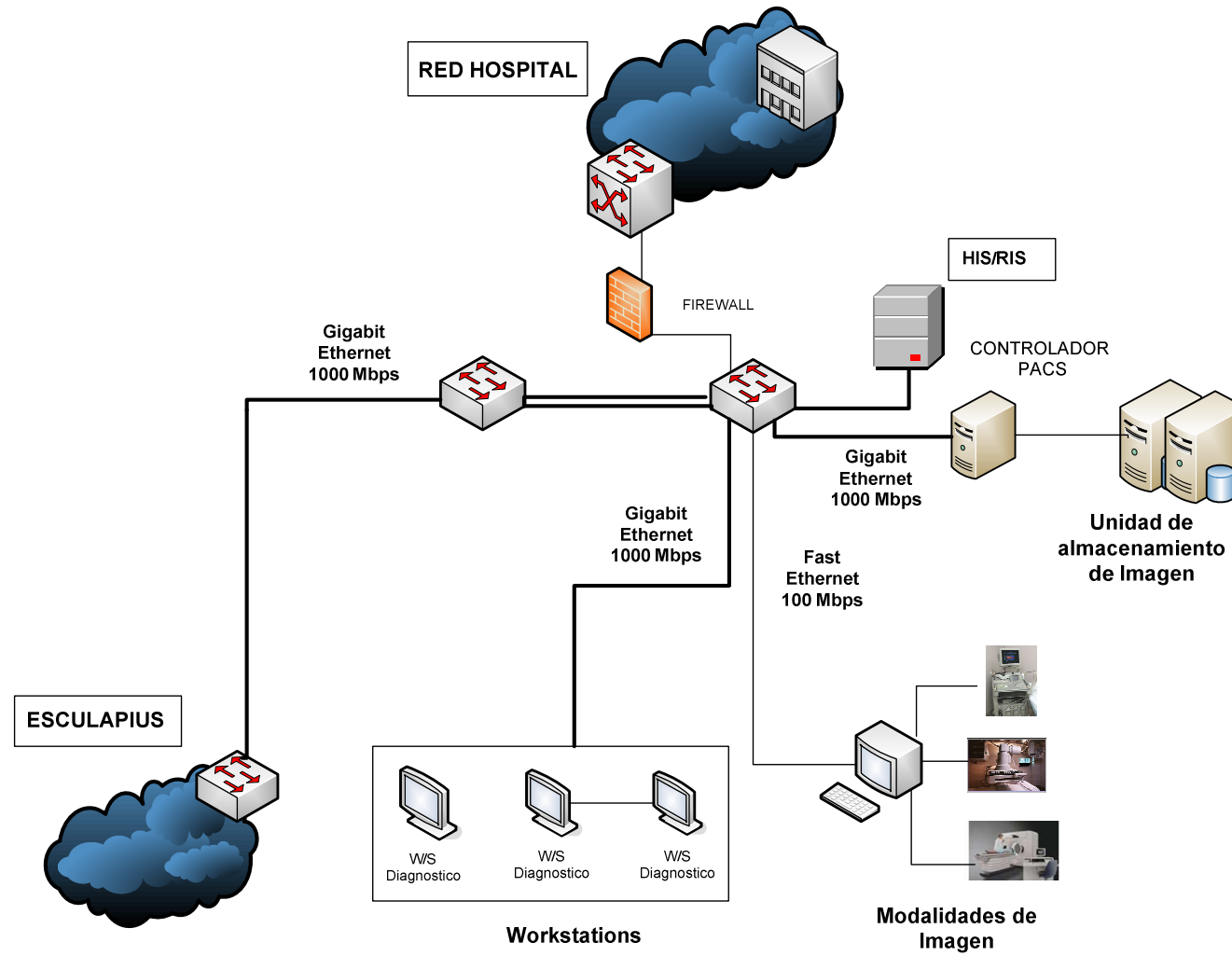


Figura 3.6 Esquema Básico de la red

El computador gateway de adquisición de imagen es un componente principal por tres razones: Primero, las modalidades de imagen no están bajo el auspicio de los PACS. Muchas empresas proporcionan diferentes modalidades de imagen, cada una de las cuales tiene su propia declaración DICOM, o peor aún, algunas modalidades de imagen probablemente no soportan el estándar. Por consiguiente para conectar varias modalidades de imagen se requiere un pesado trabajo en equipo y la colaboración de las empresas fabricantes. Segundo, el proceso de adquisición de imágenes es más lento que las otras funciones de los PACS debido que se involucra a los pacientes y es necesario más tiempo para adquirir la información necesaria para la reconstrucción de imágenes. Por ultimo, las imágenes y la información de los pacientes generada por cualquier modalidad, algunas veces contiene un formato de información inaceptable para la operación de los PACS. Para evadir estas dificultades el gateway de adquisición usualmente se ubica entre las modalidades de imagen y el resto de la red de PACS para aislar las computadoras de las modalidades imágenes radiológicas de los PACS. Este aislamiento es necesario debido que las computadoras de imagen tradicionales carecen de la comunicación necesaria y el software de coordinación de que esta estandarizado en la infraestructura d PACS.

Las funciones principales de gateway de adquisición son:

- Adquirir las imágenes desde los dispositivos de imagen radiológicos.
- Convertir los datos de las especificaciones de los fabricantes a un formao estándar PACS que es compatible con los formatos de datos DICOM.
- Enviar la imagen en estudio al controlador de PACS o a las estaciones de visualización

Las características mínimas que deben presentar los gateways de adquisición son:

- Microprocesador: Pentium 2.6 - 3.3 Ghz
- Memoria Ram: 512

- Disco Duro: 120 Gbytes de capacidad
- Tarjeta Grafica con 128 Mbytes
- Grabador de CD/DVD
- Tarjeta de red (10/100 Mbps)
- Software: Windows 2000/ XP Professional

3.3.1.2.2 Modalidades de Imagen

La idea principal de los PACS es integrar las distintas exploraciones de un paciente en un sistema completo. Cada método, por el cual se obtiene una imagen diagnóstica del paciente, se denomina modalidad. Y claro está, cada modalidad presenta imágenes con características propias.

Para el diseño del sistema de PACS es necesario conocer las modalidades que posee la institución, así como también conocer si estos dispositivos proporcionan imágenes en formato DICOM.

Hospital

Cantidad	Equipo	Opcion DICOM
1	Ultrasonido Voluson 730 PRO General Electric	SI
1	Radiografía Convencional Siemens Siregraf Digital	SI
1	Radiografía Digital Revolution Digital General Electric	SI
1	Tomógrafo VCT 64 General Electric	SI
1	Angiografo PHilips	SI
2	Ecocardio ViVi 7	SI
1	Ultrasonido Portátil	NO
1	Resonancia Magnética Philips 1.5 Tesla	SI

AESCULAPIUS

Cantidad	Equipo	Opcion DICOM
1	Ultrasonido Sonoline Elegra Siemens	SI
1	Ultrasonido Voulson X General Electric	SI
1	Mamografo Sonogrph DMR General Electric	SI
1	Tomógrafo VCT 64 General Electric	SI
1	Radiografía Convencional Siregrph CF Siemens	SI
1	Gamacamara Diacam Siemens	SI

Tabla 3.6 Modalidades de Imagen que posee la Institución

3.3.1.2.3 Digitalización

Las imágenes obtenidas sobre película convencional, bien sean imágenes antiguas, de otro centro, durante una avería, o de un equipo no conectable, deben poder ser convertidas a formato digital para incorporarlas a la carpeta del paciente. El proceso consiste en una lectura punto a punto de cada película con un digitalizador, que puede ser de tres tipos: cámara de Vídeo CCD, barrido por CCD, o barrido por láser. (Capítulo 1).

La mejor calidad se obtiene con los digitalizadores láser, que actuando como verdaderos densitómetros, obtienen resoluciones superiores a 2000x2000 pixels y una gama de densidades de 12 bits (4096 tonos) por pixel. Con la cámara de vídeo CCD, limitada 8 bits (256 grises) y a resoluciones inferiores a

1024 líneas, la calidad es muy limitada, aunque hay prototipos a 2048 líneas. Este proceso es siempre costoso ya que duplica el registro analógico, precisa personal para la manipulación de las películas, y con los digitalizadores menos sofisticados disminuye la calidad de la imagen

La digitalización de la fluoroscopia, o de los equipos con señal de vídeo, pero sin conexión digital directa al PACS, se puede realizar con digitalizadores de vídeo -"Frame Grabber"- que toman la imagen de un monitor del equipo de exploración y la convierten en un fichero gráfico. La resolución espacial oscila alrededor de 800x800 pixels, y 8 bits (256 grises), que no se corresponden con los datos originales de adquisición sino con la ventana o ajuste del monitor. Los digitalizadores de vídeo son válidos en ecografía, en fluoroscopia digital, incluso en resonancia magnética, pero su ventana máxima de 256 niveles es claramente insuficiente en la tomografía computada.

3.3.1.2.4 Controladores de PACS y servidores de Archivo de Imágenes

3.3.1.2.4.1 Controlador de PACS

El nodo central de los PACS, tiene dos componentes principales: el controlador PACS y el servidor de archivo. El controlador consiste de una arquitectura de hardware y software que direcciona el flujo de trabajo del sistema entero de PACS. El servidor de archivo proporciona un sistema de almacenamiento de imagen para corto, mediano y largo plazo.

Entre los componentes que debemos considerar en el diseño del sistema de administración de almacenamiento de imagen son: la integridad de los datos y eficiencia del sistema.

El controlador de PACS consiste de cuatro componentes principales:

- Servidor de Archivo
- Sistema de Base de Datos
- Librería Digital (DLT³⁹)
- Archivo Backup

³⁹ Tecnología de almacenamiento de datos por cintas magnéticas

a) Servidor de Archivo

El servidor de archivo al tener un hardware redundante tiene la capacidad de soportar múltiples procesos trabajando simultáneamente y transmitir los datos sobre diferente buses y redes. Tiene la función principal de archivar imágenes y direccionar el flujo de imágenes del sistema de PACS desde los gateways de adquisición a varios destinos como archivo, estaciones o impresoras.

Los servidores de archivo utilizan RAID⁴⁰ de largas capacidades, permitiendo almacenar varias semanas de trabajo de imágenes adquiridas de diferentes modalidades de imagen.

Al utilizar el modelo cliente/servidor es importante tener RAID de larga duración disponible en el Servidor de archivo.

b) Sistema de Base de Datos.

Un sistema de base de datos comprende servidores redundantes corriendo sobre el mismo sistema comercial.

Tiene una técnica de espejo con dos bases de datos idénticas, las cuales pueden ser utilizadas para duplicar los datos durante cada transacción. La característica espejo del sistema proporciona a la base de datos del sistema una transacción de datos ininterrumpida que garantiza ninguna pérdida de datos en caso que el sistema o el disco falle.

Además de clasificar las imágenes para poder recuperarlas, el sistema de base de datos es necesario para la interface con el Sistema de Información Radiológico (RIS) y el Sistema de información el Hospital (HIS) para obtener información adicional del paciente desde estas dos bases de datos del centro hospitalario.

⁴⁰ *Redundant Array of Independent Disks*, (Conjunto Redundante de Discos Independientes)

c) Librería de Archivo

La librería de archivo consiste de múltiples unidades de entrada /salida (usualmente DLT) y controladores de disco, los cuáles permiten archivar concurrentemente y realizar operaciones de recuperación, en todos sus unidades. La librería debería tener una capacidad de almacenamiento de largo plazo (terabites) y soportar medios de almacenamiento mixtos. Según los requisitos del apartado 3.1, el sistema debería tener una capacidad de almacenamiento de largo plazo (terabytes) mínimo de 7 Terabyes.

Es recomendable tener fuente de poder redundante par una operación ininterrumpida.

d) Archivo Backup

Copias de idénticas imágenes pueden ser almacenadas en diferentes áreas de la red de PACS. Lo más recomendable seria que las librerías se encuentren en diferentes edificios en caso de un desastre natural.

3.3.1.2.4.2 Diseño general del Sistema de almacenamiento de imagen de PACS

El sistema de archivo de PACS se conecta tanto a la red de área local (LAN), como a la red de área extendida (WAN) par una futura conexión a sitios remotos. La red LAN de PACS debe tener una tecnología de red Fast Ethernet de alta velocidad que conecta todos los componentes del sistema, así como también switch Ethernet de alta velocidad para transmitir grandes volumen desde imágenes desde el servidor de archivo a las estaciones de visualización.

El servidor de archivo tiene una conexión a la librería y los servidores de base de datos con un sistema en espejo. La información relacionada a los pacientes se almacena en la base de datos, y las imágenes son almacenadas en la librería.

Adicionalmente el servidor de archivo se va a conectar al área de Aesculapius con una conexión Gigabit Ethernet, a través del switch principal. La figura 3.7 muestra es esquema del sistema.

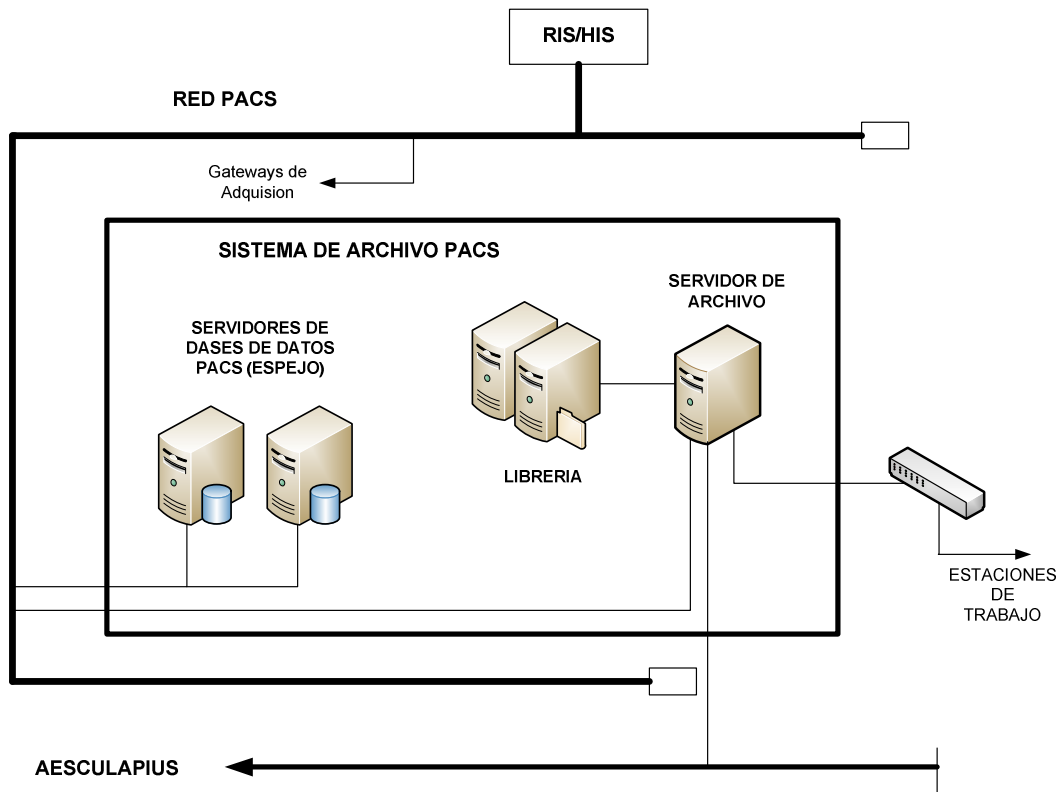


Figura 3.7 Esquema del sistema de almacenamiento de imagen

3.3.1.2.5 Estaciones de Trabajo

Las estaciones de trabajo son elementos importantes en un sistema PACS. Mediante estos elementos, la información llega a los radiólogos para su informe diagnóstico, y después a todos aquellos especialistas que requieren de dichos informes e imágenes.

La Estación de trabajo, comúnmente llamada "Workstation" es básicamente un PC de mayor potencia, dado por mayor capacidad de memoria RAM (un poco más costosa), más capacidad en sus discos rígidos, y la colocación de tarjetas para trabajar con monitores de alta resolución o más de un monitor; incluso con salida/entrada de vídeo.

La WS esta compuesta de varias partes:

- La unidad central donde se encuentra la CPU (Unidad Central de Procesamiento), la Memoria RAM y los Discos Rígidos. También puede tener un dispositivo de lectura y/o grabación magneto-óptico. En esta unidad central se colocan además las tarjetas controladoras de vídeo para monitores.
- Los monitores.
- Periféricos.
- Sistema Operativo.
- Software de visualización y gestión de imágenes e informes de pacientes.

Los monitores son una de las partes más importantes de una estación de visualización, ya que su función principal es la de reemplazar las placas radiográficas y el negatoscopio, de lo cual dependerá la aceptación clínica del PACS.

En una red de un PACS, deberán existir diferentes tipos de estaciones de trabajo, cada una de las cuales, tiene sus funciones:

3.3.1.2.5.1 Estación Diagnóstica (DWS):

La estación de diagnostico es utilizada por los radiólogos para hacer el diagnostico primario. Las características principales de estas estaciones de trabajo son la mejor calidad y la facilidad de uso. La mejor calidad se refiere a la calidad de la imagen y al tiempo de visualización (entre 1 y 2 seg), todo bajo una interface amable para el usuario y funciones de visualización útiles.

Si la estación es utilizada para visualizar proyecciones radiográficas, Como norma, están diseñadas con 2 o 4 monitores de alta resolución, pudiendo tener monitores de 25", monocromos, con resolución de 2560 x 3172 y 4096 niveles de gris.). Sin embargo, existen algunas estaciones de trabajo en las que solamente serán informados los estudios de matrices pequeñas, como estudios

de TC, US, MN, etc., las cuales, sus monitores pueden ser de pantalla plana de 21" y con resolución de hasta 2048 x 1860 pixels a 32 bits de color.

De todas formas, en ambas situaciones, se deben incorporar todas las funciones básicas de procesamiento de imágenes establecidas por los estándares ACR y CEN, para poder realizar correctamente el informe diagnóstico. Es recomendable que dichas estaciones incorporen la posibilidad de informes orales, traducción automática de audio, reporte escrito y despliegue de otros tipos de información en tiempo real.

3.3.1.2.5.2 Estaciones de Revisión (RWS):

Una estación de revisión es utilizada por radiólogos y médicos especializados para revisar casos en las salas del hospital. El informe y el reporte transcrito deberían estar disponibles con la imagen correspondiente en la estación.

Por lo general, se puede tener uno o dos monitores monocromos de alta resolución desde 1200 x 1600 (19" y 4096 niveles de gris), hasta 2048 x 2500 (21" y 4096 niveles de gris). Estas estaciones de trabajo, pueden servir en determinadas circunstancias como estaciones diagnósticas, por lo que deben poseer las mismas características que las anteriores.

La diferencia en la disponibilidad de estas funciones obedece al hecho de que, las estaciones de revisión no alteran las características fundamentales de las imágenes y sirven para mejorar el despliegue (presentación) de las mismas, mientras que las otras, las estaciones de diagnóstico, serán manejadas por expertos, que podrán generar nuevas imágenes con realce que, a su vez, estarán disponibles en los archivos radiológicos y que servirán para complementar la información previamente existente.

3.3.1.2.5.3 Estaciones de Digitalización e impresión

Estas estaciones son para los tecnólogos del departamento de radiología o para los cuales desean digitalizar películas antiguas o películas desde fuera del departamento. Estas estaciones también son utilizadas para imprimir en

película o papel. Un monitor de baja resolución es suficiente para finalidades de control de calidad.

3.3.1.2.5.4 Estaciones de Consulta Remota (WWS):

Son estaciones de visualización de imágenes e informes radiológicos. Estas se encuentran, por lo general, ubicadas fuera de los servicios de radiología. Son estaciones de trabajo para ser utilizadas en servicios del hospital que requieran del despliegue de imágenes médicas (UCI, Quirófanos, Traumatología, Radioterapia, Odontología, etc.).

Tiene las características de ser estaciones de trabajo que, por lo general, utilizan monitores a color de alta resolución (uno o dos), y que pueden visualizar más de un estudio al mismo tiempo. También, sus sistemas de tratamiento de imágenes suelen tener herramientas especializadas, según el tipo de usuario y el lugar de ubicación.. Estas estaciones de trabajo pueden estar ubicadas remotamente, y conectadas al sistema PACS.

De todas formas, en las tres estaciones de trabajo (**DWS, RWS y WWS**), sus sistemas de tratamiento de imágenes médicas, deben poseer las siguientes herramientas mínimas de trabajo:

- Acceso a la información imagenológica del paciente.
- Acceso a la información del paciente, considerada relevante para el informe médico y la consulta de imágenes (vía conexión con el RIS o el HIS del hospital, o algún otro sistema de base de datos que contenga dicha información).
- Posibilidad de mecanismos de interpretación y diagnóstico de los estudios realizados.

En el caso de las estaciones de consultas, solamente podrán agregar anotaciones al informe radiológico.

- Acceso a la organización de la información almacenada a corto y largo plazo.

- El software de visualización deberá permitir:
 1. Visualización médica multimodal y despliegue multimonitor (simulación de negatoscopios).
 2. Manipulación de ventanas y niveles de color.
 3. Manipulación 2D de las imágenes, operadores de Zoom, operadores de filtrado (disminución de ruido, suavizado, resaltado de bordes, etc).
 5. Procesamiento avanzado de imágenes.

a) Ubicación de las estaciones de consulta remota

La Fig. 3.8 presenta un diagrama en donde explica las áreas donde va a ubicar las distintas estaciones.

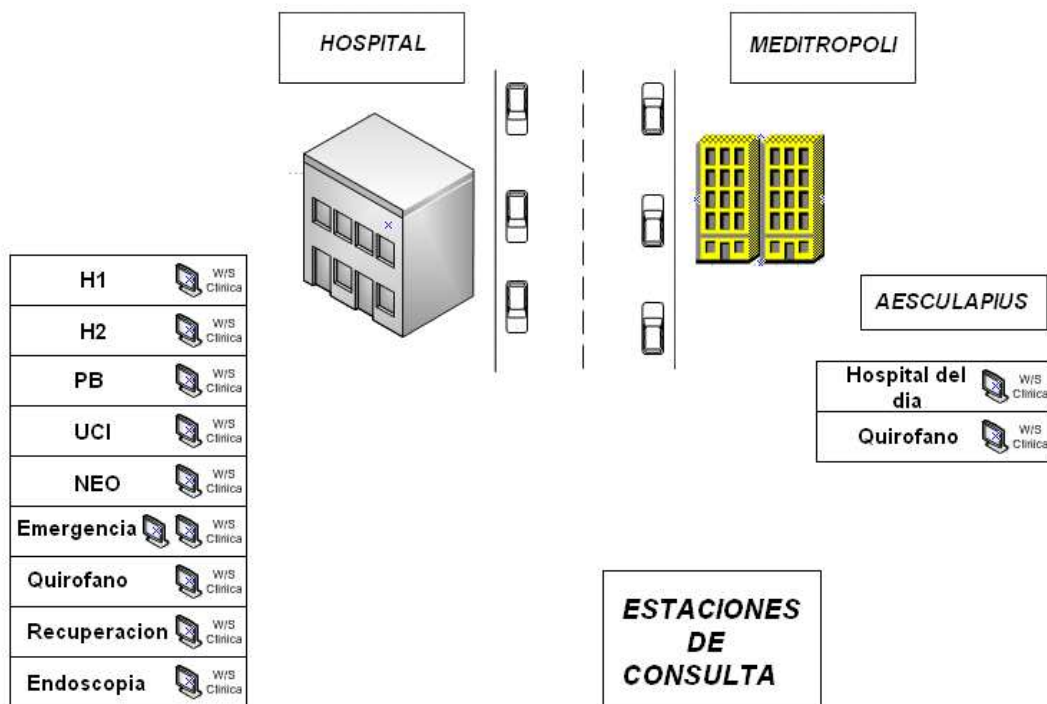


Figura 3.8 Ubicación de las estaciones de consulta remota

3.3.1.2.6 Servidor WEB

Los sistemas de gestión de imágenes e información pueden mejorar considerablemente la comunicación con los médicos peticionarios, gracias a programas de distribución digital. De esta forma, es posible optimizar velocidad y representación de los resultados de diagnóstico.

Los servidores Web se encargan de distribuir las imágenes no diagnósticas al resto de especialistas del hospital. Normalmente se considera parte del PACS, ya que es la herramienta que permite la visualización de las imágenes en cualquier PC del hospital que disponga de un navegador web (Netscape Navigator o Internet Explorer), dentro del cual puede distribuir el informe asociado al estudio, reduciendo el tiempo de recepción para el destinatario y la supresión del papel.

El servidor web recibe la imagen en formato DICOM y la puede convertir a un formato diferente de menor tamaño, usando para ello una compresión con pérdida, esto implica una reducción de la calidad por debajo de la considerada como diagnóstica. Actualmente, los web browsers soportan imágenes JPEG y GIF.

Dispone también de herramientas de tratamiento de la imagen, aunque no todas las que utilizan los clientes específicos del PACS, y pueden proporcionar tanto la imagen con calidad diagnóstica o elegir imágenes comprimidas. Naturalmente en caso de utilizar las imágenes originales DICOM el tiempo de acceso es mayor.

Es recomendable que los clientes exclusivos del PACS dispongan de monitores con mayor resolución que aprovechan la mayor calidad de imagen.

La figura 3.9 muestra la arquitectura básica del servidor web permitiendo web browsers enviar y recibir imágenes y datos del sistema de PACS.

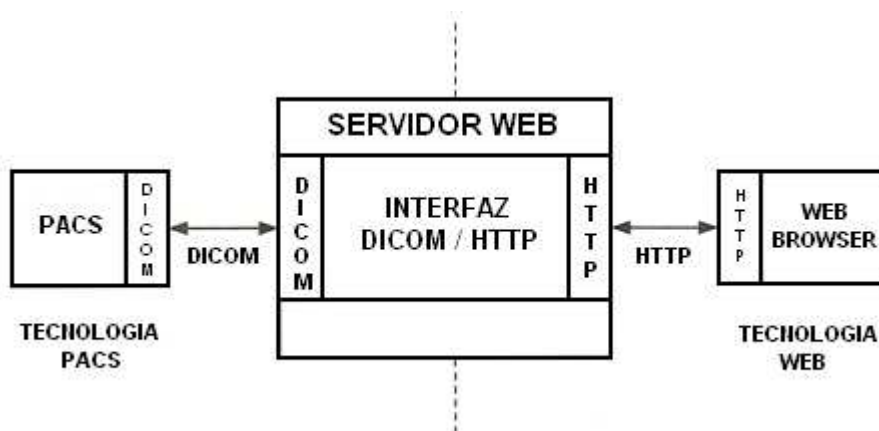


Figura 3.9 Arquitectura básica del servidor WEB

3.3.1.2.7 Impresión

La impresión de radiografías es necesaria en toda implantación de PACS. Es por ello, que las estaciones de trabajo deben poder ordenar la impresión de copias sobre película cuando ello sea necesario.

Para la obtención de copias sobre soporte sensible (placas radiográficas) o papel, será necesario disponer, al menos, de una terminal de impresión. Esta terminal de impresión, permitirá realizar copias de radiografías y copias en papel.

Estos equipos permiten la presentación en multiformato de imágenes procedentes de distintas fuentes digitales (TC, RM), y la presentación en formato real de gran tamaño (35x43 cm.). La resolución espacial de las copias obtenidas es muy elevada (hasta 4000x5000 puntos), con 4096 niveles de gris. La impresora puede estar conectada a una estación concreta, al servidor de base de datos, o bien tener un acceso directo a la red de datos. Esta última solución permite imprimir rápidamente desde cualquier estación del PACS.

a) Equipo Actual de la institución

Cantidad	Equipo	Ubicación	Opción DICOM
1	Impresora Dray Star 5300	Hospital metropolitano	SI
1	Impresora Dray Star 5300	Aesculapius	SI
1	Impresora Dray Star 5300	Resonancia	SI

3.3.1.3 Diseño General de la red

La figura 3.10 muestra el esquema general de la red PACS

3.3.2 REDES EXTERNAS

Entre los tipos de redes que pueden ser conectadas al sistema de PACS tenemos:

3.3.2.1 Red de empresas fabricantes de Imagen.

Las principales empresas fabricantes tienen su propia red, para proveer una mejor administración al departamento de imagen, ya sea a las distintas modalidades o a su vez para los controladores del sistema del sistema de PACS. Algunas utilizan el protocolo TCP/IP y otras utilizan protocolos propietarios para presentar un mejor rendimiento. Estas redes no tienen seguridad con respecto a la infraestructura de PACS porque cualquier usuario

externo con password puede acceder a la red externa y recopilar toda la información necesaria pasando a través de esta.

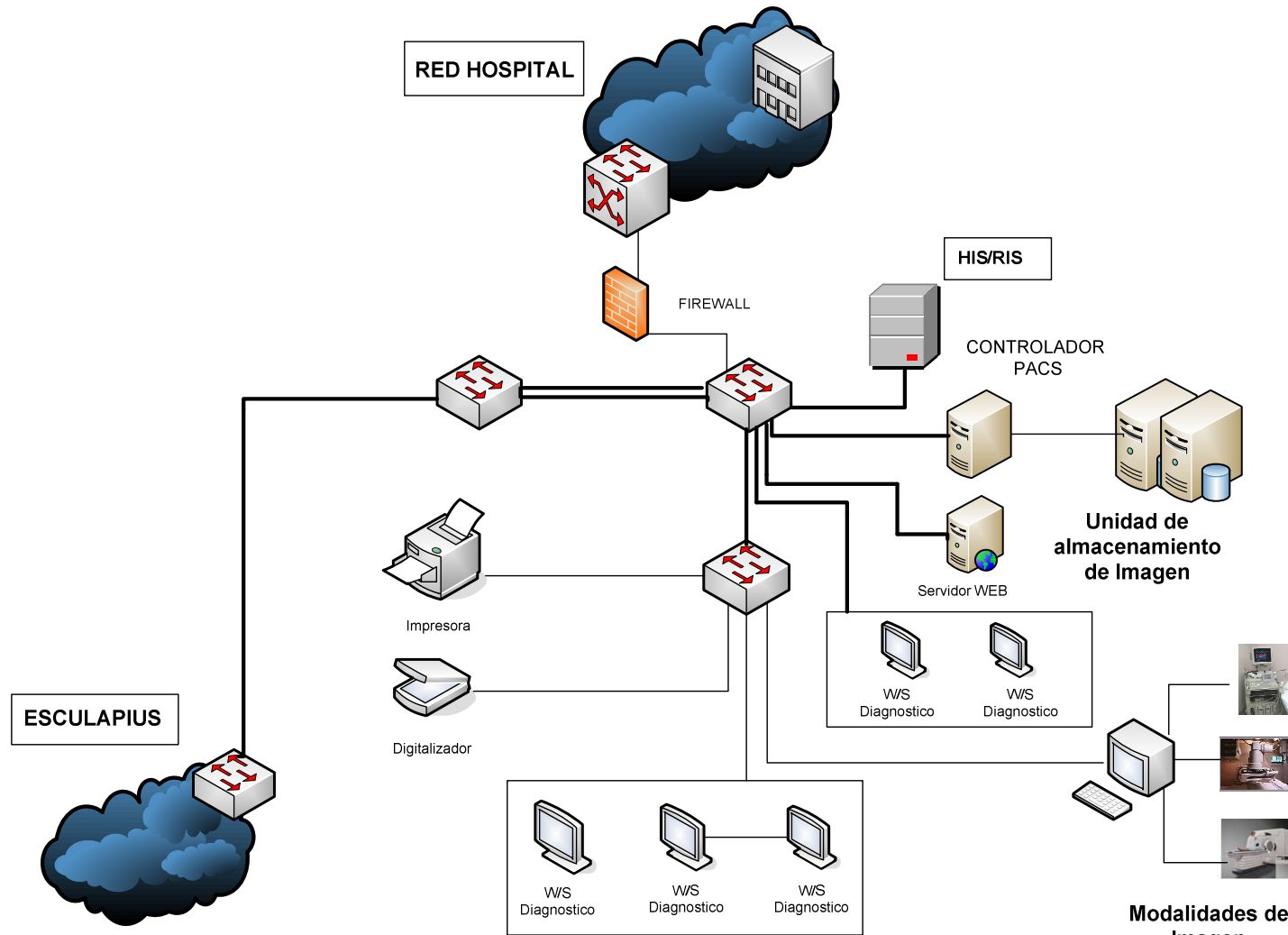


Figura 3.10 Esquema General de la Red PACS

La figura 3.11 muestra la red que dispone la institución en la actualidad para el monitoreo de modalidades de imagen, va a ser la misma infraestructura por la administración de los sistemas de PACS a implementarse.

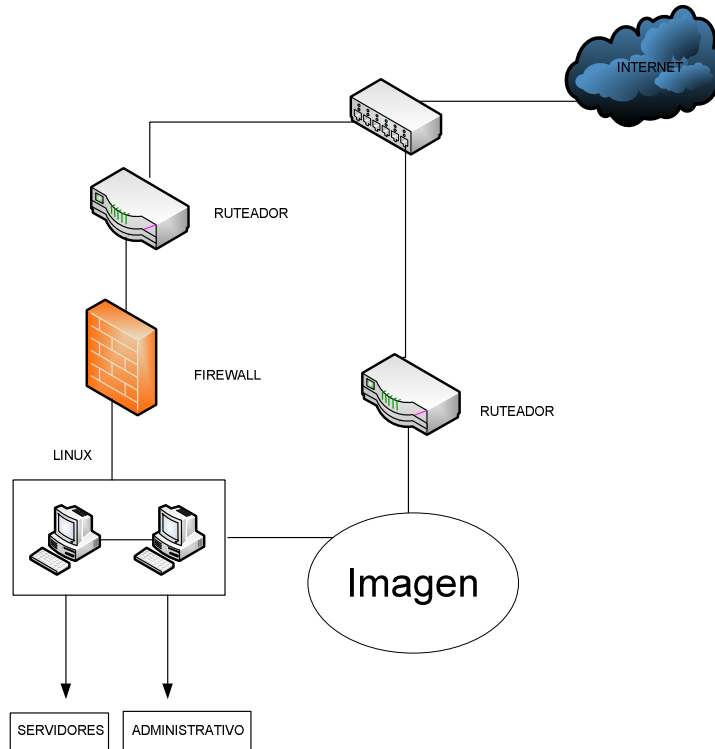


Figura 3.11 Red actual para comunicación con fabricantes

3.3.2.2 Red de información hospitalaria y radiológica.

Un hospital usualmente cuenta con el personal capacitado para administrar la red institucional. Dentro de los sistemas que el administrador tiene a su cargo esta los HIS y RIS. Los sistemas de PACS tienen una relación directa con estos sistemas, pero al tener otra administración la red de PACS no tiene ningún control. Por esta razón, en el diseño de la infraestructura de PACS, la red del hospital es considerada como una red externa.

La figura 3.12 muestra el diagrama actual de la red hospitalaria de la institución.

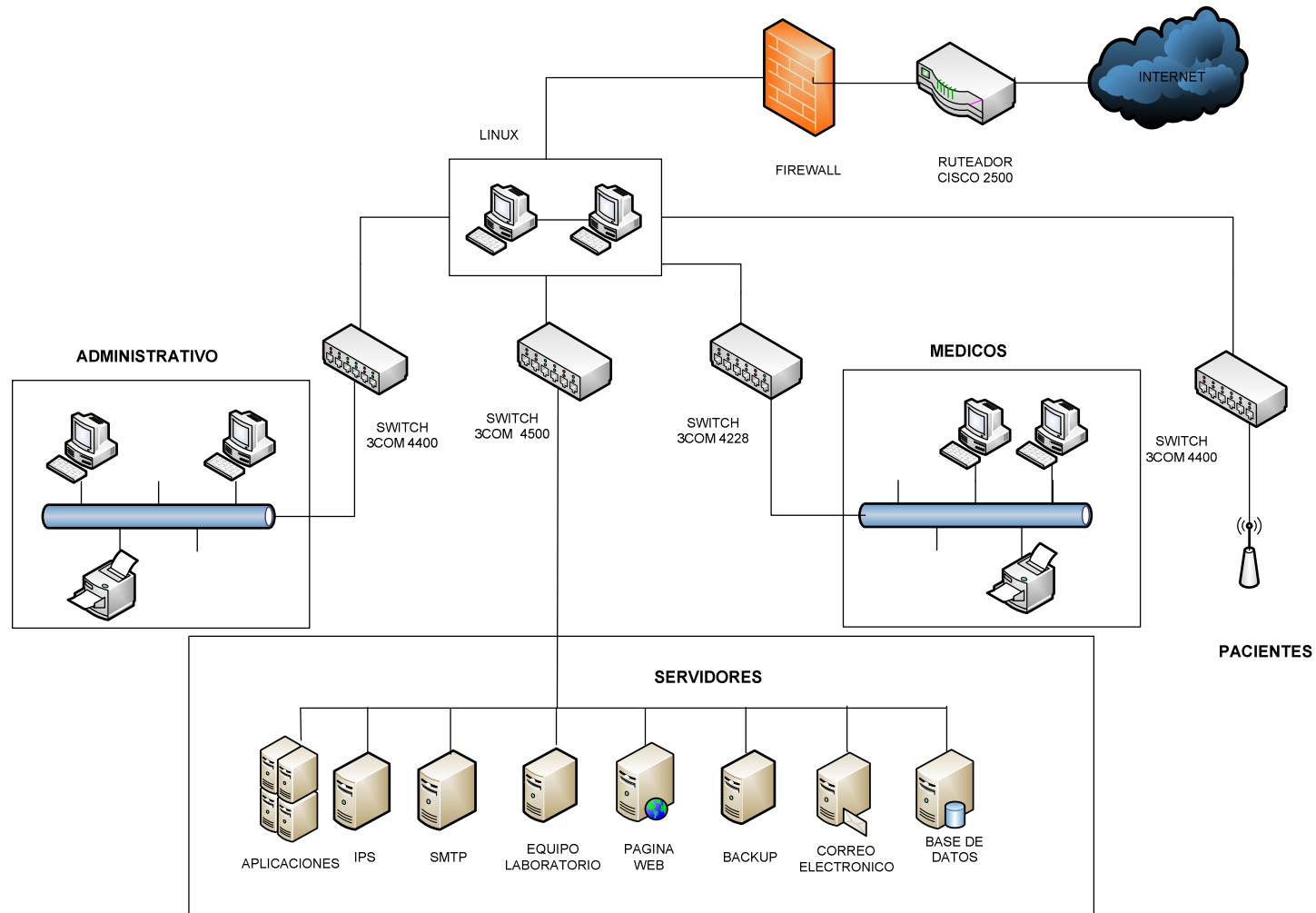


Figura 3.12 Diagrama de la red de información hospitalaria actual

3.3.3 TOLERANCIA A FALLAS ^[1]

PACS es un sistema integrado de imágenes médicas y bases de datos de los pacientes. Esta integración involucra muchos componentes incluyendo las modalidades de imagen, estaciones de trabajo, dispositivos de comunicación, entre otros. Esto implica que su misión es crítica porque tiene que funcionar las 24 horas del día durante los siete días de la semana con una continua disponibilidad. Los parámetros esenciales para que el sistema sea exitoso son:

- No exista pérdida de datos
- Continua disponibilidad del sistema
- Rendimiento del sistema aceptable.

Las causas por que sistema falle pueden ser errores humanos, desastres naturales, software y componentes de hardware. Aunque los desastres naturales no se pueden predecir ni se pueden evitar, los problemas ocasionados pueden ser minimizados seleccionando localizaciones adecuadamente la ubicación donde se va a realizar la instalación, tomando las debidas precauciones y utilizando respaldos fuera del lugar del desastre. El seleccionar adecuadamente la ubicación donde se va a realizar la instalación, y tomarlas debidas precauciones pueden minimizar el tiempo que el sistema va a estar fuera de servicio, y los *backup* puede prevenir la pérdida de datos.

Cuando nos referimos a errores humanos y software, la confiabilidad del software actual y un diseño de sistema para minimizar los errores humanos, han sido ampliamente mejorados. La redundancia en el diseño de la arquitectura el software permite al sistema recuperarse satisfactoriamente después de la caída del sistema. Reducir la intervención humana durante la operación de los pacs en el diseño del sistema puede disminuir el porcentaje de error. Sin embargo, las fallas de hardware no se pueden predecir ni evitar. Si el componente de hardware involucra un único punto de falla en el sistema, esta falla puede dejar a todo el sistema inoperable hasta que el problema se diagnostique o resuelva.

Muchas veces, la falla de un componente puede resultar en pérdida de datos. Para asegurarnos que no exista pérdida de datos, es necesario mantener al menos dos copias de la imagen en diferentes unidades de almacenamiento hasta que las imágenes hayan sido almacenadas exitosamente en dispositivos de almacenamiento de largo plazo.

Es recomendable que las librerías de archivo tengan una redundante fuente de poder para una operación ininterrumpida. Las imágenes deben ser almacenadas en diferentes áreas de la red PACS en dos librerías de archivo. Idealmente las librerías deberían estar en edificios diferentes en caso de un desastre natural.

Como se menciona anteriormente, un sistema de base de datos comprende servidores redundantes corriendo sobre el mismo sistema comercial. La característica en espejo proporciona al sistema de base de datos una transacción de datos ininterrumpida que garantiza ninguna pérdida de datos en caso que el sistema o el disco falle.

Un diseño ideal es tener redundancia para cada punto único de falla del sistema. Por lo tanto los controladores de PACS y los servidores de aplicación del sistema deberían tener esta característica. Pero surge la interrogante de cómo proveer tolerancia a fallas para estos puntos únicos de falla. Para que el sistema tenga una operación ininterrumpida en caso que uno de estos puntos falle. Al tener una solución en base a hardware implica un costo elevado y difícil de mantener, lo mismo sucede al tener una solución en base a software ya que el desarrollo de este será costoso. La idea actual en el diseño es reemplazar cada punto único de falla por componentes de continua disponibilidad. Estos componentes presentan las siguientes características:

- Tener un tiempo de actividad de 99.999 %, lo que significa que la inactividad de este será de 5 min/año.
- En caso que un componente falle debido a un problema con sus dispositivos de hardware, su recuperación será automática, es decir sin ninguna intervención humana en un tiempo mínimo.

- El reemplazo de cualquiera de esos componentes sera sin necesidad de modificar el resto el sistema.
- El reemplazo será fácil de instalar y asequible.

En general, todo el sistema de PACS se mantiene igual, excepto todos los posibles puntos únicos de falla (controlador de PACS, servidores de aplicación, base de datos y switch principal de la red) que deberían ser reemplazados por componentes de continua disponibilidad.

3.3.4 SEGURIDAD DATOS/IMAGEN^[8]

La seguridad de los datos es muy importante en una empresa para proteger las ventajas competitivas y mantener la confianza en la institución. Generalmente, la confianza de lo datos se caracteriza en términos de:

- Confidencialidad
- Integridad
- Disponibilidad
- Autenticación

Confidencialidad se refiere a la privacidad de la información que debe estar protegida de publicaciones no autorizadas. Generalmente se usa encriptación de la información. Integridad se puede entender como exactitud de la información. Se refiere a la habilidad de proteger la información de alteraciones no autorizadas, no controladas o accidentales. Disponibilidad se refiere a que la red, el hardware y software son confiables y puede recuperarse rápidamente en el evento de una interrupción, por lo que se disponer de un plan de contingencia y probarlo ocasionalmente para verificar que va a funcionar en caso de un accidente. Este plan se lo detalla en el anexo B.

Autenticación se refiere a la valides de la fuente. El usuario ha sido identificado y entonces se los autentica usando un método que garantiza quien dice ser. Solo lo usuarios autenticados pueden acceder a la información.

Las principales organizaciones relacionadas a la seguridad de imágenes/datos de la práctica clínica han expedido normas, mandatos y estándares para la seguridad de datos e imágenes. El estándar ACR para tele radiología, adoptado en 1994, definió una norma para calificación de personal medico, especificaciones de equipos, licencias, credenciales y responsabilidades.

HIPAA (Health Insurance Portability and Accountability Act), publico la ley 104 -191 en agosto de 1996, Ley conocida como HIPPA, asegura la confidencialidad de la información médica estableciendo estándares de seguridad de la información de salud de los individuos. El estándar DICOM en su Parte 15 del (PS 3.15-2000) especifica los perfiles de seguridad y parámetros técnicos para entidades involucradas en el intercambio e información y políticas de seguridad. A pesar de estas iniciativas, no ha habido una investigación sistemática en la comunidad de la imagen media para enfrentar seriamente este tema. Muchas técnicas pueden ser utilizadas para la protección de los datos incluyendo firewall, encriptación, entre otros.

Nota: Referirse al Anexo C para información de normas y estándares de seguridad por parte organizaciones relacionadas a la seguridad médica.
--

Moderna criptografía puede utilizar métodos de llave privada y publica. La encriptación de llave privada (encriptación simétrica) utiliza la misma llave para encriptación y desencriptación. Este método requiere que tanto el que envía como el que reciba estén de acuerdo en la llave previamente establecida para poder intercambiar la información. Aunque es relativamente rápida y ampliamente extendida, esta requiere compartir información confidencial y posee una administración compleja. La encriptación de llave pública (encriptación asimétrica) utiliza dos llaves diferentes (una llave pública y una privada) para encriptación y desencriptación. No se necesita intercambiar información confidencial. Soporta autenticación y provee mecanismos de negación de eventos, pero tiene la desventaja que requiere recursos computacionales intensivos o que le hace lenta. Además necesita una autoridad certificadora.

Para garantizar la integridad de los mensajes se usan algoritmos que aplicados a los mensajes dan un valor único. Estos algoritmos se conocen con función hash y los valores resultantes son valores hash.

Mediante las técnicas descritas anteriormente se puede garantizar confidencialidad de la información mediante inscripción, evitar la modificación de la información mediante valores de hash. Sin embargo, es necesario garantizar la autenticación. Una firma digital permite al receptor identificar al transmisor y verificar la integridad del mensaje. Para producir una firma digital se combinan las funciones de hashing con la criptografía asimétrica. El transmisor que desea firmar digitalmente su mensaje primero calcula el valor hash del mensaje, luego encripta ese valor hash con su llave privada firmando de esta manera el mensaje. Se envía tanto el mensaje como la firma del receptor. El receptor desencripta el valor hash con la llave pública del transmisor y verifica la integridad de mensaje, de esta manera verifica la identidad del que envía, pues solo si el valor hash fue encriptado con la llave privada del transmisor se puede desencriptar con la llave pública del mismo.

3.3.5 INTEGRACION DE HIS / PACS / RIS / EPR^{[1][42]}

PACS es un sistema de administración de imagen que requiere datos de otros sistemas de información médica para una operación eficiente. Entre estos sistemas tenemos, el sistema informático del hospital (HIS) y el sistema de información radiológica (RIS), entre los más importantes.

3.3.5.1 Sistema de Información Hospitalaria

El sistema informático del hospital (HIS), almacena en forma digital toda la información relativa a los pacientes: su historial médico, la atención recibida en la institución, así como los exámenes y sus resultados. Esto hace que la información médica sea accesible fácil y rápidamente. Inicialmente los HIS serán sistemas de contabilidad y

administración del hospital. Con el tiempo, las organizaciones de la salud se han dado cuenta de la conveniencia de disponer de la información media en forma digital, por lo que se han añadido funciones al HIS.

Muchos departamentos clínicos en el centro hospitalario, tienen requerimientos operacionales específicos que difieren de las operaciones generales del hospital. Por esta razón, sistemas de información especial pueden ser requeridos en estos departamentos, los cuales están bajo la administración del HIS. Sin embargo, hay otros departamentos que tienen un sistema de información independiente con mecanismos de integración entre los datos del sistema y el HIS. Por ejemplo, RIS fue originalmente un componente del HIS, pero fue necesario la independencia de este, debido al limitado soporte que era ofrecido por el HIS. Sin embargo, la integración de estos dos sistemas es sumamente importante para el centro hospitalario para operar como una entidad funcional.

3.3.5.2 Sistema de Información radiológico

El RIS fue diseñado para soportar funciones tanto administrativas como operaciones clínicas del departamento radiológico, para reducir el tráfico administrativo y para mejorar la calidad de distribución de las exámenes radiológicos. Por lo tanto, el RIS administra la información radiológica del paciente y la información financiera, descripción de procedimientos y horarios, localización de la película y su movilización, así como el horario de la exanimación. La configuración del RIS es similar al HIS pero en pequeña escala. El interface RIS al PACS se basa en el estándar HL7 a través del modelo TCP/IP utilizando un modelo cliente/ servidor.

La figura 3.13 muestra un esquema de los procesos que se realizan entre estos sistemas.

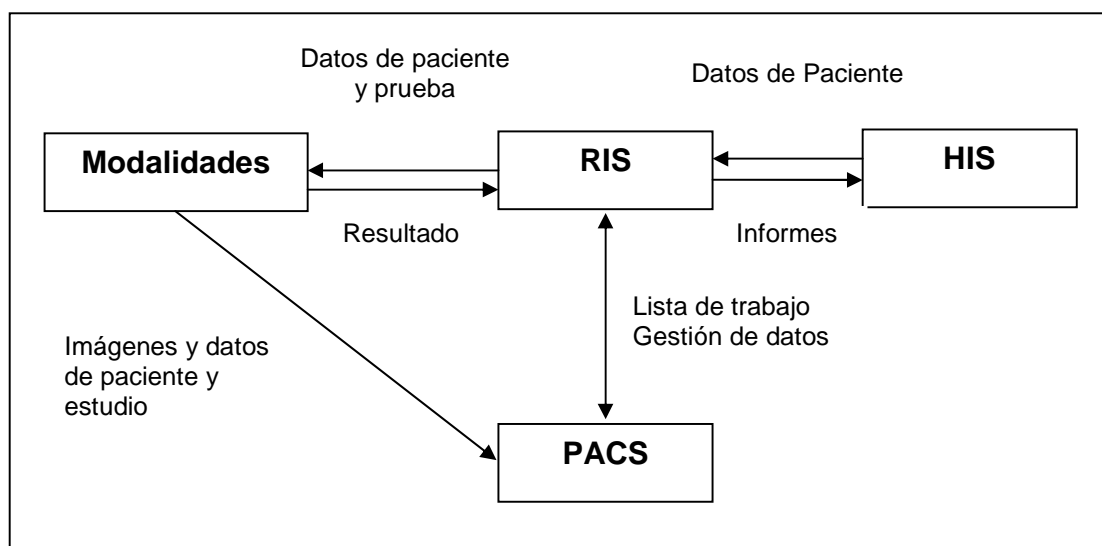


Figura 3.13 Procesos que se realizan en los sistemas informáticos

3.3.5.3 Integración HIS-RIS

Los datos del paciente los proporciona el HIS y la clave del éxito de la integración de sistemas es encontrar un mecanismo que nos permita introducir los datos al sistema de forma transparente, una única vez.

La apuesta actual de evolución es conseguir que, con la utilización de los estándares adecuados, los sistemas de información funcionen empleando el “dato único” con el objeto de evitar duplicidades de registros y la captura repetida de información ya disponible.

La comunicación HIS-RIS permitirá, al menos, que dado un número de historia podemos obtener los datos administrativos y de identificación del paciente e incluso su ubicación en el hospital en el caso de que el paciente esté ingresado.

En sentido inverso, desde el HIS, deberemos de poder conocer los estudios radiológicos realizados a cada paciente y el informe asociado a dichas exploraciones.

3.3.5.4 Integración RIS-PACS

Como ya hemos visto el RIS es el programa que gestiona las tareas administrativas del departamento de radiología: citaciones, gestión de salas, registro de actividad e informes. El PACS no es un ente aislado que recibe y distribuye imagen. La interacción con el RIS es fundamental para el mejor aprovechamiento de las capacidades del PACS. El RIS proporcionará al PACS toda la información sobre las citaciones existentes, esto implica que cualquier estudio que queramos almacenar en el PACS ha de tener una cita previa en el RIS. A su vez el PACS notificará al RIS que el estudio ha sido realizado y completado para posteriormente proporcionar al radiólogo las imágenes de la exploración realizada de forma que éste pueda elaborar el informe correspondiente en el RIS. Una vez finalizado éste, el RIS envía una copia al PACS y la notificación de que el informe ha sido realizado.

Todo este intercambio de información se puede realizar gracias a la utilización de los protocolos estándares HL7 y DICOM.

3.3.5.5 Integración total RIS-PACS

Esta opción supone en un nivel más de integración. Ya no sólo estamos hablando de un intercambio de información entre sistemas, sino que el RIS-PACS funcionan de forma conjunta de tal forma que en las estaciones clientes del PACS podemos acceder tanto a las imágenes como a toda la información referida a los estudios, una vez seleccionada la exploración correspondiente.

Esta integración es la más demandada por los radiólogos, y supone que en una única estación (un solo ratón y un solo teclado) se puede seleccionar un estudio en el monitor del RIS para su informado y en el o los monitores del PACS aparecen las imágenes correspondientes a ese estudio; y viceversa, elegido en el PACS las imágenes de un estudio, en la pantalla del RIS aparece la información del paciente correspondiente. El puesto de trabajo del radiólogo se mejora con la incorporación de un sistema de reconocimiento de voz completamente integrado al RIS.

3.3.5.6 Interfaces PACS con HIS y RIS

Hay tres métodos de transmisión de datos entre los sistemas de información. Estos son:

- Emulación de estaciones de trabajo
- Transferencia de base de datos
- Interface por medio de un equipo

3.3.5.6.1 *Emulación de estaciones de trabajo*

Este método permite a una estación de un sistema de información emular una estación de otro sistema. Como resultado, los datos del segundo sistema de información pueden ser accedidos por el sistema inicial. Por ejemplo, un una estación de trabajo de PACS puede estar conectado al RIS con un simple programa computacional que emule la estación trabajo RIS. Desde la estación de PACS, los usuarios pueden realizar cualquier función del RIS como establecer el horario para una nueva exanimación, grabar el movimiento de una película, y revisando los reportes de diagnostico. Sin embargo este modelo presenta dos desventajas, primero no existe un intercambio de datos entre el RIS y PACS. Segundo, el usuario debe conocer como utilizar ambos sistemas. Además, las estaciones RIS y HIS no pueden ser utilizadas para emular una estación PACS.

3.3.5.6.2 *Transferencia de base de datos*

La transferencia de base de datos permite a dos o mas redes informáticas compartir un conjunto de datos, almacenando estos en un área local común. Por ejemplo, los datos ADT del el HIS pueden ser reformateados al estándar HL7 y periódicamente ser

enviado a cierta base de datos local en el HIS. Una comunicación TCP/IP puede ser utilizada entre el HIS y RIS, permitiendo al his introducir la base de datos local y enviar los datos ADT al RIS a través de una operación pull o push (El proceso de Pull recupera los datos de la base de datos y los almacena. El proceso de Push actualiza los cambios producidos en la base de datos). Este método es comúnmente utilizado para compartir información entre el HIS y el RIS.

3.3.5.6.3 Interface por medio de un equipo

Este interface proporciona un lenguaje e interface único para acceder a los datos distribuidos en un sistema de información heterogéneo. Al momento de la operación, este aparece el usuario está utilizando una base de datos integrada desde su estación de trabajo. Un protocolo de consulta es responsable para analizar la información requerida, identificar la base de datos requerida y presentar al usuario. Estos procesos son realizados transparentemente al usuario. DICOM bróker es un ejemplo de este modelo.

3.3.5.6.3.1 PACS Broker

Es un interface entre el sistema de información radiológica (RIS) y los PACS. El PACS bróker actúa como un interface para procesar mensajes HL7 recibidos (formato que los PACS no pueden interpretar) por diferentes sistemas RIS, y organiza los datos en tablas de bases de datos que se pueden personalizar fácilmente. Para luego procesar los requerimientos realizados por los componentes de PACS y proporcionar los datos requeridos con el formato adecuado.

La figura 3.14 muestra la arquitectura y las funciones de un PACS bróker.

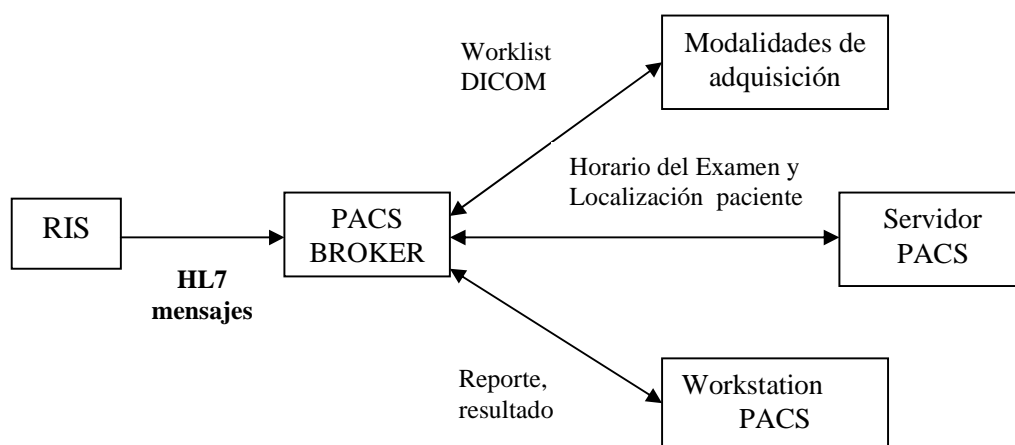


Figura 3.14 Arquitectura u funciones PACS Broker

3.3.5.7 Registro Electrónico de Pacientes (EPR)

El Registro Médico Electrónico (EMR) o Registro Electrónico de Pacientes (ePR) es el último sistema informático en el cuidado de la salud.

El registro del paciente (ePR) Contiene toda la información relacionada con los cuidados de salud concernientes a una persona tales como: los tradicionales de médicos, estomatólogos, psicoterapeutas, etc. El ePR por tanto enfocará en el paciente y contendrá información procedente de un centro de cuidados de salud o de varios. En otras palabras el ePR combina varias bases de datos, pertenecientes a diferentes centros asistenciales, concernientes a un paciente. Con esta información ensamblan un registro que va más allá del período de retención de la base de ese centro de salud, permitiendo a los proveedores, los pacientes y los contribuyentes interactuar de manera más eficiente.

La importancia práctica del ePR radica en los siguientes aspectos:

1. Estos registros contribuirán a ser más efectivos y eficientes los cuidados del paciente.
2. El análisis de la información clínica, recogida a través de los diferentes centros de salud.
3. Distribución de la información bajo diferentes plataformas y sistemas informativos de la salud.
4. La automatización disminuirá los errores y mejorará la eficiencia y los cuidados que brindan los diferentes servicios de salud.
5. Se brindará a los médicos la oportunidad de seguir un paciente (caso) a lo largo de todo el sistema de salud, independientemente del nivel de atención en que se trate.

No obstante estas evidentes ventajas, esta implementación es compleja en cualquier lugar del mundo, tanto por motivos económicos como organizativos.

Aunque el desarrollo de ePR global como un producto comercial se pronostica dentro de varios años, anticiparse a futuras conexiones de PACS con un sistema ePR debe ser considerado.

4. ANALISIS DE COSTO/BENEFICIO Y COSTO DE EQUIPOS

4.1 PROVEEDORES DE EQUIPOS

4.1.1 PROVEEDOR DE EQUIPOS DE PACS

Un sistema de PACS puede ser adquirido por un vendedor de PACS o, simplemente, puede ser construido por medios propios. Aunque es más económico comprar el PACS, ya que los costos de investigación son elevados. En la actualidad, son muchos los vendedores de soluciones PACS que se tiene a disposición. Sin embargo, los requisitos para seleccionar el proveedor PACS deberán ser:

- **Rendimiento.** Es importante poder determinar con qué efectividad administra sus recursos.
- **Fiabilidad.** Es el criterio más importante para el éxito de un sistema. Los servidores son máquinas diseñadas para un trabajo 24/7 (24 horas al día 7 días a la semana), por lo tanto es necesario conocer el tiempo de trabajo que garantiza el proveedor. Un requerimiento típico es uno de 98-99% de operación sin tiempo de avería, Para llegar a este objetivo los equipos deberán proveer redundancia.
- **Instalación /Implementación.** El período de implantación no debe ser excesivo.
- **Capacitación.** El entrenamiento adecuado es esencial al enfrentarnos a un sistema nuevo. El representante del proveedor debe estar dispuesto, no sólo a escuchar las inquietudes de los usuarios, sino también a proveer información sobre las áreas que no se consideró.

- **Soporte** Un sistema nuevo en su etapa inicial tiene muchas complicaciones, razón por la cual el proveedor deberá asegurar un servicio rápido y fiable las 24 horas por día, los 7 días por semana.
- **Flexibilidad.** Todos los equipos deben ser escalables. Deben permitir la expansión y recambio a largo plazo.

Dentro de los principales proveedores de PACS, que cumple las características antes mencionadas tenemos:

- General Electric
- Fujifilm
- Philips

4.1.1.1 Características que presenta el proveedor General Electric^[43]

General Electric, con su sistema Centricity PACS mejora los métodos de trabajo en radiología. Centricity PACS ofrece una sala de trabajo con un conjunto completo de funciones, un archivo único y una infraestructura integrada para la administración de todas las radiografías y datos clínicos. Además, permite notificaciones diagnósticas rápidas y eficaces, con funciones fáciles de usar que aumentan la calidad y la velocidad del proceso diagnóstico.

El sistema ofrece una alta disponibilidad, flexibilidad y escalabilidad permitiendo expandirse y adaptarse fácilmente a cualquier cambio. La arquitectura también proporciona la opción de base de datos replicada para proporcionar un servicio ininterrumpido.

Centricity PACS permite acceder directamente a las radiografías diagnósticas y a la información, tanto dentro como fuera de la instalación médica a través Internet, Para ello, no es preciso contar con una sala de trabajo especialmente equipada. Con la

ayuda del navegador de Internet, la contraseña y un ordenador estándar, los médicos pueden acceder de forma cómoda a la información diagnóstica que necesiten.

El Archivo Centricity Enterprise ofrece una solución de almacenamiento de DICOM, flexible, completa y adaptable para imágenes de cardiología y radiología.

Centricity PACS ofrece soluciones de almacenamiento y archivo flexibles que facilitan tanto la gestión informática como el control de los costos. Existen numerosas opciones disponibles para el archivo primario y a largo plazo, así como para la recuperación de datos. Las opciones de almacenamiento de datos incluyen equipos SAN (Red de Área de Almacenamiento y NAS (Almacenamiento Anexado a la Red), bibliotecas CAS-Spinning-Disk en bibliotecas basadas en UDO⁴¹ y soluciones HSM⁴² o ASP.

Las imágenes pueden ser almacenadas utilizando diferentes técnicas de compresión. Como archivo completo DICOM, las imágenes podrán almacenarse sin comprimir, en formatos lossless, lossy o JPEG2000. El sistema también tiene capacidad para enviar datos a dispositivos prontos para DICOM, por medio del 'DICOM Send', en formato estándar. Se trata de una solución DICOM muy compatible, para almacenar, extraer y transmitir imágenes.

Posee una excelente integración de RIS y PACS, por medio de software dedicado para este servicio.

El sistema Centricity PACS consta de los siguientes subsistemas que proporcionan una infraestructura integrada para gestionar todas sus imágenes y datos clínicos, permitiendo a los radiólogos una mejora significativa de las tareas diaria:

Image Management System (IMS), DICOM Acquisition Service (DAS), Image Volume (IV), Enterprise Web, Enterprise Archive (EA), Connectivity Gateway (CCG) , Workstations, Image Transfer Service, Centricity to Centricity service, DICOM Print Server (CDPS), Centricity RIS.

⁴¹ *Ultra Density Optical*

⁴² Hierarchical Store Management

4.1.1.2 Características que presenta el proveedor FUJIFILM ^[44]

Fujifilm presenta el sistema Synapse, el cual fue diseñado teniendo esto en cuenta que las implementaciones de PACS en radiología sin película no sólo incluyen la interpretación de las imágenes y su visualización actualizada en pantalla, sino además, las imágenes y los resultados deben estar disponibles para cada usuario autorizado independientemente del lugar de la empresas en que se encuentre; ya sea en las dependencias hospitalarias o en una localización remota, con una conexión rápida o lenta, con monitores de alta resolución o con un PC estándar.

Todas las funciones de la adquisición DICOM, la integración HL-7, la base de datos, la visualización y el almacenamiento pueden ejecutarse en un único y pequeño servidor. Sin intermediarios ni brokers. Sin puertas de enlace ni conversores. No existe ningún sistema PACS que sea más flexible en su despliegue.

Fuji decidió utilizar tecnología Web nativo como base arquitectónica para Synapse. Las ventajas de esta decisión son numerosas y de gran alcance. Por ejemplo, todas las imágenes y cada uno de los estudios de Synapse tienen su propio URL. Por lo tanto, Synapse puede proporcionar a cada usuario, desde la sala de lectura de radiología al PC de casa, exactamente las mismas herramientas de visor y no una versión atenuada de ellas.

El software del servidor es un paquete de módulos desarrollados bajo la plataforma Microsoft Windows 2000 Server. Los módulos son: Foundation Class License, Synapse Database, DICOM server, interface HIS/RIS y Hierarchical Storage Manager (HSM). Todos los módulos son independientes y están basados en software. Dependiendo del volumen de imágenes, el software de Synapse puede desplegarse en un servidor multifuncion o en varios servidores.

El almacenamiento en disco varía de acuerdo a los requisitos del sistema. Todos los sistemas utilizan RAID, siendo nivel 1 para sistema operativo y base de datos; y nivel 5

para almacenamiento de imágenes. Para sistemas de alta disponibilidad se utiliza un RAID de sustitución en Stand by, lo que permite que se den fallos en el disco y se pueda sustituir sin interrumpir el sistema. Todos los archivos de imagen se almacenan en un Sistema de archivos NT (NTFS) con URL como localizadores almacenados en la base de datos. Synapse también puede utilizarse con soluciones de área de almacenamiento (SAN), o almacenamiento conectado a red (NAS).

Las imágenes pueden comprimirse en formato JPEG sin pérdida (hasta proporción 3:1), o en el formato Fuji Wavelet (pendiente de patente) con pérdida de datos de hasta un máximo de 100:1. Al utilizar la compresión propietaria dispone de tres versiones de almacenamiento: original (3:1), clínico (30:1) y de referencia (80-100:1)

4.1.1.3 Características que presenta el proveedor PHILIPS ^[45]

Philips' iSite PACS proporciona una solución completa compuesta de tres componentes: iSite Enterprise, iSite Radiology, iVault.

iSite Enterprise es una solución de distribución de imágenes basada en WEB, que al aprovechar la tecnología patentada iSyntax. iSite Enterprise ofrece acceso inmediato al diagnóstico de imágenes de calidad para los médicos en cualquier momento y en cualquier lugar en todo el ambiente hospitalario. La imagen iSyntax que entrega la tecnología ofrece un rendimiento superior en comparación con otros métodos bajo la misma red, configuración de hardware y fidelidad de imagen. Los médicos tienen acceso a todos los pacientes incluidos las imágenes de radiología, cardiología, dermatología, patología, imágenes y otros dominios de imagen.

iSite Enterprise proporciona a los médicos una historia cronológica del paciente, lo que permite el acceso a toda la historia clínica del paciente, Además presenta herramientas avanzadas que permiten a los médicos proporcionar una rápida y exacta atención a los pacientes.

Posee una interfaz de usuario simple, con el fin de mejorar la velocidad de aprendizaje. Todas las herramientas son visibles y al alcance de la mano para el usuario sin necesidad de navegar a través de menús complejos.

iSite Radiology mejora la eficiencia de lectura y flujo de trabajo del departamento. Proporciona una interfaz racionalizada para permitir un rápido acceso a todas las funciones, características, imágenes y pertinente información al paciente. iSite Radiología goza de una ingeniería a fin de que todos los actuales y anteriores exámenes se presentan dentro de los tres segundos.

iVault es un solución de archivo de imágenes médicas que elimina los cuellos de botella de pre-fetching, enrutamiento, y consulta ad hoc. Con el flujo de trabajo integrado RIS, iVault proporciona una vista única de imágenes e información a todos los usuarios.

iVault garantiza 99,99% de fiabilidad ya que su software fue desarrollado por rigurosos sistema da calidad bajo los requerimientos de la FDA⁴³. iSite Enterprise, iSite Radiología e iVault Philips utilizan la tecnología patentada Heartbeat , permite a iVault supervisar minuto a minuto todos los sistemas e inmediatamente notifica Centro de Atención al Cliente Philips de cualquier problema.

4.1.1.4 Selección del proveedor de PACS

En el diseño de este proyecto, se optara por uno de los proveedores antes mencionados, por esta razón se realizo una comparación entre ellos, tomando en cuenta los parámetros principales (rendimiento, confiabilidad, instalación, capacitación, integración, soporte), y un parámetro adicional, el cual es el precio.

La tabla 4.1 presenta las comparaciones correspondientes, en base a los equipos necesitados.

⁴³ *Food and Drug Administration*

Proveedor	Rendimiento	Confiabilidad	Instalación/ Implementación	Capacitación	Integración	Servicio y Soporte	Precio
GE	2	3	2	2	1	3	3
Fuji	1	1	1	3	3	1	2
Philips	3	2	3	1	2	2	1

Simbología: Optimo = 3, Normal: 2, Regular = 1

Nota: En caso de precio, la simbología significa: Barato = 3, Normal = 2, Caro = 1

Tabla 4.1: Evaluación de Proveedores de PACS

Por lo visto en la tabla 4.1, el proveedor de equipos PACS GENERAL ELECTRIC es el más apropiado, por lo que los equipos a utilizar son de este proveedor.

4.1.2 PROVEEDORES DE EQUIPOS DE NETWORKING

El primer paso en el diseño de una LAN es establecer y documentar los objetivos de diseño, siendo estos específicos para cada organización o situación. Se pueden dividir en las siguientes categorías:

- **Seguridad.** La información del paciente es confidencial por lo que la seguridad en el transporte de la información es un aspecto importante al escoger el proveedor de equipos a utilizar. Además, los controles de acceso y autenticación de usuarios son esenciales para la asignación de privilegios y acceso.

- **Escalabilidad:** cada elemento de la red debe ser escalable para poder aumentar de tamaño. Es decir, el diseño original debe aumentar de tamaño sin que se produzcan cambios importantes en el diseño general de la red.
- **Servicios:** Debe tomarse en cuenta futuras tecnologías. La red no debería incluir elementos que limiten la implementación de nuevas tecnologías a medida que éstas van apareciendo.
- **Facilidad de administración:** Debe facilitar el monitoreo de la red.

Dentro de los principales proveedores de equipos de networking que cumplen con las características tenemos:

- Nortel
- 3Com
- Cisco

4.1.2.1 Características que presenta el proveedor NORTEL ^[46]

Nortel, proporciona todos los beneficios de rendimiento, seguridad, fiabilidad y la convergencia para la organización a un costo competitivo. Dispone de la tecnología e infraestructura necesaria para ofrecer a sus clientes aplicaciones de datos, voz y vídeo a alta velocidad, a través de redes metropolitanas y empresariales, fijas o inalámbricas. Al tener un intuitivo interfaz de usuario web hace la configuración y administración fácil. Además ofrece capacidades como auto-negociación de velocidad y modo dúplex, auto MDI / MDIX, código de color de estado del LED, dirección IP por defecto y BootP para el intercambio automático de asignación de dirección IP a través de la red.

Nortel ofrece una singular experiencia de gestión a través de la Business Element Manager (BEM), que permite la gestión de todos los productos de Nortel dentro de una única plataforma.

Los usuarios también tienen la facultad de establecer las características avanzadas como VLANs, Power over Ethernet (PoE) que permite suministrar energía a dispositivos tales como Voz sobre IP en terminales o puntos de acceso inalámbrico, lo que hace que sea fácil y sencilla para añadir dispositivos.

Al ser la priorización de los datos esencial en una red, a fin de garantizar que las aplicaciones de misión crítica se entregan en forma oportuna y un tratamiento diferente de tiempo a datos no sensibles., Switch Nortel permite Calidad de Servicio (QoS) para clasificar, procesar y acelerar tráfico basado en los requerimientos de las aplicaciones.

En cuanto a seguridad, Nortel proporciona amplia características entre ellos EAP, RADIUS, control de intrusión y filtrado de direcciones. Estas características no sólo protegen la configuración del equipo contra el acceso administrativo no autorizado, sino también asegura el acceso a la red.

4.1.2.2 Características que presenta el proveedor 3COM^[47]

3Com se ha posicionado como líder, como la compañía de networking de primer nivel del futuro. El objetivo de 3Com es ofrecer productos y soluciones innovadoras con amplias funcionalidades que destaquen junto a un bajo coste de adquisición y propiedad, al tiempo que se mantiene el más bajo coste de estructura y la mejor transacción de activos de la industria.

Un navegador muy fácil de utilizar y basado en web permite configurar y mantener un red fácilmente. 3Com, combina funcionalidades de switching de alto rendimiento, calidad de servicio (QoS), y administración avanzada de tráfico para garantizar que las aplicaciones esenciales reciben prioridad. Además, el PoE inteligente de 3Com permite una administración inteligente de la alimentación, con asignación dinámica de los recursos de alimentación disponibles.

El soporte Vlan's, permite a los administradores segmentar la red y dividir el ancho de banda disponible, mientras que la monitorización de tráfico ayuda a mantener la red funcionando con un rendimiento óptimo.

La administración la realiza a través de 3Com Network Director, 3Com Enterprise Management Suite o a su vez vía consola CLI o Telnet y SNMP.

3Com permite en sus equipos una instalación *plug and play*, por lo que está listo en cuestión de minutos. Además, funcionalidades en puertos con detección automática y auto MDI/MDIX, elimina los errores de cableado más comunes, además detecta y ajusta la velocidad de los dispositivos conectados para optimizar el rendimiento de la red. El sistema de ayuda online de 3Com facilita soporte a los administradores en cada paso de configuración, proporcionando información clave sobre las funcionalidades y características de los equipos.

Las funcionalidades esenciales de seguridad proporcionan autenticación de usuario y dispositivo, hacen cumplir el control de acceso para la administración, y mejoran la seguridad global de la red para proteger la información y los recursos críticos.

3Com, es el único fabricante que ha probado la interoperabilidad de sus productos con los equipos Cisco, es decir sus usuarios pueden trabajar sin problemas en una red multifabricante.

4.1.2.3 Características que presenta el proveedor CISCO

Cisco cuenta con la infraestructura necesaria para mantener los más altos niveles de disponibilidad y capacidad de recuperación de la red. Cada equipo está diseñado para enfrentar problemas de hardware, software, energía, o los fallos de conexión o al menos, minimizar los tiempos de recuperación permitiendo que los sistemas de seguridad redundante y protocolos tomen el relevo en tan sólo un milisegundo.

Todos los equipos Cisco ofrecen capacidades avanzadas de administración, que los hacen mucho más fáciles de configurar, administrar y solucionar problemas. Estos incluyen herramientas de gestión basadas en la Web, dispositivos de descubrimiento, características de administración de energía para equipos PoE.

Además permite los equipos puedan actualizarse mediante el software denominado IOS, el cual en un futuro permitirá que para actualizar la red se abaraten los costos, ya que únicamente será necesario actualizar el software y no será necesario la compra de un nuevo equipo.

Cisco optimizar la prestación de tráfico utilizando cuatro tipos de tecnologías para satisfacer los requisitos de convergencia de datos, voz, video: Stateful Application Intelligence (SAI), calidad del servicio (QoS), multicast, y el contenido de conmutación.

Con respecto a seguridad, los equipos Cisco ayudan a las redes a auto-defenderse. Permite contraseñas encriptados, cuentas privilegiadas multinivel, y los protocolos de autenticación para impedir el acceso no autorizado a la red. Los equipos pueden también evitar conexión a dispositivos que no cumplen con ciertos criterios, tales como el software antivirus actualizado. Los usuarios pueden ser separados en subredes privadas para permitir diferentes niveles de acceso. Otras características permiten proteger de los gusanos y ataques de denegación de servicio (DoS), previene que la información de spanning tree sea falsa, y asegura que usuarios maliciosos no pueden robar información confidencial, ya sea de la empresa o de otros empleados.

4.1.2.4 Selección del proveedor de PACS

En el diseño de este proyecto, se optara por uno de los proveedores antes mencionados, por esta razón se realizó una comparación entre ellos, tomando en cuenta los parámetros principales (escalabilidad, seguridad, servicios y administración), y un parámetro adicional, el cual es el precio.

La tabla 4.2 presenta las comparaciones correspondientes, en base a los equipos necesitados.

Proveedor	Escalabilidad	Seguridad	Servicios	Administración	Precio	Total
3Com	3	2	1	1	3	10
Nortel	1	1	2	3	2	9
Cisco	2	3	3	2	1	11

Simbología: Optimo = 3, Normal: 2, Regular = 1
--

- Nota: - En caso de precio, la simbología significa: Barato = 3, Normal = 2, Caro =1
- Los criterios de garantía y soporte, no fueron tomados en cuenta ya que los tres proveedores ofrecen prácticamente lo mismo

Tabla 4.2 Evaluación de proveedores de Networking

4.2 EQUIPOS A UTILIZAR

4.2.1 EQUIPOS DE PACS

El sistema de PACS que se va a implementar en este proyecto, es el que presenta el proveedor GENERAL ELECTRIC con la solución CENTRICITY PACS.

El sistema Centricity PACS consta de lo siguientes subsistemas:

4.2.1.1 Sistema de administración de imagen

El sistema de gestión de la imagen (IMS) es la base del sistema Centricity PACS. Este controla la base de datos PACS y las principales aplicaciones de software. Gestiona todas las imágenes, worklists, las preferencias del usuario, archivo, pre-fetching, autenticación y autorización. También está relacionada con los Sistemas de Adquisición DICOM, y Enterprise Web. El IMS está respaldado tanto por Solaris 8, como Red Hat Linux 4.2. La base de datos Sybase ASE 12.5.x. Toda la lógica de negocio y los sistemas de servicio de autenticación se realiza a través de Java2 Enterprise Edition (J2EE) de nivel media de servicio.

Si se opta por Solaris, el servidor IMS que se recomienda es el SUNfire V480. Cuando se utiliza Linux, las opciones de servidores compatibles son: HP ML370 con dos CPUs para los pequeños sitios y HP ML570 con cuatro CPUs para los sitios más grandes. Ambos sistemas son montados en rack.

Para lograr el máximo rendimiento y la flexibilidad de almacenamiento, las unidades internas se utilizan para el sistema operativo, las aplicaciones y la base de datos, mientras que las imágenes se almacenan en el Imagen Volume.

4.2.1.1.1 Selección del Sistema operativo^{[49][50]}

Para aplicaciones de servidores tanto Solaris como Red toman muy en serio la seguridad, compatibilidad, confiabilidad, rendimiento. Sin embargo, Solaris esta basado en UNIX, es una versión de UNIX propietaria, por lo que cualquier sistema basado en UNIX tendrá total interoperabilidad con Solaris. Además el incremento de la adopción de Solaris para entornos corporativos ha dado lugar también a un notable aumento de la disponibilidad de aplicaciones. Por otro lado Linux es muy configurable y muy versátil y soporta mayor número de hardware.

La tabla 4.3 muestra las principales características de estos sistemas operativos.

Características	RedHat	Solaris
Intervalo entre versiones	18 meses	30 meses
Vida útil de la versión	7 años	10 años
Soporte de Primer Nivel	3 años	7 años
Compatibilidad	Incierta	Garantizada
Respaldo Legal	Si	Si
Software Libre	GPL	CDDL
Gratis vs. Costo	Fedora/RHEL	Solaris

Tabla 4.3 Comparación en entre Sistemas Operativos

En nuestro caso se va optara por el Sistema Operativo Solaris, ya que incluye numerosas características tanto en precio como en características y funcionalidades, que lo convierten en la mejor opción para las soluciones relacionadas con el almacenamiento.

4.2.1.2 Servicio de Adquisición DICOM (DAS)

La adquisición de servicios DICOM (DAS) es la interfaz de entrada para todas modalidades DICOM en el sistema PACS. El sistema soporta toda las clases de servicios estándar DICOM, como almacenamiento, Query/Retrieve, y el Compromiso de almacenamiento SCP / SCU (DICOM Storage Class Provider/User). El número de servidores DAS está relacionado con el número de las modalidades y el rendimiento total requerido. La arquitectura del servidor DAS prevé más fácil escalabilidad ya que para la adición de nuevos modalidades DICOM por lo general sólo requiere añadir servidores DAS. Las modalidades DICOM enviar las exámenes al DAS. DAS organiza los exámenes, hace las anotaciones pertinentes en la base de datos PACS, comprime el examen y se mueve al *Image Volume*. Una vez que el examen es archivado, el DAS envía un mensaje de respuesta a la modalidad.

Centricity PACS 3.0 DAS corre bajo el sistema operativo LINUX y es compatible con ambas plataformas que se basa el IMS ya sea Linux o Solaris.

4.2.1.3 Image Volume

Almacenamiento a corto plazo (STS) o Nivel 1 almacenamiento, se realiza a través de Image Volume (IV). Las imágenes son inicialmente almacenadas en el IV y se archivan al ser verificadas por un técnico o después que el tiempo ha expirado. Se puede optar a tener suficiente capacidad de IV a fin de mantener todos los exámenes en línea, o exámenes pueden ser purgados de IV y pueden ser recuperados del Archivo cuando sea necesario.

Un IV puede consistir en un servidor IV adjunto al de almacenamiento en una Storage Area Network (SAN), o a un Network Attached Storage device (NAS).

Las siguientes opciones SAN están disponibles por GE:

- EMC Clariion CX300
- HP EVA 6000
- HP MSA 1500

Las opciones EMC Clariion CX300 y HP MSA 1500 son adecuadas para infraestructuras medianas y pequeñas que requieran alta disponibilidad., HP MSA 1500 trabaja con componentes SATA o SCSI totalmente redundantes que proporciona mayor disponibilidad. HP EVA 6000 es diseñada para redes de mayor necesidad de almacenamiento donde sea crítica su disponibilidad.

La solución escogida será EMC Clariion CX300 ya que además de ser una solución robusta y fácil de aplicar a menor costo; el IMS escogido anteriormente tiene compatibilidad con esta opción SAN para base de datos y opcional almacenamiento de imagen. Este tiene un requerimiento de almacenamiento de 7 Terabytes.

4.2.1.4 Enterprise Archive

Centricity Enterprise Archivo (EA) es una solución de archivo basado en DICOM para almacenamiento a largo plazo de todos datos.

El Archivo Centricity Enterprise ofrece una solución de almacenamiento de DICOM, flexible, completa y adaptable para imágenes de cardiología y radiología. Estas soluciones pueden ser utilizadas en implementaciones robustas onsite, multisite y offsite.

El producto Centricity Enterprise Archive ofrece almacenamiento rápido, eficiente y confiable, así como también localización y extracción de imágenes DICOM. El producto EA 2.1 administra diferentes tipos de dispositivos de almacenamiento, basados en RAID, el Centera de EMC y 'Almacenamiento con Interfaz NAS' de Plasmon, StorageTek e IBM.

Las imágenes pueden ser almacenadas utilizando diferentes técnicas de compresión, con el software EA 2.1. Como archivo completo DICOM, las imágenes podrán almacenarse sin comprimir, en formatos Lossless, Lossy o JPEG2000. El sistema también tiene capacidad para enviar datos a dispositivos prontos para DICOM, por medio del 'DICOM Send', en formato estándar. Se trata de una solución DICOM muy compatible, para almacenar, extraer y transmitir imágenes.

DICOM Centricity PACS 3.0 es compatible el software Enterprise Archive 2.1 y 3.0

En nuestro caso, el Volume Image establecido anteriormente cumple con los requerimientos de almacenamiento del apartado 3.1 para un plazo de cinco años, por lo que no es necesario un almacenamiento mayor a ese tiempo.

4.2.1.5 Enterprise Web

Centricity Enterprise Web 3,0 ofrece una herramienta para la distribución imágenes médicas e informes, dentro o fuera de la medicina instalación. Además, puede ser integrado a varios sistemas de información del hospital, como son el RIS y HIS, Usando sólo un Navegador web, contraseña y un PC estándar, los médicos pueden acceder rápidamente a las imágenes médicas y datos que necesiten.

El Centricity Enterprise Web está disponible en tres diferentes niveles de producto:

- **Centricity Enterprise Web 3.0 – PACS** – Este nivel de producto funciona en un ambiente PACS de Centricity 2.1.2, o Base de datos PACS 3.0. El servidor de red está conectado al Centricity PACS y utiliza la base de datos y almacenamiento central del PACS. Ningún dato se guarda en el servidor de red.
- **Centricity Enterprise Web 3.0 – Enterprise Archive/ Image Server** – Este nivel de producto funciona en el mismo servidor que el producto 'Centricity Enterprise Archive 3.0' y funciona como un producto independiente. El Centricity Enterprise Web utiliza la base de datos y almacenamiento del 'Enterprise Archive 3.0'.

- **Centricity Enterprise Web 3.0 – Image Cache** – Este producto utiliza la base de datos Image Cache 3.0 (solución de datos temporal).

EL producto Centricity Enterprise Web se destina apenas a la revisión de imágenes y no se indica para fines de diagnóstico.

En nuestro caso al no utilizar Centricity Enterprise Archive 3.0 vamos a trabajar en el Centricity Enterprise Web -PACS- por lo que el modelo de servidor a utilizar será HP DL380.

4.2.1.6 Connectivity Gateway

Centricity Connectivity Gateway (CCG) ofrece una interfaz HL7 entre PACS y otros sistemas de información en el hospital, tales como Sistemas Información Radiológico (RIS), Sistemas de Información cardiovasculares (CVIS) y Sistemas de información hospitalaria (HIS).

4.2.1.7 Servidor de impresión DICOM

Centricity DICOM Print Server (CDPS) permite a los usuarios de PACS imprimir desde su puesto de trabajo. La implementación de una presentación coherente de imágenes IHE asegura que las imágenes impresas sean las mismas que las que se visualiza en el puesto de trabajo. Un solo CDPS admite un máximo de 3 impresoras.

4.2.1.8 Centricity RIS

Centricity RIS 4.0i es un sistema de información integrado destinado a los departamentos de radiología de hospitales y centros de estudios por imagen. El sistema ofrece apoyo al personal del área clínica, para las tareas como por ejemplo,

marcar hora y realizar el registro de los pacientes, registro y procesamiento posterior del servicio, elaborar informes, facturación y demás procedimientos correspondientes al flujo de trabajo de la empresa. Una integración en fondo de pantalla con el Centricity PACS, que permite acceder de forma simultánea a las imágenes médicas adquiridas de forma digital, completa la funcionalidad del Centricity RIS 4.0i. Debido a la separación flexible del Centricity RIS 4.0i, diferentes departamentos de radiología/hospitales pueden compartir el sistema, con acceso total o limitado a los datos de los pacientes y sus exámenes.

El concepto cliente/servidor del Centricity RIS 4.0i se caracteriza por su gran nivel de adaptabilidad a los diversos sistemas de hardware, la integración sencilla con programas de software de terceros, así como también su capacidad de comunicación de datos con los sistemas de información, actuales y futuros, existentes en los hospitales. Su sistema de arquitectura abierta permite que sea configurado y adaptado a los requisitos de los usuarios.

Con el propósito de intercambiar los datos referentes al paciente y a los procedimientos realizados con el Sistema de Información Hospitalaria (HIS), el Centricity RIS 4.0i ofrece una interfaz fácil de utilizar y adaptable al ambiente específico.

4.2.1.9 Workstations

La aplicación Centricity RA1000 es una potente estación de trabajo con tecnología DICOM que suministra soluciones escalables de gestión de datos para imágenes médicas. La flexibilidad y versatilidad de la plataforma RA1000 proporciona una amplia gama de aplicaciones en el ambiente de cuidado de la salud. Se puede utilizar como una estación de trabajo para el análisis y la revisión del diagnóstico primario por imágenes, con muchas herramientas avanzadas para el análisis y la exhibición de imágenes, así como también se la puede utilizar para la revisión clínica o secundaria en toda la instalación de cuidado de la salud

La aplicación RA1000 tiene una interfaz de usuario fácil de usar e intuitiva, y trabaja con los conocidos sistemas operativos lo que facilita el trabajo a las personas con conocimientos básicos de PCs

RA1000 tiene 3 versiones de *Software* disponibles

- Diagnostico - Versión de software con características completas.
- Clínica – Esta versión ha sido simplificada para un fácil uso para médicos. El software de visualización clínica de RA1000 es el mismo, pero contiene solamente las funcionalidades de uso diario de un medico.
- Técnico – Contiene las funcionalidades que un técnico necesita. Esta versión solo soporta una configuración.

RA1000 está disponible en los siguientes idiomas: Inglés, francés, alemán, italiano, portugués (europeo), ruso, español.

En nuestro caso, el hospital va a utilizar 6 estaciones de trabajo RA1000 para diagnostico, las cuales se van a distribuir en dos aéreas: Aesculapius (3 estaciones) y el área de imagen del hospital (3 estaciones)

Las características mínimas de hardware que deben presentar estas estaciones son:

Cantidad	Ítem especificación
1	Procesador 2.8 GHz Intel™ Xeon (recomendado Dual CPU)
2	Memoria 1 GB RAM (recomendado 2GBRAM)
1	Disco duro 74GB SATA/150 10K RPM
1	Microsoft Windows XP profesional, licenciado
1	NVidia Quadro 280 NVS PCI-E
1	Cable adaptador doble HD15 VGA
1	10\100\1000 Tarjeta Ethernet onboard
5	Slots PCI

1	Slots AGP
1	Puertos paralelos
2	Puertos en serie
6	Puertos USB
1	48/24/48X CD-RW

Tabla 4.4 Características mínimas e las Workstations

4.2.1.9.1 Configuración Monitor/Resolución para RA1000

Entre las configuraciones que vamos a utilizar tenemos:

- X (2MP) 1200x1600 grayscale/portrait/flat panel
- X (3MP) 1536x2048 grayscale/portrait/flat panel

Nota: General Electric utiliza monitores del fabricante Barco

4.2.1.10 Digitalizador

El digitalizador que vamos a utilizar el del fabricante KONICA MINOLTA MEDICAL IMAGING USA, INC, con el modelo REGIUS Model 190 Xpress CR reader

Es un sistema de Radiología Digital de alta calidad que nos brinda ciertos beneficios como son:

- No necesitaremos *cuarto oscuro*
- Nos aportara mayor facilidad en el trabajo cotidiano.
- No necesitaremos *químicos*
- El impacto y los costes de los químicos son eliminados totalmente al pasar a sistema *SECOS*.
- Obtendremos imágenes estables gracias al denominado *auto gradation processing*.
- Alta Calidad
- Alta productividad

Pose un consola “*todo en uno*” que cubre desde la inserción de datos de paciente, al proceso de las imágenes y por supuesto, salida DICOM con Operatividad Sencilla. Esta equipado con pantalla táctil de LCD 17”. Además, la base de datos admite hasta 400,000 datos de paciente y un almacenamiento de 3.000 imágenes.

La tabla 4.5 presenta los servidores a utilizarse.

Sub Sistema	Sistema de Administración de Imagen (IMS)	Sistema de Adquisición DICOM (DAS)	Image Volume IV
Sistema Operativo	Solaris	Solaris	Solaris
Modelo del Servidor	SUN V480	SUN V100	SUN V480

Sub Sistema	Servidor de Impresion DICOM (CDPS)	Enterprise WEB	Clinical Gateway CCG
Sistema Operativo	Windows 2003	Windows 2003	Windows 2003

Modelo del Servidor	DL360	DL380	DL380
----------------------------	-------	-------	-------

Tabla 4.5 Especificaciones de los servidores

4.2.2 EQUIPOS DE RED

4.2.2.1 Red interna PACS

Para la red de imagen según diseño del capítulo anterior es necesario 2 switch Gigabit Ethernet para el core redundante de la red y las conexiones a los servidores de imagen, estos equipos tienen aplicaciones de capa 2. Además, es necesario dos switch Fast Ethernet para proporcionar acceso a los dispositivos de entrada y salida como las modalidades de imagen, estaciones de trabajo, impresoras, digitalizadores, así como la conexión al área de Aesculapius.

En el apartado 4.1.2.4 seleccionamos que el proveedor que vamos a utilizar es Cisco System, el cual nos ofrece una gran variedad de switches para estas aplicaciones, entre los cuales tenemos:

- Cisco Catalyst Serie2940
- Cisco Catalyst Serie2950
- Cisco Catalyst Serie2960
- Cisco Catalyst Serie 3560
- Cisco Catalyst Serie3560-E

Los switch Catalyst de la serie 2940 son dispositivos de acceso para redes pequeñas. Los Catalyst de la serie 2950 proveen las mismas características pero además incorpora características adicionales de seguridad, calidad de servicio y disponibilidad. Los Catalyst 2960 y 3560 añaden conectividad Gigabit Ethernet, la diferencia entre

estos 2 es que Catalyst 3560 incorpora PoE (Power over Ethernet) y mejores características de enrutamiento IP y IPV6. La serie Catalyst 3560-E incorpora enlaces 10 Gigabit Ethernet.

Los switchs escogidos para el área de imagen son los Catalyst de la serie 2950 para los dispositivos de entrada y salida, y para el core redundante los Catalyst de la serie 3560-E para futuras conexiones a 10 Gigabit Ethernet.

4.2.2.2 Red de información hospitalaria

En la red de información hospitalaria se recomienda cambiar los equipos Linux que trabajan como conmutadores, por switch de capa 3 de alto rendimiento para evitar futura congestión de tráfico.

Cisco ofrece una gran variedad de switch entre los cuales tenemos:

- Cisco Catalyst Serie 6500
- Cisco Catalyst Serie 4900

Los switch Catalyst de la serie 4900 presentan funciones como: clasificación de tráfico, servicios de alta disponibilidad y seguridad. Los switch Catalyst de la serie 6500 ofrecen las mismas características pero además optimiza la convergencia de voz, datos, video y presenta mejores características de administración.

El switch escogido para la red es el Catalyst de la serie 6500 debido que presente mejores características de disponibilidad y seguridad, además puede servir para futuras aplicaciones de VoIP.

4.3 COSTO DE EQUIPOS

El proceso de adquirir el sistema de PACS no es tan sencillo. Inicialmente se debe realizar las “*Solicitudes Escritas para Propuesta*” (RFP) por el personal del Hospital y Servicio de Radiología. Este proceso se debe realizar mediante la documentación cuidadosa de los problemas a ser resueltos o mejoras que se quieren lograr.

El RFP debe circular entre los principales proveedores, los cuales proporcionaran las soluciones que luego serán analizadas basándose en características técnicas planteadas y en las salidas financieras del proveedor.

En nuestro caso al haber escogido al proveedor General Electric con su solución Centricity PACS, y de acuerdo a los equipos seleccionados, la inversión que puede oscilar, desde **450000 a 5500 USD** dependiendo de la negociación que se realice por parte del proveedor y el hospital con respecto y las características de los equipos que se implementen. Y las licencias del software. Este valor incluye implementación, soporte, capacitación, equipo y diseño.

Con respecto a los equipos de red, la tabla 4.6 muestra el costo aproximado de los mismos.

EQUIPO	CANTIDAD	PRECIO UNITARIO	PRECIO TOTAL (USD)
Switch Cisco 2950	2	2090	4180
Switch Cisco 3560-E	2	3750	7500
Switch Cisco 6500	1	5480	5480
TOTAL			17160

Tabla 4.6 Costo estimado de equipo de red

El costo total estimado de los equipo de red es de 17160 dólares. Dentro del precio no se toma en cuenta los costos de instalación, configuración y mantenimiento de los

mismos. Tampoco se toma en cuenta los costos de capacitación para el personal que administra la red.

Nota: los datos técnicos y características de los equipos se presentan en el Anexo D.

4.4 ARQUITECTURA DE LA RED DE IMAGEN

La figura 4.6 muestra la arquitectura final del Área de Imagen.

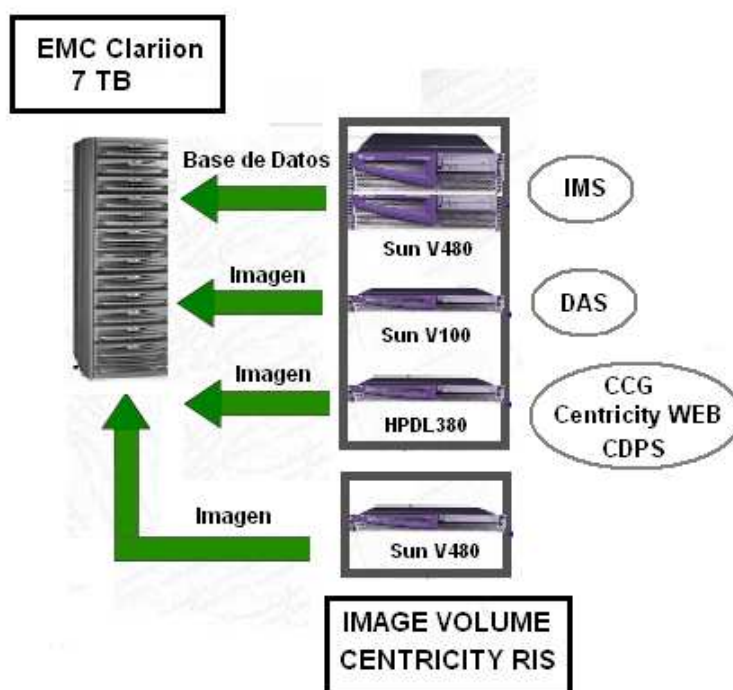


Figura 4.1 Arquitectura final del Área de Imagen

4.5 DIAGRAMA FINAL DE LA RED

La Figura 4.2 presenta el Diagrama final de la red.

La Figura 4.3 presenta el Área de Aesculapius.

La Figura 4.4 presenta el Área de Imagen del Hospital.

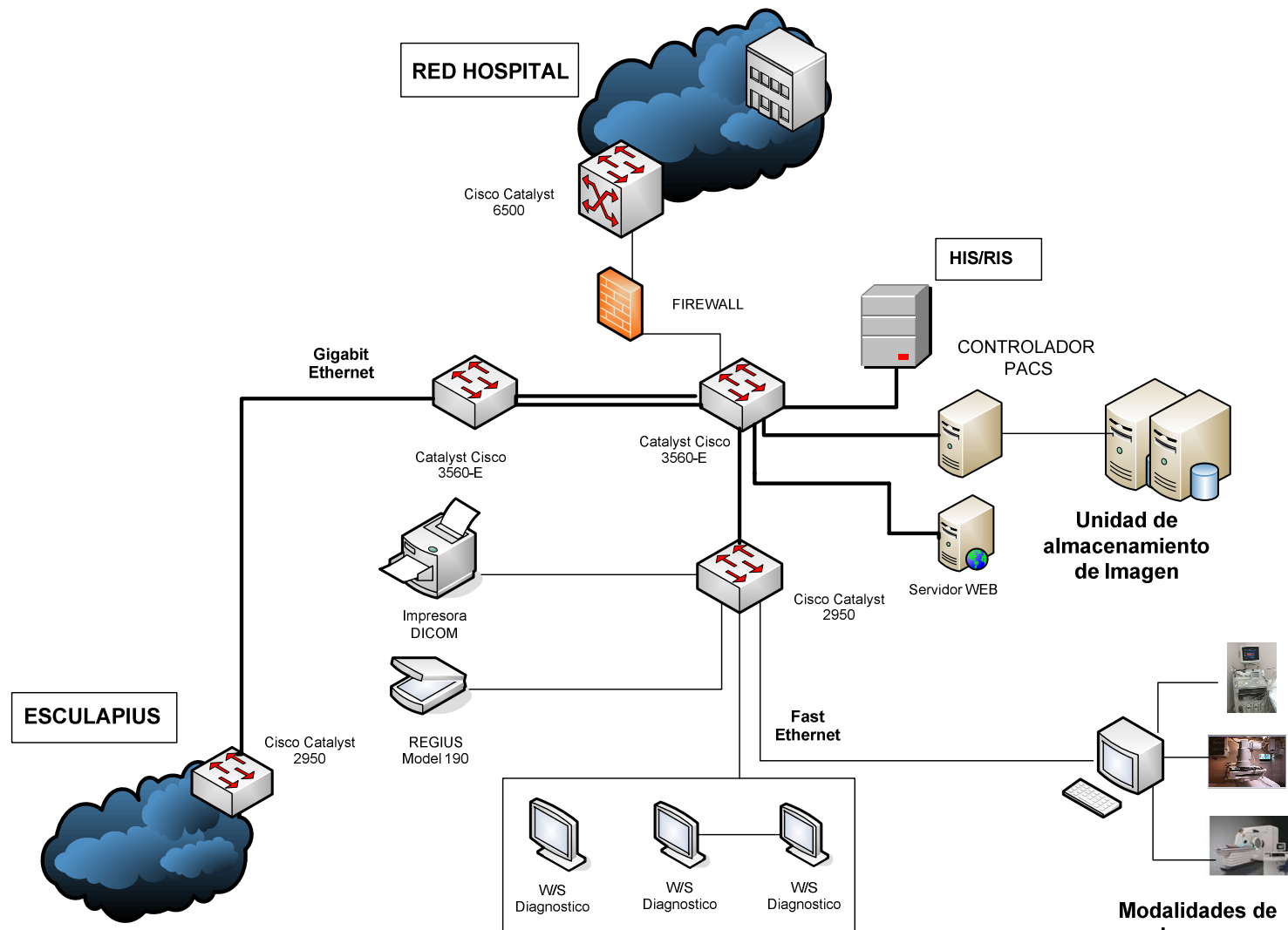


Figura 4.2 Diagrama final de la red.

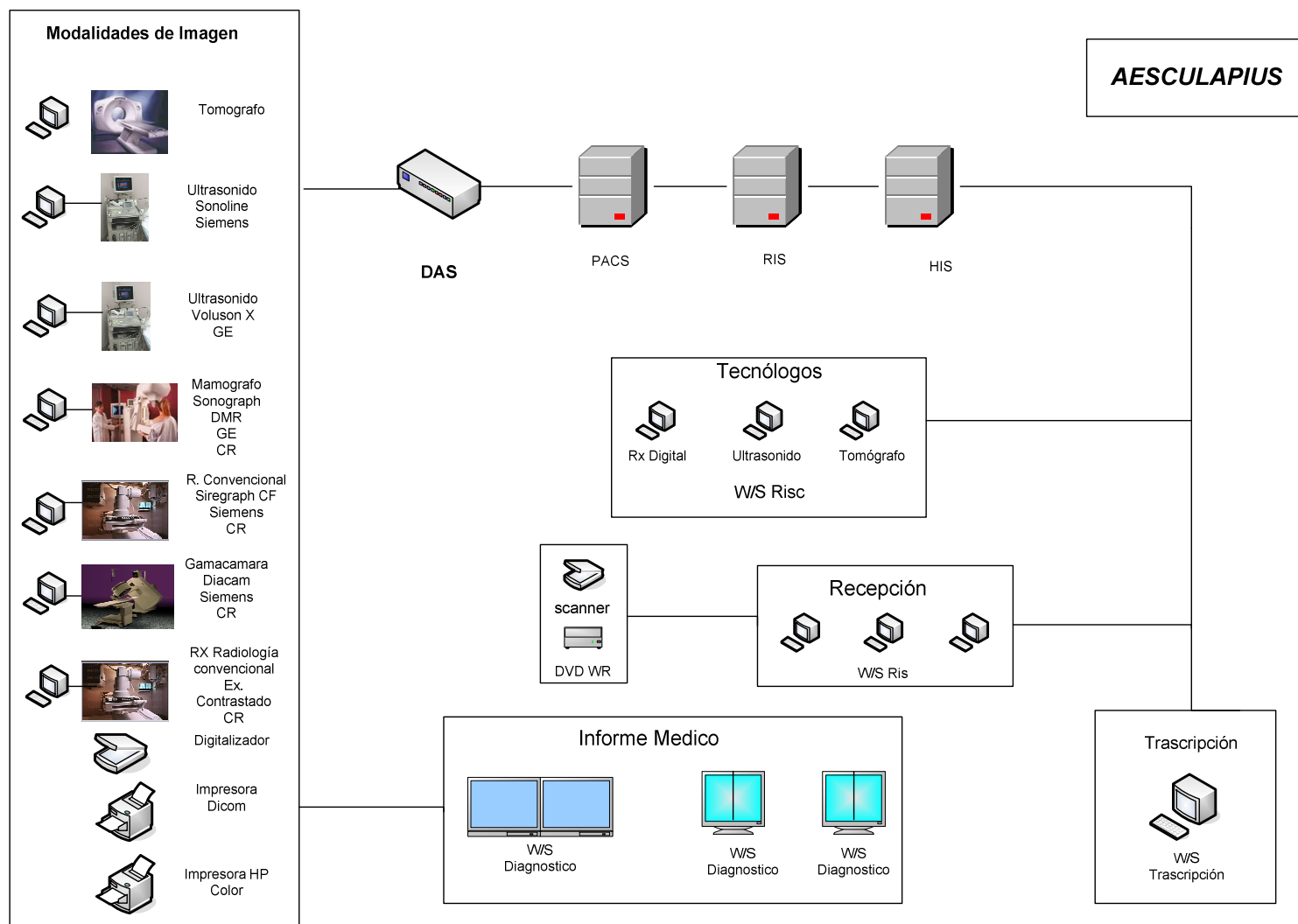


Figura 4.3 Área de Aesculapius

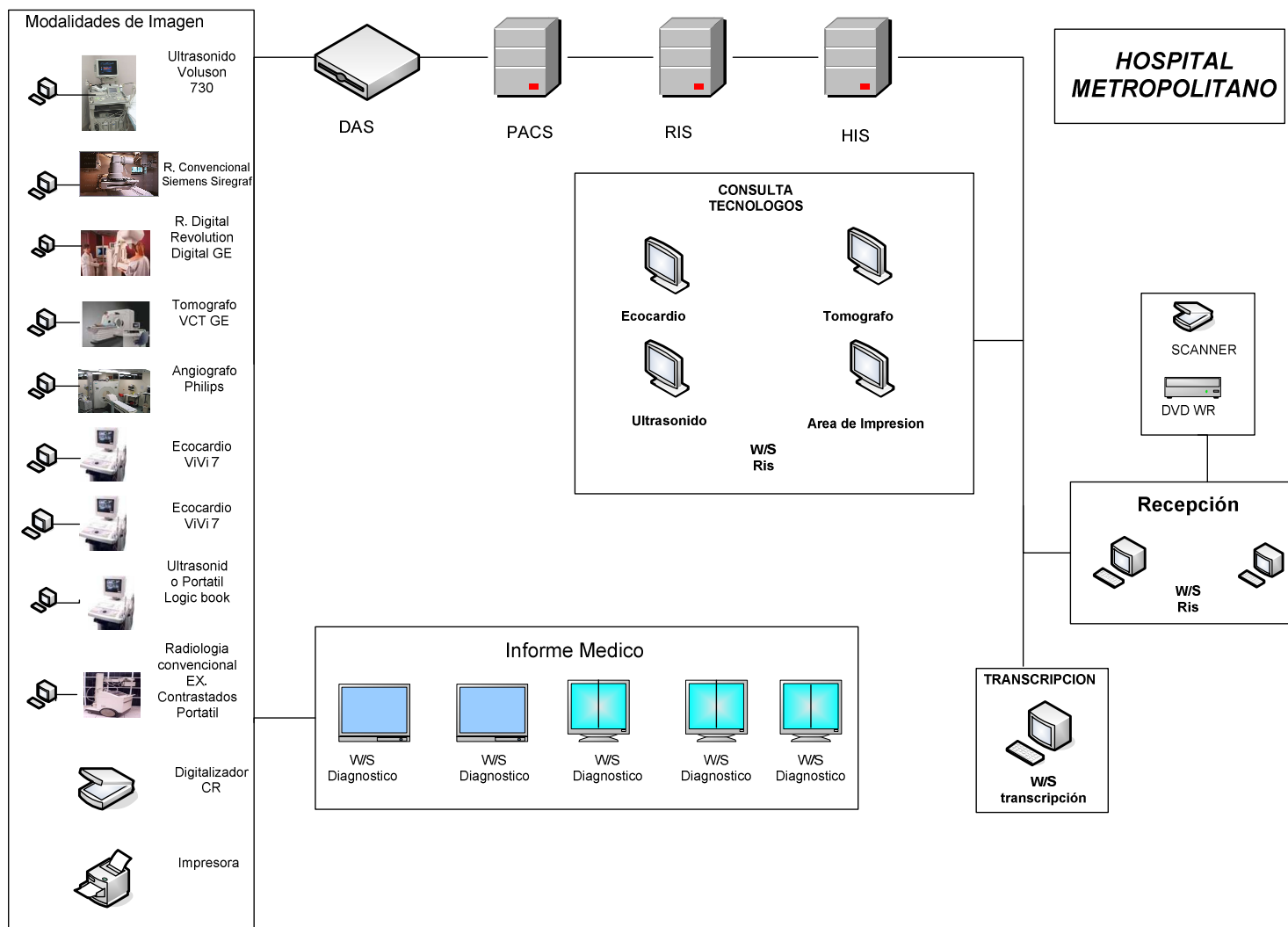


Figura 4.4 Área de Imagen del Hospital

4.6 ANÁLISIS COSTO/BENEFICIO

4.6.1 BENEFICIOS

Los principales beneficios del sistema de PACS involucra: el cambio de operación sin película, reducción en el porcentaje de pérdida de exámenes, reducción en los tiempos de búsqueda de imágenes y un cambio drástico en el flujo de trabajo del hospital. También disminuye el porcentaje de imágenes que tienen que repetirse al ser un examen no satisfactorio, lo que origina una disminución en la radiación al paciente.

La transición a la operación si película permite la eliminación de un gran numero de pasos del proceso en el cual los estudios de imagen están disponibles para la interpretación del radiólogo. Esto permite que el intervalo de tiempo cuando el estudio es obtenido hasta cuando este es reportado se reduzca de varias horas (con frecuencia al siguiente día), a menos de 30 minutos. El resultado es reportado rápidamente (desde cuando este se realiza hasta cuando se evalúa), el tiempo promedio al cual se reduce es de 24 horas a 2 horas. Esto permite un impacto positivo en la calidad del cuidado del paciente.

4.6.2 COSTOS

Los principales costos del sistema de PACS son la depreciación y el servicio de contrato. El tiempo promedio de depreciación de un equipo medico es de 8 – 9 años, mientras que los equipos informáticos son de 5 años. El costo del contrato de servicio incluye todos los requerimientos del hospital para operar y mantener el sistema. Este también incluye la actualización del software y el cambio de los componentes de hardware que no permiten un rendimiento óptimo.

4.6.3 AHORRO

El uso de películas se reduce considerablemente ya que estas solamente van a ser impresas cuando el paciente lo requiera (esto puede ser en película o en medio magnético). Además, el ahorro incluye la reducción de materiales relacionados a la película como carpetas, química de revelado

Otros ahorros importantes son los costos de espacio y costos de personal; ya que al dejar de imprimir radiografías, no se utiliza cuartos de almacenamiento para radiografías, ni personal auxiliar para traslado de radiografías intra e Inter-departamental.

4.6.4 ANÁLISIS COSTO /BENEFICIO

El objetivo de implantar un PACS el hospital se fundamenta básicamente en la reducción de los gastos por radiografías y química de revelado, y para disminuir al máximo las pérdidas de los estudios. También existen otros objetivos colaterales, como mejoras en el flujo de la información, mayor productividad, mejor atención al paciente.

En el hospital como se analizo en el apartado 3.1.1.2, se realiza un promedio de 60 000 estudios/año, con un 10 -15% de pérdida de estudios, el gasto en el servicio de radiología tiene un aproximado de 290.000 dólares/año como se muestra en la tabla 4.7, sólo en radiografías y química de revelado. Al utilizar un sistema de PACS se estima que estos costos se reduzcan al 10% del volumen total dando un promedio de ahorro al ano de 260000 (USD).

Como podemos ver, solamente analizando, el costó de la instalación de un sistema de PACS (apartado 4.3) y cuanto dejaron de consumir, más otros gastos asociados, la inversión será costo-efectiva, tomando en cuenta que proceso será de 5 años, tiempo en el cual se considera que los equipos informáticos han llegado al limite de depreciación. Aquí, no se ha tenido en

cuenta ninguna de las otras muchas ventajas que ofrecen estas redes digitales.
O sea, el costo beneficio escondido.

DESCRIPCION	IMAGEN	AESCULAPIUS	Total Cajas	Costo /caja (USD)	Costo Habitual	Costo Estimado
Películas						
Película 8 x 10 laser neón	3	0	3	125.95	377.85	37.79
Película luz verde 14 x 17	61	72	133	250.50	33316.50	3331.65
Película 24 x 30 Rx conv.	63	64	127	171.60	21793.20	2179.32
Película 18 x 24 RX	26	9	35	106.55	3729.25	372.93
Placa 18 x 24 Mamogr.	153	52	205	397.10	81405.50	8140.55
Película luz verde 14 x 14	32	41	73	292.50	21352.50	2135.25
Película 8 x 10 Dray Start	3		3	125.95	377.85	37.79
Película 14 x 17 Dray Start	112	457	569	220.00	125180.00	12518.00
Química de Revelado						
Revelador CjX 4 Gal	23	14	37	100.00	3700.00	370.00
Fijador CjX 4 Gal	22	10	32	80.00	2560.00	256.00
TOTAL (USD)					293792.65	29379.27
AHORRO TOTAL (USD)					264413.39	

Tabla 4.7 Ahorro en el servicio de Radiología

5. CONCLUSIONES Y RECOMENDACIONES

5.1 CONCLUSIONES

- Se cumplieron los objetivos planteados en el plan del proyecto de titulación, es decir, se realizó el estudio y diseño de un sistema de almacenamiento y comunicación de imagen en el HOSPITAL METROPOLITANO, a fin de optimizar recursos.
- Los sistemas de archivo y comunicación de imágenes (PACS), son los encargados de controlar la información relacionada con las imágenes y se ocupan del seguimiento de la misma, tanto desde la adquisición de imágenes como de su almacenamiento para su posterior envío a las estaciones que lo soliciten. Son los responsables de conseguir que las imágenes médicas estén disponibles en cualquier momento y en aquel lugar en que se necesiten.
- Un sistema de PACS tiene beneficios como son el manejo fácil de las imágenes médicas, acceso rápido a la información del paciente, comparación de estudios, permite el acceso y la distribución de las imágenes en un sistema abierto, acceso de múltiples usuarios a las imágenes, reduce los costos y el gasto de películas y químicos, posibilidad de acceso remoto. Permitiendo flujos de trabajo sin película y sin papel, que resulta en una mejora en los servicios clínicos.
- Las imágenes digitales permiten que la información no se degrada en el tiempo, facilidad de duplicación y traslado, menor costo de almacenamiento, mayor velocidad de acceso y de elimina la posibilidad de pérdida.

- La fiabilidad de un sistema de archivo se ve gravemente comprometida si su disponibilidad no alcanza el 95% del tiempo, por lo tanto es indispensable disponer de un plan de contingencia ante desastres, que responda ante cualquier particularidad.

- El costo final que involucra el poner en marcha un sistema de PACS, si bien es una inversión considerable, se justifica, por la cantidad de prestaciones que ofrece como son el ahorro económico, en material (placas, líquidos), el ahorro en radiación a los pacientes, tanto en la dosis como en la cantidad de exploraciones que debe realizarse, la facilidad al acceso a la historia clínica con sus radiografías e informes radiológicos desde cualquier ordenador del hospital, el almacenaje en formato digital de las historias el cual casi no ocupa espacio físico, la elevada calidad de las radiografías; además permite llevar una administración más confiable, y a corto-mediano plazo recuperar la inversión y obtener réditos económicos.

- En el ambiente hospitalario, la integración del sistema de PACS con otros sistemas de información medica como son el HIS y el RIS es necesario para mejorar los proceso de diagnostico, ya que permitirá el traspaso directo de datos, programación y realización de informes radiológicos y facilitará el acceso a los archivos de radiología de una manera más eficaz, permitiendo al radiólogo tener acceso directo e instantáneo a todos los estudios realizados al paciente, tanto a imágenes médicas como al informe radiológico. Esta integración es posible gracias a estándares médicos, como son: HL7 para intercomunicar sistemas y el estándar DICOM para el registro de imágenes, los cuales fueron analizados en este proyecto.

5.2 RECOMENDACIONES

- Debido a que la información almacenada en nuestra base de datos es muy valiosa se recomienda mantener respaldos de la misma, de esta manera damos confiabilidad al sistema.
- Es imprescindible mantener restringido el acceso al área de servidores y controladores al personal no autorizado, puesto que en ésta se encuentran toda la información relacionada a los pacientes.
- El éxito en la implantación de un sistema de PACS depende del nivel organizativo previo, de la calidad de la herramienta, y la aceptación de los usuarios (radiólogos y médicos especialistas), por lo que se recomienda un trabajo conjunto entre los especialistas médicos con el área técnica para evitar que se sobrevalore o se sobredimensione el sistema.
- Es necesario disponer de un sistema de respaldo de energía eléctrica en caso de existir fallas en la misma, de esta manera se garantiza la disponibilidad del sistema.
- De debe tener en cuenta que la forma de trabajo de los radiólogos será afectada por el sistema, por ejemplo., tendrían que interpretar los estudios en tiempo real en vez de esperar al día siguiente. Además, acostumbrarse a trabajar, informar, consultar y revisar en diferentes estaciones electrónicas requiere un período de aprendizaje.
- Se recomienda que el entorno de trabajo sea adecuado en cuanto a iluminación, ruido, temperatura y espacio físico.

REFERENCIAS BIBLIOGRÁFICAS

- [1] HUANG, H. K “PACS AND IMAGING INFORMATICS”, Segunda Edición, Editorial John Wiley & Sons, 2004.
- [2] ROBERTS MICHAEL J, “TRANSFORMADA DE Fourier”, Segunda Edición, Editorial Mc Gray.
- [3] STEWART, C Bushong, “Manual de Radiología para técnicos”, Quinta edición, 1993
- [4] ELETA, Francisco, “Diagnostico por imágenes”, Primera edición, 1995
- [5] TANENBAUM, Andrew, “Redes de Computadoras”, Prentice Hall, 1197
- [6] STALLINGS, Willian, “Redes de Computadoras”, Prentice Hall, 2000.
- [7] HIDALGO, pablo “Folleto de Telemática” Abril de 2006, EPN.
- [8] ÁVILA, Nelson, “Folleto de Seguridad en Redes”, Abril de 2006, EPN.
- [9] REVISTA “Biomedical Instrumentaion & Techology” Volumen 40, Numero 5, Pags. 375-379, Octubre 2006.
- [10] Curriculum CCNA Cisco V3.1, 2005

PÁGINAS WEB

- [11] The implications of digital imaging for clinical practice
http://www.c2i2.org/vol_iii_issue_2/the_implications_of_digital_imaging_abstract.asp
- [12] How PACS was developed and sold
http://www.imagingeconomics.com/issues/articles/2005-05_01.asp
- [13] The Impact of PACS
<http://portal.acm.org/citation.cfm?id=1348359.1348410&coll=&dl=ACM>
- [14] Acerca de la Telemedicina
http://www.cenetec.salud.gob.mx/htmls/acerca_telemedicina.html
- [15] Telemedicina y Teleradiología
<http://www.compumedicina.com:80/index.shtml>

- [16] RADIOLOGÍA DIGITAL: PACS , TELERADIOLOGÍA Y ESTRATEGIAS EN RADIOLOGÍA
<http://www.seeic.org/articulo/rxdigital/rxdigital.htm>
- [17] Red para Transmisión y manejo de Imágenes radiológicas
www.minproteccion-social.gov.co/VBeContent/Telemedicina/Eafit.PDF
- [18] Imagen Analógica y digital. Calidad de la Imagen
www.jccm.es/edu/ies/torreon/Sanidad/Imagen/ptir/pdf/ut02.pdf
- [19] PROCESAMIENTO DIGITAL DE IMÁGENES
<http://verona.fi-p.unam.mx/boris/teachingnotes/Capitulo4.pdf>
- [20] Digital Radiography / PACS
<http://www.e-radiography.net/cr/cr.htm>
- [21] The Digital Radiography System
<http://www.sprawls.org/resources/DIGRAD/module.htm#1>
- [22] FLUOROSCOPIA
www.jccm.es/edu/ies/torreon/Sanidad/Imagen/ptir/pdf/ut10.pdf
- [23] Tomografía Axial Computada
<http://www.nib.fmed.edu.uy/Corbo.pdf>
- [24] *Síntesis de imagen en imagen médica*
www.dsic.upv.es/~jorrallo/escrits/ACTA3.pdf
- [25] Imágenes por resonancia magnética
www.asrt.org/media/pdf/mr_span.pdf
- [26] Resonancia Magnética
<http://ciberhabitat.gob.mx/hospital/rm/index.html>
- [27] Resonancia Magnética Nuclear
<http://www.nib.fmed.edu.uy/Pebet.pdf>
- [28] Técnica de Imagen por resonancia magnética
<http://www.seram.es/docs/libro/capitulo1p.pdf>
- [29] Fourier Transforms <http://www.cis.rit.edu/htbooks/mri/inside.htm>
- [30] Ultrasonido
<http://bioinstrumentacion.eia.edu.co/docs/signals/ultrasonido.pdf>
- [31] La tecnología del ultrasonido
http://www.produccion-animal.com.ar/informacion_tecnica/ecografia_ultrasonido/12-tecnologia_del_ultrasonido.pdf

- [32] Imagenes por ultrasonido
http://bipolarfocus.org/1libr/aha/aha_ultrasnd_spa.htm
- [33] Compresión de imágenes: necesidad y conceptos básicos
<http://www.edicionsupc.es/ftppublic/pdfmostra/TL02206M.pdf>
- [34] Compresion
<http://www.sig.upv.es/asignaturas/ig2/Compres.pdf>
- [35] Tecnicas de Compresion
<http://www.axis.com/es/documentacion/Tecnicas%20de%20compresion%20de%20video.pdf>
- [36] Compresion de Video Digital
http://www.axis.com/es/documentacion/compresion_video_es.pdf
- [37] HL7 www.hl7.org
- [38] Qué es HL7
[http://download.microsoft.com/download/2/2/d/22d85096-4eeb-4b5e-b9f1-14cd80bb779c/BT06_HL7.ppt#273,4,](http://download.microsoft.com/download/2/2/d/22d85096-4eeb-4b5e-b9f1-14cd80bb779c/BT06_HL7.ppt#273,4)
- [39] Estándar y Protocolo de Imágenes Medicas DICOM
<http://www.pas.deusto.es/recursos/DICOM.pdf>
- [40] DICOM <http://medical.nema.org/>
- [41] Implementacion de un sistema de Archivo y Comunicacion de Imagen (PACS)
<http://www.piqueras.org/textes/hmipacs94.htm>
- [42] Diagnostico por la Imagen
<http://www.conganat.org/SEIS/informes/2004/PDF/CAPITULO8.pdf>
- [43] General Electric <http://www.gehealthcare.com>
- [44] Fujifilm <http://www.fujimed.com>
- [45] Philips
http://www.isitepacs.medical.philips.com/pacs/iSite_Radiology.php
- [46] NORTEL <http://www.nortel.com>
- [47] 3COM <http://www.3com.com>
- [48] CISCO <http://www.cisco.com>
- [49] Solaris <http://sun.com/solaris>
- [50] RedHad <http://www.redhat.com>

ANEXOS

ANEXO A: DOCUMENTO DICOM

ANEXO B: PLAN DE CONTINGENCIA

ANEXO C: NORMAS Y ESTANDARES DE SEGURIDAD POR PARTE DE ORGANIZACIONES RELACIONADAS A LA SEGURIDAD MEDICA

ANEXO D: DATOS TECNICOS Y CARACTERISTICAS DE LOS EQUIPOS