



PONTIFICIA **UNIVERSIDAD CATÓLICA** DEL PERÚ

Esta obra ha sido publicada bajo la licencia Creative Commons
Reconocimiento-No comercial-Compartir bajo la misma licencia 2.5 Perú.

Para ver una copia de dicha licencia, visite
<http://creativecommons.org/licenses/by-nc-sa/2.5/pe/>



PONTIFICIA UNIVERSIDAD CATÓLICA DEL PERÚ
FACULTAD DE CIENCIAS E INGENIERÍA



PONTIFICIA
UNIVERSIDAD
CATÓLICA
DEL PERÚ

**DISEÑO DE UN PROTOTIPO DE MÓDULO RF APLICADO A
TELEMEDICINA PARA MONITOREO DE SEÑALES ECG EN
HOSPITALES Y DOMICILIOS**

Tesis para optar el Título de Ingeniero Electrónico, que presenta el bachiller:

Rocío Virginia Chirinos Ramírez

ASESOR: Luis Vilcahuamán Cajacuri

Lima, diciembre del 2008

RESUMEN

Aplicar la telemetría en el monitoreo de señales biomédicas permite llevar un control continuo de los parámetros de los pacientes previniendo futuras complicaciones en su salud y elevando la eficiencia del personal médico que, gracias a estos sistemas, puede atender a más pacientes a la vez.

En la presente tesis se plantea la importancia de la telemetría en el control de señales biomédicas y se diseña el prototipo de un módulo de transmisión RF para señales electrocardiográficas (ECG). El diseño presentado abarca desde la digitalización de la señal y su transmisión en radiofrecuencia hasta su recepción y visualización en un software supervisor. En la realización de pruebas se emplean equipos para amplificar la señal ECG (que está en el orden de los milivoltios) a un rango de voltaje adecuado para su digitalización. Se hace énfasis en que no se abarca la etapa de adquisición de la señal sino que se asume que la señal está amplificada. A continuación se describen las partes que comprenden este documento:

El capítulo 1 muestra la problemática de las metodologías empleadas en el monitoreo de señales biomédicas en general. Se hace un repaso de la situación actual del sector salud y se presentan estadísticas de los pacientes con problemas cardíacos y de las tecnologías de información con las que se cuenta.

El capítulo 2 presenta antecedentes de los logros obtenidos por la Telemedicina tanto a nivel mundial como nacional y el fundamento teórico necesario para la tesis.

El capítulo 3 abarca el diseño del módulo RF. Se establecen los objetivos de la tesis y se mencionan las herramientas empleadas en las pruebas. Luego, se muestran los diagramas de bloques, diagramas esquemáticos y el funcionamiento de cada etapa.

El capítulo 4 muestra los resultados de las pruebas realizadas a cada una de las etapas que conforman el sistema y los resultados finales de todas las etapas en conjunto. El capítulo concluye con un análisis de costos.

Finalmente, se presentan las conclusiones, recomendaciones, bibliografía y los ANEXOS referentes a este trabajo de tesis.



*A mi padre Víctor
por su ejemplo y apoyo incondicional
durante mi carrera y toda mi vida*

ÍNDICE

	Pag.
INTRODUCCIÓN	7
CAPÍTULO 1: PROBLEMÁTICA DE LOS MÉTODOS ACTUALES EN EL MONITOREO DE SEÑALES BIOMÉDICAS	8
1.1. Situación del sector salud nacional en el monitoreo de señales biomédicas	8
1.1.1. Metodología actual	8
1.1.2. Demanda insatisfecha	9
1.1.3. Desconocimiento de los nuevos métodos de supervisión	10
1.2. Desarrollo de la industria de dispositivos médicos en el Perú	11
1.3. Tecnologías de información y comunicación	11
1.3.1. Situación de la telefonía fija y móvil	11
1.3.2. Servicio de Internet	12
1.3.3. Biotelemedicina	13
1.3.3.1. Unión Internacional de las Telecomunicaciones	14
1.3.3.2. Asociación Médica Mundial	14
1.3.3.3. Comisión Federal de Comunicaciones	14
1.3.3.4. Wireless Medical Telemetry Service	14
1.4. Declaración del marco problemático	15
CAPÍTULO 2: ANTECEDENTES, FUNDAMENTOS TEÓRICOS Y METODOLOGÍAS EMPLEADAS PARA LA SUPERVISIÓN DE SEÑALES ECG	16
2.1. La Telemedicina como solución para la mejora del servicio a nivel mundial	16
2.2. La Telemedicina en el Perú	18
2.3. Telemedicina	19
2.3.1. Definición	19
2.3.2. Aplicaciones más comunes	19
2.3.3. Atención a distancia: <i>Point of Care</i>	20
2.4. La señal electrocardiográfica	20
2.4.1. Consideraciones anatómicas	20
2.4.2. Propagación de la actividad eléctrica cardíaca	21
2.4.3. Potenciales eléctricos	22
2.4.4. El electrocardiograma	24

2.4.5. Métodos de medición de las señales electrocardiográficas	26
2.5. Radiofrecuencia	27
2.5.1. Definición	27
2.5.2. Espectro radioeléctrico	27
2.5.3. Tipos de Modulación	27
2.5.4. ASK-OKK	28
2.6. Sistemas de Radioteleetría para señales biomédicas	28
2.6.1. Clasificación de la Bioteleetría	28
2.6.2. Ventajas de la Bioteleetría	29
2.7. LINX RF	29
2.7.1 Características del LINX LR	30
2.7.2 Comparación con otros transmisores RF	30
CAPÍTULO 3: DISEÑO DEL SISTEMA RF	31
3.1. Objetivos	31
3.1.1. Objetivo general	31
3.1.2. Objetivos específicos	31
3.2. Consideraciones para el diseño	32
3.3. Herramientas para el desarrollo	33
3.3.1. Generación de la señal	33
3.3.1.1. Simulador de señales electrocardiográficas	33
3.3.1.2. Sistema de adquisición de señales biomédicas MP100	33
3.3.1.3. Procedimiento para generar la señal electrocardiográfica	34
3.3.2. Digitalización de la señal	36
3.3.3. Software supervisor	36
3.4. Descripción del sistema RF	37
3.4.1. Diagrama de Bloques	37
3.4.2. Etapa de conversión análogo digital y transmisión serial	38
3.4.2.1. Configuración del conversor análogo digital	39
3.4.2.2. Configuración del USART	40
3.5. Módulo LINX RF	43
3.5.1. Frecuencia de transmisión	43

3.5.2. Transmisor	44
3.5.3. Receptor	45
3.5.4. Antena	46
3.5.5. Interfaz Serial	47
3.6. Software supervisor	48
3.6.1. Diagrama de flujo del software “RecepcionSAD”	49
3.6.2. Requerimientos mínimos	50
CAPÍTULO 4: PRUEBAS REALIZADAS Y ANÁLISIS DE LOS RESULTADOS	51
4.1. Pruebas realizadas	51
4.1.1. Generación de la señal	51
4.1.2. Digitalización y transmisión serial	51
4.1.3. Transmisión por radiofrecuencia	53
4.2. Análisis de los resultados	54
4.3. Consumo de energía	56
4.4. Presupuesto	57
CONCLUSIONES	58
RECOMENDACIONES	59
FUENTES	60

INTRODUCCIÓN

El uso de las telecomunicaciones en Medicina busca brindar servicios de salud de fácil accesibilidad a las personas, disminuyendo costos y venciendo distancias entre pacientes y médicos. Entonces, es aquí donde hablamos de Telemedicina, área que junta los avances tecnológicos de las telecomunicaciones con el conocimiento médico.

Existe una serie de señales que han de ser supervisadas de forma constante o periódica en los pacientes. Las más comunes son: temperatura, presión arterial, ECG (señal del corazón), ritmo cardiaco, etc. El empleo de tecnología RF (radiofrecuencia) en la transmisión de estos parámetros, permite llevar un monitoreo continuo de la salud del paciente sin interrumpir sus actividades cotidianas.

Cada vez más personas requieren acceso a los sistemas de salud y los altos costos de atención y tratamiento limitan este acceso, por ello aprender a manejar y controlar nuestros parámetros es una estrategia que puede ayudar a disminuir estos costos. Las distancias, muchas veces, son un impedimento para disponer de una atención médica, ya sea porque los centros de salud, por lo general, se encuentran en zonas urbanas o por la dificultad que puede implicar el desplazamiento de un paciente.

Como solución a estos problemas aparecen los sistemas de diagnóstico desde el punto de asistencia (*point of care*) que brindan mayor proximidad entre pacientes y clínicos prescriptores. Estos sistemas permiten el envío de las muestras de los pacientes desde su hogar o desde la habitación de un hospital hacia un laboratorio para su revisión y/o almacenamiento. De esta forma, se reducen costos derivados del traslado de pacientes para la toma de muestras.

Por lo tanto, el objetivo de la presente tesis es el diseño de un prototipo de módulo RF para transmitir señales ECG hacia una computadora personal (PC) y que pueda aplicarse a un sistema de monitoreo a distancia a través de Internet. Además, este estudio pretende incrementar el interés hacia la Telemedicina en el Perú, la cual no ha tenido un avance significativo, pero cuyo desarrollo podría ser una alternativa de solución a los problemas ocasionados por un sistema de atención sanitario ineficiente.

CAPÍTULO 1: PROBLEMÁTICA DE LOS MÉTODOS ACTUALES EN EL MONITOREO DE SEÑALES BIOMÉDICAS

1.1. Situación del sector salud nacional en el monitoreo de señales biomédicas

1.1.1 Metodología actual

El sistema actual de salud recurre a métodos tradicionales de diagnóstico y monitoreo. El paciente ingresa al consultorio, es recostado en una camilla y se le conecta al electrocardiógrafo para tomar una muestra de su señal ECG. La toma de datos, en muchos casos, no dura más de 10 segundos. Esto podría ser útil en pacientes con arritmias permanentes, el problema surge en personas que no padecen alguna irregularidad durante el control realizado. Por lo tanto, cuanto más infrecuente es la arritmia, menos útil resulta el método.

El sistema actual se limita a atender a las personas en el mismo centro hospitalario, obligando al paciente a esperar varias horas debido a la gran demanda. Además, los costos de traslado elevan el costo de atención. Aún así, lo más preocupante es la gran cantidad de personas que solicitan ser atendidas y el poco personal médico a cargo que, sumado a la mala organización, trae como consecuencia que se realicen diagnósticos imprecisos poniendo aún más en riesgo la vida del paciente. Entonces, sin un monitoreo continuo resulta imposible prevenir futuras complicaciones que a la larga elevan aún más los costos de tratamiento.

Los métodos actuales impiden una mejor utilización de recursos en el sector salud. Le queda difícil al sistema público de atención en salud, de por sí pobre y mal gerenciado, brindar un servicio de calidad como el sistema privado, lo que establece inequidad y mala repartición del recurso. Así, se presenta la necesidad de descentralizar los servicios de salud, ampliar la cobertura y mejorar la calidad de atención en favor de quienes no tienen acceso a dicha atención por falta de personal y/o equipos médicos acordes a su patología. También es importante el analizar la forma de evitar desplazamientos innecesarios a niveles de atención más altos por falta de elementos, diagnósticos para prevención, detección temprana o determinación de su patología y tratamiento preventivo o correctivo en su sitio de origen [8].

1.1.2 Demanda insatisfecha

El personal médico es escaso y en consecuencia el sistema de atención se vuelve lento provocando que haya una demanda insatisfecha. La centralización de los servicios de salud ha llevado a una despoblación de médicos generales en las áreas rurales y mucho más de médicos especialistas. Según la encuesta nacional sobre medición de niveles de vida 2000, la demanda insatisfecha es mayor en la zona rural, debido a factores económicos (47%) y percepción de no necesidad de consulta (41.9 %); a diferencia de Lima Metropolitana con 28.5 % y 21.2% respecto a los mismos factores; en tanto que en el ámbito nacional corresponden a 51.4 % y 26.8 % respectivamente [8].

Específicamente, en el caso de las enfermedades cardiovasculares, los índices de morbilidad y mortalidad se han incrementado notoriamente en el Perú en los últimos años, mientras que disminuyen lentamente en las grandes potencias. Según información del Ministerio de Salud del Perú, anualmente fallecen 12,000 personas debido a enfermedades cardiovasculares y el índice de morbilidad cardiovascular fue de 9.9%. La población con mayor incidencia corresponde a los mayores de 45 años de edad [14].

En Perú, la forma de vida actual ha permitido el desarrollo de enfermedades propias de sociedades altamente industrializadas, por lo que es muy común observar problemas de obesidad, estrés, hipertensión, que traen como consecuencia deficiencias en la actividad cardíaca [14].

La hipertensión es una enfermedad que preocupa cada vez más en el país. El aumento de la presión obliga al corazón a bombear sangre venciendo una mayor resistencia y produciendo una degeneración en el sistema cardiovascular [14]. La ingesta de alimentos ricos en grasas saturadas y sal, el menor desarrollo de actividad física y el consumo de tabaco son hábitos comunes de la sociedad y son la principal causa del aumento de pacientes hipertensos. La hipertensión se ha convertido en un problema de salud pública pues afecta al 24% de los peruanos y al 50% de las personas mayores de 50 años, según estadísticas del Ministerio de Salud (Minsa) [7].

Cada año se presentan más de 120 mil casos de hipertensión arterial y ya se han empezado a reportar casos de personas con accidentes cardiovasculares a partir de los 30 años, de acuerdo a las estadísticas de prevalencia de la enfermedad. En el grupo de enfermedades no transmisibles, la hipertensión tiene una singular connotación por su alta incidencia. No respeta edades, ni condición social o económica, y es la principal causa de mortalidad. Como consecuencia de la hipertensión, el corazón se fatiga, produciéndose debilidad e incrementando las posibilidades de ocurrencia de un ataque cardíaco [7].

1.1.3 Desconocimiento de los nuevos métodos de supervisión

Existe poco o nulo conocimiento del personal de salud acerca de los beneficios que puede ofrecer el uso de las telecomunicaciones en Medicina. En una sociedad acostumbrada a emplear métodos tradicionales en lo que respecta a atención sanitaria, siempre existe una reticencia a nuevas tecnologías. La poca capacitación del personal ayuda a la desinformación y el presupuesto bajo que recibe el sector salud hace que existan pocas áreas de investigación orientadas al desarrollo de la Telemedicina en el país [8].

En consecuencia, se apuesta por el sistema tradicional de atención sanitaria y por lo tanto, no hay un avance en la inserción de nuevas tecnologías basadas en telecomunicaciones en los centros de salud. Existe un rechazo hacia los métodos de control continuo basados en la Telemedicina por parte de los especialistas de la salud, pues consideran que solo se consigue alejar a los pacientes y establecer un menor contacto con el médico. Además, hay una idea equivocada de que la Telemedicina aporta poco beneficio [7].

La demora en los resultados de análisis, así como la pérdida de datos debido a un monitoreo no continuo, generan inconformidad en los pacientes. Un control diario ayuda a no perder datos que probablemente no se obtendrían en visitas esporádicas al médico. Esos datos perdidos podrían ser vitales para prevenir anomalías a futuro en los pacientes.

Finalmente, los pacientes, los expertos en salud y los proveedores de atención primaria deben estar capacitados para el empleo de los modernos sistemas que la Telemedicina ofrece.

1.2 Desarrollo de la industria de dispositivos médicos en el Perú

Hay componentes que se encuentran en el mercado nacional y también componentes provenientes de otros países, aunque definitivamente las piezas no se construyen en el país, debido a que el Perú no es un país productor de componentes electrónicos. Sin embargo, los diseños de los sistemas de monitoreo, incluso las tarjetas, pueden ser fabricados por proveedores locales y para el desarrollo de software también se emplean recursos nacionales [12].

1.3 Tecnologías de información y comunicación

Los avances en las Tecnologías de Comunicación e Información (TIC) son fundamentales para el crecimiento de los sistemas de salud a distancia. La necesidad de cuantificar la incorporación de las TIC en la población, en particular Internet, cuyo uso se ha incrementado, requiere de la disponibilidad de estadísticas de TIC fiables [5]. A continuación se muestran estadísticas tomadas del Informe Técnico N° 3 del INEI correspondiente al trimestre abril – junio de 2008, sobre la incorporación de estas tecnologías en la población:

1.3.1 Situación de la telefonía fija y móvil

Se concluyó que un 29,6% de los hogares tenía un teléfono fijo, el 54,1% dispone de un celular, y sólo un 7,8% de los hogares tienen instalado Internet. Esta situación refleja que hay un crecimiento lento en los tipos de comunicaciones en hogares, a excepción de la telefonía celular como muestra la figura 1.1 [5].

Para el caso de la telefonía móvil, en el trimestre octubre-diciembre 2007 se llegó a superar el 47.4% en los hogares peruanos y creció un 16.3% en relación al mismo periodo en el 2006. Estas cifras son superiores al crecimiento de 2.3% alcanzado por la telefonía fija en ese semestre, mientras que para el trimestre abril – junio de 2008, se dio una disminución de 0.4% en la telefonía fija respecto al anterior trimestre, como se observa en la figura 1.1 [5].

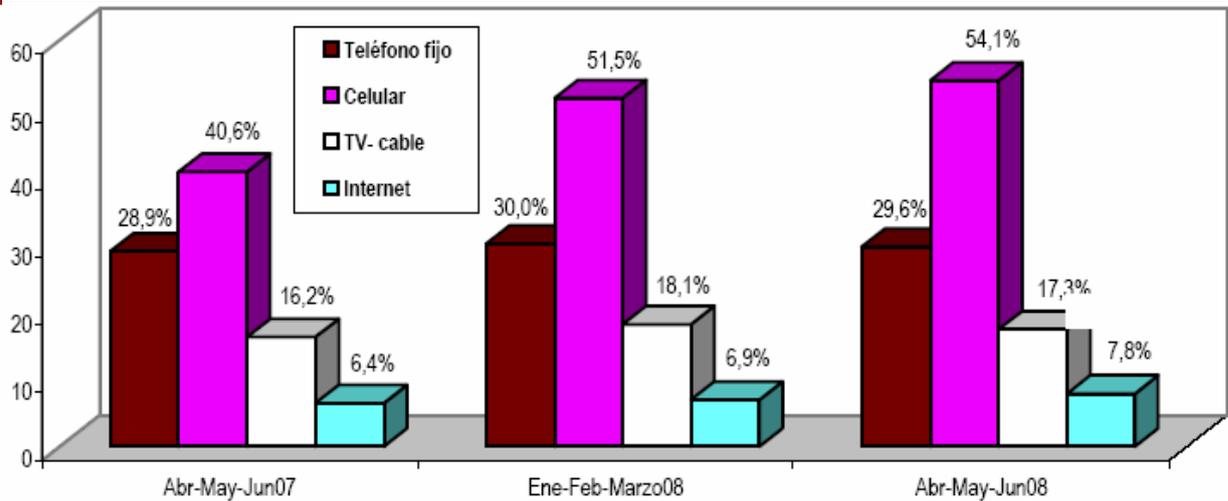


Figura 1.1. Servicios TIC en los hogares (3 Trimestres: 2007 – 2008) [5]

Sin embargo pese a las cifras positivas para la telefonía móvil, el Perú se ubica en una posición baja de consumo respecto a otros países de Latinoamérica como Chile, Brasil, México, etc, situación aún más crítica para la telefonía fija. Por supuesto, la densidad de telefonía fija y móvil en el interior del país es muy baja respecto a la capital. Para los centros poblados con menos de 2000 habitantes, es decir, el área rural, la presencia de las TICs es pequeña, notándose que para el trimestre Abril-Junio 2008 sólo aparece el teléfono fijo con dato significativo, incluso la tenencia de teléfono móvil supera ampliamente la tenencia de teléfono fijo [5].

1.3.2 Servicio de Internet

Respecto al número de computadoras personales, Perú ocupa un lugar retrasado, a cierta distancia de otros países latinoamericanos, como Uruguay o Chile. La tenencia de computadoras en el hogar para el año 2000 fue de 4,4%, en el periodo 2003/2004 la ENAHO mostró que el porcentaje se incrementó a 6,8% en los hogares. Para el trimestre Abril-Junio 2008 el porcentaje se incrementó a 15,5% [5].

Esta situación no se presenta en el consumo de Internet. El Perú tiene con relación a otros países latinoamericanos una alta densidad de usuarios de Internet siendo de las más altas de Latinoamérica. Actualmente, de acuerdo a los resultados obtenidos en la ENAHO del trimestre Abril-Junio 2008, el 29,5 % de la población de 6 años y más de edad hace uso de Internet. También revela que el 53,2% de la población entre 19 a 24 años son los mayores usuarios de Internet, mientras que entre los adultos mayores sólo el 3,4% usa Internet [5].

El número de hogares que emplean este tipo de acceso a Internet es superior al de hogares con computadora. El acceso a Internet por medio de cabinas públicas es uno de los principales factores que ha impulsado el crecimiento del sector, y que coloca al Perú por encima del resto de países del continente, ocupando el puesto 13 en una clasificación de países con mayor índice de acceso público a Internet, a poca distancia de Estados Unidos [5].

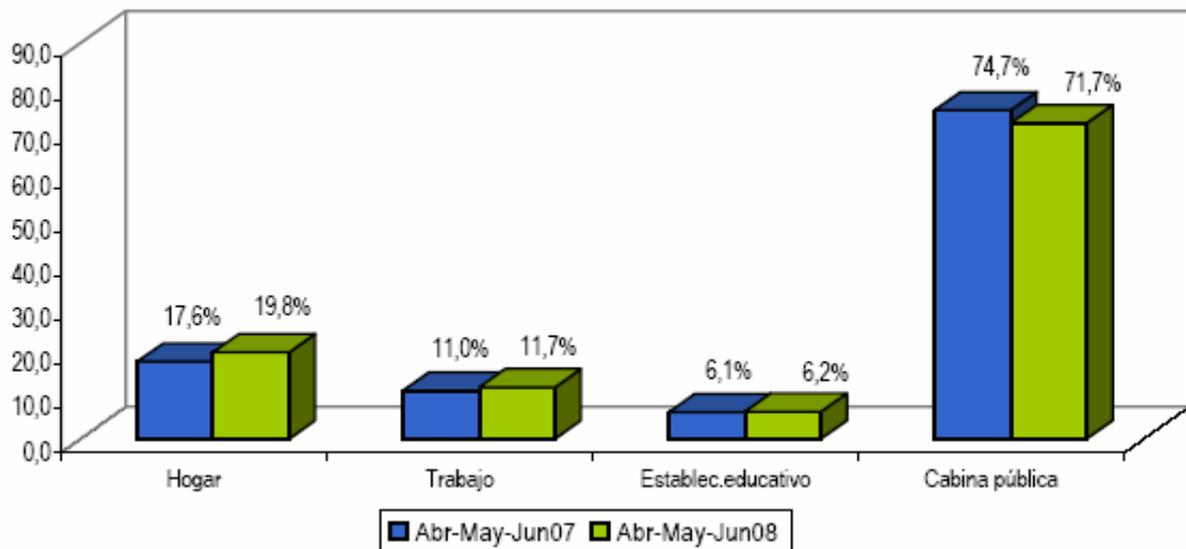


Figura 1.2. Lugar de uso de Internet (Trimestre: 2007 y 2008) [5]

Los resultados de la encuesta para el trimestre abril-mayo-junio 2008 muestran que la población que accede a Internet lo realiza en mayor proporción (71,7%) a través de las cabinas públicas.

Aunque Internet es una herramienta muy extendida en el país, hay que considerar que en los hospitales no siempre se cuenta con la infraestructura necesaria para el desarrollo de una red de área local (LAN), lo cual es importante para la implementación de sistemas de monitoreo más eficaces que permitan atender a más pacientes a la vez [5].

1.3.3 Biotelemedicina

En el Perú no se ha realizado un plan de asignación de bandas de frecuencia de uso exclusivo para equipos médicos de telemetría. Por ello, para realizar estudios en este campo, se recurren a entes internacionales que desde hace años establecen normas y principios de funcionamiento para este tipo de equipos.

1.3.3.1 Unión Internacional de las Telecomunicaciones

Según la Unión Internacional de las Telecomunicaciones (UIT), la Telemedicina debe emplearse cuando las distancias constituyen un factor crítico. Gracias a esto se pueden intercambiar datos, hacer diagnósticos, preconizar tratamientos y prevenir enfermedades y heridas, con el fin de mejorar la salud de las personas. Para la UIT es importante difundir que la telemedicina no reemplaza al médico tratante [37].

1.3.3.2 Asociación Médica Mundial

La Asociación Médica Mundial (AMM) es la encargada de establecer normas éticas y legales al momento de emplear la Telemedicina [36]. En el Anexo N°3 se presenta un resumen de los principios establecidos por la AMM sobre las “Responsabilidades y Normas Éticas en la Utilización de la Telemedicina”.

1.3.3.3 Comisión Federal de Comunicaciones

La Comisión Federal de Telecomunicaciones (FCC) es un órgano administrativo con autonomía técnica y operativa, que regula y promueve el desarrollo eficiente de las telecomunicaciones. La FCC fue creada en 1934 con la Ley de Comunicaciones y es la encargada de la regulación de telecomunicaciones interestatales e internacionales por radio, televisión, redes inalámbricas, satélite y cable [35].

1.3.3.4 Servicio de Telemetría Inalámbrico en Medicina (WMTS)

En 1999, por parte de la FCC, se crearon las Bandas de Frecuencias Protegidas para transmisión de señales biomédicas bajo el nombre de “*Wireless Medical Telemetry Service*” (WMTS). El objetivo era evitar interferencias en las transmisiones telemétricas intrahospitalarias debido a que los sistemas transmisores de Televisión de Alta Definición HDTV, y sobre todo teléfonos celulares, fueron ocupando todas las diferentes bandas disponibles [24]. En el Anexo N°2 se muestra una tabla con las frecuencias detectadas en hospitales de Estados Unidos y se resaltan las destinadas a equipos biomédicos.

A pesar de que existe lo que se puede considerar como una normativa internacional en cuanto a frecuencias, muchos países desarrollaron la Biotelemedicina en frecuencias que resultaban más favorables a sus condiciones nacionales. No es así el caso del Perú donde, hasta el momento, ninguna banda de frecuencia está destinada a la Biotelemedicina.

1.4 Declaración del marco problemático

La necesidad de mantener un contacto directo con el paciente al momento de la obtención de sus parámetros vitales impide una atención rápida e inmediata. Los costos de traslado también representan una dificultad para lograr un sistema de atención médico más eficiente. Entonces la demora y el costo agregado debido al traslado de pacientes traen como consecuencia que menos personas accedan a los servicios de salud y que el sistema de atención actúe con menos rapidez.

Debido al rechazo de las personas a las nuevas tecnologías por el temor a lo desconocido, es que resulta más difícil insertar nuevos métodos de atención sanitaria en el tradicional sistema de atención. En el Perú la situación se agrava debido a una conciencia poco clara de los valiosos aportes que puede ofrecer la telemedicina dando mayor calidad, eficiencia y seguridad a los sistemas de salud. A raíz de esto, el personal médico pierde la posibilidad de poder distribuir mejor su tiempo y dedicar una mejor atención a más pacientes.

Controles esporádicos desde casa o en un hospital aumentan la probabilidad de perder datos importantes acerca de la salud del paciente que podrían salvarle la vida. Un monitoreo semanal, por ejemplo, no es muy fiable para identificar si el paciente está próximo a tener alguna falla en su organismo. Por ello, este sistema se vuelve impreciso y poco seguro, generando un ambiente de inseguridad.

Por lo tanto, este trabajo de tesis tiene como objetivo el diseño de un prototipo de módulo RF aplicado a telemedicina para monitoreo de señales ECG y contribuir al desarrollo de dispositivos médicos orientados a la Telemedicina.

CAPÍTULO 2: ANTECEDENTES, FUNDAMENTOS TEÓRICOS Y METODOLOGÍAS EMPLEADAS PARA LA SUPERVISIÓN DE SEÑALES ECG

2.1 La Telemedicina como solución para la mejora del servicio a nivel mundial

La asistencia a distancia es un área de crecimiento importante con aplicaciones de telemedicina que están principalmente enfocadas a facilitar el acceso a las personas ancianas y pacientes crónicos así como dar soporte a hospitalización domiciliaria, evitando costes de tiempo y desplazamiento. El desarrollo de Internet ha permitido la proliferación de iniciativas públicas y privadas, el despliegue y mejora de acceso a servicios de telecomunicaciones (ADSL, VADSL, radio celular, cable), y el impulso político en algunos países con programas específicos. Lógicamente, el interés varía según los países, reflejando las diferencias de organización de los servicios sanitarios [38].

Tabla 2.1: Distribución de aplicaciones en telemedicina por especialidades en Europa

Radiología	16%
Cardiología	11%
Atención primaria-especializada	10%
Neuro-radiología	8%
Patología	8%
Dermatología	7%
Cirugía	6%
Otra	34%

En la tabla 2.1 se muestran datos del rango de aplicaciones por especialidades en Europa que, como ocurre mundialmente, está liderada por radiología y cardiología. Los países escandinavos han mostrado un gran avance en Telemedicina, al igual que en Canadá y Australia, con el fin de facilitar los servicios médicos salvando las distancias geográficas. Por otro lado, se puede citar el desarrollo en Grecia, marcado por la estructura insular de su territorio [38].

En Estados Unidos, la diabetes y las enfermedades coronarias afectan a millones de personas. En el caso de los pacientes con hipertensión, Joseph C. Kvedar, fundador y director de Partners Telemedicine, dice: “Mantener la presión sanguínea bajo control tiene numerosos beneficios al proveer salud y longevidad. Pronto, será factible ofrecer a los pacientes tecnologías de bajo costo para controlar su presión arterial con un aparato portátil” [1].

Salvatore Fischer, ciudadano norteamericano de 82 años, requería de un control diario de su presión. Había sufrido un paro cardiaco congestivo y tenía diabetes. En lugar de recibir la visita de un enfermero tiene en casa un monitor portátil que envía su nivel de presión arterial a una central en un hospital a través de la línea telefónica. “Esta máquina toma el lugar de un enfermero” asegura Fischer [2].

Este sistema ha recibido el nombre de telesalud (*telehealth*) y es una opción al costoso sistema tradicional de atención médica en Estados Unidos. Partners Home Care, agencia privada dedicada a proveer este tipo de sistemas, han instalado monitores portátiles valorizados en \$2500 (dos mil quinientos dólares) para 50 pacientes y se espera instalar 50 000 monitores en todo el país para el 2009 [2].

En el caso de la Radiotelemedicina, se han desarrollado pequeños dispositivos de transmisión inalámbrica colocados de forma no invasiva en el paciente. Se ha experimentado con la técnica del espectro disperso en la banda RF de 902 a 928 MHz. Incluso, algunos sistemas pueden obtener la localización exacta del paciente a través de un mapa electrónico visualizado en una central [11].

El monitoreo inalámbrico trae como beneficio un control no invasivo y continuo sin incomodar al paciente. Es interesante el empleo de dispositivos inalámbricos que brindan un acceso en tiempo real a los datos de los pacientes. En Madrid, a inicios del 2005, el hospital de San Rafael inició un proyecto que consistía en entregar al paciente un teléfono con una opción para enviar su nivel de glucosa a un centro de salud. Un software almacenaba la información y el equipo médico podía acceder a su historia clínica mediante una clave. Una alarma advertía cuando los niveles de glucosa eran muy altos y los facultativos se interesaban por la situación. Este sistema es un complemento al seguimiento del paciente crónico, no evita que los pacientes vayan a consulta pero disminuyen las visitas al médico [4].

Otro ejemplo, es la Universidad de Málaga que en el 2003 desarrolló el proyecto de una plataforma multifuncional de monitorización de parámetros biológicos (ECG, temperatura, presión arterial, pulsoximetría, etc) mediante tecnología Bluetooth. Así, fue posible transmitir los parámetros a dispositivos de visualización (pantalla PDA, PC, etc) o centros de procesamiento sin limitar la movilidad del paciente [20].

2.2 La Telemedicina en el Perú

En el Perú, escaso es el interés por el uso de estos sistemas de control a distancia. Considerando que muchos casos de mortalidad por enfermedades coronarias han sido por no llevar un control de los signos vitales, es necesario realizar más estudios en sistemas con el fin de mejorar la calidad de vida de las personas.

En el 2005 se aprobó el Plan Nacional de Telesalud con el principal propósito de aplicar las telecomunicaciones en el sector salud, haciendo énfasis en zonas no atendidas. Se entiende por Telesalud como el servicio de salud que utiliza tecnologías de información y comunicación para lograr mayor accesibilidad a consumidores y proveedores de atención en salud en áreas rurales o poco atendidas. Sus áreas son teleprevención, tediagnóstico, teleadministración, telecapacitación, entre otras [8].

Como solución al problema de la deficiente atención sanitaria, se propone el empleo de herramientas de comunicación como Internet y telefonía fija o móvil para monitoreo a distancia. Entonces los requerimientos básicos para la elaboración de sistemas de transmisión de señales biomédicas a distancia son: sensores de signos vitales, acceso a una red pública de telecomunicaciones y software de presentación de datos [34].

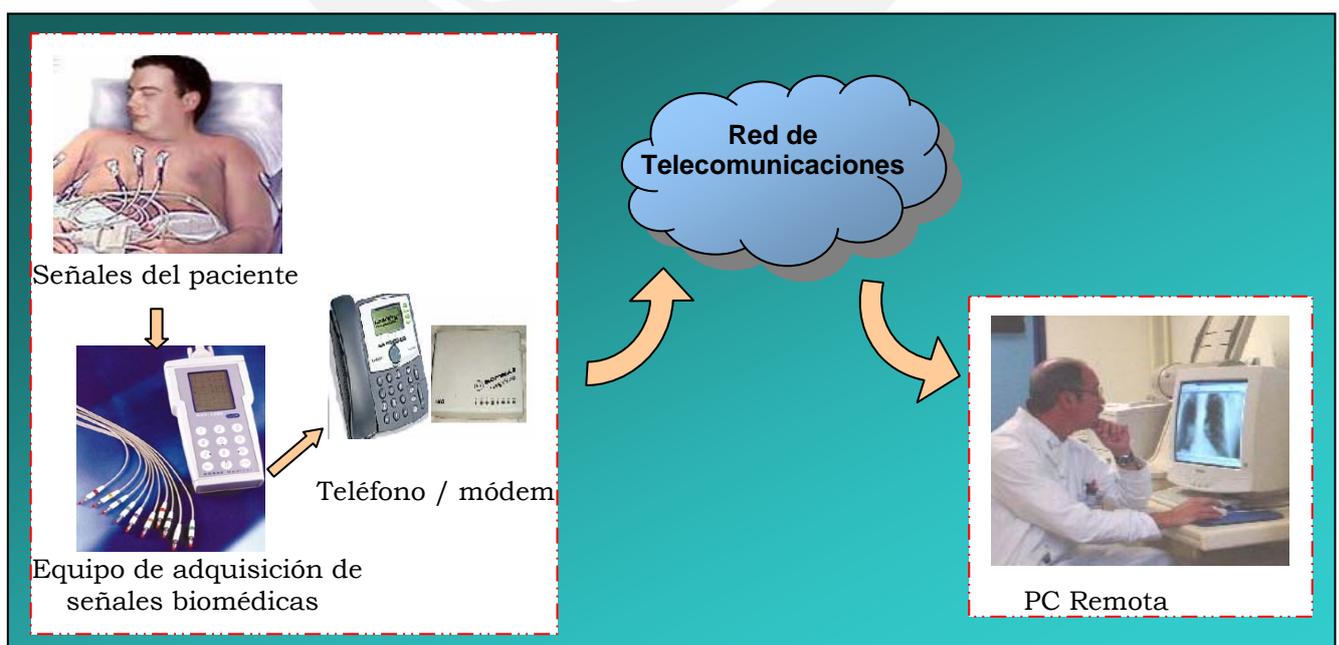


Figura 2.1: Esquema de funcionamiento

El monitoreo a distancia permite atender a más personas a la vez, agilizando los procesos, permitiendo obtener diagnósticos más precisos y previniendo futuras complicaciones gracias a un control más continuo. Si bien el número de visitas disminuye, el número de pacientes aumenta ya que se facilita el acceso [3].

Inictel desarrolló el Telecardio 12, un electrocardiógrafo destinado a pacientes en zonas rurales. Este dispositivo se conecta a la línea telefónica mediante un módem para enviar la señal ECG hacia la computadora remota de un cardiólogo, generalmente en un centro de salud urbano. El sistema resultó de gran ayuda pues en estas zonas no existen cardiólogos manifestó la Ing. Isabel Guadalupe Sifuentes, de la División de Desarrollo Tecnológico de Inictel [12].

Una técnica muy usada en este tipo de sistemas es Radiofrecuencia. Este trabajo de tesis desarrolla esta técnica en un módulo de telemetría para señales ECG desde el punto donde se encuentra el paciente hasta una computadora a una distancia no mayor a 50 metros. La idea es que este módulo sea parte de un elaborado sistema de monitoreo a distancia a través de Internet como se ve en la figura 2.1. En el capítulo 3 (figura 3.4) se muestra un diagrama de bloques de las etapas que abarca esta tesis, desde la señal digitalizada hasta la visualización en una computadora.

2.3. Telemedicina

2.3.1 Definición

Uso de las telecomunicaciones para brindar cuidados de salud a distancia. Es un revolucionario sistema que aplica todo tipo de tecnología de comunicación buscando reducir costos y permitir acceder fácilmente a los servicios de salud dando confiabilidad y garantizando privacidad [3].

2.3.2 Aplicaciones más comunes

- **Telerradiología:** Consiste en enlazar los sistemas de imágenes radiológicas a una red y distribuirlas hacia un terminal, generalmente, a kilómetros de distancia [3].
- **Neurocirugía:** Gracias al avance de la Videoconferencia (VCT) es posible transmitir imágenes de los pacientes en tiempo real y que varios médicos participen en una intervención quirúrgica desde lugares lejanos [3].

- **Atención domiciliaria (Home Care):** Permite a los pacientes ser atendidos desde sus hogares, realizar consultas y enviar datos de sus signos vitales a través de una red de datos o telefónica hacia una central en un hospital [3].

2.3.3 Atención a distancia: *Point of Care*

Los Sistemas de Diagnóstico Cercanos al Paciente (*Point-of-Care*) permiten que los médicos den información vital en una clínica, en el área de emergencias o en la consulta. Buscan establecer una mayor proximidad entre pacientes y médicos y permitir más facilidades para la toma de muestras desde el punto de atención. Así, estos sistemas reducen costos por traslado de pacientes y elevan el nivel de competencia de los médicos de atención primaria, además de mejorar la coordinación con el nivel de atención especializada [6].

2.4 La señal electrocardiográfica

2.4.1 Consideraciones Anatómicas

El corazón es una bolsa compuesta por músculos con vasos sanguíneos que entran y salen de él. Está situado entre los pulmones a la izquierda del tórax, apoyado sobre el diafragma y detrás del esternón. La masa muscular que lo constituye se llama miocardio y está formada por tejido muscular de tipo cardiaco que se caracteriza por no estar sometido a la voluntad, sino que funciona de manera automática [33].

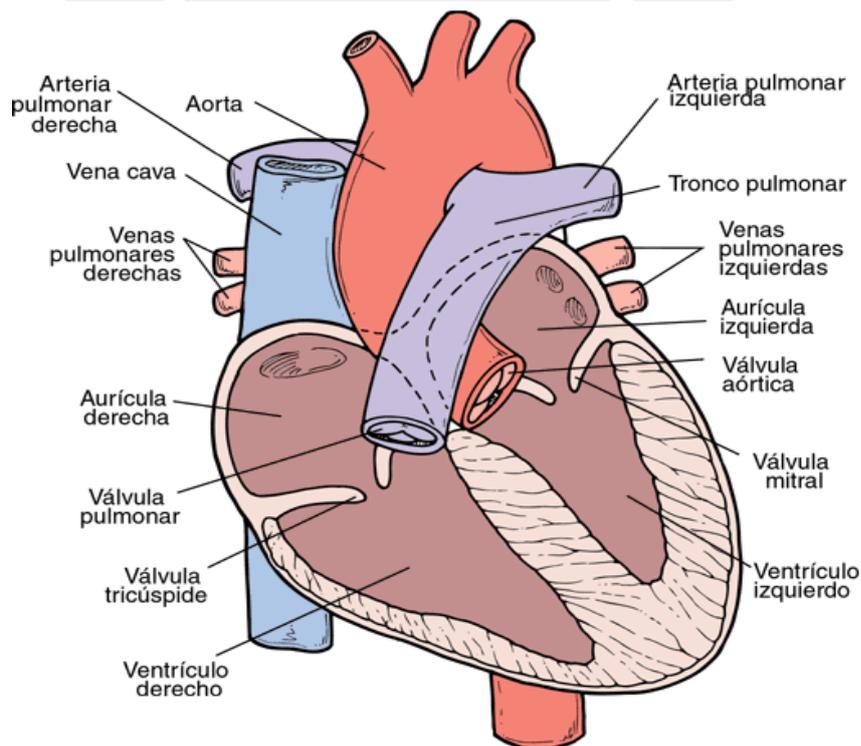


Figura 2.2: Partes del corazón [13]

En la figura 2.2 se presentan las partes del corazón. Está dividido en 4 cámaras (2 aurículas y 2 ventrículos) separadas por la válvula tricúspide (a la derecha) y mitral (a la izquierda). Gruesas paredes musculares separan la parte derecha e izquierda que actúan como 2 corazones coordinados: la parte izquierda para la sangre arterial (rica en oxígeno) y la parte derecha para la sangre venosa (pobre en oxígeno) [33].

El corazón lleva la sangre rica en oxígeno por todo el cuerpo. Para impulsar la sangre por los vasos sanguíneos, el corazón se contrae y se relaja rítmicamente. La fase de contracción se llama sístole que corresponde a la expulsión de la sangre fuera de la cavidad. Luego viene la fase de relajación muscular llamada diastólica en la que la sangre es llevada hacia el interior. El ciclo se inicia con la sístole (contracción) de las aurículas y la diástole (relajación) de los ventrículos y concluye con la diástole auricular y la sístole ventricular. Gracias a los impulsos eléctricos formados espontáneamente en las células cardíacas, los músculos del corazón se contraen y se relajan y pueden realizar el movimiento rítmico continuo. A estos impulsos eléctricos se les conoce como potenciales de acción cardíacos [32].

2.4.2 Propagación de la actividad eléctrica cardíaca

Los impulsos eléctricos generados en las células cardíacas son la causa de que se realice el ciclo cardíaco [33]. Para entender la actividad eléctrica del corazón es necesario conocer términos tales como despolarización y repolarización. Las células cardíacas tienen un potencial de reposo negativo (-90mV), cuando se inicia la actividad eléctrica, este potencial se hace más positivo, a ese proceso se le llama despolarización. Cuando finaliza el ciclo, el potencial se hace nuevamente más negativo (retorna al potencial de reposo), este proceso se llama repolarización [32].

En la figura 2.3 se aprecian las partes del sistema de conducción eléctrico del corazón. Las estructuras que lo constituyen son: el nodo sinusal (nodo SA), el nodo auriculoventricular (nodo AV), el haz de His y sus ramas, y el sistema de Purkinje. El nodo SA está situado en la unión de la vena cava superior con la aurícula derecha. El nodo AV se encuentra en la porción posterior derecha del tabique interauricular y se continúa con el haz de His, el cual da la rama izquierda en la parte superior del tabique interventricular y se continúa como la rama derecha del propio haz. Las ramas van hacia abajo a cada lado del tabique y se ponen en contacto con el sistema de Purkinje [33].

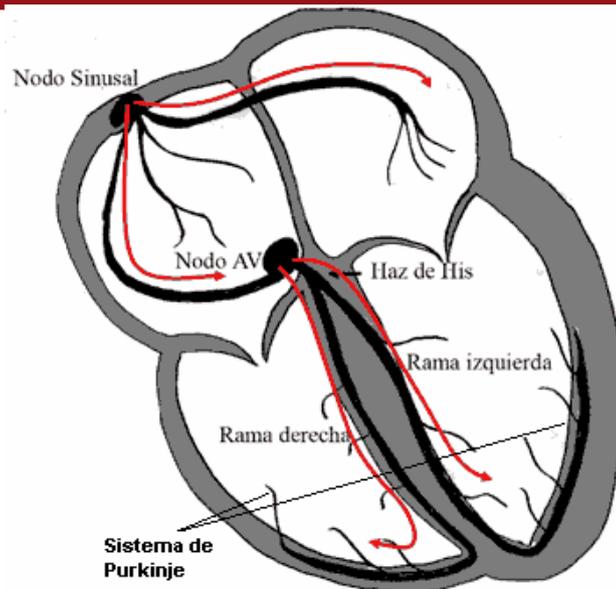


Figura 2.3: Sistema de conducción eléctrica del corazón [13]

El impulso eléctrico comienza en el nodo SA, (inicia la despolarización de las células cardiacas) y se propaga radialmente a través de las aurículas, convergiendo en el nodo AV. A partir de ahí, la onda de despolarización se propaga por la fibras de Purkinje y va hacia los ventrículos. Luego el potencial de membrana retorna al reposo (repolarización) y está apto para reiniciar la despolarización [33].

2.4.3 Potenciales eléctricos

Las células cardiacas en reposo se encuentran cargadas negativamente o polarizadas pero la estimulación eléctrica las “despolariza” y se contraen. Por lo tanto el corazón es recorrido por una onda progresiva de estimulación que produce contracción del miocardio [31]. Los potenciales eléctricos son células cardiacas capaces de alterar su potencial de membrana para crear potencial eléctrico que recorre el corazón. Esto es llamado potencial de acción [32].

En la figura 2.4 se muestra la señal perteneciente a un potencial de acción. Durante la diástole hay un potencial en la célula que puede variar entre -50mV a -90mV , es el potencial de reposo y está determinado fundamentalmente por la relación entre las concentraciones intra y extracelulares de K^+ [31], debido a esto la célula está cargada negativamente como se aprecia en la fase 4 de la figura 2.4.

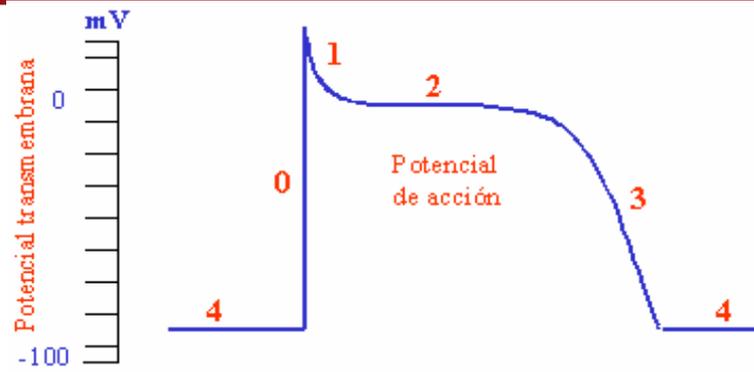


Figura 2.4: Señal de potencial de acción [13]

En la fase 0 hay un incremento rápido de potencial seguido por un corto periodo de repolarización en la fase 1. Luego viene la etapa de la meseta o fase 2 y de ahí el potencial se vuelve más negativo en la fase 3 para retornar al estado de reposo. La fase 4 corresponde al intervalo entre la completa repolarización y el nuevo potencial de acción [32]. El potencial de acción se debe a cambios en la permeabilidad a los iones de sodio, calcio y potasio. Las diversas fases del potencial de acción cardíaco corresponden a cambios en la conductancia (índice de permeabilidad de la membrana para un ión) de la membrana celular a estos iones [31].

La fase 0 se debe a la caída gradual de la permeabilidad de potasio que genera un flujo de iones de sodio hacia el interior de la membrana celular y por lo tanto valores menos negativos en la misma. Los canales para el ión de sodio son de apertura rápida, a ello se debe la despolarización rápida. En la fase 1 se da una corta repolarización por la salida de potasio. En la fase 2 se da la meseta debido al ingreso de iones de calcio, que sumado al flujo de potasio saliente, se cancela y el potencial se mantiene casi constante. La fase 3 se debe al decremento en el flujo de iones de calcio y la corriente de repolarización originada por el potasio predomina y genera que se retorne al potencial de reposo (fase 4). Pasa un tiempo para que la célula genere otro potencial de acción. A este tiempo se le llama periodo refractario [31].

Entonces, el potencial de acción viaja por el corazón empezando en el nodo SA, siguiendo por el nodo AV para que luego las fibras de Purkinje conduzcan el estímulo a todas las partes de los ventrículos. En la figura 2.5 se muestran los potenciales de acción de cada etapa trazados sobre el mismo eje de tiempo pero con diferentes puntos ceros en la escala vertical [33].

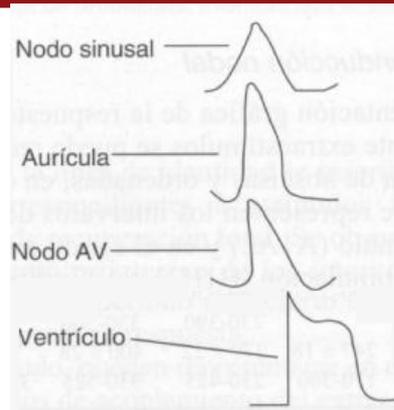


Figura 2.5: Potenciales de acción transmembrana típicos [13]

2.4.4 El Electrocardiograma

La suma algebraica de los potenciales de acción de las fibras del miocardio puede ser registrada en la superficie del cuerpo. El registro de estas fluctuaciones de potencial durante el ciclo cardiaco es el electrocardiograma (ECG) [33].

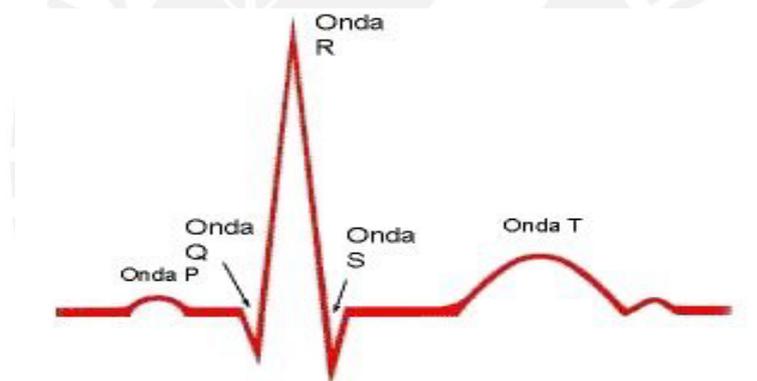


Figura 2.6: Señal ECG resultado de las sumas de los potenciales de acción [13]

En el cuadro 2.2 se muestra la duración de cada intervalo de la señal ECG y el evento al que corresponde en el ciclo cardiaco.

	Duración normal (segundos)		Eventos en el corazón durante el intervalo
	Promedio	Límites	
Intervalo PR	0.18	0.12 - 0.20	Despolarización auricular y conducción a través del nodo AV
Duración QRS	0.08	hasta 0.10	Despolarización ventricular
Intervalo QT	0.40	hasta 0.43	Despolarización ventricular más repolarización del ventrículo
Intervalo ST (QT menos QRS)	0.32	...	Repolarización ventricular

Tabla 2.2: Intervalos del ECG [33]

La señal ECG puede registrarse usando un electrodo activo conectado a un electrodo indiferente a potencial cero (registro unipolar) o dos electrodos activos (registro bipolar) en el cuerpo. En un conductor de volumen, la suma de los

potenciales en los vértices de un triángulo equilátero con una fuente de corriente en el centro es cero. Puede formarse un triángulo (**triángulo de Einthoven**) con el corazón en su centro, colocando electrodos en ambos brazos y en la pierna izquierda. Si estos electrodos son conectados a un terminal común, se obtiene un electrodo indiferente que está casi a potencial cero [33].

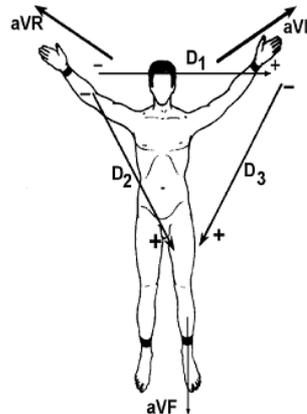


Figura 2.7: Triángulo de Einthoven [13]

Derivaciones unipolares (V)

Nueve puntos estándar se usan para el electrodo explorador (derivaciones) en la electrocardiografía clínica de rutina. Las seis derivaciones torácicas unipolares (derivaciones precordiales) se designan V1-6. Las tres derivaciones unipolares de los miembros son VR (brazo derecho), VL (brazo izquierdo) y VF (pie izquierdo). Para las derivaciones de los miembros, actualmente se emplean las derivaciones aumentadas, que se designan por la letra a (aVR, aVL, aVF). Estas derivaciones son registros obtenidos entre el electrodo colocado en un miembro y los otros dos. Esto aumenta el tamaño de los potenciales en 50% sin cambiar la configuración del registro no aumentado [33].

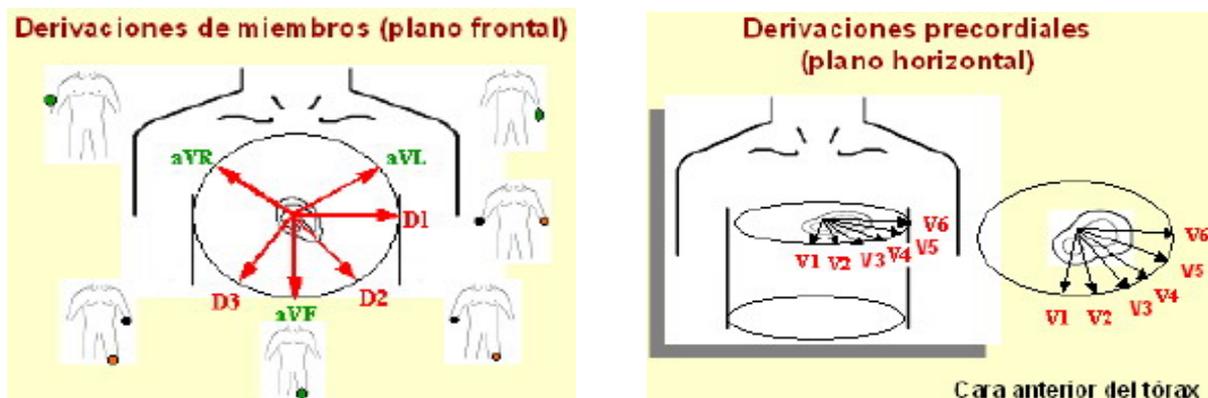


Figura 2.8: Derivaciones unipolares de los miembros y torácicas [13]

Derivaciones bipolares

Las derivaciones bipolares (derivaciones estándar de los miembros) I, II y III son registros de las diferencias de potencial entre dos miembros.

- Derivación I: entre brazo izquierdo (+) y brazo derecho (-).
- Derivación II: entre pierna izquierda (+) y brazo derecho (-)
- Derivación III: entre pierna izquierda (+) y brazo derecho (-).

La magnitud y configuración de las ondas individuales del ECG varían con la situación de los electrodos. Todas las ondas son pequeñas comparadas con los potenciales transmembrana de las fibras individuales porque el ECG es registrado a una distancia considerable del corazón [33].

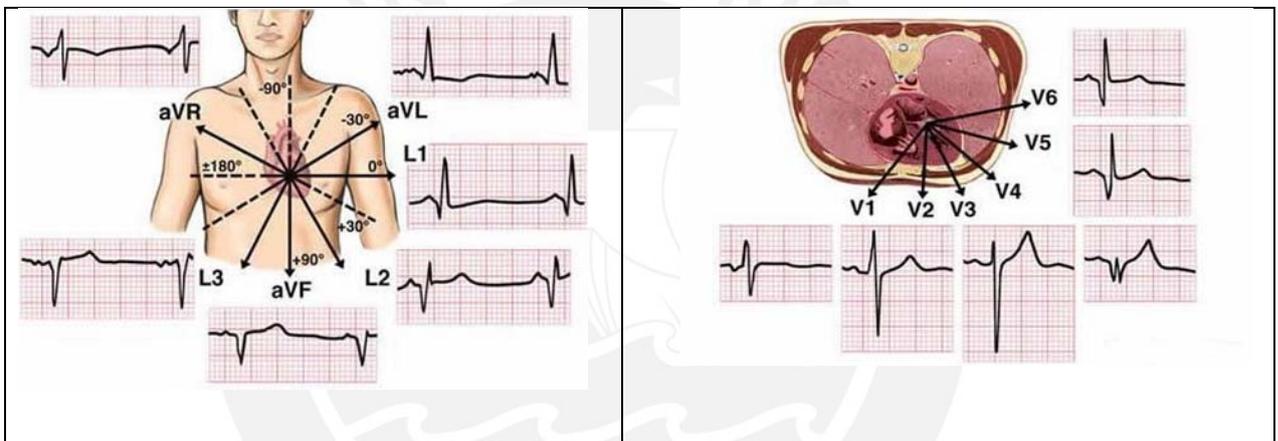


Figura 2.9: Ondas ECG para cada una de las 12 derivaciones [13]

2.4.5 Métodos de medición de las señales electrocardiográficas

- **ECG de reposo:** Consta de ocho electrodos en el pecho y un electrodo en cada brazo y pierna. El paciente se encuentra acostado en una camilla. Es necesario que el paciente esté muy quieto y que no hable durante el ECG [13].
- **ECG de ejercicio o examen de esfuerzo:** El paciente camina sobre una cinta continua o pedalear en una bicicleta estática. Este examen se hace para evaluar los cambios en el ECG durante una situación de estrés como el ejercicio [13].
- **Electrocardiograma de Promediación de Señales:** El procedimiento dura aproximadamente de 15 a 20 minutos. Se realiza cuando se sospecha una arritmia que no se ve en un ECG de reposo, ya que las arritmias pueden ser transitorias de naturaleza y puede no verse durante el corto período de tiempo que dura un ECG de reposo [13].

- **Método Holter:** es una grabación de ECG de 24 horas o más. Se pegan tres electrodos en el pecho del paciente y se conectan a un grabador de ECG portátil. El paciente sigue con sus actividades cotidianas (excepto ducharse, nadar o cualquier actividad que cause que los electrodos se aflojen o se caigan) [13].

2.5 Radiofrecuencia

2.5.1 Definición

Transmisión, a través de ondas electromagnéticas, empleando una porción del espectro radioeléctrico [9].

2.5.2 Espectro Radioeléctrico

Es el conjunto de frecuencias que permiten emitir ondas para transportar información. Las bandas de frecuencia que dividen el espectro radioeléctrico son:

- Very Low Frequency (VLF): 3-30Khz
- Low Frequency (LF): 30-300Khz
- Medium Frequency (MF): 300-3000Khz
- High Frequency (HF): 3-30Mhz
- Very High Frequency (VHF): 30-300Mhz
- Super High Frequency (SHF): 300-3000Mhz
- Ultra High Frequency (UHF): 3-30Ghz
- Extremely High Frequency (EHF): 30-300Ghz [9]

2.5.3 Tipos de Modulación

Señales Analógicas:

- Continua: AM (Modulación en Amplitud), FM (Modulación en Frecuencia) y PM (Modulación en Fase)
- Discontinua: PAM (Modulación por Amplitud de Pulsos), PWM (Modulación por Anchura de Pulso) y PPM (Modulación por Posición de Pulso).

Señales Digitales:

- ASK: Modulación en Amplitud, Apagado Encendido
- FSK: Modulación por Desviación de Frecuencia
- PSK: Modulación por Desviación de Fase
- QAM, QPSK, CPFSK, MSK, APSK, etc.

2.5.4 ASK-OOK

La señal modulante es digital y la modulada es una senoide. Consiste en cambiar la amplitud de la senoide entre los dos valores de la señal digital (cero o uno). El modulador es un multiplicador de los datos binarios por la portadora. A continuación se ilustra un ejemplo de un mensaje en banda base modulada en ASK (OOK) [10].

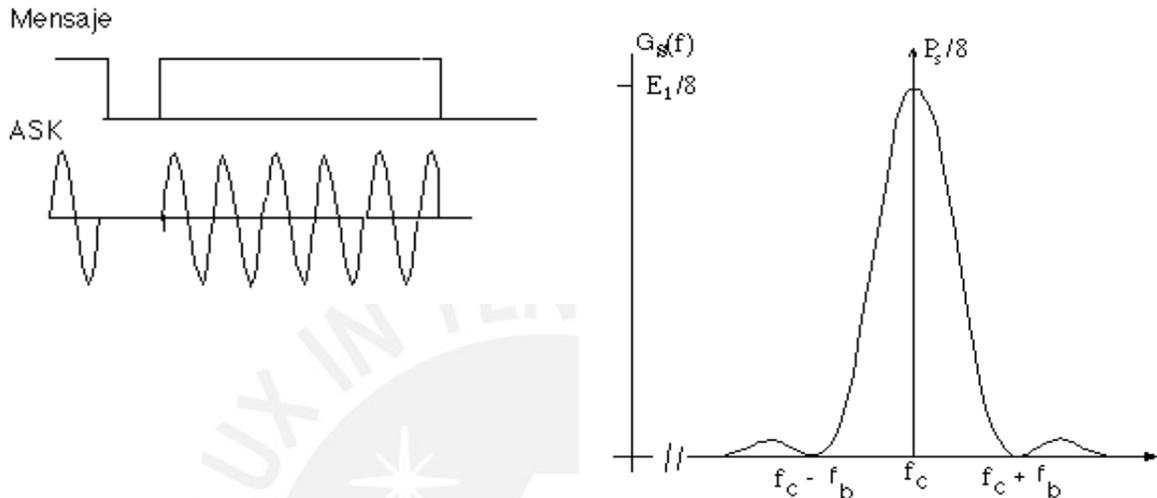


Figura 2.10: Gráfica en el tiempo y la frecuencia de la señal ASK [10]

ASK puede ser definido como un sistema banda base con una señal para el "1" igual a $s_1(t)$ y una señal para el "0" igual a $s_0(t) = 0$. Se observa que el ancho de banda práctico es $2f_b$ el cual es el doble del requerido en transmisión banda base. En la recepción se recupera el mensaje digital original. Un sencillo receptor síncrono sería como el que se muestra en la figura:

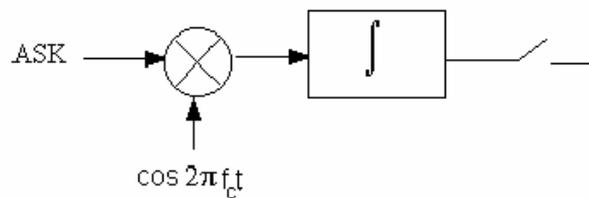


Figura 2.11: Receptor síncrono demodulador de la señal ASK [10]

2.6 Sistemas de Radiotelemedría para señales biomédicas

2.6.1 Clasificación de la Biotelemedría

La telemedría biomédica se puede clasificar en tres grupos:

- **Dispositivos invasivos:** colocados en el interior del organismo. Presentan las más reducidas dimensiones técnicas.

- **Instalaciones de radio de varios canales:** capaces de transmitir magnitudes biofísicas para medios de investigación y transporte en los que se halla alojado en el cuerpo a examinar.
- **Dispositivos no invasivos:** de pequeño volumen y peso, son instalados en la superficie del cuerpo a examinar. Son los más comercializados. El radio de acción a distancia se extiende desde algunos metros hasta 5 kilómetros [15].

2.6.2 Ventajas de la Biotelemedicina

- Mediciones a distancia.
- Medición multiparamétrica.
- No se interfiere con la actividad normal.
- Permite análisis en tiempo real (comparación con sistema Holter).
- Monitorización de signos vitales con duración limitada sólo por la fuente de poder [15].

2.7 LINX RF

Son módulos de transmisión (TXM) y recepción (RXM) RF de la empresa LINX Technologies que emplean modulación digital ASK-OOK o FSK. Existen diversos modelos pero para aplicaciones médicas solo están aprobadas las series LR y LC que transmiten en la banda de frecuencias de 260-470MHz. Ambas series modulan las señales en ASK-OOK, la serie LR está diseñada para lograr un alcance de 1Km a una tasa de transferencia de 10000bps mientras que la serie LC logra un alcance de poco más de 100 metros a una tasa de 5000bps. A la salida del transmisor se obtiene 1mW de potencia. No se requieren componentes externos, excepto una antena para el transmisor y otra para el receptor, permitiendo fácil integración sobre todo para ingenieros sin experiencia en RF [19].



Para el diseño de la presente tesis se emplean los módulos LINX por su fácil implementación, por la tasa de transferencia de 10000bps (serie LR) que es suficiente para transmitir la señal ECG sin distorsión y principalmente porque su uso ha sido aprobado en equipos biomédicos. Para la serie LR, el módulo receptor no debe estar a una distancia mayor de 1Km del transmisor.

2.7.1 Características del LINX LR

- Bajo costo
- Tasa de datos de hasta 10000bps
- No necesita componente externo alguno (excepto una antena)
- Bajo poder de consumo
- Amplio rango de voltaje de alimentación (2.7VDC – 5.2VDC)
- Montaje superficial [19]

2.7.2 Comparación con otros transmisores RF

Los RFPIC también son muy usados para transmitir en RF e incluyen al microcontrolador y al transmisor en un solo integrado. Si bien varios modelos RFPIC son menos costoso que un LINX, su uso no ha sido aprobado para aplicaciones biomédicas. Además, los RFPIC apenas logran un alcance de 80 metros [40]. Por último, los LINXS son mucho más sencillos de implementar [19].

	RFPIC	TX434A	LINX
Aplicaciones médicas	No aprobado	No aprobado	Sí está aprobado
Alcance	80 metros	Hasta 1Km	hasta 1Km
Consumo	4.0mA	15 mA	3.4mA
microcontrolador	Incorporado con el transmisor	Solo incluye transmisor	Solo incluye transmisor

Tabla 2.3: Comparación de transmisores que emplean tecnología RF [39] y [40]

Otro problema que presentan los RFPIC es que aquellos diseñados para transmitir en frecuencias autorizadas por la WMTS para el monitoreo médico, son más caros. Mientras que un RFPIC con frecuencia de transmisión a 433MHZ puede costar entre 25 y 35 dólares, el módulo LINX (transmisor, receptor y 2 antenas) cuesta 25 dólares si se compra por unidad. Los precios fueron obtenidos de los proveedores Digikey y Mouser sin incluir costos de envío para ambos casos [39] y [40].

El transmisor TX434A también se usa para transmitir en RF a 433.92MHz. El consumo es de 15mA, muy por encima del LINX y el RFPIC y aunque logre un alcance de 1Km es necesario alimentarlo a 12VDC para alcanzar tal distancia (mientras que el LINX requiere de una alimentación de 3VDC para lograr el mismo alcance). Si bien el costo de este transmisor es de 6 dólares (ligeramente más barato que un transmisor LINX que está a 7.46 dólares), no se encontraron mayores detalles de este modelo poco extendido y no se especifica su uso en biomédica [30].

CAPÍTULO 3: DISEÑO DEL SISTEMA RF

3.1 Objetivos

3.1.1 Objetivo general

El objetivo de este trabajo de tesis es diseñar el prototipo de un sistema de transmisión para señales ECG que pueda ser aplicado en domicilios y establecimientos de salud empleando radiofrecuencia, con el propósito de mejorar el monitoreo de los pacientes y lograr diagnósticos más certeros.

3.1.2 Objetivos específicos

- Diseñar un sistema de monitoreo remoto capaz de transmitir la señal ECG a una distancia de 50 metros, sin errores o pérdida de datos, alta inmunidad al ruido e interferencias, cumpliendo con las regulaciones nacionales e internacionales vigentes.
- Emplear componentes de bajo costo y bajo consumo de energía para obtener un sistema de monitoreo en radiofrecuencia económico y eficiente.
- Desarrollar el prototipo de un sistema de monitoreo en radiofrecuencia que permita una toma de datos más prolongada y dedicada, sin la necesidad de desplazarse a un centro médico, superando así, limitaciones de sistemas médicos de supervisión tradicionales.
- Visualizar los datos transmitidos del prototipo diseñado en una computadora personal y de esta forma llevar un control de los parámetros del paciente sin la necesidad de contar con equipos tradicionales, para dicho propósito, como un electrocardiógrafo.

3.2 Consideraciones para el diseño

El módulo tendrá las siguientes partes: etapa de digitalización de la señal ECG, etapa de transmisión en RF, etapa de recepción y etapa de visualización en un software supervisor. Se asume para el diseño que la señal ya ha sido acondicionada y filtrada y está lista para ser digitalizada y transmitida. Para la etapa de digitalización se debe tener conocimiento de programación en microcontroladores, en este caso se emplea el ATMEGA8L por su conversor análogo digital (ADC) de 10 bits de resolución lo cual es recomendado para señales ECG [26]. Además, el USART del ATMEGA8L permite llevar la señal digitalizada a formato serial, para que el LINX RF realice la modulación y la transmisión por radiofrecuencia. El LINX RF soporta alimentación de 3VDC a 3.6VDC [19], de ahí que el microcontrolador deba funcionar con ese voltaje de alimentación, característica que posee el ATMEGA8L [22]. Si bien el ATMEGA8L no está recomendado para aplicaciones médicas, se necesita la digitalización para demostrar la transmisión en radiofrecuencia y el ATMEGA8L al tener las características antes mencionadas nos permite demostrarla. Para un producto comercial, al final del documento (Recomendaciones) se mencionan microcontroladores aprobados para este uso.

En la etapa de transmisión RF, se emplean los módulos de transmisión y recepción RF LINXs (serie LR) aplicables al monitoreo médico [19]. Se emplea modulación digital ASK OOK (*amplitude shift keying On-Off keying*). La modulación ASK consiste en cambiar la amplitud de la sinusoide (señal modulante) entre dos valores posibles y si uno de los valores es cero se le llama OOK (On-Off keying). La ventaja de estos módulos frente a los integrados RFPIC es la precisión y eficiencia en la transmisión, además que están aprobados para su uso en medicina. Por ello es preferible emplear los módulos LINX para modular y transmitir la señal y dejar la etapa de digitalización (previa a la modulación) al ATMEGA8L. Luego de ser demodulada la señal en la etapa de recepción, ésta es llevada a una computadora a través de la norma RS232 (protocolo serial) y se visualiza en un software supervisor.

Asimismo, es importante definir la frecuencia a la que se va a transmitir. En Perú, no se ha establecido una banda de frecuencia destinada a equipos médicos por lo que el diseño se basa en normas internacionales establecidas por la Comisión Federal de Comunicaciones (FCC) y la “*Wireless Telemetry Medical Service*” (WTMS) [24]. Este sistema tendrá un rango de alcance por lo menos de 50 metros.

3.3 Herramientas para el desarrollo

3.3.1 Generación de la señal

La señal ECG es simulada y fijada a un rango reconocible por el ADC del ATMEGA8L gracia al Simulador de Señales ECG (BIOTEK Lionheart 1) que genera la señal y el Sistema de Adquisición de Señales MP100 BIOPAC que la amplifica.

3.3.1.1 Simulador de señales electrocardiográficas (BIOTEK Lionheart 1)

El simulador de señales ECG y arritmias BIOTEK Lionheart 1 genera la señal ECG. Se puede seleccionar la derivación a simular: 6 derivaciones torácicas unipolares (derivaciones precordiales) y 4 correspondientes a las derivaciones unipolares de los miembros. El voltaje de la señal de salida puede ir de 0.5 a 2mV [16].

Especificaciones:

- Simulador de señal ECG de 30 a 240 BPM (latidos por minuto).
- Forma de onda: Cuadrada: 2Hz
 Senoidal: 10, 40, 50, 60, 100Hz
 Triangular: 2Hz
- Alimentación: Batería alcalina de 9V
- Dimensiones y peso: 13cm L x 10cm W x 4cm H y 400 g.

3.3.1.2 Sistema de adquisición de señales biomédicas MP100

El Sistema de adquisición MP100 de la marca BIOPAC es un potente sistema de adquisición de datos digital con 16 canales de entrada analógica. Trabaja con 16 bits de resolución, 16 líneas de entrada y salida para señales digitales provenientes de otros equipos y 2 canales de salida analógica que pueden trabajar simultáneamente con la recolección de los datos permitiendo medir respuestas a los estímulos [18]. Posee varios tipos de módulos amplificadores para señales biomédicas y para efectos de la presente tesis se emplea el módulo amplificador de señales ECG.

Especificaciones:

- 16 entradas analógicas: Adquiere los datos de 1 a 16 señales de fuentes diferentes al mismo tiempo.
- 16 líneas de entrada y salida digital: niveles TTL.
- 2 salida analógicas: Trabajan simultáneamente con la adquisición de datos.
- Doble buffer para la transferencia de datos.

3.3.1.3 Procedimiento para generar la señal electrocardiográfica

El simulador de señales ECG BIOTEK genera a su salida un voltaje que puede ir de 0.5mVpp a 2mVpp. Estos valores no son reconocibles por el microcontrolador, por ello deben ser amplificados por el sistema MP100. El módulo amplificador de señales ECG conectado al sistema MP100 amplifica y filtra la señal ECG que se caracteriza por ser de baja amplitud y sensible al ruido térmico y eléctrico. Además separa la señal ECG de las componentes en frecuencia que interfieren. A la salida se tiene una señal limpia de ruido cuyo voltaje puede variar entre +/-10V [25].



Figura 3.1. Diagrama de bloques de la etapa de generación de la señal ECG

Se toman 3 cables (electrodos) para conectar el simulador de señales ECG con el módulo amplificador BIOPAC y poder registrar la derivación bipolar I: cable blanco para RA (brazo derecho), cable rojo para LA (brazo izquierdo) y referencia o cable negro correspondiente a LF (pierna izquierda).

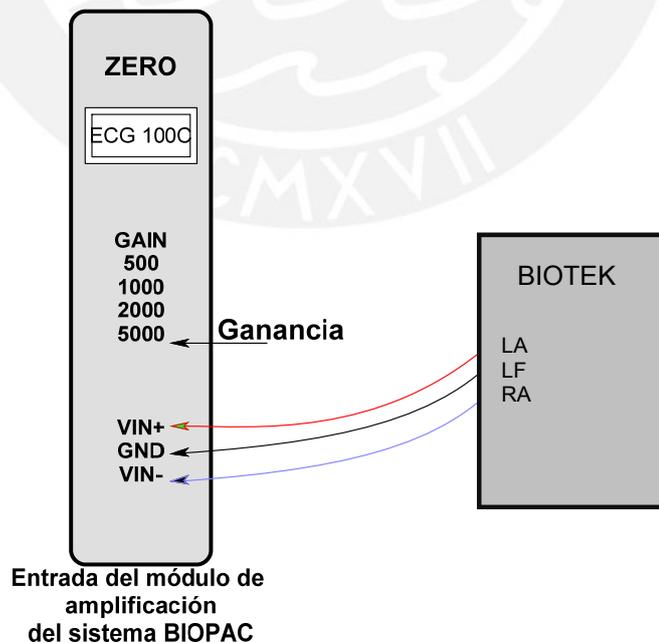


Figura 3.2. Conexión de los 3 cables del Simulador de señales ECG hacia el módulo amplificador ECG del BIOPAC

Se selecciona un voltaje de salida de 0.5mVpp para el Simulador ECG y una ganancia de 5000 para el módulo amplificador MP100. Se obtiene la señal ECG en el rango de -0.5V a 2.0V, es decir 2.5Vpp (figura 3.1) a través de uno de los canales de salida del MP100 (en este caso se empleó el canal 1). Este rango de valores puede ser procesado por el ADC del ATMEGA8L cuyo voltaje de referencia será el mismo que el voltaje de alimentación ($V_{cc} = AV_{cc}$) [22].

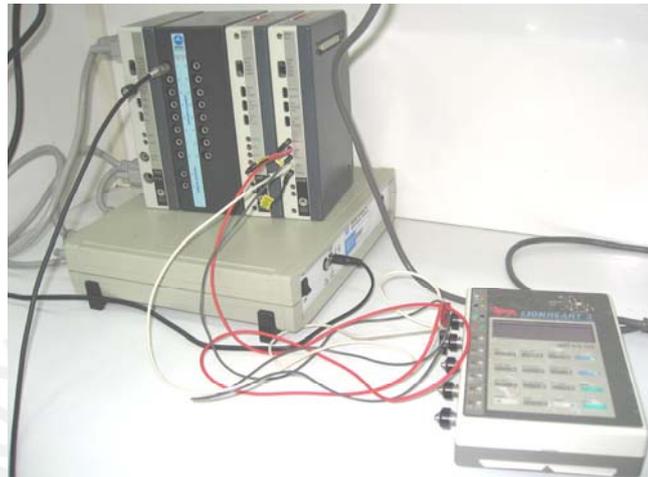


Figura 3.3. Generación de la señal con el Simulador y el Amplificador ECG

Debido a que la señal ECG tiene valores negativos que no pueden ser procesados por el ADC, se coloca un sumador no inversor a la salida del MP100 BIOPAC.

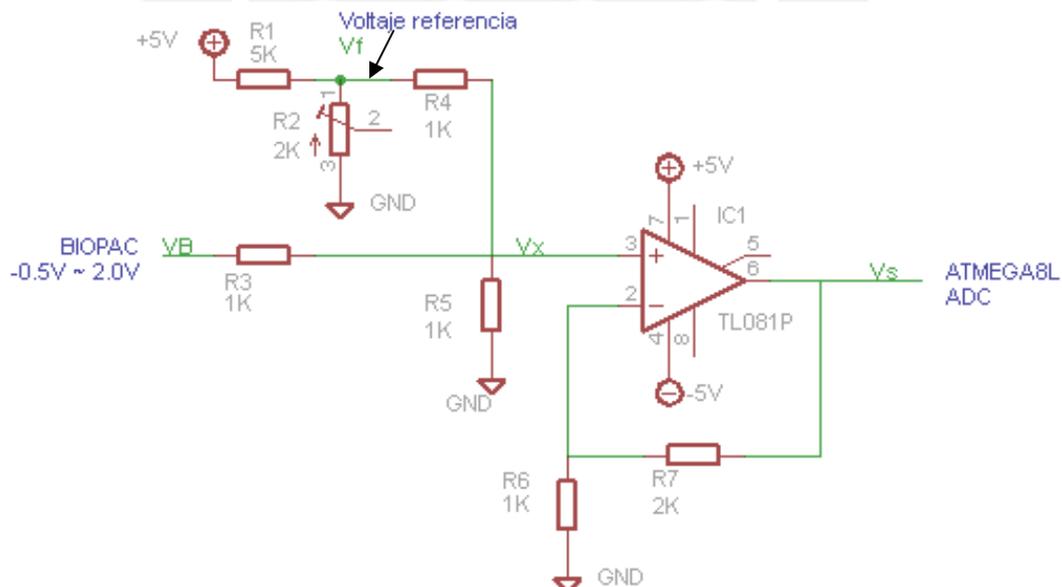


Figura 3.4: Sumador no inversor que lleva la señal ECG a valores positivos

Este circuito suma 0.5V a la señal ECG del BIOPAC (señal de referencia, V_f), tras lo cual se obtiene una señal en el rango de 0 a 2.5V a la salida (V_s). De esta manera,

la señal ECG se mantiene en un rango positivo adecuado para el ADC (en el anexo 4 se muestran los cálculos del diseño).

Se emplea el TL081 ya que es un amplificador operacional de propósito general con entrada diferencial basada en transistores JFET lo que hace que tenga un menor tiempo de respuesta (*slew rate*). Los datos técnicos indican que el valor de *slew rate* es de $13\text{V}/\mu\text{s}$ mientras que para un LM741 (basado en transistores bipolares) es de $0.3\text{ V}/\mu\text{s}$ a $0.7\text{ V}/\mu\text{s}$. Por otro lado, el voltaje de ruido a la entrada (*input noise voltage*) para el TL081 es de $18\text{nV}/\text{Hz}$ mientras que para un LM741 es de $30\text{nV}/\text{Hz}$. Es un amplificador operacional con voltaje de alimentación de -15V a $+15\text{V}$ y ancho de banda de 4MHz [44].

3.3.2 Digitalización de la señal

Para la digitalización se usa el AVR STUDIO que es un editor, simulador y programador en lenguaje Ensamblador y C. Es un ambiente de desarrollo integrado (IDE) para programar y simular microcontroladores AVR de la familia de Atmel. Se aplica en plataforma Windows y soporta equipos Atmel como ATmega8515, ATmega8535 o ATiny26. Esta herramienta se emplea en el diseño para programar el microcontrolador ATMEGA8L que digitaliza la señal ECG en 10 bits por muestra y a través del USART le da un formato serial que puede ser transmitido por el módulo LINX RF y entendido por el software supervisor [23].

3.3.3 Software supervisor

Visual Basic es un lenguaje de programación desarrollado por Microsoft para ejecutarse en Windows. Visual Basic ha pasado de ser el lenguaje de programación más simple de Microsoft Windows a un entorno de desarrollo sumamente complejo, capaz de proporcionar cualquier tipo de aplicación, desde las utilidades más sencillas a grandes aplicaciones [17].

El programa 'RecepcionSAD' usado para visualizar la señal ECG en la computadora fue desarrollado con la versión 6.0 de Visual Basic por Iván Ruiz Zelada, egresado de la especialidad de Ingeniería Electrónica de la Pontificia Universidad Católica del Perú. Al final del capítulo se presenta la interfaz del software y se explica el funcionamiento del mismo [29].

3.4 Descripción del sistema RF

3.4.1 Diagrama de bloques

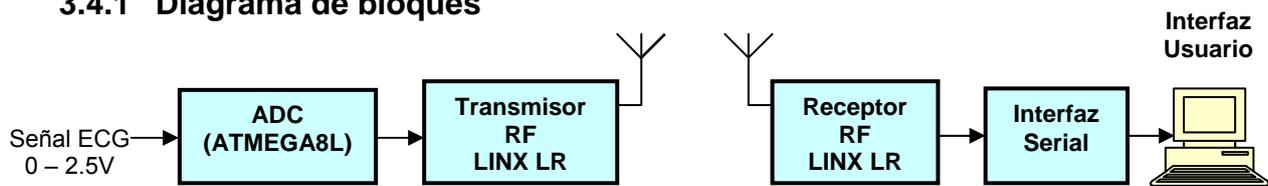


Figura 3.5: Diagrama de bloques del sistema RF

Este sistema digitaliza la señal ECG y le da el formato serial para transmitirla por RF y visualizarla en el software. Como se explicó en la figura 2.1, el diseño realizado puede formar parte de un elaborado sistema de monitoreo a través de Internet. Este sistema tiene las siguientes etapas:

- **Etapas ADC:** El microcontrolador ATMEGA8L recibe la señal ECG amplificada por el MP100 BIOPAC y la digitaliza mediante su conversor ADC. A la señal codificada se le da el formato requerido para que sea reconocida por el software supervisor luego de la transmisión RF.
- **Etapas Transmisión RF:** El transmisor LINX recibe la señal digitalizada y la transmite por radiofrecuencia. Mediante modulación ASK-OOK, es capaz de transmitir una distancia de hasta 1Km (con línea de vista). Del microcontrolador se obtienen los valores digitalizados de la señal ECG y se envían al LINX en formato de trama serial. El módulo es de la serie LR y la frecuencia es de 433MHz.
- **Etapas Recepción RF:** El receptor LINX capta las señales transmitidas y las demodula convirtiéndolas nuevamente en tramas seriales.
- **Etapas Interfaz Serial:** El receptor LINX envía las tramas a la computadora a través del puerto serie. Dichas tramas están en valores TTL que no son reconocidos por la computadora por lo que es necesaria una etapa de conversión al estándar RS232 (protocolo serial).
- **Etapas Interfaz Usuario:** es un software supervisor desarrollado para visualizar la señal transmitida en la computadora. El software 'repcionSAD' empleado para este propósito fue desarrollado en Visual Basic 6.0 y posee una interfaz gráfica donde se dibuja la señal ECG en tiempo real [29].

3.4.2 Etapa de conversión análogo digital y transmisión serial

A través del conversor análogo digital (ADC) del ATMEGA8L, se digitaliza la señal ECG. Esta señal entra por el pin PC0 (ADC0) del microcontrolador. Una vez digitalizada, se le da un formato serial reconocible por el software supervisor en la recepción. La trama serial va al LINX a través del pin de transmisión serial TXD (PD1) del ATMEGA8L [22]. Cada trama serial es de 8 bits de datos.

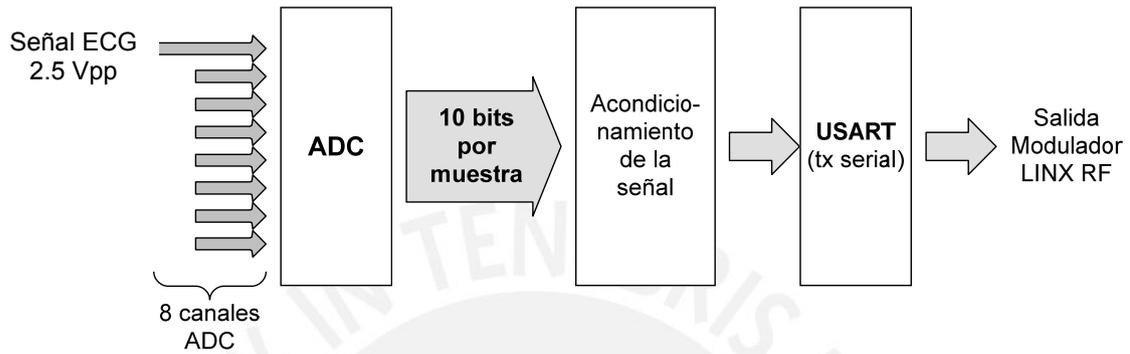


Figura 3.6: Esquema de la etapa de digitalización

El ADC del ATMEGA8L tiene 10 bits de resolución [22]. Los 10 bits son enviados en 2 bytes de la siguiente manera: los 5 bits más significativos se envían en un primer byte y los 5 menos significativos, en un segundo byte. En el primer byte, los 3 bits restantes se ponen a uno y los 3 bits restantes del segundo byte, a cero. La muestra se divide de esa forma para que el software pueda reconocer los datos. Para reconocer la señal ECG, el software reconoce el byte con los 5 bits más significativos y el que contiene lo menos significativos, gracias a los 3 bits más significativos de cada byte. El formato de cada trama serial es de 8 bits de datos, 1 bit de inicio, 1 bit de parada y no paridad.

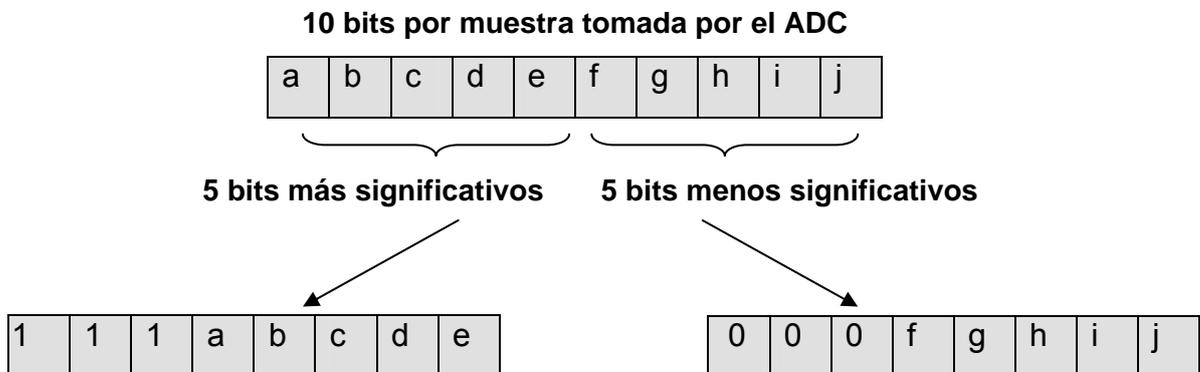


Figura 3.7: Separación de una muestra de la toma de datos en dos bytes

La figura 3.7 muestra lo explicado: luego de la separación de los 10 bits, se obtienen 16 bits por muestra que realiza el ADC. A cada byte se le agrega un bit de INICIO y

un bit de parada lo que da un total de 20 bits por muestra y a una velocidad de transmisión serial de 9600bps, da como resultado 480 muestras por segundo de la señal ECG, suficiente como frecuencia de muestreo. En términos del dominio frecuencial, se han obtenido resultados que muestran que la señal ECG tiene un espectro frecuencial que va desde los 0.05 Hz a los 125 Hz [41].

3.4.2.1 Configuración del conversor análogo digital

Para digitalizar una señal ECG es recomendable que la resolución sea de 8 a 12bits por muestra para cumplir con las exigencias de calidad [26]. El ADC del ATMEGA8L tiene 10 bits de resolución y un tiempo de conversión de 13 a 260 microsegundos. El conversor ADC tiene 8 entradas (puerto C), en este caso se ha elegido el pin ADC0. El voltaje de referencia para el ADC es configurable. El ATMEGA8L proporciona voltajes de 2.56V y AVcc (voltaje de alimentación del ATMEGA8L) y un voltaje externo fijado con el pin AREF. Para el ADC se usa como referencia el voltaje de alimentación del ATMEGA8L (AVcc) [22].

Luego de digitalizar la señal, se conectó a la salida del pin PD1 del microcontrolador una interfaz serial RS 232 con el objetivo de ver la señal ECG en una computadora usando el software supervisor. El resultado arrojó varios errores (pérdida de datos) y en algunos casos la señal se perdía completamente. Esto se debió a que el microcontrolador al ser alimentado a 3VDC afectó la frecuencia del cristal interno provocando imprecisiones a la salida. La figura 3.8 muestra este comportamiento:

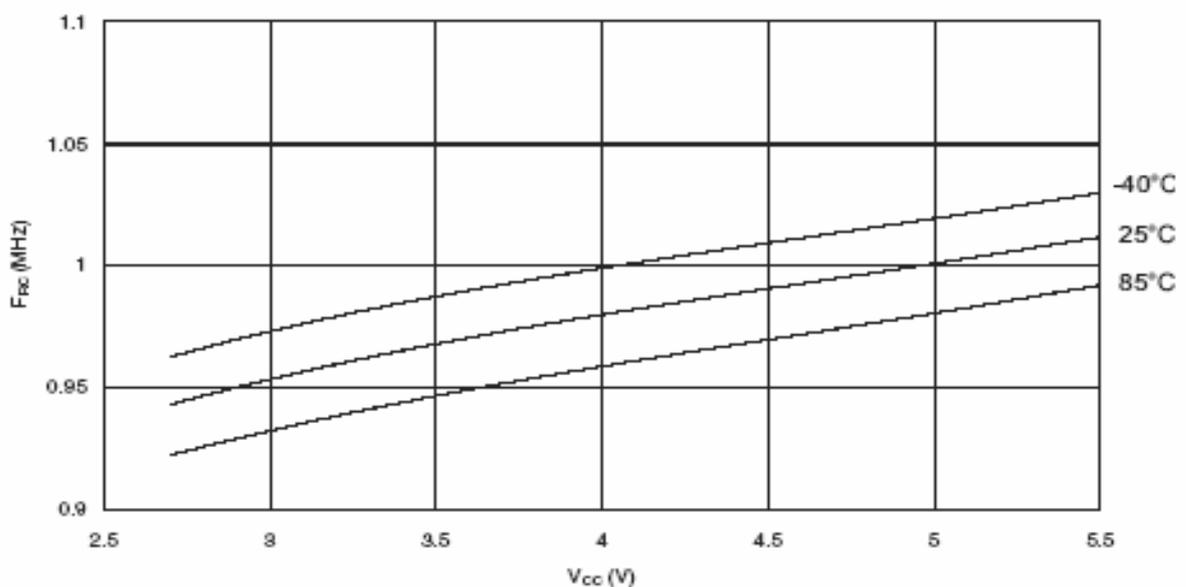


Figura 3.8: Cambio en la frecuencia del reloj interno de 1MHz vs. Voltaje Vcc [22]

El convertor ADC del ATMEGA8L es sensible a este cambio en la frecuencia de oscilación del cristal, por lo que se hace necesario alimentar el ATMEGA8L a 5VDC para no afectar la digitalización, esto lleva a que se tenga que atenuar la señal entre la salida del ATMEGA8L y la entrada del LINX con un circuito atenuador (figura 3.11) ya que el LINX no puede recibir señales por encima de los 3.6VDC. Todo esto se detalla en el siguiente punto.

3.4.2.2 Configuración del USART

Se emplea comunicación asíncrona a 9600bps ya que la máxima velocidad que soporta el LINX es de 10000bps. La trama serial es de 8 bits de datos, no paridad y 1 bit de parada. A continuación se presenta el diagrama de flujo del programa del microcontrolador y el diagrama esquemático de la etapa de digitalización:

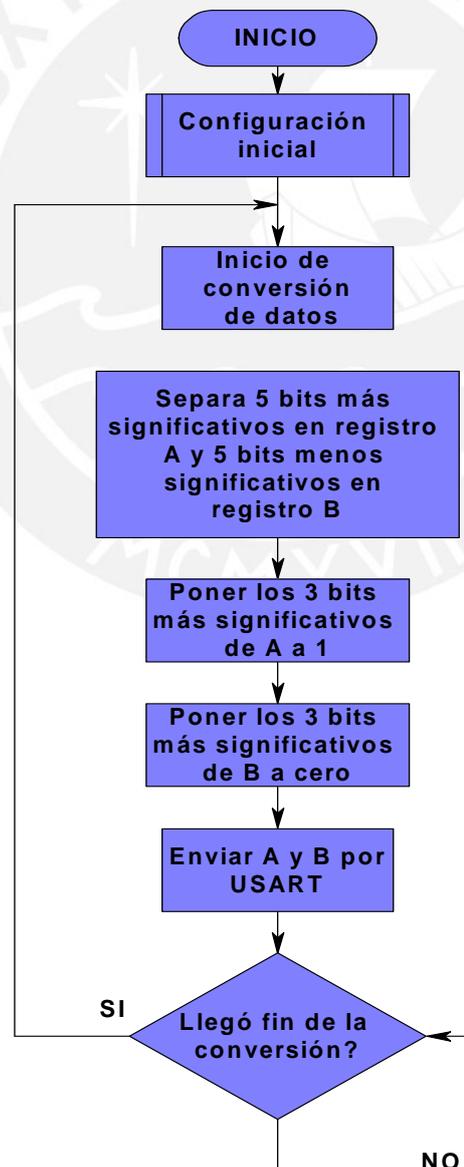


Figura 3.9: Diagrama de flujo del programa principal del microcontrolador [29]

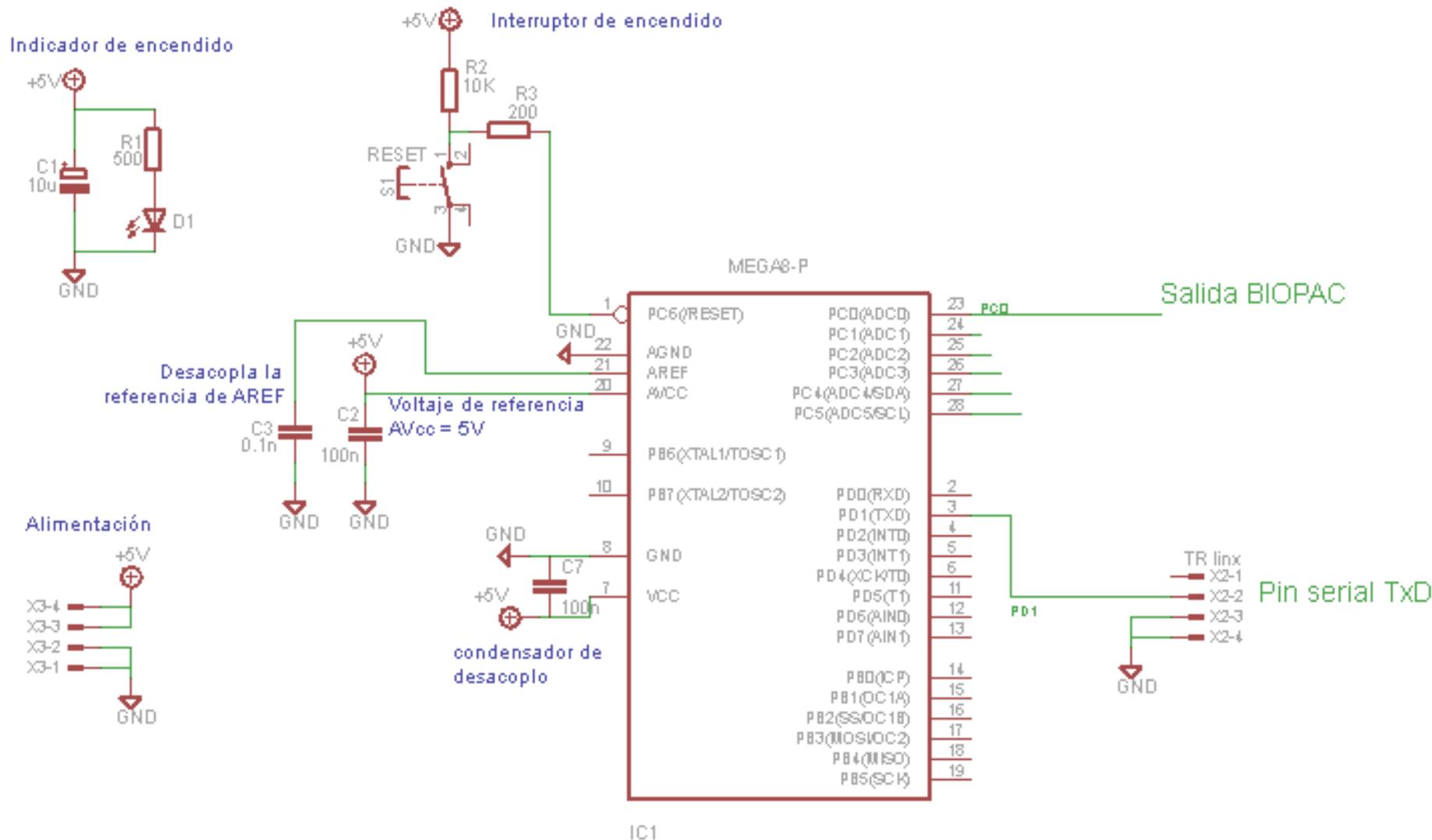


Figura 3.10: Diagrama esquemático de la etapa de digitalización

El código en lenguaje Assembler del microcontrolador se presenta en el Anexo N°1.

Como la alimentación del microcontrolador es de 5VDC y el pin de datos del LINX no debe recibir señales mayores a 3.6VDC, es necesaria una etapa que lleve el voltaje de salida del ATMEGA8L a 3VDC aproximadamente para que pueda conectarse al pin de datos del LINX. El circuito consta de un amplificador inversor de ganancia 0.5 seguido de un inversor de ganancia 1, así se obtiene una señal de 2.5V aproximadamente a la entrada del LINX.

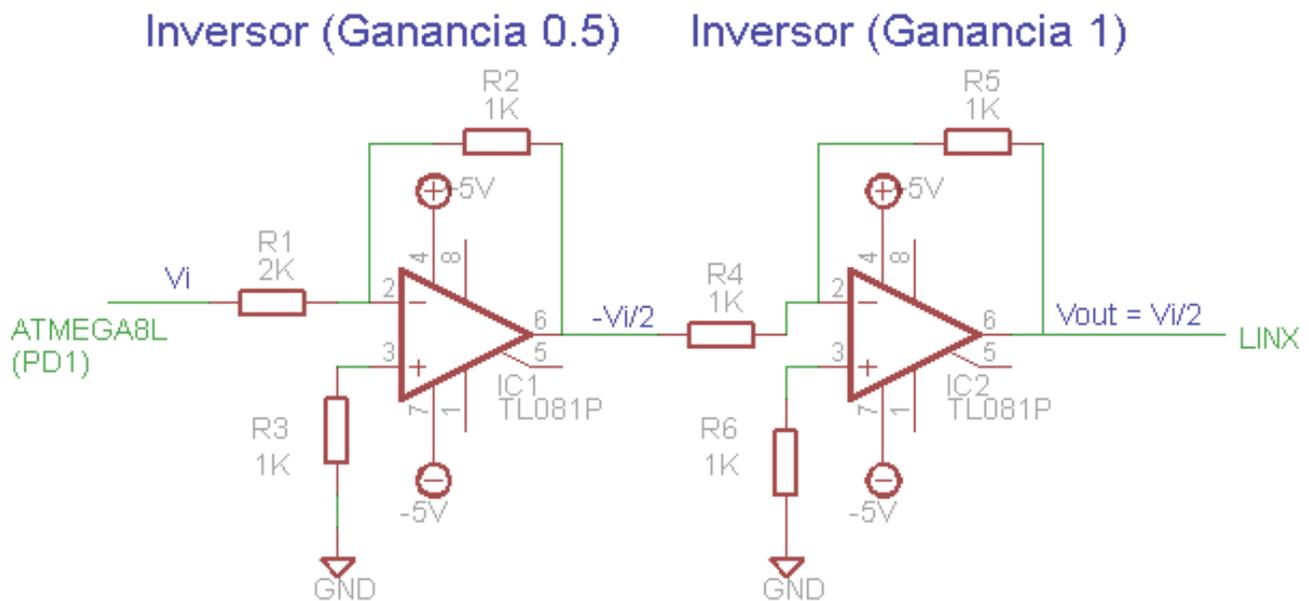


Figura 3.11: Circuito atenuador de la señal a la salida del ATMEGA8L

En el anexo N°4 se detallan cómo se hicieron los cálculos para el diseño de esta etapa.

3.5 Etapa Módulo LINX RF

Los módulos LINX RF permiten elevar las capacidades de los equipos empleando tecnología inalámbrica. Para el diseño de la presente tesis se ha decidido usar el módulo LINX (transmisor y receptor con sus respectivas antenas) por su bajo costo, reducido tamaño, fácil implementación y gran alcance.

Los módulos LINX son ideales para transmisión inalámbrica de datos seriales por lo que se comunican sin problemas con el ATMEGA8L. Además, su bajo consumo de potencia y sus múltiples aplicaciones, entre ellas los equipos industriales y médicos, lo convierten en la herramienta ideal para transmisión de señales ECG. El diseño de esta etapa está basado en los circuitos desarrollados por la empresa LINX Technologies [19].

3.5.1 Frecuencia de transmisión

Los moduladores LINX transmiten a frecuencias de 315, 418, 433, 869, 916 y de 902 a 928 MHz, cada una de estas frecuencias correspondientes a distintas series de fabricación [19]. Para la selección de la frecuencia de transmisión se han tomado como referencia normas establecidas por la Comisión Federal de Comunicaciones (FCC) ya que en Perú no hay una banda de frecuencias destinada a equipos biomédicos. La FCC estableció en el año 2000 las bandas WMTS (Wireless Medical Telemetry Service) para transmisión RF de señales médicas [36].

De las frecuencias establecidas por la WMTS, en la banda de 406 a 512MHz se puede transmitir señales biomédicas y coincide con las frecuencia de 418 y 433MHz del módulo LINX de las series LR y LC [19]. Por esta razón para las pruebas a realizar se empleará un módulo LINX RF con frecuencia de transmisión de 433 MHz.

En el Anexo N°2 se muestran las frecuencias encontradas (observadas) en los hospitales de Estados Unidos por la FCC y se resaltan las bandas compartidas y no compartidas destinadas a equipos médicos [24].

3.5.2 Transmisor

El transmisor del LINX de la serie LR es fácil de implementar pues no necesita componente externo alguno salvo una antena, esto permite mayor integración y disminuye costos de ensamblaje. El LINX recibe, a través de uno de sus ocho terminales, la trama serial proveniente del microcontrolador y mediante modulación ASK-OOK envía el dato hacia el receptor [19].

Este transmisor es capaz de transferir datos a una velocidad máxima de 10000bps y a distancias hasta de 1 kilómetro. La señal de salida es de 1mW de potencia. Esta etapa tan solo se encarga de modular la señal para la transmisión, no hay una etapa lógica o de programación. Como mecanismo de sintonización emplea un PLL [19].

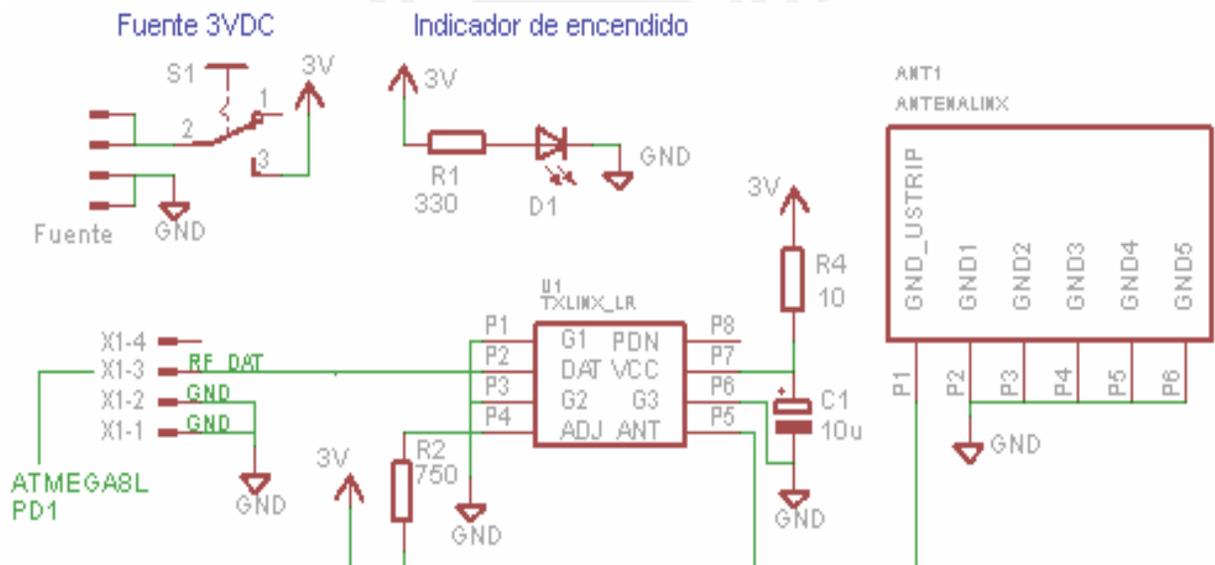


Figura 3.12: Diagrama Esquemático del circuito transmisor

La trama serial proveniente del ATMEGA8L ingresa al LINX a través del pin DATA. La alimentación con la que trabaja el transmisor LINX LR va de 2.7 a 3.6 VDC, en este caso se le aplica el valor típico de 3VDC. Por recomendación, a la alimentación del pin VCC se le pone un filtro pasa bajos pues en caso se conecte el LINX a una fuente de voltaje, el ruido no afectará a la modulación. Con el uso de una batería, el ruido en la alimentación disminuye. El filtro está conformado por una resistencia de 10Ω y un condensador de 10uF [19]. El pin ADJ sirve para regular la potencia a la salida, si se le

3.5.4 Antena

Para el transmisor y el receptor se emplea una antena de tipo planar (SPLATCH) ANT-433-SP. Se ha preferido este tipo de antena por su bajo costo, reducidas dimensiones y porque es ideal para equipos portátiles. Esta antena presenta pérdidas que son despreciables cuando la distancia entre transmisor y receptor no supera los 300 metros. Para cubrir el máximo de 1 km. alcanzable por el transmisor, se prefiere el uso de otro tipo de antenas tales como los de la serie CW, RH, PW, LP, RMS, etc. Sin embargo, para efectos de esta tesis, se busca transmitir datos a distancias no mayores de 50 metros para lo cual las pérdidas en la antena son mínimas [21].



Figura 3.14: Antena SPLATCH ANT-433-SP [21]

- Especificaciones eléctricas:
 - Frecuencia central: 433MHz
 - Ancho de Banda: 8MHz
 - Impedancia: 50ohms
 - Conexión: montaje superficial

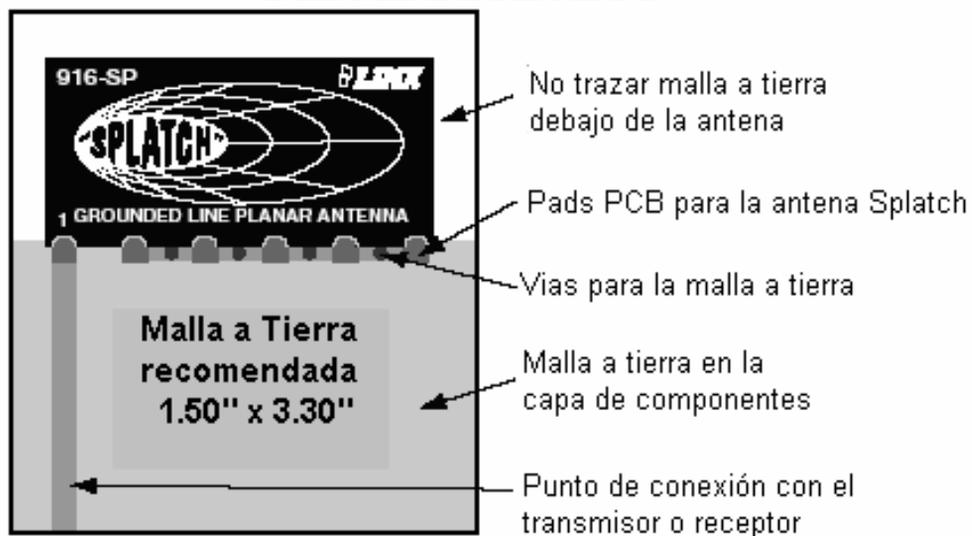


Figura 3.15: Conexión de la antena en tarjeta [21]

Al momento de montar la antena se debe colocar una malla a tierra. El primer PAD es para conectarla con el transmisor o receptor, los otros deben estar a tierra [21].

3.5.5 Interfaz Serial

Los datos demodulados por el receptor están en señales TTL que no son reconocidas por el puerto serie de la computadora. El puerto serie es compatible con el estándar RS-232 que fue diseñado en los 60s para comunicar un equipo terminal de datos o DTE (*Data Terminal Equipment*, el PC en este caso) y un equipo de comunicación de datos o DCE (*Data Communication Equipment*, habitualmente un módem) [27]. Los voltajes para un nivel lógico alto están entre -3V y -15V. Un nivel lógico bajo tendrá un voltaje entre +3V y +15V. Los voltajes más usados son +12V y -12V.

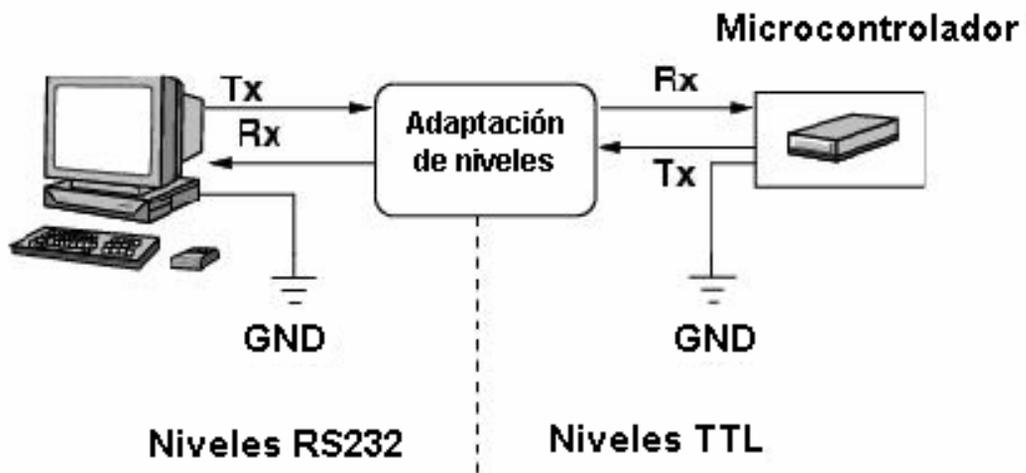


Figura 3.16: Comunicación entre Microcontrolador y una computadora [27]

Es necesaria una etapa de conversión al estándar RS232 que es con el que trabaja el puerto serial. El MAX232 es un transmisor/receptor dual que permite adaptar los niveles RS232 y TTL. Este integrado se alimenta con 5V y tiene dos canales para la recepción de datos y dos para la transmisión. Cada receptor convierte los niveles RS232 a niveles TTL/CMOS (0 a 5V) y pueden aceptar entradas de +/- 30V. En el caso de los canales de transmisión, (de los cuales solo se emplea para el diseño el T2IN y su salida TOUT2) se convierte niveles TTL/CMOS a RS232, permitiendo conectar la salida del receptor LINX con una PC. Su configuración es sencilla pues solo necesita 4 condensadores electrolíticos de 4.7 micro-faradios [28].

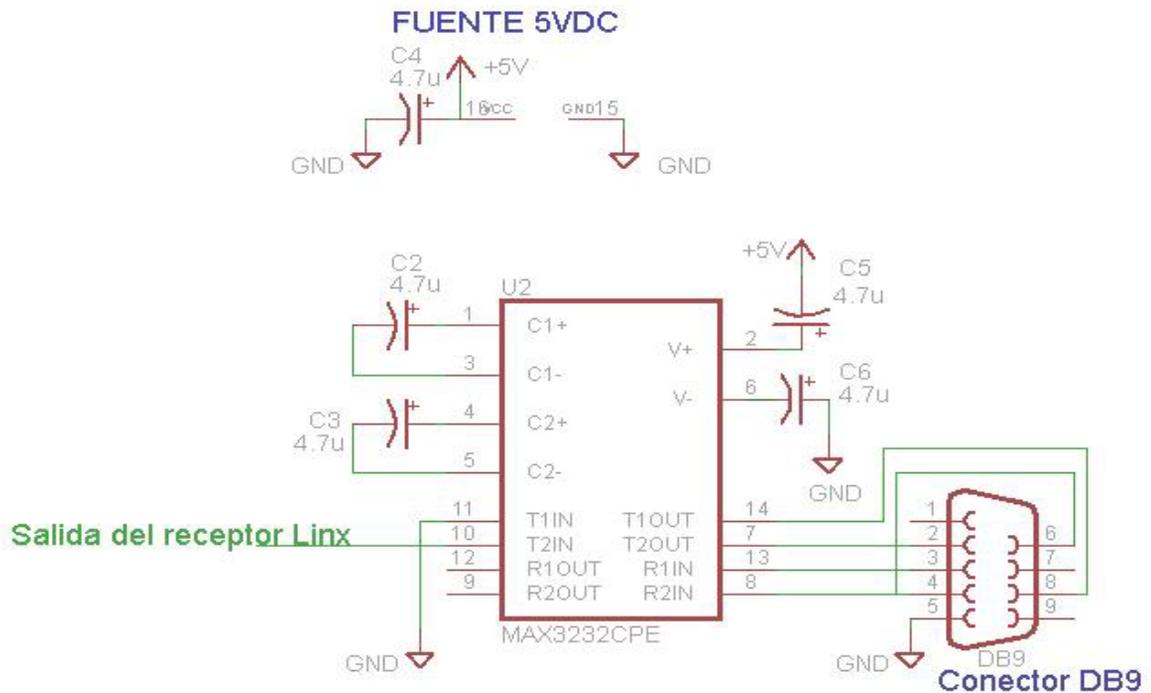


Figura 3.17: Diagrama esquemático de la interfaz serial

Para el conector que comunica con la PC, el estándar especifica que el conector de DTE debe ser macho y el DCE, hembra. Uno de los más usados es el DB-25 macho, pero varios de los 25 pines no se usan, por esta razón se emplea el DB-9 macho [27]. De los 9 pines del conector DB9 solo se usan tres: pines 2, 5 y 8. El pin 2 (RX) es para la recepción de la data, el pin 5 (GND) es la tierra de la señal y el pin 8 (CTS, *Clear to send*) indica que la pista está libre para enviar datos, para esto lo ponemos a tierra.

Los diagramas esquemáticos de las etapas de digitalización y transmisión y de la etapa de recepción se muestran en los anexos N°5 y N°6 respectivamente.

3.6 Etapa Interfaz Usuario

El programa “RecepcionSAD” es la interfaz desarrollada en Visual Basic 6.0 que permite ver la señal ECG digitalizada y transmitida previamente. El programa recibe las tramas del receptor, las interpreta y reconstruye el valor de la muestra digitalizada antes de la transmisión RF para luego graficarla con el menor retardo posible [29]. En el anexo N°7 se adjunta el ejecutable del software supervisor.

3.6.1 Diagrama de flujo del software “RecepcionSAD”

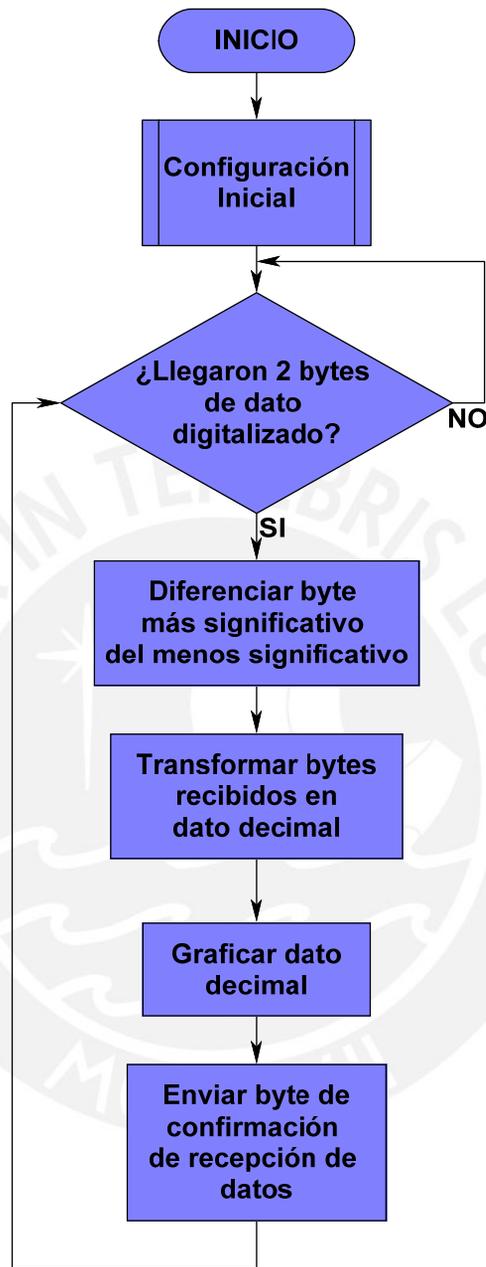


Figura 3.18: Diagrama de flujo del software supervisor [29]

Este software se complementa con el programa del microcontrolador en la etapa de digitalización. Recibe dos bytes donde el primero de estos contiene los 5 bits menos significativos y el otro contiene los 5 más significativos, como se explicó en el punto 3.4.2.

3.6.2 Interfaz de usuario

A continuación se muestra la interfaz que se obtiene a partir del ejecutable desarrollado “RecepcionSAD.exe”:

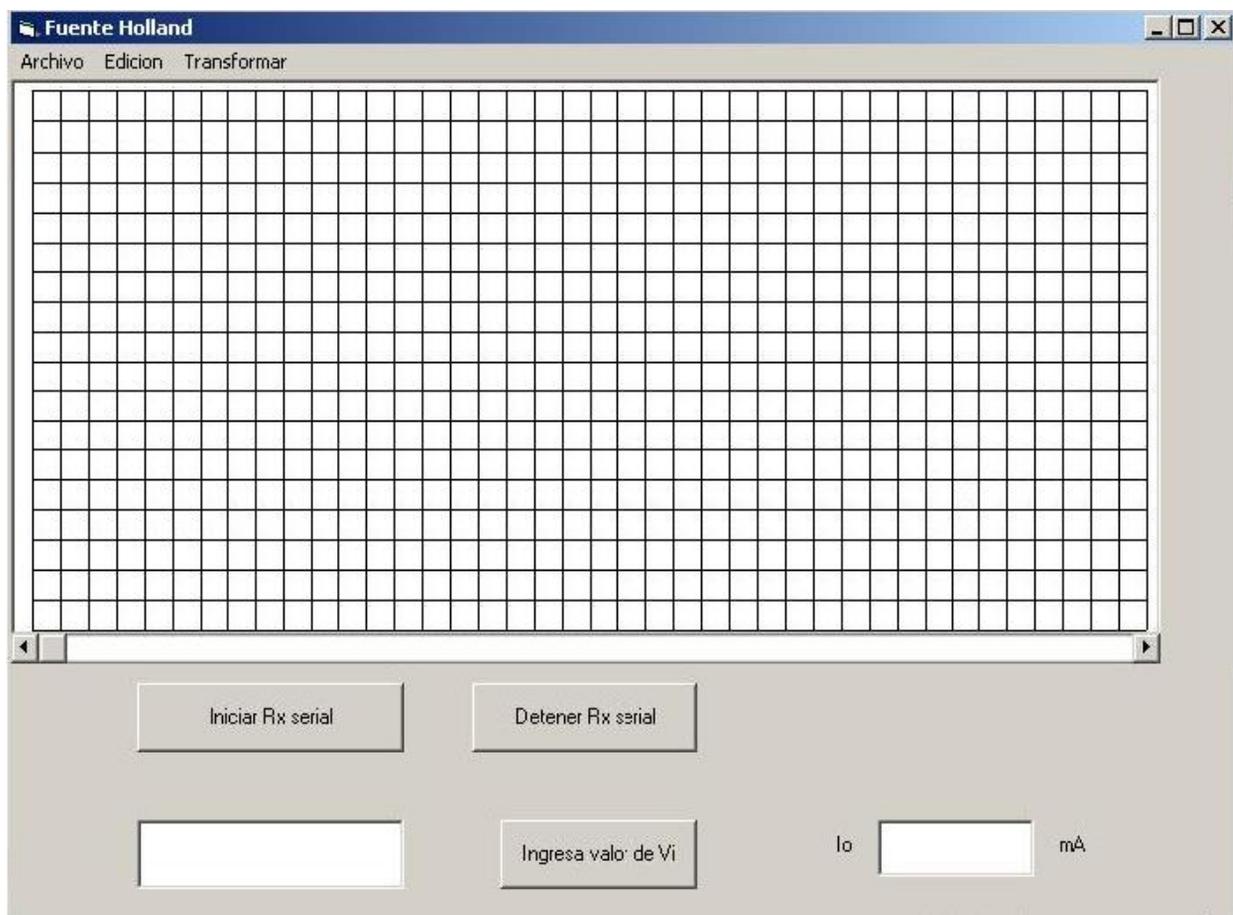


Figura 3.19: Software supervisor en Visual Basic 6.0

Una vez conectado el receptor al conector serial de la computadora, se debe presionar la opción “Iniciar Rx serial” para empezar a graficar los datos.

El programa ‘RecepcionSAD’ fue desarrollado con la versión 6.0 de Visual Basic por Iván Ruiz Zelada, egresado de la especialidad de Ingeniería Electrónica de la Pontificia Universidad Católica del Perú para el curso Sistemas de Adquisición de Señales Electrocardiográficas dictado en febrero de 2007 [29].

Para ejecutar el software, en la computadora debe estar instalado sistema operativo Windows 95 / 98 / ME / NT / 2000 / XP.

CAPÍTULO 4: PRUEBAS REALIZADAS Y ANÁLISIS DE LOS RESULTADOS

4.1. Pruebas realizadas

Las pruebas se realizaron entre junio y diciembre del año 2007 en el laboratorio de Bioingeniería del pabellón V de la Pontificia Universidad Católica del Perú, donde también se dispuso de las herramientas para el desarrollo de las pruebas. Los resultados obtenidos se lograron fabricando las tarjetas correspondientes a cada etapa del sistema RF. Previamente se estableció un orden para la realización de las pruebas y se las dividió por etapas, antes de probar todas las etapas en su conjunto. A continuación se presentan en detalle las pruebas realizadas.

4.1.1. Generación de la señal

Se fijó la señal ECG, generada por el Simulador de señales BIOTEK, a un voltaje de 1.0mVpp. La señal pasa por el módulo de señales ECG del MP100 BIOPAC para ser amplificada y sale por uno de los canales del módulo de entradas/salidas (se usó el canal 1). Se debe tener cuidado de que el canal seleccionado del módulo amplificador MP100 no esté en conflicto con algún canal de los otros módulos del MP100. La ganancia del módulo fue de 5000, obteniéndose a la salida la señal ECG en el rango de -500mV a 4.5V. La señal de salida del Sistema amplificador MP100 va al circuito sumador no inversor de 0.5V (figura 3.4) y se logra fijar la señal en el rango de 0 a 5.0VDC. Finalmente, la señal a la salida de esta etapa se visualizó sin errores en un osciloscopio Tektronix.

4.1.2. Digitalización y transmisión serial

Esta prueba se realizó para conocer la eficiencia del ADC del ATMEGA8L y los errores que pudiera presentar en la digitalización. Además, sirvió para saber si el software reconocía las señales provenientes del microcontrolador y que entraban a través del puerto serial de la computadora. Esta etapa se probó solo con el circuito de digitalización y una interfaz serial que permitía llevar los datos hacia la PC y visualizarlos en el software 'recepcionSAD'. La señal ECG generada en las pruebas del punto 4.1.1, ingresa a través del pin PC0 (canal 0 del ADC) y sale en formato serial por el pin de transmisión serial (TxD). Luego va a una interfaz serial (integrado

MAX232), la cual fue diseñada no como parte del sistema RF sino para las pruebas de la etapa de digitalización. La interfaz serial convierte los valores TTL de la trama serial a protocolo RS232. Las tarjetas fueron alimentadas con pilas a 5VDC.

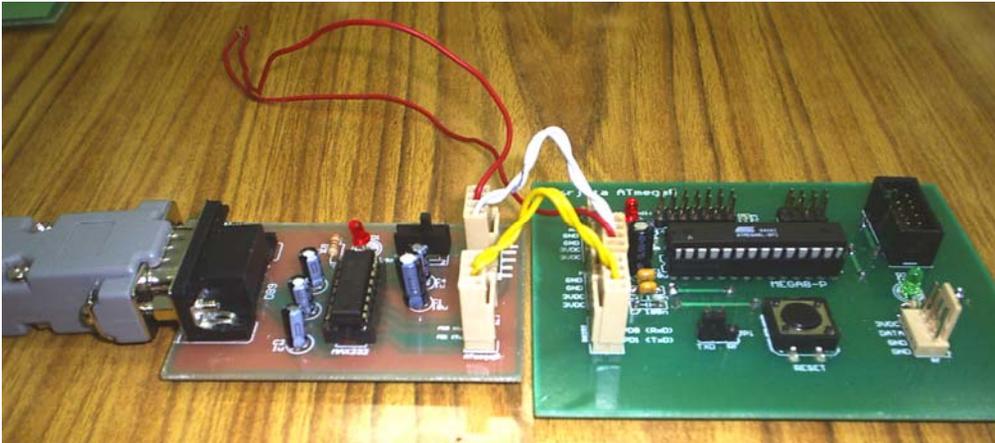


Figura 4.1: Etapa de digitalización conectada a la interfaz serial

El programa del microcontrolador es el explicado en el capítulo 3 y su código fuente se muestra en el Anexo N°1. Finalmente se obtuvo la siguiente gráfica en el software supervisor:

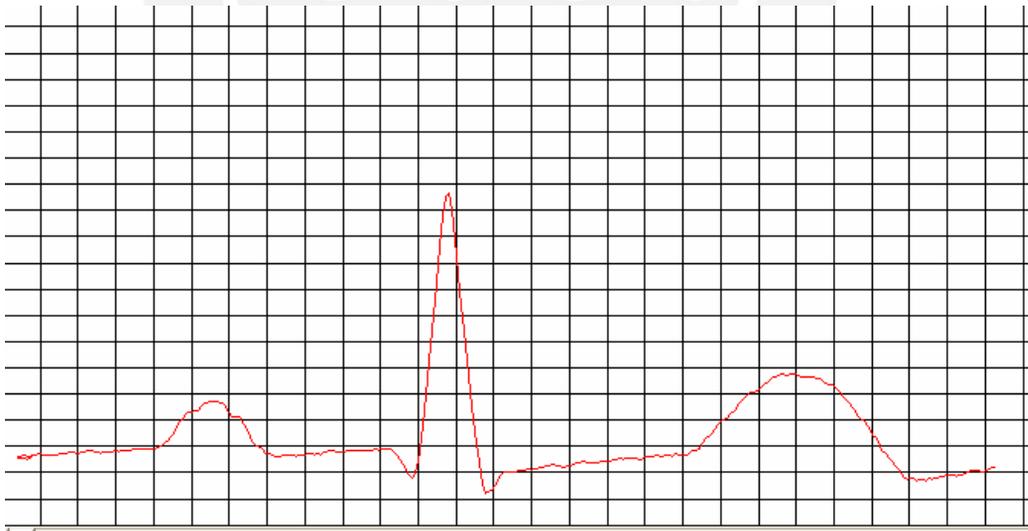


Figura 4.2: Señal ECG digitalizada y visualizada en el software RecepcionSAD

La señal digitalizada se muestra igual a la que se obtuvo en la etapa de generación (vista en el osciloscopio), sin pérdidas en alguna parte de la señal. Los resultados en la etapa de digitalización son satisfactorios y sin errores.

4.1.3. Transmisión por radiofrecuencia

Para comprobar el funcionamiento de la etapa de transmisión RF, se tomó una señal cuadrada de amplitud 3VDC y frecuencia de 1KHz, la cual va al pin de DATA del transmisor LINX. Este a su vez es alimentado a 3VDC, siempre verificando que el voltaje de la señal que ingresa por la DATA no sea mayor al de alimentación. La señal de 1KHz que entra al transmisor es visualizada en un osciloscopio digital Tektronix. En el lado de la recepción, la salida del receptor LINX se aprecia en un osciloscopio digital. El receptor, a diferencia del transmisor, se alimenta a 5VDC.

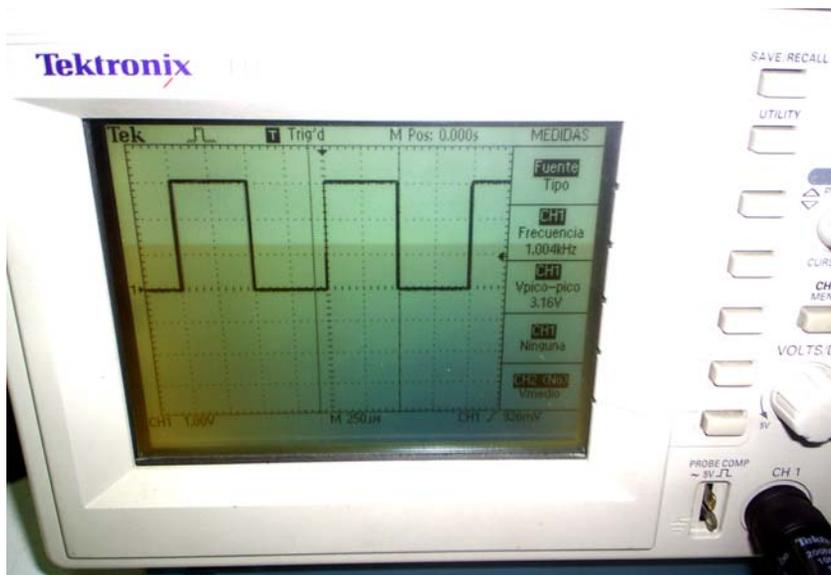


Figura 4.3. Señal cuadrada a la salida del receptor de amplitud 3.16V

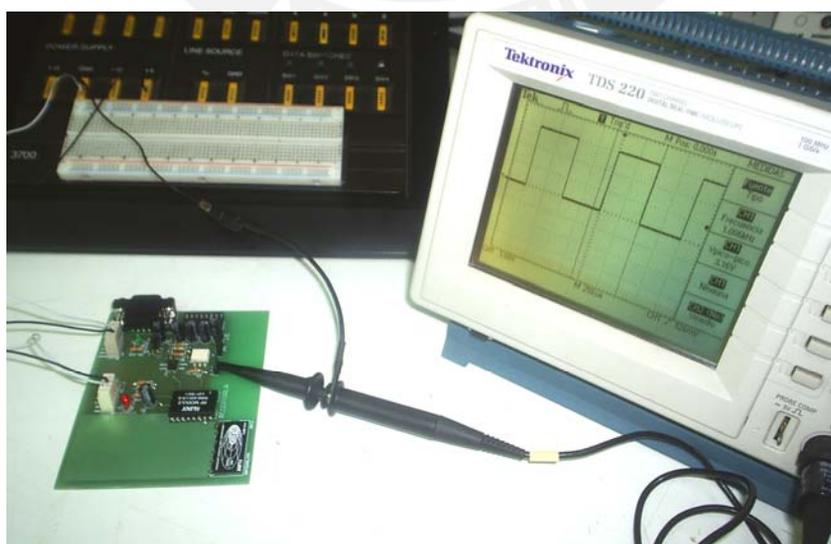


Figura 4.4. Recepción de la señal cuadrada

En el osciloscopio se puede apreciar la señal de 1Khz a la salida del receptor LINX. La única variación es la amplitud, la cual es ligeramente mayor (3.16V) a la de la señal modulada. Sin embargo, la forma de la señal se mantiene y no se presentan pérdidas en la etapa de transmisión por RF. Para esta prueba el transmisor y el receptor se encontraban a una distancia de 50 metros aproximadamente entre sí.

4.2. Análisis de los resultados

Finalmente se probó todas las etapas en conjunto. En un inicio, se diseñó el sistema para que el microcontrolador fuera alimentado a 3VDC (el mismo valor del LINX) y evitar separar las fuentes de la etapa de digitalización y de modulación. Sin embargo, los resultados mostraron errores y en algunas muestras se perdía la totalidad de la señal. Esto se debe a que el ATMEGA8L, si bien puede ser alimentado dentro del rango de 2.7VDC a 5.5VDC, a medida que el voltaje de alimentación disminuye, afecta el funcionamiento de diversos parámetros como el cristal interno y se producen errores en la digitalización [22] que se reflejan en el resultado final. En la figura 4.5 se observa pérdida de datos (información) en la señal mostrada en la computadora.

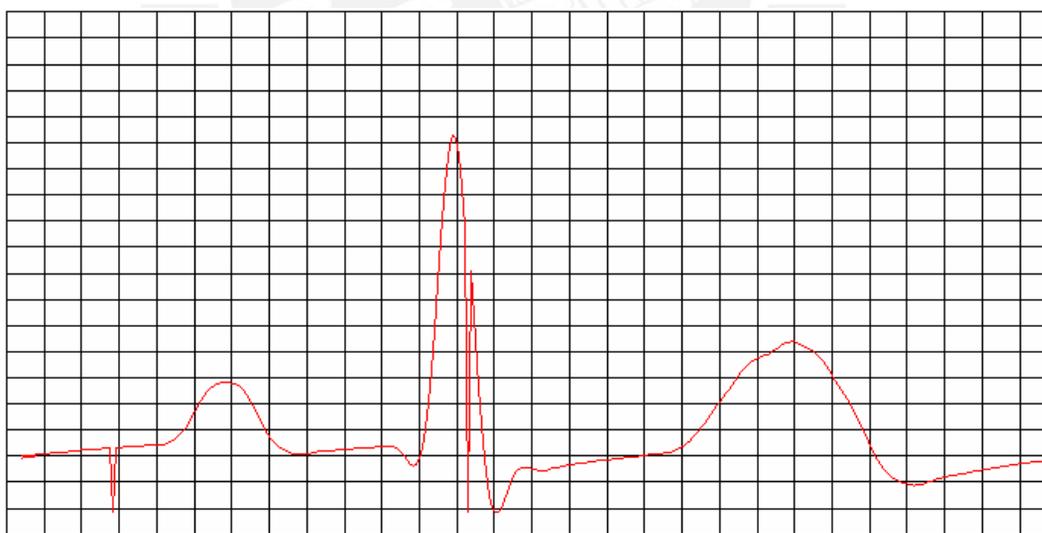


Figura 4.5: Señal transmitida con errores al alimentar el ATMEGA8L con 3VDC

Por ello, se separaron las fuentes y se alimentó el ATMEGA8L con 5VDC y el LINX con 3VDC y se agregó la etapa que acondiciona la señal a la salida del ATMEGA8L para llevarla a un rango adecuado para el transmisor LINX (figura 3.11). A continuación se presentan 4 muestras de la señal transmitida:

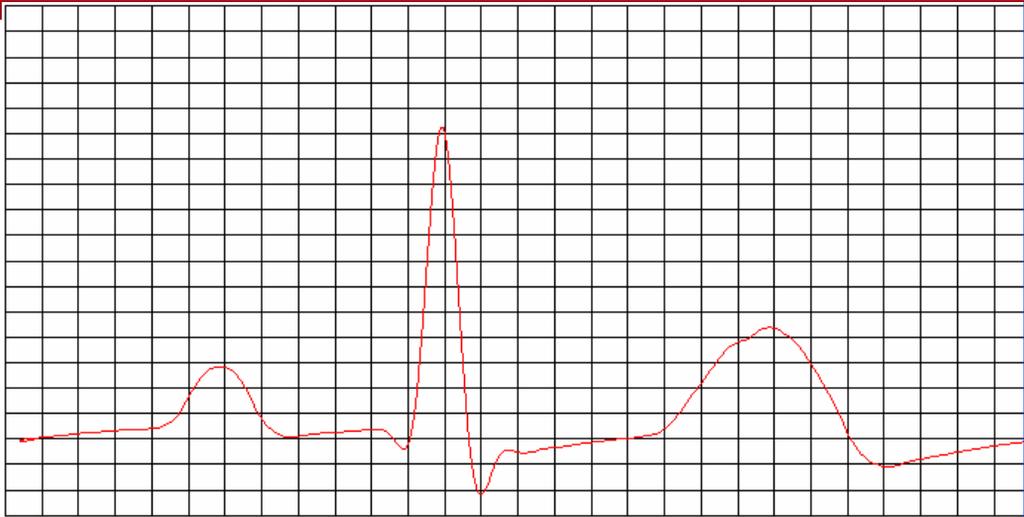


Figura 4.6. Muestra 1

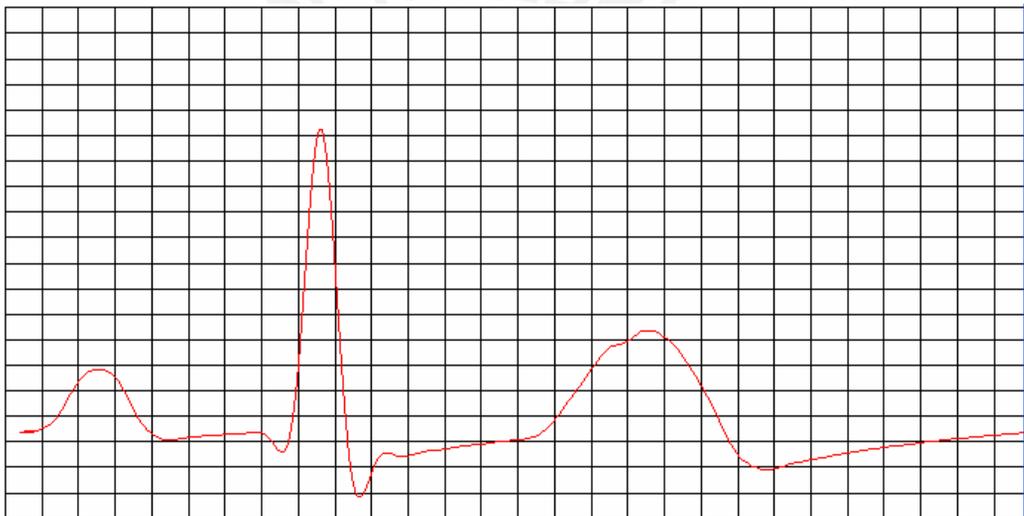


Figura 4.7. Muestra 2

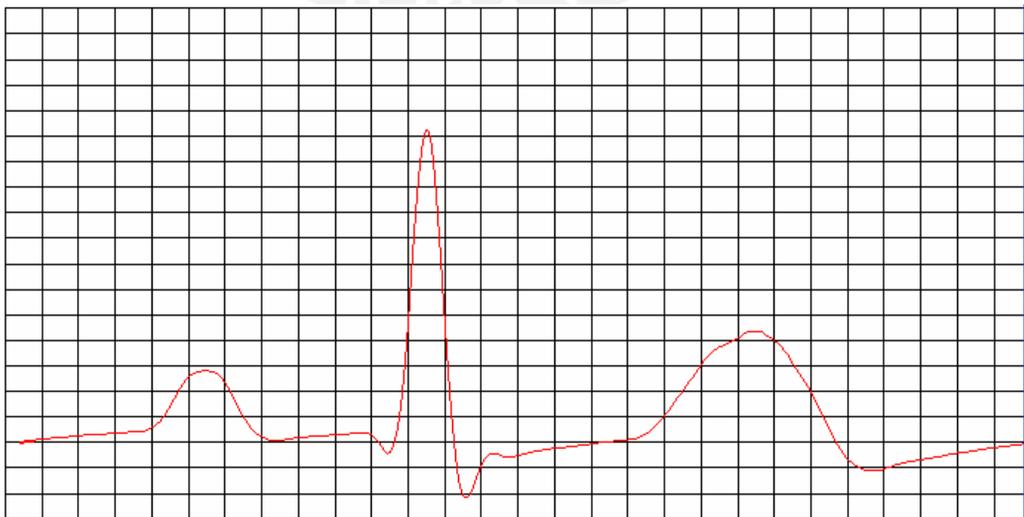


Figura 4.8 Muestra 3

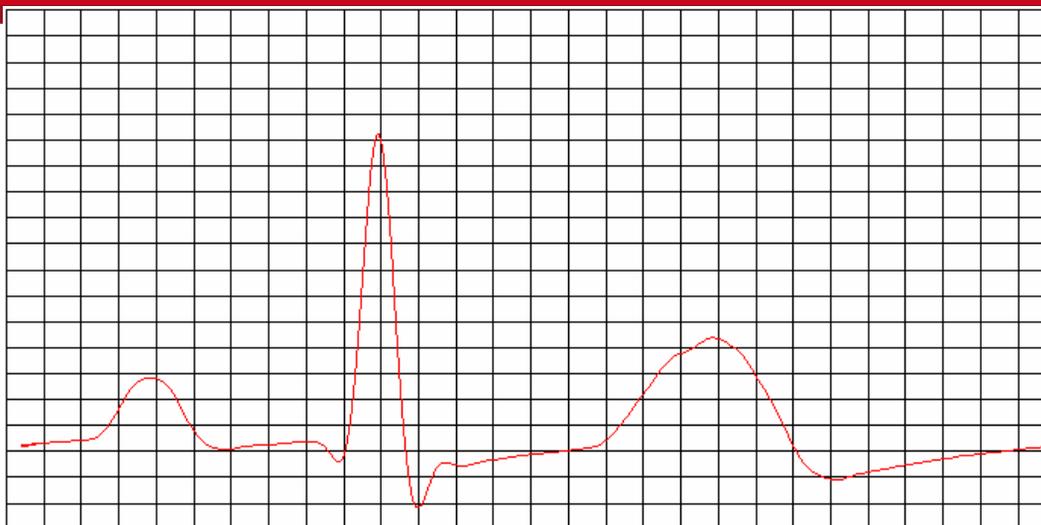


Figura 4.9: Muestra 4

Se tomaron varias muestras y ninguna presentó errores, por lo que se concluye que el sistema alcance elevados niveles de eficiencia muy importantes en sistemas de monitoreo médico que requieren una alta precisión.

4.3. Consumo de energía

El consumo de energía considera todas las etapas usadas para este prototipo, sin embargo es posible reducirlo aún más alimentando el microcontrolador ATMEGA8L a 3VDC. Sin bien en el punto 4.2 se indica que usar ese nivel de voltaje perjudica a la etapa de digitalización del microcontrolador, es posible superar el problema de afectación del reloj interno usando un reloj externo. De esta forma, se logra un consumo menor y se evita el uso de la etapa de acondicionamiento de la señal entre la salida del ATMEGA8L y la entrada del transmisor LINX LR para la transmisión en radiofrecuencia (figura 3.11).

	Voltaje (VDC)	Corriente (mA)	Potencia (mW)
Etapas de digitalización	5.0	2.8	14.0
Transmisor LINX RF	3.0	3.4	10.2
Receptor LINX RF	5.0	5.2	26.0
Interfaz serial MAX232	5.0	8.0	40.0
	Consumo total		90.2mW

Tabla 4.1: Consumo de energía considerando etapa de digitalización, transmisión y recepción

4.4. Presupuesto

Para las pruebas se elaboraron tarjetas y se compraron los componentes electrónicos necesarios para los circuitos. El presupuesto está descrito en el siguiente cuadro.

Descripción	Precio
Componentes electrónicos	S/. 70.00
ATMEGA8L	S/. 30.00
Tarjeta digitalización (implementación)	S/. 35.00
Tarjeta Transmisor LINX (implementación)	S/. 28.00
Tarjeta Receptor LINX (implementación)	S/. 28.00
Transmisor LINX RF (incluye gastos de envío)	S/. 79.60
Receptor LINX RF (incluye gastos de envío)	S/. 144.80
Antena Planar (SP) x 2 (incluye gastos de envío)	S/. 45.00
Elaboración de chasis	S/70.00
TOTAL	S/. 530.40

Tabla 4.2: Costos para elaboración de tarjetas

Considerando un tiempo invertido en la investigación de esta tesis de 12 horas semanales por un lapso de 8 meses (384 horas invertidas en total o 16 días) y que por hora se cobra S/. 10.00, tenemos un costo por honorarios de S/. 3840.00.

Costos por depreciación de equipos usados en esta tesis. Siendo el precio total de \$50000.00 para el MP100 BIOPAC, y una degradación de \$5000 por año, se calcula

una depreciación por los 16 días trabajados de $\frac{16\text{días} \times \$5000}{365\text{días}} = \219.17 . Mientras que

para el BIOTEK Lionheart, con un costo total de \$2495.00 y una depreciación de

\$249.5 anuales, tenemos que $\frac{16\text{días} \times \$249.5}{365\text{días}} = \10.91 . En total sería un costo de

depreciación de \$230.08 (o S/.690.24). Es decir, un aproximado de S/.700.00.

Entonces, sumando los costos de los componentes, la depreciación de los equipos usados y los costos por honorarios, el costo final de la tesis es de **S/.5070.40** aproximadamente.

CONCLUSIONES

- El prototipo desarrollado demuestra que es posible implementar un módulo portátil de monitoreo de señales ECG que permita a cualquier persona con una computadora, ver su señal ECG. De esta forma, no es necesario disponer de equipos especiales de uso exclusivo para el control de señales ECG.
- Se cumplió con el objetivo de transmitir una señal ECG por radiofrecuencia a una distancia de por lo menos 50 metros y cuyo bajo consumo de energía, permite que el equipo sea portátil (alimentado con baterías o pilas). En el desarrollo se implementaron tarjetas para la realización de las pruebas.
- En las pruebas realizadas, la señal transmitida no presentó errores (pérdida de información en la transmisión) por lo que el sistema alcanzó una eficiencia cercana al 100%. En un inicio, la señal mostraba ruido, errores en la transmisión y en algunos casos desaparecía. Se pensó que era por problemas de ruido, interferencias o cableado. Finalmente, se concluyó que alimentando el ATMEGA8L a un voltaje menor a 4.0VDC, se afecta la oscilación del cristal interno del ATMEGA8L, que a su vez afecta al conversor ADC.
- Alimentando el ATMEGA8L a 3VDC, se observaron varios errores al probar la etapa de digitalización, por lo que se optó por separar las fuentes y alimentar el microcontrolador a 5VDC y la etapa de radiofrecuencia (LINX) a 3VDC. Para esto se tuvo que agregar una etapa de atenuación de señal entre la salida del ATMEGA8L y la entrada del LINX RF (figura 3.11). Dicha etapa se puede suprimir, usando un cristal externo al ATMEGA8L cuya frecuencia de oscilación no se ve afectada con la disminución del voltaje de alimentación.
- Este tipo de sistemas son de monitoreo y no para diagnóstico. La Telemedicina exige que el monitoreo a distancia se emplee para tener un seguimiento constante del paciente mas no para realizar diagnósticos de pacientes que anteriormente no han tenido contacto directo con personal médico alguno.

RECOMENDACIONES

- La aplicación de este sistema de transmisión inalámbrica de señales ECG es ideal dentro de un sistema de monitoreo a distancia a través de una red de comunicaciones.
- El software supervisor puede desarrollarse en otro lenguaje como C o Java, que permita el uso libre del programa y que se pueda ejecutar en otros sistemas operativos más seguros que Windows (Solaris, Aix, Hpx, Irix, Linux, etc). Se pueden aplicar mejoras al software como permitir que se grabe en archivos las señales registradas por un tiempo determinado.
- El algoritmo realizado para la etapa de digitalización se puede usar en otros microcontroladores. Por lo tanto, es posible usar microcontroladores que resulten más eficientes tales como los Siemens o los ST7.
- Debido a que este es un prototipo se trabajó con el ATMEGA8L que permite digitalizar la señal y realizar la transmisión serial. Sin embargo no resulta eficiente pues se desperdician muchos pines. Lo ideal sería usar un microcontrolador que sin necesidad de desperdiciar sus capacidades y ocupar tanto espacio, pueda realizar las tareas requeridas.
- Debido a que se conocía la programación del ATMEGA8L, se optó por probar la transmisión de la señal en RF apoyándose en el uso del ATMEGA8L para la etapa de digitalización. Para un producto comercial, es recomendable usar microcontroladores Siemens como los de las series C511/C511A, C513/C513A y C513A-H o los ST7 que pueden alimentarse entre 2.7 y 5VDC, tienen USART y un ADC con 10 bits de resolución y están recomendados para uso médico [42]. Los Tiny de la serie H8S resultan menos costosos que los ATMEGA8L, poseen menos pines y las mismas características que los ST7 y los Siemens, con la diferencia que no están validados para biomédica [43].

FUENTES

- [1] KVEDAR, Joseph
2001 Physician urges employers to get connected to telemedicine. *Employee Benefit News* [en línea]. ProQuest Standard [publicado 01/08/2006]
<<http://proquest.umi.com/pqdweb?did=1086782231&Fmt=3&clientId=39490&RQT=309&VName=PQD>>
- [2] HEUSER, Stephen
2006 'Telehealth' systems slowly gaining; devices help curb visits to the hospital. *Employee Benefit News* [en línea]. ProQuest Standard [publicado 26/07/2006]
<www.aaa.comhttp://proquest.umi.com/pqdweb?did=1083489321&Fmt=3&clientId=39490&RQT=309&VName=PQD>
- [3] SEONG, Mun K. y TURNER, Jeanine
2006 Biomed Engineering. Telemedicine: Emerging e-medicine. Washington, DC.
- [4] EROSKI
2005 Investigación Médica. Telemedicina [en línea]. Madrid, España [publicado 27/01/2005]
<http://www.consumer.es/web/es/salud/investigacion_medica/2005/01/27/115849.php?from404=1>
- [5] INSTITUTO NACIONAL DE ESTADÍSTICA E INFORMÁTICA (INEI)
Las Tecnologías de Información y Comunicación en los Hogares: Abr - May - Jun 2008 [en línea]. Informe Técnico N°3 [publicado 26/09/2008]. Lima, Perú.
<<http://www1.inei.gob.pe/web/BoletinFlotante.asp?file=7601.pdf>>
- [6] OREGON HEALTH & SCIENCE UNIVERSITY
2007 Point of Care (POC) [en línea]
<<http://www.ohsu.edu/pathology/POC/pocpolicy.html>>
- [7] MINISTERIO DE SALUD
2005 Nota de Prensa [en línea]. Lima, Perú: Oficina Ejecutiva de Prensa [publicado 10/05/2005]
<http://www.minsa.gob.pe/ocom/prensa/notadeprensa.asp?np_codigo=2428&mes=5&anio=2005>
- [8] ORGANISMO ANDINO DE SALUD – CONVENIO HIPÓLITO UNANUE
2002 Aplicaciones de telecomunicaciones en salud en la subregión andina: Telemedicina [en línea]. Washington, D.C: Organización Panamericana de la Salud OPS/OMS
<http://www.comunidadandina.org/telec/Documentos/Telecomunicaciones_salud.pdf>
- [9] MONTEJO RAEZ, Miguel Ángel
2003 Principios básicos de transmisión por radio [en línea]. España
<<http://www.redeya.com/electronica/tutoriales/radio/radio.htm>>
- [10] STREMLER, Ferrel G.
1993 Introducción a los sistemas de comunicaciones. 3ra edición. Madison, Wisconsin: Addison Wesley Longman
- [11] EFY GROUP
2000 Biotelemetry: the Wireless Diagnosis [en línea, publicado 03/2000]
<<http://www.electronicsforu.com/electronicsforu/Articles/ad.asp?url=/efylinux/efyhome/cover/march2000/bio1.htm&title=Biotelemetry:%20The%20Wireless%20Diagnosis>>

- [12] GESTION MÉDICA
2006 Desarrollan electrocardiografo que envía resultados desde zonas rurales [en línea].
Lima, Perú [publicado 21/05/2006].
<<http://www.gestion.com.pe/gm/archivo/2006/may/21/3actu.HTM>>
- [13] ESSABAN, Mohamed
2006 Sistema portátil de electrocardiografía de tres derivaciones con comunicación wireless.
Tesis (Ing). Universidad Politécnica de Cataluña.
Cataluña, España. 81 p.
<<https://upcommons.upc.edu/pfc/bitstream/2099.1/3600/1/54664-1.pdf>>
- [14] PIÑEYRO FERNÁNDEZ, José Del Carmen Julián
2007 Sistema de medición y registro ambulatorio de presión arterial usando el método no invasivo oscilométrico
Tesis (Lic). Pontificia Universidad Católica del Perú. Facultad de Ciencias e Ingeniería.
Lima, Perú.
- [15] AVILA MONTES, Carolina et al.
2006 Telemedicina. Ingeniería Biomédica [en línea, publicado 11/08/2006]
<<http://bioinstrumentacion.eia.edu.co/docs/bio/20062/Telemedicina.pdf>>
- [16] BIOTEK LIONHEART 1 ECG. ARRHYTHMIA Simulator
Detailed Description <<http://www.biomedequip.com/>>
- [17] BALENA, Francesco
2000 Programación Avanzada con Microsoft Visual Basic 6.0. España: Lavel S.A
- [18] BIOPAC MP100 WORKSTATION
MP100 Hardware Features <<http://www.lintoninst.co.uk>>
- [19] LINX TECHNOLOGIES, Inc.
2006 LR Series Transmitter Module Data Guide <<http://www.linxtechnologies.com>>
- [20] LINX TECHNOLOGIES, Inc.
2006 LR Series Receiver Module Data Guide <<http://www.linxtechnologies.com>>
- [21] ANTENNA FACTOR
ANT- 433- SP Datasheets <<http://www.antennafactor.com>>
- [22] ATMEL CORPORATION
2003 ATMEGA 8(L) Manual <<http://www.atmel.com>>
- [23] PONTIFICIA UNIVERSIDAD CATOLICA DEL PERU. Sección Electricidad y Electrónica.
2004 Manual de Laboratorio de Sistemas Digitales.
Lima, Perú
- [24] HARRINGTON, David y CARNEY, Thomas
2005 Telemetry / Bands WMTS [en línea, publicado 08/01/2005]
<http://www.24x7mag.com/issues/articles/2005-01_08.asp>
- [25] MP100 System Guide Workstation for Macintosh or PC with Windows. Biopac Sytems, Inc.
1998 Reference Manual Version 3.3.2 for MP100 Hardware & AcqKnowledge Software.
- [26] SÁNCHEZ CÉSPEDES, Juan Manuel y BERNAL RUIZ, Giovanni Alejandro
2004 Umbral Científico. Compresión de la señal electrocardiográfica (E.C.G.) [en línea].
Bogotá, Colombia [publicado 06/2004]

- <<http://redalyc.uaemex.mx/redalyc/pdf/304/30400405.pdf>>
- [27] Comunicaciones serie asíncronas. Puerto serial
IEA Robotics por Juan Gonzales <<http://www.iearobotics.com/proyectos/cuadernos/ct1/ct1.html>>
- [28] TEXAS INSTRUMENTS, Inc.
2002 MAX232 DUAL EIA-232 Drivers/Receivers Datasheet. Dallas, Texas.
<<http://www.datasheetcatalog.com>>
- [29] RUIZ ZELADA, Iván
2007 RecepcionSAD. Software supervisor de señales ECG desarrollado para el curso Sistemas de Adquisición de Señales Electrocardiográficas (SEE – PUCP) en febrero, 2007.
- [30] OATLEY ELECTRONICS
2007 Super-Regeneration Transmitter Module TX434A (Catálogo) [en línea, publicado 21/02/2007]
<<http://www.oatleyelectronics.com>>
- [31] REVISTA COSTARRICENSE DE CARDIOLOGIA
2007 Cardioplejia Sanguínea: Primera Parte.
San José, Costa Rica. [Publicado en mayo-agosto de 2002, Vol. 4, N° 2]
- [32] SALAS ARRIARÁN, Sergio
2007 Desarrollo de un prototipo de monitor de signos vitales de cuatro parámetros. Tesis de Maestría. Pontificia Universidad Católica del Perú. Facultad de Ciencias e Ingeniería. Lima, Perú.
- [33] GANONG, William F.
1980 Manual de Fisiología Médica. 7a edición. México D.F: El Manual Moderno
- [34] INICTEL
2006 Desarrollo Tecnológico aplicado a la Telemedicina, Discapacidad y las PYMES.
División de Desarrollo Tecnológico [18/04/2006] <<http://www.inicel.gob.pe/dit/exposiciones>>
- [35] COMISIÓN FEDERAL DE LAS COMUNICACIONES (FCC) <<http://www.fcc.gov/cgb/spanish>>
- [36] ASOCIACIÓN MÉDICA MUNDIAL (AMM) <<http://www.wma.net/s/index.htm>>
- [37] UNIÓN INTERNACIONAL DE TELECOMUNICACIONES (ITU)
<<http://www.itu.int/net/home/index-es.aspx>>
- [38] MONTEAGUDO PEÑA, José Luis et al.
2005 La telemedicina: ¿ciencia o ficción?. Navarra, España
Anales del Sistema Sanitario de Navarra (Revista) ISSN 1137-6627, Vol. 28, N°3, p.309-324
- [39] DIGI-KEY CORPORATION – USA HOMEPAGE <<http://www.digikey.com>>
- [40] MOUSER ELECTRONICS – ELECTRONICS COMPONENTS DISTRIBUTOR
<<http://www.mouser.com/index.cfm?handler=home>>
- [41] VIDAL, Cristian y PAVESI, L.
2005 Desarrollo de un sistema de adquisición y tratamiento de señales electrocardiográficas. Revista de la Facultad de Ingeniería Universidad de Tarapacá ISSN 0717-1072, Vol. 13, N°1, p. 39-46
- [42] STMicroelectronics <<http://www.st.com/mcu/index.html>>
- [43] Microcontroladores de la serie de Renesas H8S/Tiny (consultado 27/11/2008)
<<http://embedded-system.net/lang/es/renesas-h8s-tiny-microcontrollers-for-low-cost-embedded-system.html>>
- [44] Amplificadores Operaciones LM741/TL081

<http://www.depeca.uah.es/docencia/ING-TELECO/ce/labCE/docs/AmpOps.pdf>

