



**TECNOLOGICO
DE MONTERREY®**



**TECNOLOGICO
DE MONTERREY®**

BIBLIOTECA
Campus Ciudad de México

Instituto Tecnológico y de Estudios Superiores de Monterrey

Campus Ciudad de México

División de Ingeniería y Arquitectura

Ingeniería en Electrónica y Comunicaciones

Departamento de Ingeniería Eléctrica y Electrónica

**Tele-Monitoreo Inalámbrico de Presión Arterial para control de la
hipertensión arterial.**

Autores: Mauricio Hernández Navarro
Miguel Ángel Quevedo Moctezuma
Juan Salvador Cabello Zavala
José Alberto Merino Ordóñez



Asesor(es): Rodrigo Regalado García.
Jorge Eduardo Brieva Rico.

Asesores externos: Oscar Infante Vázquez.
Salvador Cortés Tenorio.

México D.F. a 16 de Noviembre de 2005.

1. ÍNDICE

Introducción.....	4
1. Problemática y Estado del Arte.....	8
1.1 Problemática.....	8
1.1.1 Hipertensión Arterial.....	8
1.1.2 Diagnóstico de la Hipertensión Arterial.....	9
Herencia.....	10
Sexo.....	10
Edad y Raza.....	11
Sobrepeso.....	11
1.1.3 Complicaciones Provocadas por la Hipertensión Arterial.....	11
Arterioesclerosis.....	11
Cardiopatía Hipertensiva.....	12
Enfermedad Renal.....	12
Ictus.....	12
1.1.4 Etapas de la Hipertensión Arterial.....	12
1.2 Estado del Arte.....	14
1.2.1 Transmisión de Signos Vitales en Vuelo a Través de Internet.....	14
1.2.2 Sistema Prototipo de Tele-Monitoreo de Pacientes.....	14
1.2.3 Monitoreo Automático de Signos Vitales para el Cuidado Intensivo.....	15
1.3 Objetivos.....	15
2 Marco Teórico.....	16
2.1 Transductores.....	16
2.1.1 Transductores de Presión.....	16
Transductor de Presión Diferencial.....	17
2.2 Registro de Presión Arterial.....	17
2.2.1 Medición de la Presión Arterial.....	17

2.2.2 Tipos de Esfingomanómetro.....	19
Esfingomanómetro Aneroide.....	19
Esfingomanómetro de Mercurio.....	19
Esfingomanómetro Electrónico.....	20
2.3 Métodos de Medición de la Presión Arterial.....	20
2.3.1 Medición Directa.....	20
2.3.2 Auscultación con Esfingomanómetro de Mercurio.....	20
2.3.3 Ultrasonido.....	21
2.3.4 Método Oscilométrico.....	21
2.3.5 Registro Continuo de Presión Arterial.....	21
2.4 GSM.....	22
2.4.1 Características de GSM.....	22
2.4.2 GPRS.....	22
2.5 Sistema GPS.....	23
2.5.1 Funcionamiento del Sistema GPS.....	23
2.5.2 Mapas, Rutas, PC's y GPS.....	25
3 Sistema Propuesta.....	26
3.1 Baumanómetro.....	27
3.1.1 Diagramas Eléctricos.....	27
MC80C52.....	27
Filtros.....	28
MPX5050GP.....	28
Sistema de Alimentación.....	28
3.2 Sistema GPS.....	29
3.3 Módem GPRS.....	29
3.4 Dispositivo Receptor.....	29
3.5 Software.....	29
4 Pruebas y Resultados.....	30
4.1 Baumanómetro.....	30
4.1.1 Transductor.....	30
4.1.2 Filtrado.....	31
4.1.3 Prueba Integral.....	37
4.1.4 Sistema vs. Baumanómetro Digital.....	38
4.2 Sistema GPS.....	48
4.2.1 Altura.....	48
4.2.2 Movimiento.....	48
4.2.3 Situaciones Climatológicas.....	48
4.2.4 Casos Especiales.....	48
4.3 Sistema GSM/GPRS.....	49
4.3.1 Envío de SMS.....	49
4.4 Base de Datos.....	49
4.4.1 Diseño del Programa.....	49
4.4.2 Programa de Conversión.....	51

4.4.3 Simulación.....	51
5 Conclusiones y Trabajo a Futuro.....	53
5.1 Conclusiones.....	53
5.1.1 Baumanómetro.....	53
5.1.2 GPS.....	53
5.1.3 Base de Datos.....	54
5.1.4 GPRS.....	54
5.2 Trabajo a Futuro.....	54
5.2.1 Medición de Otros Signos Vitales.....	54
5.2.2 Diseño Industrial.....	54
6 Anexos.....	55
7 Referencias.....	78

Introducción.

La hipertensión es un padecimiento crónico, dura toda la vida y “es incurable en más del 95% de los casos, reduce en forma importante la esperanza de vida y produce complicaciones en el corazón, en el riñón, en el cerebro y en los vasos sanguíneos”, aunque se puede controlar. Los adultos que tienen una presión arterial sostenida por lo menos en dos ocasiones medidas, que tengan igual o mayor a 140/90 padecen de hipertensión arterial, y es a este nivel que comienza a ser muy importante el riesgo, ya que reduce la calidad y la expectativa de vida. [1]

Según la Encuesta Nacional de salud realizada en el año 2000, se halló una prevalencia total de hipertensión arterial del 30.7 de la población (aproximadamente 15 millones de éstos son adultos) En el 12.5% se halló esta prevalencia a partir de un diagnóstico médico previo y también se descubrió que 18.2% de los adultos tenían niveles de tensión arterial sistólica superiores a 160 mmHg y/o niveles de tensión arterial diastólica iguales o superiores a 90 mmHg. (Cuadro 7.1) [2]

La prevalencia de esta enfermedad es mayor entre los hombres que en las mujeres (32.6% contra un 29%, respectivamente) Sin embargo, esta prevalencia es mayor entre las mujeres que entre los hombres cuando previamente conocían el diagnóstico médico. La edad de los individuos es un factor importante, siendo la tasa más alta entre aquellos que tenían entre 70 y 79 años (53.6 %) y la más baja entre aquellos que tenían entre 20 y 29 años de edad (17 %) (cuadro 7.1) [2]

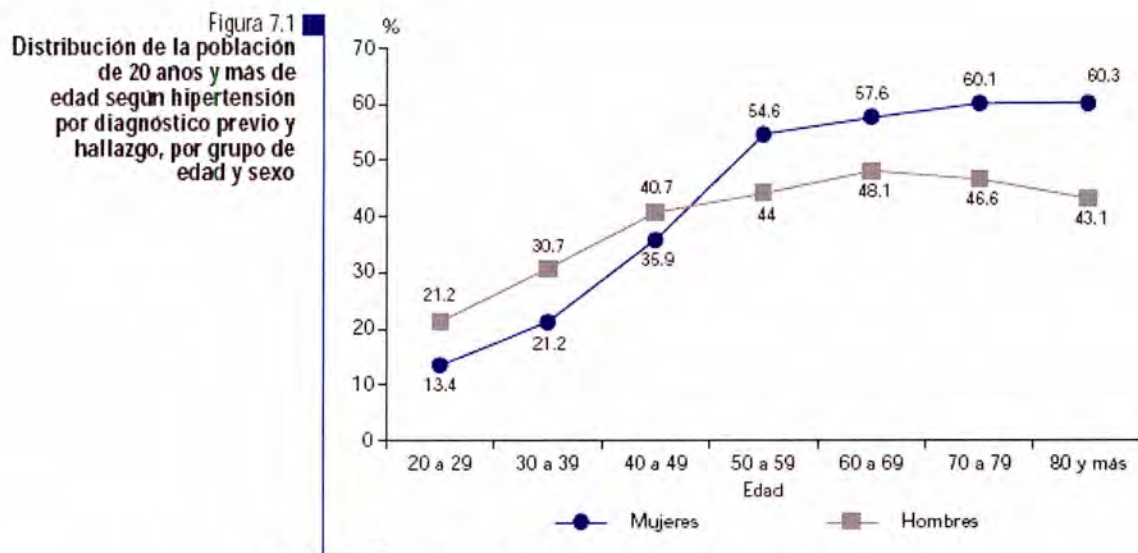


Figura.1 Encuesta Nacional de salud. Año:2000

Los estados con las razones diagnóstico sobre hallazgo más altas fueron Baja California Sur y el Estado de México, siendo este último muy importante por su cercanía con la ciudad de México. [2]

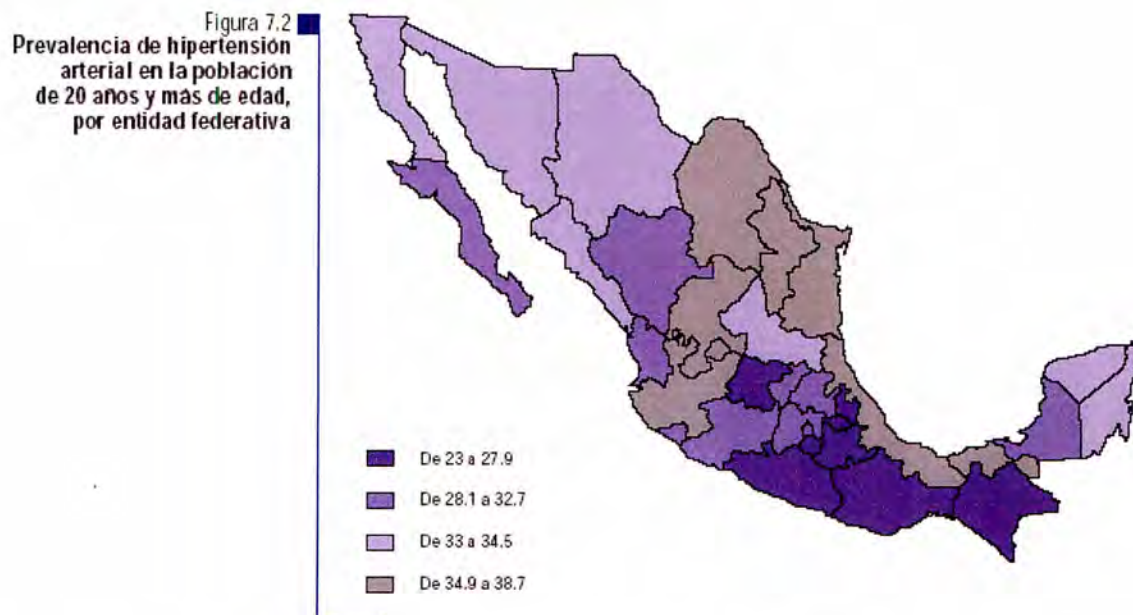


Figura.2 Encuesta Nacional de salud Año: 2000.

En la figura 2 se muestra un mapa del país donde se puede apreciar la prevalencia dentro del estado de México y del Distrito Federal de hipertensión arterial en personas entre 28 años a casi 33. Este punto es interesante, pues estas personas evidentemente se hallan en una fase productiva, es decir, trabajan y forman parte del sector económicamente activo de la población.

Muchos de ellos, como ya se mencionó anteriormente fueron apenas diagnosticados y otros más lo serán próximamente, así pues, podemos observar que esta enfermedad tendrá un crecimiento importante en los años venideros a corto plazo. [2]

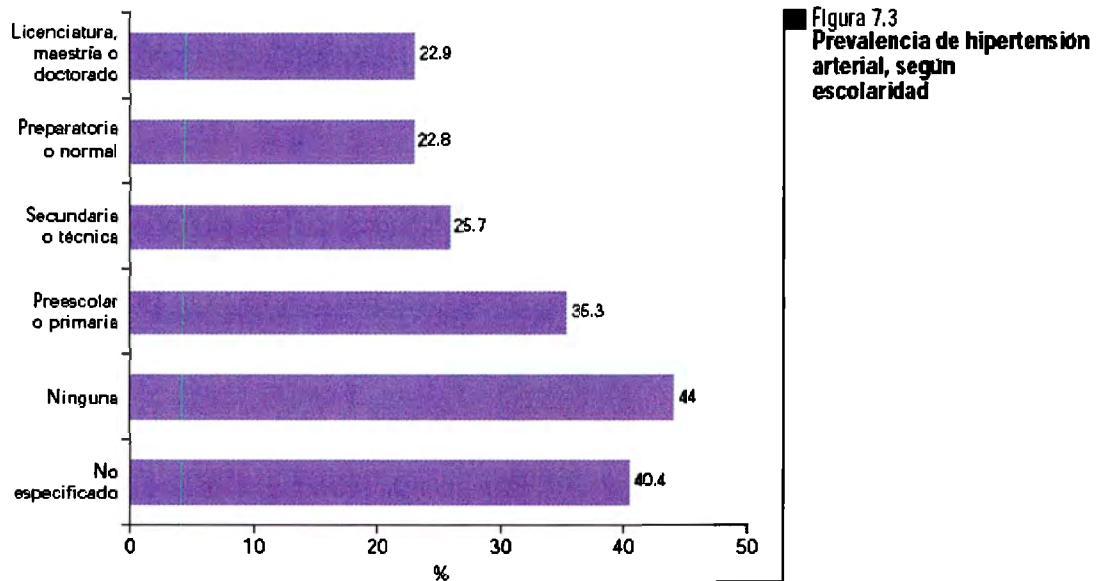


Figura 3 Encuesta Nacional de salud. Año:2000.

En la figura 3 se hace una comparación de personas que padecen esta enfermedad dependiendo de la escolaridad de las mismas. La inmensa mayoría no especifica su escolaridad o no tiene ninguna, aún así, un importante sector tiene escolaridad universitaria o mayor (22.9 %) o preparatoria (22.8 %), éste núcleo poblacional es interesante para nuestro proyecto porque serán estas personas las que tengan los recursos para hacer uso de nuestro sistema en caso de implementación. [2]

**Prevalencia de hipertensión arterial en la población de 20 años y más de edad,
según entidad federativa**

<i>Entidad federativa</i>	<i>Por Dx medico previo %</i>	<i>Hallazgo encuesta* %</i>	<i>Porcentaje total</i>	<i>Orden</i>	<i>Razón (Dx/Hallazgo)</i>
Aguascalientes	14.66	20.23	34.9	8	0.7
Baja California	16.01	18.51	34.5	9	0.9
Baja California Sur	16.86	15.84	32.7	16	1.1
Campeche	11.25	17.84	29.1	23	0.6
Coahuila	13.2	22.7	35.9	3	0.6
Colima	12.58	17.11	29.7	21	0.7
Chilapas	9.12	13.85	23.0	32	0.7
Chihuahua	12.93	20.11	33.0	15	0.6
Distrito Federal	12.92	14.85	27.8	26	0.9
Durango	12.56	18.41	31.0	19	0.7
Guanajuato	13.34	14.54	27.9	25	0.9
Guerrero	9.39	15.28	24.7	28	0.6
Hidalgo	13.38	16.03	29.4	22	0.8
Jalisco	13.57	22.02	35.6	5	0.6
México	14.91	13.17	28.1	24	1.1
Michoacán	13.42	16.42	29.8	20	0.8
Morelos	11.47	13.14	24.6	29	0.9
Nayarit	12.4	20.28	32.7	17	0.6
Nuevo León	10.22	25.44	35.7	4	0.4
Oaxaca	8.14	15.18	23.3	31	0.5
Puebla	9.47	14.62	24.1	30	0.6
Querétaro	13.3	18.16	31.5	18	0.7
Quintana Roo	9.63	23.66	33.3	14	0.4
San Luis Potosí	13.19	20.48	33.7	13	0.6
Sinaloa	13.7	20.05	33.8	12	0.7
Sonora	14.95	19.48	34.4	10	0.8
Tlaxasco	10.83	24.76	35.6	6	0.4
Tamaulipas	11.93	26.72	38.7	1	0.4
Tlaxcala	10.17	17.11	27.3	27	0.6
Veracruz	10.13	25.44	35.6	7	0.4
Yucatán	12.78	21.4	34.2	11	0.6
Zacatecas	16.57	19.7	36.3	2	0.8

Tabla 1 Prevalencia de la hipertensión arterial en la población de 20 años y más edad

Finalmente, podemos observar en el cuadro anterior la prevalencia de la población a sufrir hipertensión arterial por estados. Aunque el Distrito Federal se halla entre los últimos lugares a nivel nacional, el porcentaje de la población que padece esta enfermedad es muy alto (27.8%) [2]

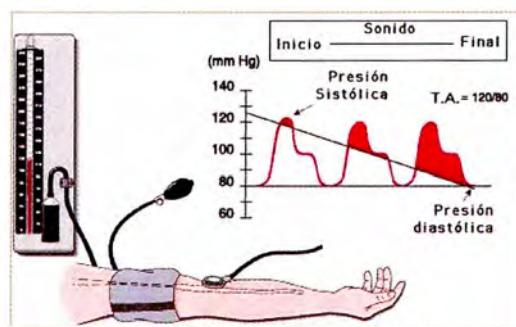
1. Problemática y Estado del Arte.

1.1 Problemática.

1.1.1 Hipertensión Arterial.

El corazón es un músculo que funciona como una máquina de bombeo. Cuando se contrae envía un torrente de sangre a las vías circulatorias y a este empuje se le llama presión de sístole. Cuando el corazón se relaja entre latidos, disminuye la presión en las vías circulatorias, y a esto se le llama presión de diástole. Por definición los niveles normales de presión son por debajo de 140 para la sístole y por debajo de 85 para la diástole.

Debajo se muestra una tabla donde se hallan todos los valores normales y elevados de la tensión arterial: [3]



Valores Normales y elevados de Tensión Arterial.

	Sistólica	Sistólica	Diastólica	Diastólica	Sistólica	Sistólica	Diastólica	Diastólica
	HOMBRE	HOMBRE	HOMBRE	HOMBRE	MUJER	MUJER	MUJER	MUJER
Edad	Normal	Alta	Normal	Alta	Normal	Alta	Normal	Alta
16-18	105-135	145	60-86	90	100-130	140	60-85	90
19-24	105-140	150	62-88	95	100-130	140	60-85	90
25-29	108-140	150	65-90	96	102-130	140	60-86	92
30-39	110-145	160	68-92	100	105-140	150	65-90	98
40-49	110-155	170	70-96	104	105-155	165	65-96	105
50-59	115-165	175	70-98	106	110-170	180	70-100	108
60...	115-170	190	70-100	110	115-175	190	70-100	110

Tabla 2.

"Independientemente del estado de salud que se tenga, la presión arterial de cualquier persona no es constante sino que sufre muchas variaciones normales durante el día, aunque se mida siempre en reposo.

Las cifras de presión arterial siguen un ritmo a lo largo de las 24 horas, que se reproduce de un día a otro y se llama ritmo nictemeral¹ de la presión arterial, de manera que las cifras de presión son más altas durante el día y se reducen durante el sueño." [3]

Hay ciertas circunstancias que aumentan transitoriamente los valores tensionales, éstas son:

- El esfuerzo físico.
- Un cambio de tiempo, el frío.
- El traslado a un lugar de clima diferente.
- Emociones fuertes, el dolor, el miedo.
- Tensiones psíquicas, conducción de automóviles, hablar en público, discusiones enérgicas, ruidos entre otras.

Además, "la toma de la presión arterial hace que se produzca una reacción de alerta que tiende a elevarla, a medida que se repiten las tomas de presión arterial, esta tiende a bajar." Generalmente se toman dos o tres veces las presiones con un periodo regular entre medición y medición y se considera la última o la media de todas como la presión real. [3]

1.1.2 Diagnóstico de la Hipertensión Arterial.

"El personal médico diagnostica la hipertensión con el uso de un aparato que la mide en una columna de mercurio, o con dispositivos digitales. La lectura se expresa en mmHG, la abreviatura que indica milímetros de mercurio en la medida de la presión parcial de gases. En la mayoría de los casos se toma la presión arterial en el antebrazo, con el paciente sentado, acostado o parado. **Hay también aparatos que se pueden usar en la casa.**" [3]

Para los adultos las guías de medición son las siguientes:

- Presión de diástole por debajo de 85 mmHG (Normal)
- Presión de diástole de 85 a 89 (Normal alta)
- Presión de diástole de 90 a 104 (Hipertensión leve)
- Presión de diástole 105 a 114 (Hipertensión moderada)
- Presión de diástole por encima de 114 (Hipertensión grave)

Cuando la presión de diástole está por debajo de los 90mmHG:

¹ Como de forma habitual, pero no necesariamente, el ciclo de actividad-reposo coincide con el de día (luz) - noche (oscuridad), a la variación u oscilación de la PA en las 24 horas se la conoce también como ritmo nictameral o variabilidad nictemeral de la PA [6].

- Presión de sístole por debajo de 140 (Normal)
- Presión de sístole de 140 a 159 (En el límite de hipertensión)
- Presión de sístole por encima de 160 (Hipertensión de sístole)

Los síntomas comunes de la hipertensión aguda incluyen ansiedad, mareos, fatiga y dolores de cabeza. Si la presión arterial es grave los síntomas pueden incluir confusión, distorsión de la visión, náuseas, vómitos, dolor de pecho, respiración entrecortada, zumbidos en los oídos, hemorragia nasal y sudor excesivo.

Sin embargo, la hipertensión, al inicio, muchas veces no da síntomas marcados, pero puede producir diversas molestias, como:

- Dolor de cabeza (cefalea)
- Zumbido de oídos
- Adormecimiento de mitad del cuerpo.
- Visión borrosa o visión de "luces".
- Mareos al levantarse o al cambiar de posición.

La presión puede cambiar de un momento a otro dependiendo de la actividad, estados de ánimo, con cambios de posición, con ejercicio o durante el sueño. La gente con presión alta no tiene que ser exageradamente ansiosa, compulsiva o "nerviosa".

Desgraciadamente, en el 90% de los casos de hipertensión se desconocen las causas que la provocan. A este tipo se le llama hipertensión primaria.

"Se desconoce el mecanismo de la hipertensión arterial más frecuente, denominada "hipertensión esencial", "Primaria" o "idiopática". Existen otros tipos de hipertensiones, en las que se puede identificar claramente su causa desencadenante y reciben el nombre de Hipertensiones secundarias. Así algunas enfermedades renales se acompañan de hipertensión (hipertensión renal); el exceso de función de algunas glándulas endocrinas, originan elevación de la tensión arterial por aumento de la producción de mineralcorticoides (hiperaldosteronismo) o catecolaminas (feocromocitoma)." [3]

Algunos factores que pueden desarrollar la hipertensión arterial son:

Herencia.

De padres a hijos se trasmite una tendencia o predisposición a desarrollar cifras elevadas de tensión arterial. Se desconoce su mecanismo exacto, pero la experiencia acumulada demuestra que cuando una persona tiene un progenitor(o ambos) hipertenso/s, las posibilidades de desarrollar hipertensión son el doble que las de otras personas con ambos padres normotensos.

Sexo.

Los hombres tienen más predisposición a desarrollar hipertensión arterial que las mujeres hasta que éstas llegan a la edad de la menopausia, a partir de la cual la frecuencia en ambos sexos es igualada.

Esto es así porque la naturaleza ha dotado a la mujer mientras se encuentra en edad fértil con unas hormonas protectoras que son los estrógenos y por ello tiene menos riesgo de padecer enfermedades cardio-vasculares. Sin embargo, en las mujeres más jóvenes existe un especial riesgo cuando toman pastillas anticonceptivas.

*Tele-Monitoreo Inalámbrico de Presión Arterial
Para control de la Hipertensión Arterial.*

Edad y raza.

La edad es otro factor no modificable que influye sobre las cifras de presión arterial, de manera que tanto la presión arterial sistólica o máxima como la diastólica o mínima aumentan con la edad y lógicamente se encuentra un mayor número de hipertensos en los grupos de más edad.

En los países industrializados la frecuencia de hipertensos entre la población mayor de 65 años es de casi el 60% lo que no quiere decir que por ser frecuente la hipertensión en los ancianos, esto sea lo normal ya que ser hipertenso a cualquier edad conlleva aumento del riesgo cardiovascular, es decir, del riesgo de padecer complicaciones como infarto de miocardio, hemorragia o trombosis cerebral, insuficiencia renal, etc. En los individuos de raza negra tienen el doble de posibilidades de desarrollar hipertensión que los de raza blanca además de tener un peor pronóstico.

Sobrepeso.

Independientemente de los factores no modificables que condicionan la hipertensión arterial otros factores a los que llamamos ambientales (estilo de vida, dieta, etc.) son capaces de poner de manifiesto la enfermedad de forma más leve o más severa. En este sentido, indudablemente, en la gran mayoría de los casos, el nivel de presión arterial e incluso la hipertensión arterial es el resultado del estilo de vida de una persona. La relación que existe entre peso y presiones arteriales, y entre sobrepeso e hipertensión, se conoce desde hace muchos años, y la reducción del sobrepeso se utiliza en el tratamiento de la misma también desde hace mucho tiempo.

"La frecuencia de hipertensión arterial entre los obesos, a cualquier edad que se considere, es entre dos y tres veces superior a la de los individuos de la misma edad que estén en su peso ideal." [3]

1.1.3 Complicaciones provocadas por la Hipertensión Arterial

El exceso de presión en las arterias mantenida durante un período de años y no tratada puede llevar a un gran número de complicaciones. Debajo se describen las más importantes.

Arterioesclerosis

Cuando los vasos sanguíneos están sujetos a un aumento de presión mantenido, responden engrosándose, lo que los hace menos flexibles. En estas arterias tiesas se fijan con facilidad las grasas que circulan en exceso en la sangre. A nivel de las arterias de los riñones, la arteriosclerosis hace que llegue menos flujo al riñón, y los riñones responden liberando renina, una hormona que a su vez causa un aumento de la tensión arterial. Esto exagera la hipertensión arterial y causa aún más daño sobre los vasos sanguíneos.

Cardiopatía Hipertensiva

Cuando la arteriosclerosis afecta a los vasos que alimentan el músculo cardíaco o miocardio (los llamados vasos coronarios), el corazón se ve obligado a trabajar más para mantener el flujo sanguíneo en los tejidos. En algunos casos lo hace aumentando de tamaño, con una hipertrofia del músculo cardíaco, haciéndose más rígido y menos eficaz. El resultado final puede ser la insuficiencia cardíaca congestiva: El corazón se queda atrás en el bombeo de lo que la sangre circulante necesita, y los líquidos se estancan en todo el organismo.

Enfermedad Renal

La quinta parte de la sangre bombeada por el corazón va a los riñones. Estos filtran los productos de deshecho y ayudan a mantener los valores químicos adecuados. También controlan el balance de ácidos, sales, y agua.

Los riñones son especialmente sensibles a las variaciones en el flujo sanguíneo que resultan de la hipertensión arterial y de sus complicaciones. No pueden funcionar bien si el flujo decrece, así que el flujo bajo hace que secreten más del enzima renina, que hace que se constriñan todas las arterias del cuerpo, subiendo la tensión arterial en un intento de restaurar este flujo renal. Sin embargo, en última instancia, lo que se produce es un círculo vicioso que termina en más hipertensión arterial y peor función renal, hasta llegar al fallo renal.

Ictus

Ictus es el término latino que engloba a todos los llamados accidentes vasculares cerebrales. Cuando la arteriosclerosis afecta a los vasos del cerebro, puede ocurrir un bloqueo de sangre a alguna parte del cerebro por una estrechez o un coágulo (trombosis cerebral), o una rotura de un vaso (hemorragia cerebral). Todo ello es mucho más frecuente en hipertensos, y el riesgo disminuye al tratar la hipertensión arterial.

1.1.4 Etapas de la Hipertensión arterial

Se denomina hipertensión arterial sistólica cuando la presión sistólica es mayor de 150 mmHg y la diastólica es menor de 90 mmHg. En los últimos tiempos se ha demostrado que las cifras de presión arterial que representan riesgo de daño orgánico son aquellas por arriba de 140 mmHg para la presión sistólica y de 90 mmHg para la presión diastólica, cuando éstas se mantienen en forma sostenida. Por lo tanto, se define como hipertensión arterial cuando en tres ocasiones diferentes se demuestran cifras mayores de 140/90 mmHg en el consultorio o cuando mediante monitoreo ambulatorio de la presión arterial se demuestra la presencia de cifras mayores a las anotadas más arriba, en más del 50% de las tomas registradas. Sin embargo, dichas medidas pueden cambiar dependiendo de factores como la edad, sexo, obesidad, dieta regular, etc.

La hipertensión arterial ocasiona daño a diversos órganos y el grado de éste y el tiempo requerido para que aparezcan se relacionan directamente con el grado de hipertensión arterial.

De acuerdo con las cifras tensionales la hipertensión arterial se puede clasificar en:

		PAS (mmHg)	PAD (mmHg)
Normotensión		< 140	< 90
Hipertensión	Leve	140-160 y/o	90-100
Hipertensión	Moderada	160-180 y/o	100-110
Hipertensión	Grave	180	110
Hipertensión Sistólica		140	90

Tabla 3.- Valores nominales de Hipertensión arterial.

De acuerdo con el grado de daño orgánico producido, la hipertensión arterial puede encontrarse en diferentes etapas:

ETAPA I

Sin alteraciones orgánicas.

ETAPA II

El paciente muestra uno de los siguientes signos, aún cuando se encuentre asintomático.

- a) Hipertrofia ventricular izquierda (palpación, radiografía del tórax, ECG, ecocardiograma).
- b) Angiotonía en arterias retinianas.
- c) Proteinuria y/o elevación leve de la creatinina (hasta 2 mg/d).
- d) Placas de ateroma arterial (radiografía, ultrasonografía) en carótidas, aorta, ilíacas y femorales.

ETAPA III

Manifestaciones sintomáticas de daño orgánico:

- a) Angina de pecho, infarto del miocardio o insuficiencia cardíaca.
- b) Isquemia cerebral transitoria, trombosis cerebral o encefalopatía hipertensiva.
- c) Exudados y hemorragias retinianas; papiledema.
- d) Insuficiencia renal crónica.
- e) Aneurisma de la aorta o aterosclerosis obliterante de miembros inferiores.

La hipertensión arterial es un problema de salud de primera importancia ya que se estima que se encuentra en el 21 al 25% de la población adulta mundial. [2]

1.2 Estado del Arte

Se ha encontrado en la literatura algunos proyectos similares al que se expone en el presente documento. Algunos de los mas importantes de mencionan a continuación.

1.2.1 Transmisión de Signos Vitales en Vuelo a Través de Internet.

Según la página de Internet Informática Médica, se intentó comprobar la posibilidad de utilizar Internet como una alternativa de bajo costo para transmitir signos vitales en tiempo real desde un avión en vuelo mediante simulacros desde aviones comerciales estacionados en tierra y en pleno vuelo utilizando telefonía celular, hardware de uso habitual, software de diseño propio y una conexión estándar a Internet. Los resultados de dicho proyecto fueron alentadores pues "se transmitieron en forma exitosa signos vitales normales y diferentes alteraciones hemodinámicas generadas por un simulador computarizado de arritmias, que fueron correctamente diagnosticadas por los equipos médicos de los hospitales participantes en el proyecto, en la totalidad de la veces." Sus conclusiones finales fueron que "el monitoreo en vuelo de los signos vitales de un pasajero en emergencia médica permite una mejor comprensión y un manejo temprano de su patología, así como optimizar el proceso de toma de decisiones, conduciendo ya sea a la resolución de la emergencia, su mejoría transitoria hasta que se arribe al destino previsto o a la urgente indicación de un aterrizaje de emergencia justificado." [2]

El anterior proyecto fue diseñado, probado y financiado por las siguientes personas e instituciones:

- Dr. Rodolfo Altrudi , Dr. Alejandro Gandsas, Dr. Kevin Montgomery, Ing. George Migliarini.
- Jefe de Unidad Cirugía y Coordinador de Informática Biomédica, Hospital Gral. de Agudos F. Santojanni, Buenos Aires, Argentina.
- Departamento de Cirugía, North Oakland Medical Centers, Detroit, Michigan, U.S.A.
- Centro Ames de Investigaciones (NASA), Mountain View, California, U.S.A.
- Dpto. de Informática, Saddleback Memorial Medical Centers, Laguna Hill, California, USA

1.2.2 Sistema Prototipo de Telemonitoreo de Pacientes, usando Tecnologías Inalámbricas de Comunicaciones Semimóviles.

La empresa LATCOM Latinoamérica de Comunicaciones se encuentra apoyando proyectos de investigación e innovación, específicamente en el área de Telemedicina. En especial está el proyecto que se esta desarrollando como trabajo de grado por estudiantes de Ingeniería Electrónica de la Universidad Javeriana de Bogotá. El concepto de este proyecto es el de un "hospital virtual", "este se refiere al monitoreo remoto de los signos vitales que se consideran relevantes según el especialista médico, de acuerdo a la patología del paciente entre las que se encuentran pacientes postraumáticos, pacientes geriátricos, pacientes con enfermedades terminales, con el fin de observar y analizar sus signos desde una central de monitoreo por un especialista médico.

En la practica, el paciente podría encontrarse en su casa y el médico encargado desde una central de monitoreo, ubicado en el hospital del sector, observaría desde una terminal adecuada los signos vitales de dicho paciente y la imagen del mismo en instantes del día que se consideren necesarios, de manera que con ayuda de una interfaz adecuada pueda evaluar los signos de múltiples pacientes.” [3]

Los autores de este proyecto son:

- William Rodríguez C.
Ingeniero de Proyectos (LATCOM -Latinoamericana de Comunicaciones S.A.)
- Nelson Henríquez C.
Ingeniero de Proyectos (LATCOM -Latinoamericana de Comunicaciones S.A.)

1.2.3 Monitoreo Automático de Signos Vitales para el Cuidado Intensivo.

Este proyecto fue creado para reducir los tiempos de espera que un paciente tarda para recibir consulta. Es por ello que se ha diseñado un proceso especial de monitoreo que consiste básicamente en traspasar las señales analógicas obtenidas en señales digitales para ser mostradas en un monitor. Una de las ventajas de este proyecto es que pueden anotarse las múltiples características generales del paciente al mismo tiempo y “si uno de los pacientes esta fuera de los parámetros normales, el sistema se activará e indicará en la pantalla las características generales del paciente” de ese instante. [4]

Los autores del anterior proyecto son:

- José Humberto Blas Haro
- Miguel Ángel García Villalobos
- Jorge Sandoval Ibañez

Los asesores de dicho proyecto son:

- Ing. José Díaz Aceves
- MC José Rodrigo Rodríguez Godínez

1.3 Objetivos del Proyecto

- Implementar un dispositivo capaz de medir la presión arterial de un paciente hipertenso y enviar los datos a un teléfono móvil haciendo uso de tecnología GPRS
- Realizar un software que sea capaz de recibir, en un futuro, datos de un módem GPRS, para brindar a un médico la ubicación geográfica dentro de una región delimitada dentro de la ciudad de México del paciente hipertenso, localizando hospitales cercanos a la ubicación del mismo.

2. Marco Teórico.

Se ha dividido la siguiente información en tres partes: la perteneciente a la medición de la presión arterial, lo que incluye los tipos de esfigmomanómetros y métodos de registro de éstas mediciones, la de comunicación inalámbrica (GSM) y la de dispositivos GPS.

2.1 Transductores.

Un transductor es un dispositivo al que se aplica una energía de entrada y devuelve una energía de salida; ésta energía de salida suele ser diferente al tipo de energía de entrada. Por ejemplo en un medidor de temperatura una espiral metálica convierte la energía térmica aplicada, en el movimiento mecánico de la aguja del marcador. Debido a la facilidad con la que se transmite y amplifica la energía eléctrica, los transductores más utilizados son los que convierten otras formas de energía; como calor, luz o sonido; en energía eléctrica.

En el desarrollo de equipos biomédicos se utilizan transductores y sensores para obtener las señales primarias con el objetivo de convertirlos en voltajes analógicos y por medio de conversores A/D transformarlos en señales digitales para su procesamiento y tratamiento con ayuda de electrónica digital.

Para las distintas disciplinas de medicina son útiles diferentes clases de transductores; según su aplicación se especifican su rango de funcionamiento, rango dinámico de medida, tamaño, tolerancia, vida útil, etc.

2.1.1 Transductores de Presión.

Los transductores de presión son sensores que transforman la presión de un medio en señal eléctrica para su posterior análisis. La medición de la presión puede realizarse empleando diversos principios físicos. Algunos de ellos son:

- Bombardeo molecular sobre lámina muy fina.
- Chips sensores de presión.
- Acelerómetros de tecnología avanzada.
- Tecnología avanzada piezoresistiva.

Transductores de presión diferencial.

Los transductores de presión diferencial son utilizados para convertir la presión diferencial obtenida en señales eléctricas. Estos dispositivos tienen una cavidad separada por una membrana. La presencia de esta membrana es lo que genera una diferencia de presiones y en base a estas diferencias se determina el valor de voltaje adecuado.

2.2 Registro de Presión Arterial.

2.2.1 Medición de la Presión Arterial

Si se sufre de hipertensión arterial (HTA), una parte necesaria del tratamiento es monitorizar la tensión arterial, lo que puede hacerse por medio de aparatos llamados esfigmomanómetros.

Hay esfigmomanómetros de muchos tipos, pero en general todos incluyen una vejiga de goma hinchable incluida en un pequeño mango de tela, y un sistema de medición de presión conectado a este mango, sea con una columna de mercurio o con un sistema de diafragma metálico. Los esfigmomanómetros se complementan con un fonendoscopio normal, que puede estar incluido en el aparato o ser un elemento aparte.



Figura 4.- Esfigmomanómetro

Para tomarse la tensión, el paciente debe sentarse tranquilamente 5 minutos, sin haber fumado ni tomado café y con la vejiga vacía. Los pasos para la correcta medición de la presión arterial se enumeran debajo:

1. Ponga el brazo izquierdo si es diestro y viceversa a la altura del corazón, apoyándolo en una mesa o el brazo del sillón.
2. Ponga el mango alrededor del brazo desnudo, entre el hombro y el codo.
3. Coloque la campana del fonendoscopio en la flexura del codo, justo por debajo del manguito del esfigmomanómetro.

4. Bombee la pera con rapidez hasta que la presión alcance 30 mm Hg más de la máxima esperada.
5. Desinfe el mango lentamente, haciendo que la presión disminuya 2 a 3 mm Hg por segundo. Escuche el sonido del pulso a medida que cae la presión. Cuando el latido se hace audible, anote la presión, que es la tensión arterial máxima o sistólica. Siga desinflando. Cuando el latido deja de oírse, anote de nuevo la presión, que es la tensión arterial mínima o diastólica.
6. Repita el proceso al menos una vez más para comprobar las lecturas.

Habitualmente la medición se efectúa al final del examen físico, momento en que el paciente debiera estar más relajado. Si se sospecha que puede existir una diferencia en la medición de uno y otro lado, conviene efectuarla en ambos brazos (en caso de vasculitis o ateromatosis de grandes arterias). También frente a la posibilidad de ortostatismo (cuando la presión baja al ponerse la persona de pie), la medición se debe efectuar estando el paciente acostado y también de pie (o por lo menos sentado, con los pies colgando). En algunos casos, es útil medir la presión tanto en las extremidades superiores como en las inferiores. Normalmente la presión en las piernas es un poco mayor que en los brazos, pero en cuadros de coartación de la aorta (en la que existe una zona estrecha) o en ateromatosis muy avanzadas, la presión es menor en las piernas.

El mango se aplica en la mitad del brazo (el borde inferior queda unos 2 a 3 cm sobre el pliegue cubital). Debe quedar bien aplicado y no suelto (ya que esto último favorecería lecturas falsamente elevadas). El brazo debe estar desnudo, sin ropa que comprima o dificulte su colocación. Conviene que el brazo esté apoyado sobre una mesa o que cuelgue relajado al lado del cuerpo. La bolsa de goma debe quedar ubicada de tal forma que justo la mitad de ella quede sobre la arteria braquial. Además, debe estar a la altura del corazón. Si queda más abajo que éste, se registran presiones falsamente elevadas (estos errores ocurren con más frecuencia cuando se usan manómetros digitales que comprimen la muñeca y no se tiene el cuidado que el mango esté a la altura del corazón durante la medición). [1]

Para saber hasta dónde subir la presión al inflar el mango, conviene palpar el pulso radial durante el procedimiento. Desde el momento que desaparece, se sigue subiendo la presión unos 30 mm de Hg adicionales. Esto evita comprimir el brazo más de lo necesario. Al desinflar el manguito, se capta el momento en que nuevamente se palpa el pulso y ésta es la presión sistólica palpatoria. Se esperan 15 a 30 segundos con el manguito desinflado. Luego se repite la medición, pero esta vez teniendo la campana del estetoscopio apoyada en el pliegue cubital, sobre la arteria braquial. Se infla el manguito unos 30 mm de Hg sobre la presión sistólica palpatoria y se desinfla lentamente mientras se ausculta. La aparición de los primeros ruidos correspondientes a latidos del pulso determina la presión sistólica auscultatoria. Tanto el registro obtenido por la palpación como por la auscultación deben ser parecidos. De no ser así, se registra como presión sistólica, el valor más elevado.

Después de identificar la presión sistólica auscultatoria, se sigue desinflando el mango hasta que desaparecen los ruidos. Este momento corresponde a la presión diastólica. En ocasiones, primero los ruidos se atenúan y luego desaparecen. En general se considera como la presión diastólica el momento en que los ruidos desaparecen.

Si ocurre que los ruidos se atenúan, pero nunca se dejan de escuchar, incluso con el mango desinflado, la presión diastólica corresponde al momento en que los ruidos se atenuaron. En ocasiones se dejan registrados ambos momentos: cuando se atenúan los ruidos y cuando desaparecen.

La presión arterial se expresa con la presión sistólica y la diastólica. Por ejemplo, una presión de 120/80 mm de Hg, significa que la sistólica es de 120 mm Hg y la diastólica de 80 mm Hg. Además del registro numérico, se debe especificar en qué parte del cuerpo se tomó la presión y en qué posición estaba el paciente. Un registro de 120/80/70 mm Hg significaría que a los 80 mm Hg los ruidos se atenuaron y que a los 70 mm Hg se dejaron de escuchar, siendo este último valor la presión diastólica.

Actualmente existen esfigmomanómetros electrónicos, más caros pero más fáciles de usar ya que no llevan fonendoscopio. Un chip electrónico hace la tarea de detectar el pulso, y un lector digital lee la tensión arterial. La fiabilidad de estos sistemas depende de variables que a veces dificultan su medida y por ello tienen errores, que pueden llegar a ser despreciables. [1]

2.2.2 Tipos de Esfigmomanómetros

A grandes rasgos, existen en el mercado tres tipos de esfigmomanómetros o mangos de presión:

Esfigmomanómetro aneróide

Consta de un manómetro o sistema medidor de la presión; un mango inflable cubierto de tela que se enrollará alrededor del brazo del paciente; y un bulbo de goma que insufla aire y permite inflar el mango.

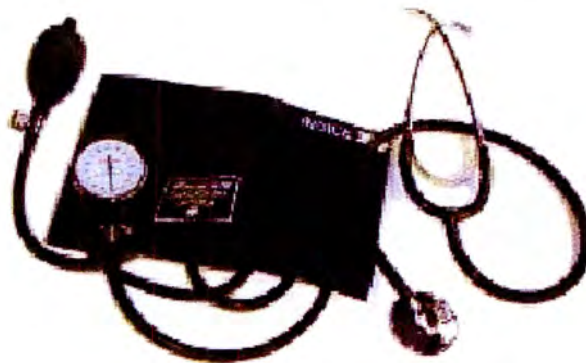


Figura 4. Esfigmomanómetro Aneróide.

Esfigmomanómetro de mercurio

Consta de un mango inflable, un bulbo de goma y una columna de mercurio líquido dentro de una escala graduada.



Figura 5. Esfigmomanómetro de mercurio.

Esfigmomanómetro electrónico o digital

Es más inexacto que los anteriores. Se usa fundamentalmente para efectuar auto-mediciones de la tensión arterial en el domicilio. Sin embargo, con la correcta calibración su grado de error puede llegar a ser despreciable.



Figura 6. Esfigmomanómetro Digital.

2.3 Métodos de Medición de la Tensión Arterial

Existen diversos métodos para obtener la presión arterial de un paciente; a continuación se enumeran algunos de los métodos más utilizados.

2.3.1 Medición Directa

Se obtiene empleando un transductor de presión unido a un catéter que ha sido instalado en una arteria. Es una técnica invasiva y puede implicar complicaciones. Es exacta y reproducible. [5]

2.3.2 Auscultación con esfigmomanómetro de mercurio (o anaeroide)

Es el más usado en la práctica clínica, confiable, fácilmente reproducible y junto al directo y el oscilométrico son los únicos que miden presión arterial diastólica. El procedimiento debe ser explicado al niño, quien debe estar sentado o acostado en una posición cómoda, exponiendo ampliamente el brazo. El examinador debe colocar sus ojos a nivel del centro de la escala.

El manómetro debe estar a la altura del corazón del paciente. Colocando el mango adecuado, se infla rápidamente hasta 20 mmHg sobre el punto en que desaparece el pulso radial. La presión del mango es liberada a una velocidad de 2 a 3 mm/Hg. por segundo, mientras se ausculta en la arteria braquial la aparición de los ruidos de Korotkoff. Los resultados obtenidos con el esfignomanómetro no son extrapolables a los obtenidos con otros métodos. [5]

2.3.3 Ultrasonido (Doppler)

Es simple, no invasivo y exacto, especialmente en niños pequeños, o con hipotensión en quienes la técnica auscultatoria es insegura. El Doppler sustituye al estetoscopio. Se coloca el mango de presión en el brazo, se aplica el transductor plano del Doppler (que mide y recibe el ultrasonido generado) sobre la arteria radial o braquial, con interposición de gelatina de contacto. El mango se infla hasta por encima de la presión arterial sistólica estimada, luego se desinfla gradualmente, cuando se oye un ruido agudo, la presión que se lee o se inscribe en el manómetro es la presión arterial sistólica, no existe buena correlación con la presión arterial diastólica. [5]

2.3.4 Método Oscilométrico

Es el más usado en los hospitales. El aparato detecta la oscilación arterial. Cuando el mango es inflado a una presión por sobre la presión arterial sistólica y es gradualmente desinflado, se describen tres cambios en la magnitud de la onda de oscilación: Un súbito incremento en la amplitud de la oscilación es presión arterial sistólica, el aumento máximo en la amplitud corresponde a la presión arterial media (presión arterial media) y una súbita disminución en la amplitud a la presión arterial diastólica. (Presión arterial media: es el promedio de presión durante el ciclo cardíaco $\text{presión arterial media} = \text{presión arterial diastólica} + \frac{1}{3} (\text{presión arterial sistólica} - \text{presión arterial diastólica})$). Este método elimina errores del operador, especialmente cuando el sonido de Korotkoff es débil, es fácil de usar en niños pequeños críticamente enfermos, permite múltiples mediciones en corto período de tiempo, mejora el monitoreo de la presión arterial, no necesita entrenamiento prolongado del personal, mide con gran seguridad la presión arterial directa, proporcionando presión arterial sistólica, presión arterial media y presión arterial diastólica y la aplicación del mango es cómoda. La única desventaja es su costo. [5]

2.3.5 Registro Continuo de presión arterial

El estudio de ritmo circadiano de la presión arterial infantil ha recibido mayor atención en este último tiempo. El monitoreo de presión arterial por 24 horas ha resultado ser simple y exitoso en los niños pequeños, con la aparición de aparatos livianos y silenciosos que utilizan el método oscilométrico. [5]

3.4 Comunicación Celular.

La tecnología celular se ha convertido en una necesidad básica en estos días y su evolución apunta hacia la convergencia; es decir, mediante el uso de un sistema celular en muchos lugares del mundo ya se comenzado a tener acceso a distintos tipos de servicio haciendo uso de un teléfono celular. Por tal motivo se presenta información sobre una de las tecnologías de mayor auge en el mundo.

2.4 GSM.

2.4.1 Características de GSM

GSM (Global System for Mobile communications): Tecnología desarrollada en Europa perteneciente a una segunda generación de tecnología digital, al principio fue desarrollada para una operación en una banda de 900 Mhz y subsecuentemente fue modificada a las bandas de 1800 y 1900 Mhz.

Esta tecnología permite el Roaming internacional, lo que significa que podemos hablar desde el teléfono celular desde cualquier parte del mundo, ya que es el estándar de comunicaciones más usado en el planeta (Está presente en 143 países, y comunica a más de 300 millones de personas suscritas a 390 operadores móviles), además de que nos ofrece el servicio de transmisión de voz, datos y video.

El sistema GSM nos ofrece conversaciones privadas por medio de un proceso llamado encriptación; haciendo difícil la interferencia de la conversación, además de que por medio de autenticación la red detecta si alguna persona está haciendo uso de un equipo autorizado, con esto puede evitarse la clonación de teléfonos.

Además, la técnica de encapsulado de señal, inherente en la tecnología GSM, asegura un nivel óptimo de calidad de voz.

El uso de esta tecnología es a base de un chip que se inserta en un teléfono celular llamado SIM (Subscriber Identify Module) el cual tiene como funcionamiento controlar el acceso y personalizar el servicio.

Actualmente, hay compañías en México que ofrecen esta tecnología a bajos costos relativamente hablando. [7]

GSM utiliza una variación del acceso múltiple por división de tiempo (TDMA) y es la más utilizada de las tres tecnologías actuales de telefonía inalámbrica (TDMA, GSM y CDMA). GSM digitaliza y comprime voz y datos, y después los envía en un canal junto con otras dos series de datos del usuario en particular.

Opera en las bandas de frecuencia de 900MHz, 1800MHz y 1900MHz

Frecuencia 900 Mhz: Es la frecuencia más utilizada en Europa y en el mundo.

Frecuencia 1800 Mhz: Frecuencia utilizada en Francia, Alemania, Suiza, Inglaterra y Rusia.

Frecuencia 1900 Mhz: Frecuencia utilizada por todas las operadoras GSM de Estados Unidos, México, Canadá, Chile y Paraguay.

2.4.2 GPRS.

GPRS (General Packet Radio Service): es un Servicio de valor añadido que permite enviar y recibir información utilizando una red de telefonía móvil. El GPRS tiene algunas particularidades que se mencionan a continuación:

Velocidad: Teóricamente la velocidad máxima es de 171,2 Kilobits por segundo, esta velocidad se consigue utilizando a la vez los 8 slots. Esta velocidad es 3 veces superior a la que podemos alcanzar con las redes fijas actuales y 10 veces más rápido que el GSM actual.

*Tele-Monitoreo Inalámbrico de Presión Arterial
Para control de la Hipertensión Arterial.*

Inmediatez: GPRS facilita las conexiones instantáneas tan pronto como se necesita enviar o recibir información.

Nuevas Aplicaciones, mejores aplicaciones: debido a la mayor velocidad del GPRS, los desarrolladores de aplicaciones pueden mejorar las aplicaciones actuales y desarrollar nuevas aplicaciones.

Acceso a los servicios: Para poder utilizar GPRS se necesita: un teléfono que soporte GPRS (los teléfonos actuales no soportan GPRS), abonarse a un operador que tenga una red GPRS y que el operador nos permita el libre acceso a su red GPRS.

GPRS necesita introducir una interfaz para el intercambio de paquetes dentro de la red GSM actual. Esto permite al usuario usar un servicio de transmisión de datos basado en paquetes. Este cambio es muy complicado, sin embargo, la forma en la que se entregan los paquetes de GPRS standard hace que los operadores sólo tengan que añadir un par de nodos y actualizar el software que controla sus redes actuales.

SMS (Short Message Service): Servicio de mensaje de texto en el cual podemos mandar un mensaje de 160 caracteres a otros usuarios, cada red de telefonía móvil que soporta SMS tiene uno o más centros de mensajería para poder manejar todos los mensajes, este centro es llamado SMSC (Short Message Service Center).

Tarificación basada en la cantidad de kB usados y no en el tiempo de conexión.

2.5 Sistemas GPS

El sistema GPS (Global Positioning System) o Sistema de Posicionamiento Global es un sistema compuesto por un lado por una red de 24 satélites denominada NAVSTAR, situados en una órbita a unos 20.200 km. de la Tierra, y por otro lado por unos receptores GPS, que permiten determinar nuestra posición en cualquier lugar del planeta, bajo cualquier condición meteorológica. La red de satélites es propiedad del Gobierno de los Estados Unidos de América y está gestionado por su Departamento de Defensa (DoD).

2.5.1 Funcionamiento de Sistemas GPS

Cada satélite procesa dos tipos de datos: las Efemérides que corresponden a su posición exacta en el espacio y el tiempo exacto en UTC (Universal Time Coordinated), y los datos del Almanaque, que son estos mismos datos pero en relación con los otros satélites de la red, así como también sus órbitas. Cada uno de ellos transmite todos estos datos vía radio en forma ininterrumpida hacia la Tierra.

Cuando se enciende el receptor GPS portátil y se apunta la antena hacia el cielo, se empieza a captar y recibir las señales de los satélites, empezando por la más fuerte, de manera que puede empezar a calcular la distancia exacta hasta ese satélite, así como saber dónde buscar los demás satélites en el espacio.

Una vez que el receptor GPS ha captado la señal de, al menos, tres satélites, entonces puede conocer la distancia a cada uno de ellos y puede calcular su propia posición en la Tierra mediante la triangulación de la posición de los satélites captados, y nos la presenta en pantalla como Longitud y Latitud. Si un cuarto satélite es captado, esto proporciona más precisión a los cálculos y se muestra también la Altitud calculada en pantalla.



Figura 7. Sistema GPS

Teniendo en cuenta que el Sistema GPS fue diseñado y desarrollado para aplicaciones militares, debemos señalar que los receptores que podemos encontrar en el mercado son para uso civil, por lo que el Departamento de Defensa de los EEUU necesitaba tener una manera de limitar esa exactitud para prevenir que esta tecnología fuera usada de una manera no pacífica.

Para limitar su exactitud se incorporaron errores aleatorios a la señal, es decir, que los receptores civiles (no los militares) están sujetos a una degradación de la precisión, en función de las circunstancias geoestratégicas y geopolíticas del momento, que queda regulada por el Programa de Disponibilidad Selectiva del DoD de los EEUU o SA (Selective Availability). De todo ello se deduce que, habitualmente, los receptores GPS tienen un error nominal en el cálculo de la posición de aprox. 15 m. que pueden aumentar hasta los 100 m. cuando el DoD lo estime oportuno.

Si la utilización que se fuera a dar al receptor GPS requiriese más precisión aún, casi todas las firmas disponen de dispositivos opcionales DGPS (GPS Diferencial) que disminuyen el error hasta un margen de 1 a 3 metros. El DGPS consiste en instalar un receptor GPS en una situación conocida, de tal manera que este GPS dará errores de situación al compararlos con su exacta situación, y así poder determinar cual es el factor de error que está introduciendo cada satélite. Esta información se envía vía radio en una frecuencia determinada que puede ser captada por un receptor diferencial que la introducirá en el dispositivo GPS (preparado para DGPS) y éste calculará la nueva posición teniendo en cuenta este factor de error.

En síntesis, se puede entender el GPS como un sistema que facilita la posición de un usuario en la Tierra y su altitud, con una precisión casi exacta, incluso en condiciones meteorológicas muy adversas. Es muy importante comprender que el cálculo de dicha posición y altitud no se realizan a partir de los datos proporcionados por sensores analógicos de presión, humedad o temperatura (o una combinación de éstos) como en los altímetros, tanto analógicos como digitales, sino que se hace a partir de los datos que envía una red de satélites en órbita, y que proporciona la fiabilidad de estar usando la tecnología más sofisticada y precisa de la que el hombre dispone actualmente.

Lo que básicamente puede hacer un receptor de GPS por nosotros independientemente de sus características físicas y sus prestaciones específicas:

1. Calcular nuestra posición actual, con lo que, podemos localizarla en un mapa.
2. Guiar o encaminarnos hacia un destino seleccionado (rutas).
3. Guardar nuestra posición actual en memoria para ayudarnos a volver a ella cada vez que lo deseemos.

Es decir, con el GPS podemos saber dónde nos encontramos, dónde hemos estado y hacia dónde nos dirigimos.

Sea donde sea que nos encontremos, en un valle perdido, en una pista marcada, en el desierto, en el agua, o en el Polo Norte, un receptor GPS puede ser una parte absolutamente indispensable de nuestro plan de navegación y/o orientación.

2.5.2 Mapas, rutas, PC's Y GPS

Si se está planeando una ascensión, una excursión, etc., se puede extraer las coordenadas de la ruta usada de un mapa topográfico, introducirlas en una PC y posteriormente, exportarlas al receptor. Una vez al aire libre el usuario únicamente debe ir siguiendo las indicaciones de su GPS.

Por ejemplo, se pueden elaborar rutas sobre mapas, registrando en el receptor los puntos por los que se desea, o debiera pasar y, una vez sobre el terreno, activando esa ruta, una pantalla gráfica indicará si se está en el rumbo correcto o si se está desviando en alguna dirección; o utilizar la misma función en rutas reversibles, es decir, ir registrando puntos por los que se va pasando para luego poder volver por esos mismos puntos con toda seguridad. Con todos estos datos, el dispositivo GPS además puede indicar la velocidad a la que se está desplazando, si se mantiene el rumbo en línea recta, la velocidad media a la que se desplaza el usuario, la distancia recorrida, la duración de la actividad, etc. [8]

3. Sistema Propuesto

El sistema propuesto se muestra a continuación en un diagrama de bloques, debajo de este diagrama se halla una explicación más extensa de cada cuadro.

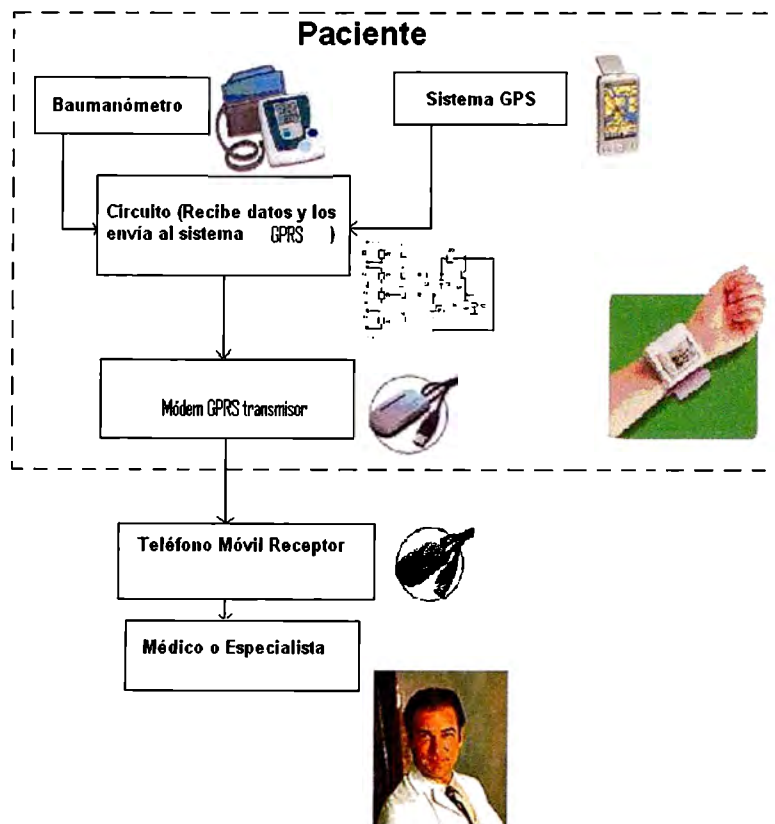


Figura 8 Diagrama de bloques del sistema

3.1 Baumanómetro

Se trabajará con el transductor de presión diferencial de la familia Motorola MPX5050GP a la salida del cual se añadirá una etapa de filtrado.

El circuito será activado por medio de una fuente pulsada que hará funcionar la bomba de insuflación durante 40 segundos. Se considera una fuente pulsada puesto que se pretende que el dispositivo sea portátil y sea alimentado por una batería y se requiere economizar el gasto de energía. El nivel de presión descenderá a razón de 2mmHg/s para obtener así la gráfica del método oscilométrico.

La etapa de filtrado consta de un filtro paso-altas y uno paso-bajas; las frecuencias de corte son de .5Hz y 50Hz respectivamente; con el filtro paso-altas se elimina la señal de D.C. y en conjunto con el paso-bajas obtenemos un filtro paso-bandas, a la salida del cuál obtendremos las oscilaciones características del modelo oscilométrico; esto es: con un aumento súbito se considerará la presión sistólica, con un decremento súbito la presión diastólica y la mayor amplitud representará la presión media.

Después de ser filtrada, la señal se hará pasar por un par de convertidores AD para ser procesada por el microprocesador y según los valores obtenidos ésta será almacenada, transmitida o bien desechada.

3.1.1 Diagramas Eléctricos.

MC80C52.

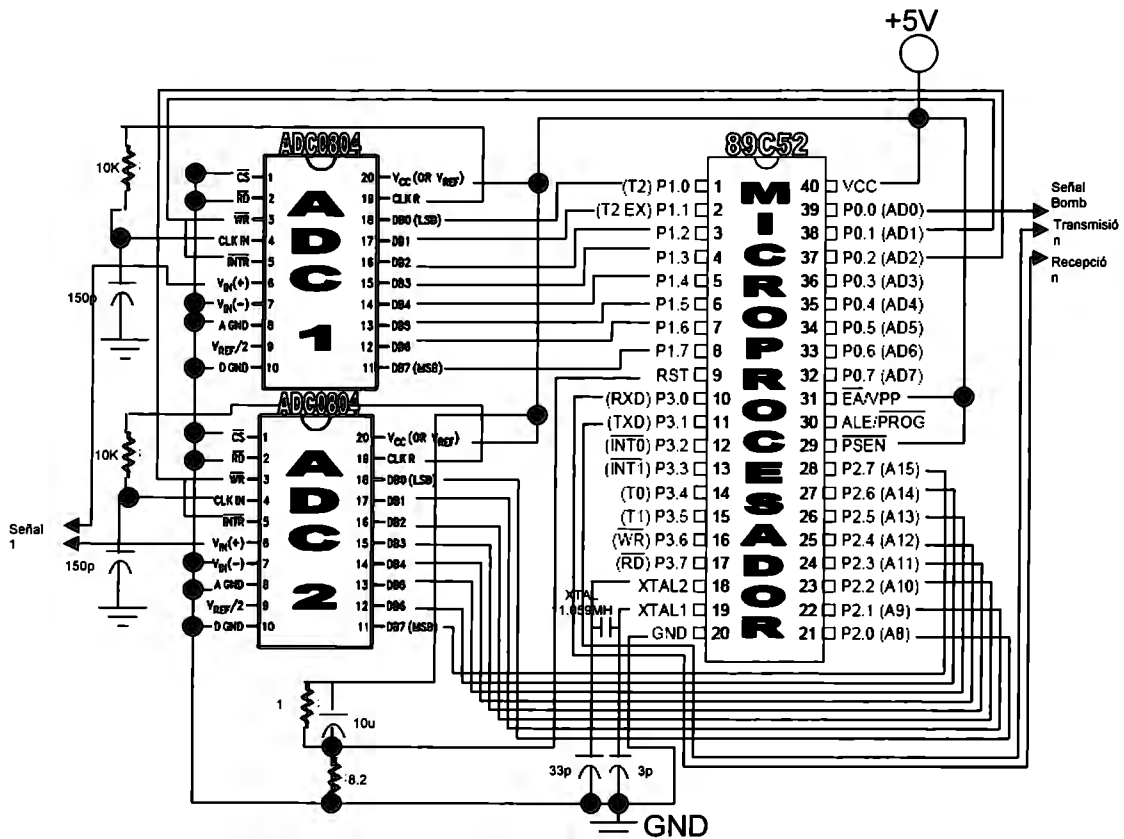


Figura 9 implementación de los ADC y el microprocesador

Filtros.

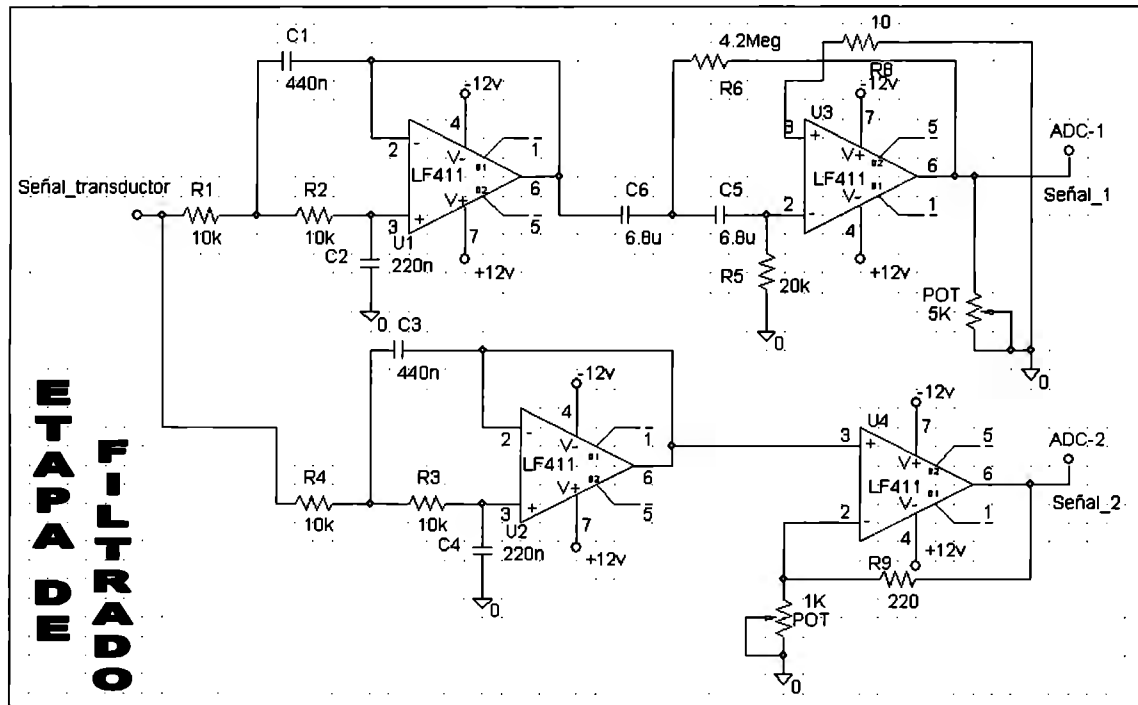


Figura 10. Filtros

MPX5050GP

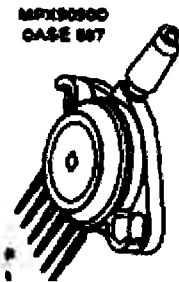


Figura 11. MPX5050GP (Transductor de presión)

Sistema de Alimentación.

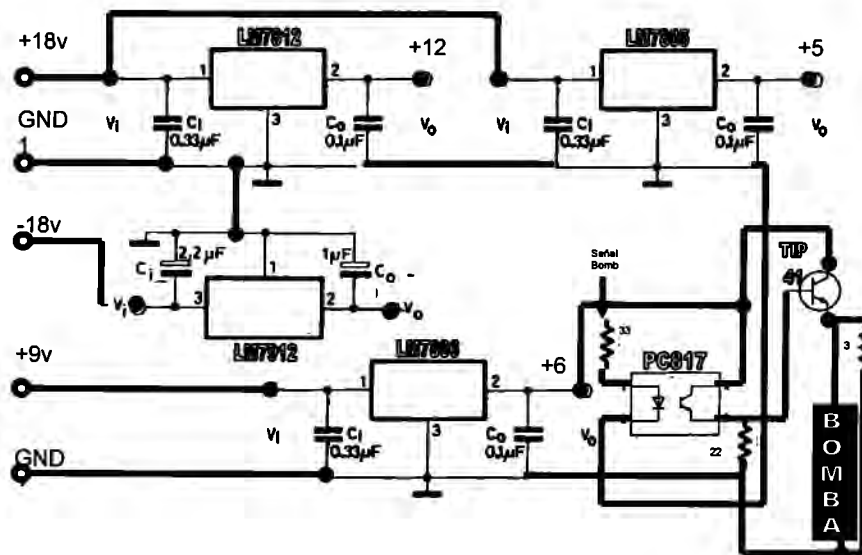


Figura 12. Sistema de alimentación

3.2 Sistema GPS

Se adquirió el sistema Garmin GPS 60 Navigator, el cual cuenta con una memoria de 1MB para mapas; precisión de +/- 5 metros; salida serial para el envío de datos. Con este dispositivo y haciendo uso del puerto serial es posible transmitir los datos de Longitud y Latitud según el meridiano de Greenwich hacia el microprocesador para que éste lo envíe a otra Terminal GPRS con la finalidad de poder brindarle al médico tratante la ubicación del paciente.

3.3 Módem GPRS.

Se hace uso del GM862 de la compañía Telit, así como de su tarjeta de evaluación para el envío de datos haciendo uso de la red GSM/GPRS. Este sistema es configurable para adaptarlo al baud rate que proporciona el microprocesador y es vía serial que recibe los datos necesarios de baumanómetro.

3.4 Dispositivo Receptor.

Este puede ser ya sea un teléfono móvil o en otras circunstancias otro módem GPRS conectado a una PC; en el proyecto actual solo se cuenta con un módem GPRS por lo tanto los datos que el receptor adquiere son simplemente los valores de sístole y diástole.

3.5 Software

Se realizó un programa en Visual Basic que tiene la opción de recibir datos por puerto serial. Este programa contiene los mapas de una región delimitada dentro de la ciudad de México y permite conocer la posición en latitud y longitud de una persona dentro del mismo. Dicho programa está diseñado de forma modular, por lo que permite futuras expansiones, en caso de que se requiera ampliar el proyecto.

4. Pruebas y Resultados

4.1 Baumanómetro.

El procedimiento para realizar nuestro circuito fue secuencial. Los pasos fueron de la siguiente forma:

- 1.-Se armaba un prototipo del componente (filtro pasoaltas, filtro pasobajas, adición del ADC, etc) en un protoboard, para revisar su correcto funcionamiento.
- 2.-Se hacían pruebas en las entradas y las salidas siempre que fuera necesario, como, por ejemplo, para los filtros.
- 3.-Se implementaba el componente en la tablilla del circuito. Una vez integrada al circuito se hacían pruebas a la salida (generalmente), para revisar que los datos fueran correctos.

Las pruebas que se realizaron fueron varias, algunas de estas pruebas son irrelevantes en el funcionamiento final (revisión de la alimentación, revisión de la continuidad del circuito, etc.) Las pruebas que consideramos más importantes se enlistan debajo.

4.1.1 Transductor.

Las pruebas que se hicieron inicialmente con el baumanómetro fue la respuesta en el osciloscopio de la bomba que obtuvimos. Lo que se realizó fue lo siguiente:

- 1.-Se colocaron las puntas del osciloscopio a la bomba que se tenía conectada a la manguera.
- 2.-Se prendió el motor de la bomba para observar su funcionamiento en el osciloscopio.
- 3.-Se verificaba la respuesta de la salida de la bomba al tapar manualmente la manguera y se observaba el tiempo que tardaba en cambiar la respuesta.

En las siguientes figuras se muestra la respuesta del transductor una vez que se ha encendido la bomba de insuflación. Las oscilaciones se deben a que se manipuló la manguera que se conecta al sensor de presión ejerciendo presión sobre ella.

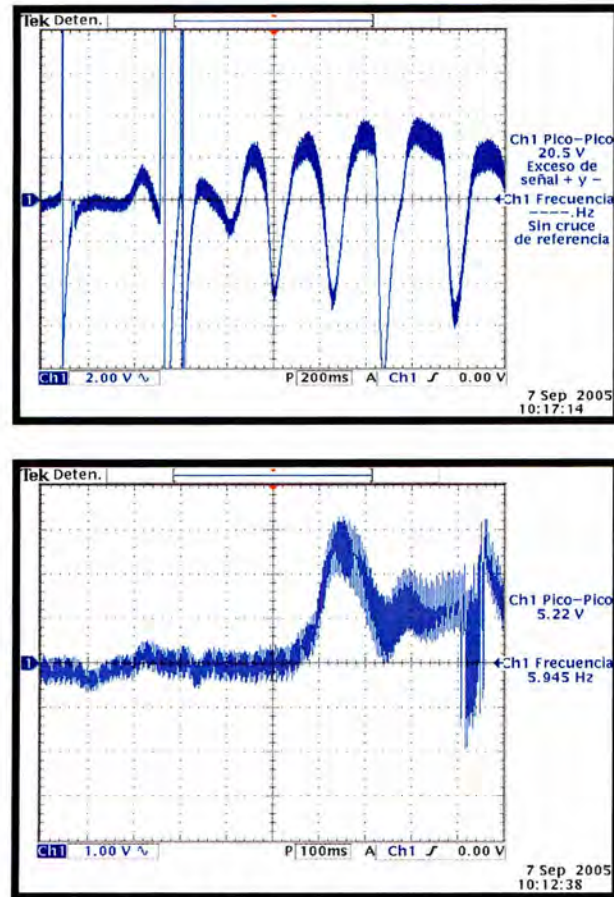


Figura 13. Pruebas del transductor

En las figuras de arriba se muestran las variaciones que se obtuvieron en voltaje al prender la bomba y tapar su salida. Podemos ver que los cambios casi no tuvieron ningún retardo (figura 13 superior), ya que respondieron a cada movimiento que hacíamos, en este caso, prender la bomba, verificábamos el tiempo que tardaba en cambiar. El tiempo fue casi instantáneo, lo suficiente como para no poder medirlo.

En la figura 13 inferior se capturó una parte de la figura 13 superior y se amplió en el tiempo. Esto se realizó para observar el tiempo que tardaba en cambiar y para observar el ruido que posteriormente podría complicar las mediciones introduciendo un error al circuito. Se nota que hay ruido, pero, como más adelante veríamos, es prácticamente despreciable.

4.1.2 Filtrado.

Para los filtros se realizaron pruebas en el prototipo que se colocó en el protoboard, sin embargo, las pruebas más importantes se hicieron una vez implementado estos filtros en el circuito final.

Las pruebas que se realizaron siguieron este procedimiento:

- 1.-Se armaba el prototipo (en este caso cada uno de los filtros) en el protoboard y se verificaban su salida y entrada. Una vez evitado errores simples (mal conectados, error en la colocación de algún componente o de alguna alimentación, etc.) se copiaba el diseño para su implementación.
- 2.-Se implementaba el prototipo diseñado en el circuito final.
- 3.-Se verificaban la continuidad del circuito y errores comunes de soldadura, cortos, etc.
- 4.-Con un osciloscopio se verificaba la salida esperada. Si la salida era evidentemente incorrecta volvíamos al punto 2.
- 5.-Si la señal obtenida era correcta, pero se podía mejorar, buscábamos la forma de mejorarlo.
- 6.-Se volvían a obtener las gráficas de la salida en el osciloscopio hasta que los resultados fueran satisfactorios.

Para las gráficas de abajo, las respuestas de las salidas corresponden para la figura 14 superior al paso 4 y la inferior al paso 6, las cuales se describen más abajo.

Se encendió la bomba de insuflación presionando de manera manual la manguera que se conecta al transductor con la finalidad de registrar en el osciloscopio la señal antes y después de la etapa de filtrado obteniendo las siguientes gráficas.

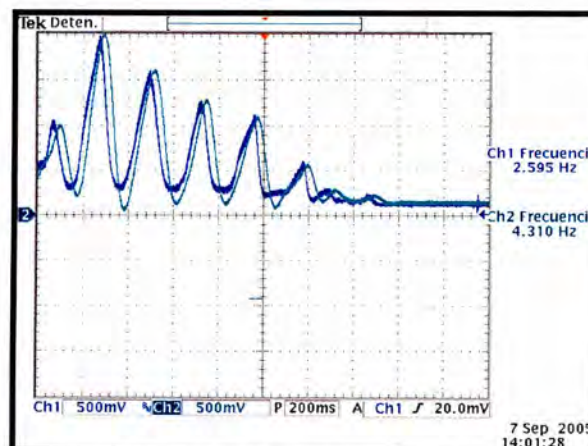
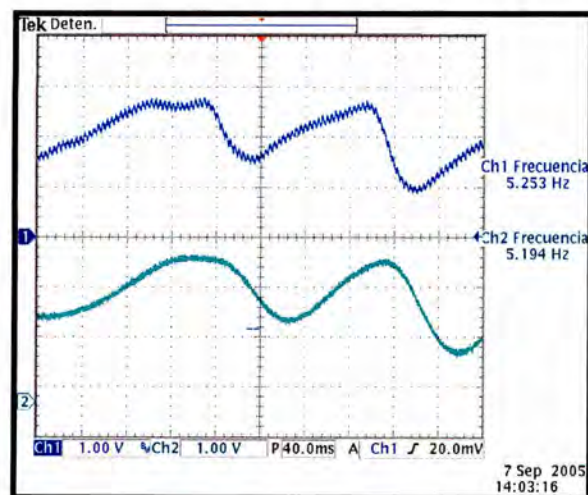


Figura 14. Pruebas del filtrado

En la figura 14 superior se muestra la salida después de los filtros. En estas pruebas los resultados que pretendíamos obtener era una salida de la señal idéntica a la entrada, en realidad, esta prueba fue para revisar que los filtros no afectaran a la señal principal. Si los filtros afectaban dicha señal, el error de medición podía ser muy alto.

En la figura 14 superior se pueden notar, con una señal de prueba (que no era la señal real, pues no disponíamos en ese momento del circuito suficiente para realizar dicha señal) que después de los filtros había un pequeño retardo de la señal. En azul se muestra la señal original, mientras que en verde se muestra la señal después de los filtros. Esto podía afectar adelante, ya que algunos valores del final podían ser truncados. Para evitar esto se consultó a profesores especialistas en electrónica, que nos recomendaron usar filtros KRC, ya que su frecuencia de corte es más exacta, tienen más precisión y además no tienen desfase (que era el error principal que deseábamos eliminar)

En la figura 14 inferior se muestra la salida de los filtros KRC, los cuales fueron mucho más precisos que los anteriores (estos filtros eran simples filtros de segundo orden) Además, para esta prueba ya podíamos producir una señal muy similar a la que deseábamos obtener del baumanómetro. Se pueden notar que la señal de salida es prácticamente igual. En azul se muestra la señal original, mientras que en verde se muestra la señal después de los filtros. Este sistema de filtrado fue el que usamos hasta el final.

También se obtuvo el diagrama de bode de manera manual del filtro paso bajas y se muestra a continuación la gráfica obtenida de la respuesta de dicho filtro.

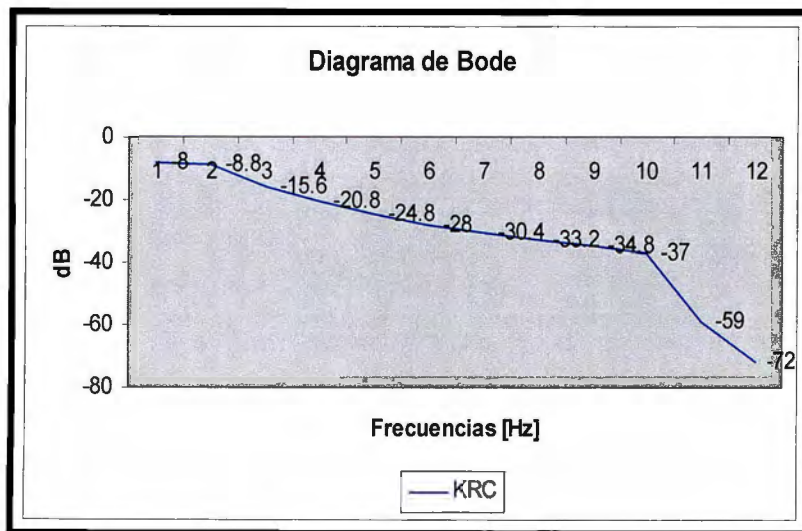


Figura 15 Diagrama de Bode

En la gráfica de arriba se muestra el diagrama de Bode obtenido, sin embargo, podemos ver que tiene errores de medición. Estos errores se debieron a un mal cálculo de los valores de respuesta del filtro. Para evitar que saliera una gráfica tan desviada decidimos sacar más valores y hacer la señal más amplia en la frecuencia de forma que se pudiera apreciar mejor la respuesta de estos filtros.

La gráfica anterior está claramente achatada de la frecuencia, lo que puede producir altos errores de interpretación.

Después de hacer varias mediciones, decidimos incluir las tres mejores que obtuvimos. Tienen ciertas variaciones despreciables y una vez alargada la parte de la frecuencia se observan mejor las respuestas de este filtro. También debemos indicar que con obtener la salida de este filtro (pasobajas) ya no es necesario realizar las pruebas en los otros filtros, ya que, al hacer el cambio de filtros KRC se hicieron todos con la misma aproximación (Sallen Key), usando la misma arquitectura, el mismo factor de calidad y también el mismo orden.

Antes de mostrar los resultados, hicimos una simulación en TINA de nuestro filtro, para poder compararlo con las pruebas reales.

Simulación

El circuito (filtro) que se simuló se muestra a continuación:

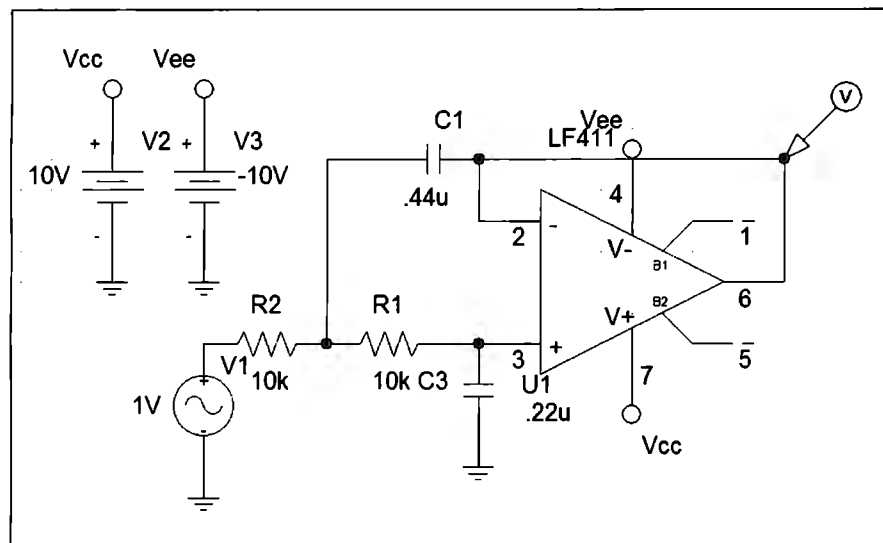
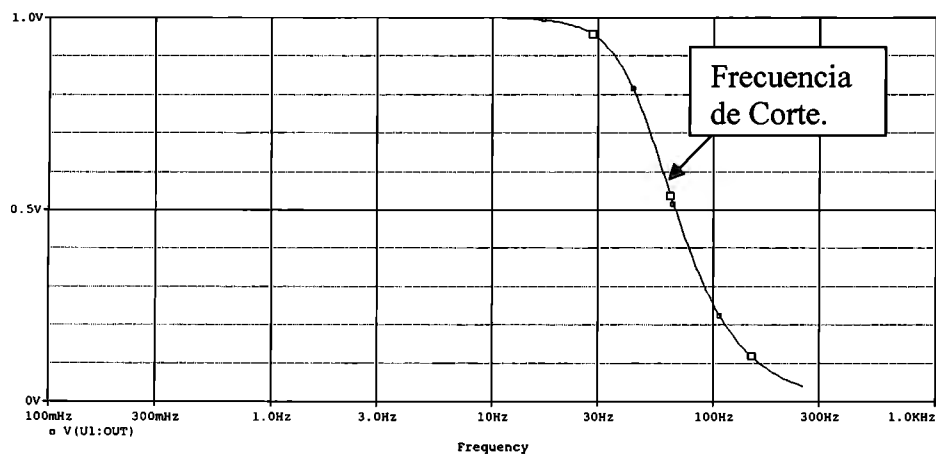


Figura 16. Filtro simulado

El diagrama de Bode obtenido (y que es ideal) es el siguiente:



Filtro 17. Diagrama de Bode

Se nota claramente la frecuencia de corte a 50 Hz.

Los resultados obtenidos fueron los siguientes:

Prueba 1

La tabla obtenida se muestra a continuación:

Hz	dB
5	-0.92
10	-0.89
15	-1.02
20	-1.41
25	-1.26
30	-1.48
35	-1.87
40	-1.71
45	-2.64
50	-2.87
55	-3.74
60	-5.21
65	-6.91
70	-9.13

Tabla 4.- Valores de frecuencia y Decibels del filtro para la prueba 1.

La gráfica obtenida fue la siguiente:

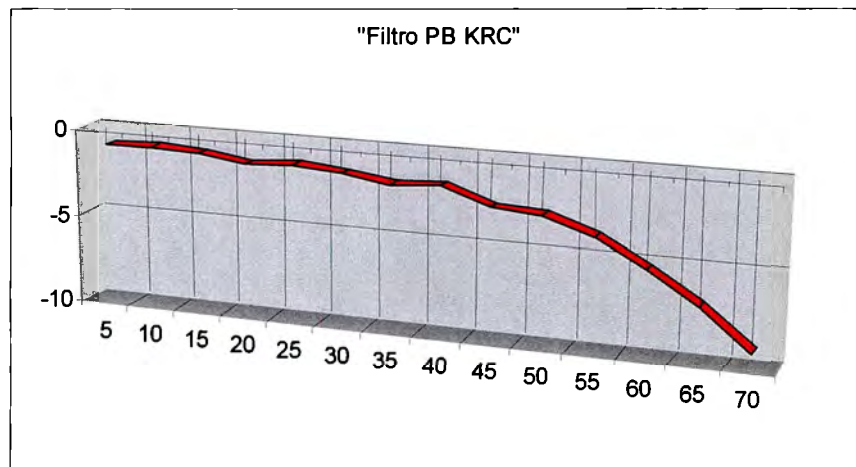


Figura 16.- Diagrama de Bode, prueba 1

Podemos notar en la gráfica anterior que el filtro responde correctamente, ya que la frecuencia de corte está 3 DB debajo de la máxima. En la Tabla 1 se nota en rojo esta frecuencia de corte (a 50 DB) que está en 2.87 (que es casi los tres decibeles deseados)

Prueba 2

La segunda prueba se hizo casi instantáneamente después de la primera. La tabla obtenida fue la siguiente:

Hz	dB
5	-0.88
10	-1.07
15	-1.05
20	-1.18
25	-1.32
30	-1.39
35	-1.72
40	-1.91
45	-2.91
50	-3.08
55	-3.94
60	-6.15
65	-7.03
70	-9.52

Tabla 5.- Valores de frecuencia y Decibels del filtro para la prueba 2.

La gráfica que se obtuvo de los datos anteriores fue la siguiente:

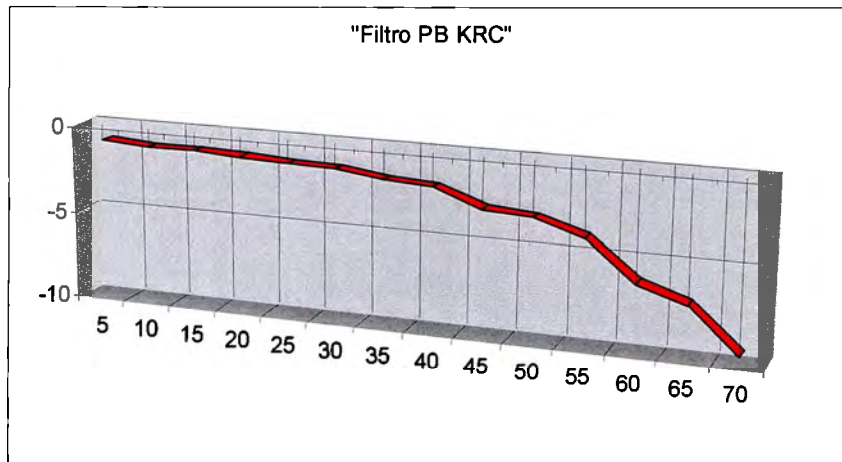


Figura 17.- Diagrama de Bode, prueba 2.

Podemos notar una gráfica similar a la figura 16, con pequeñas variaciones. Ahora, a 50 Hz se halla 3.08 DB debajo de la frecuencia máxima (o Hz)

Prueba 3

Finalmente, se realizó una tercera prueba (en realidad se hicieron otras tres) cerca de veinte minutos después de la quinta prueba (al ser básicamente muy similares a las dos primeras pruebas, sólo se dejaron las primeras dos), sólo para verificar que las mediciones anteriores fueran correctas. Los datos obtenidos fueron los siguientes:

Hz	dB
5	-0.72
10	-0.97
15	-1.08
20	-1.22
25	-1.26
30	-1.49
35	-1.52
40	-1.68
45	-2.58
50	-3.21
55	-4.07
60	-5.98
65	-6.92
70	-8.89

Tabla 5.- Valores de frecuencia y Decibels del filtro para la prueba 2.

La gráfica obtenida es la que se muestra debajo:

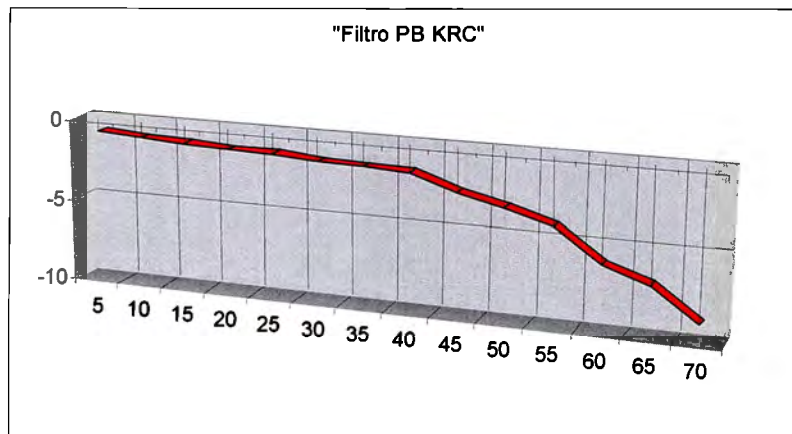


Figura 18.- Diagrama de Bode, prueba 3

De la gráfica anterior vemos un ligero cambio en la frecuencia de corte, de hecho, este fue el máximo de las tres pruebas posteriores. La frecuencia de corte, de todas maneras, sigue siendo de aproximadamente 3 DB (3.21 DB)

4.1.3 Prueba Integral.

Se tomó la presión arterial en situaciones normales y se comparó la misma con los resultados obtenidos con un baumanómetro digital comercial en 15 ocasiones obteniendo resultados similares en las mediciones.

A continuación se muestra una gráfica con la respuesta de una de éstas mediciones, misma que se explicará el procedimiento por el cual se obtiene el valor de la presión arterial.

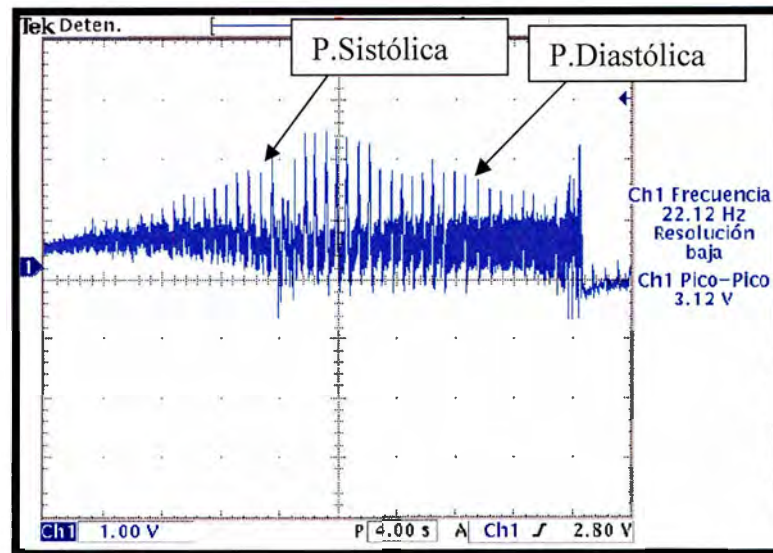


Figura 19 Presiones

Como se puede apreciar la escala del osciloscopio nos muestra que equivale a 1V por división; de este modo podemos localizar el pico correspondiente a la presión sistólica en aproximadamente 2 voltios y es el señalado por la flecha de la izquierda. De antemano encontramos que la presión máxima que registra el transductor a los 5 voltios es de aproximadamente 305mmHg, por lo tanto se realiza una regla de tres para encontrar el valor aproximado de la presión sistólica de la siguiente forma:

$$P_s = 305 * \frac{2}{5} = 122 \text{ mmHg}$$

Para encontrar la presión diastólica se sigue el mismo procedimiento; solo que ésta vez se localiza el pico antes de que éste se pierda en el ruido del motor. Éste pico se encuentra en aproximadamente 1.5 voltios por lo tanto:

$$P_d = 305 * \frac{1.5}{5} = 89.7 \text{ mmHg}$$

Dichos valores se encuentran en el rango de normalidad en una persona promedio; por otro lado los picos que se busca encontrar son lo suficientemente grandes como para pensar que el ruido pudiera presentar alguna inconveniencia.

4.1.4 Sistema vs Baumanómetro Digital

Se realizaron quince mediciones con nuestro sistema y con el baumanómetro digital Sunshine Z46. Se escogieron a cinco voluntarios para realizar las pruebas. Se hizo esto por que necesitábamos esperar un tiempo prudencial entre una medición y otra antes de que se distorsionara demasiado. Al ser los cinco voluntarios personas entre 20 y 25 años el tiempo promedio a esperar era de entre 10 y 15 minutos.

Además, y siguiendo los datos de nuestra investigación, se realizaron las pruebas aproximadamente a las cinco de la tarde, para evitar que los voluntarios hubieran tomado café o fumado en un periodo corto de tiempo (pág. 18), también se preguntó a los voluntarios se habían realizado alguna de éstas actividades en un período de tiempo menor a dos horas, a lo que todos contestaron que no lo habían hecho.

Los pasos que se realizaron para dichas pruebas fueron las siguientes:

- 1.-Se preguntó a cada uno de los voluntarios su situación en cuanto a presión arterial antes de la prueba. Evidentemente se realizó este punto sólo una vez para cada voluntario. Ninguno de los voluntarios dijo haber presentado hipertensión arterial o hipotensión arterial. Ninguno de los voluntarios dijo presentar síntomas de presión arterial baja o alta.
- 2.-Se le colocaba a dicho voluntario nuestro circuito en el brazo (arriba del corazón, en la parte superior del codo, siguiendo las especificaciones de la página 17 y 18) y se le preguntaba al paciente si tenía alguna molestia o si se hallaba ansioso por algo. En ninguna de las pruebas hubo problemas de este tipo, los voluntarios se hallaban relajados.
- 3.- Los voluntarios apoyaban su brazo sobre una mesa para mejorar los resultados.
- 4.-Se prendía la bomba de insuflación y se dejaba trabajar al circuito. Por medio del programa del microprocesador la bomba se detenía automáticamente al llegar al tope.
- 5.-Una vez la señal quedaba graficada en el osciloscopio se seguía un procedimiento de regla de tres para obtener su valor de sístole y de diástole.
- 6.-Una vez concluida la operación el voluntario esperaba un tiempo de quince a veinte minutos mientras se realizaba la prueba con el circuito a otro voluntario.
- 7.-Pasado el tiempo estimado de reposo, se repetía la prueba en el voluntario usando el baumanómetro digital (Sunshine Z46)
- 8.-Se repetía el proceso para cada uno de los voluntarios.

Finalmente se comparaban los valores obtenidos con nuestro sistema y con el baumanómetro digital. A continuación se muestran cada una de las pruebas que se realizaron en nuestro sistema obtenidas en el osciloscopio.

Nota.- La primera prueba realizada con uno de los integrantes del equipo (José Alberto Merino) se muestra como ejemplo en el punto anterior (5.1.3), así que ya no se incluye, aunque los valores obtenidos sí se muestran en la Tabla de Pruebas al final de este punto.

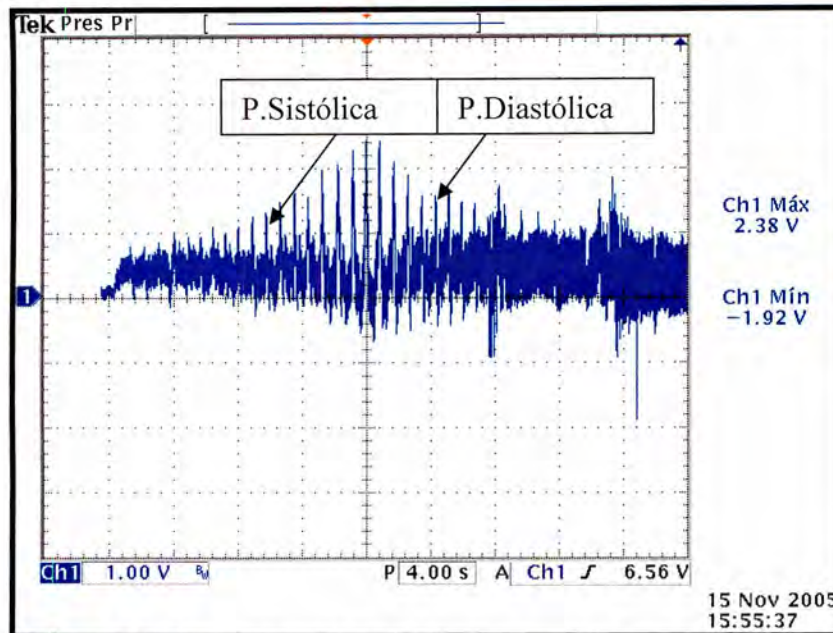


Figura 20 Gráfica obtenida en el osciloscopio de nuestro sistema (José Alberto Merino)

En la gráfica superior se muestra la señal obtenida en nuestro dispositivo del primero de nuestros voluntarios (José A. Merino) LA gráfica es muy parecida a la que se desea obtener claramente. Se notan tanto lo presión sistólica como la diastólica sin muchos problemas.

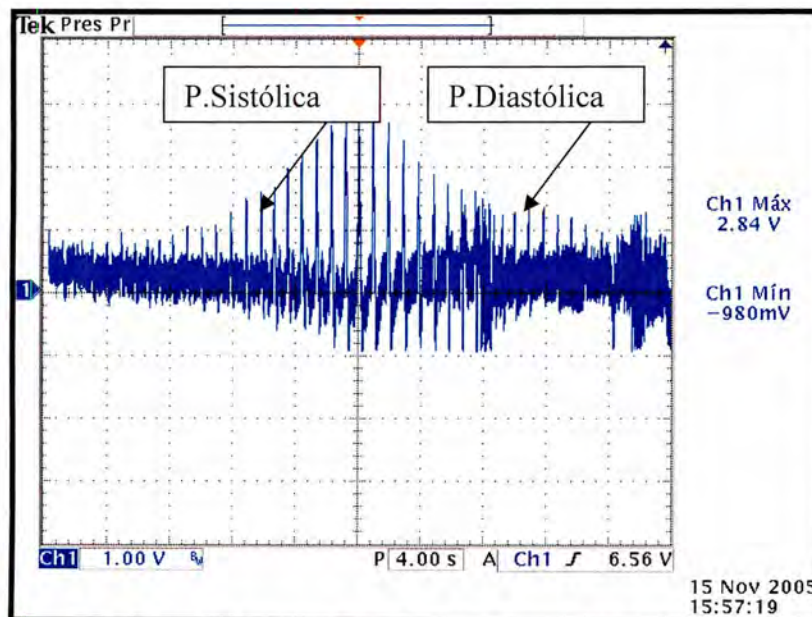


Figura 21 Gráfica obtenida en el osciloscopio de nuestro sistema (Miguel Ángel Quevedo)

En la gráfica anterior se muestra la salida obtenida del voluntario Miguel A. Quevedo. Se notan los cambios claramente de una persona a otra, para este caso en particular, al ser la primera prueba, tanto la presión diastólica como la sistólica son fácilmente visibles.

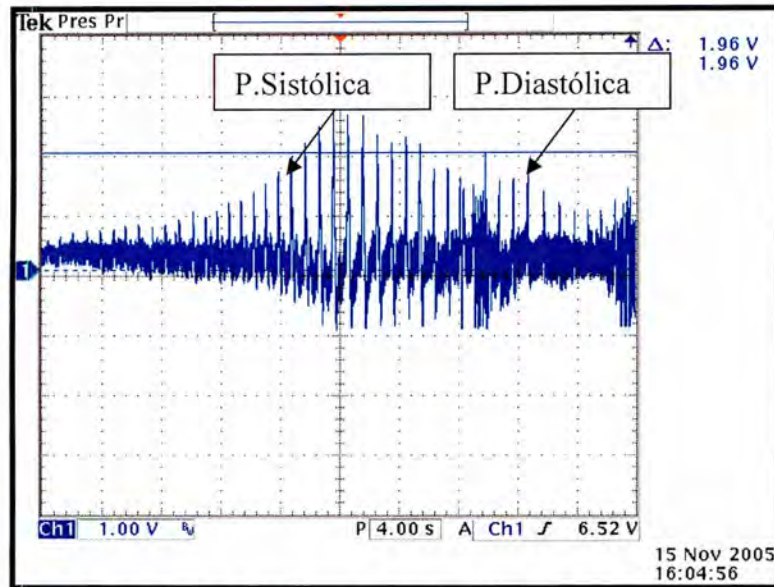


Figura 22 Gráfica obtenida en el osciloscopio de nuestro sistema (Miguel Ángel Quevedo)

En la gráfica anterior se muestra la segunda prueba hecha al sujeto Miguel A. Quevedo. Se nota una gran similitud entre la figura 19 y la 18. Entre los cambios más visibles son una presión diastólica más marcada y una presión sistólica un poco más difusa. Ambos se deben a que era ya una tercera prueba en menos de una hora, sin embargo, son relativamente despreciables. (La primer prueba fue con nuestro sistema, la segunda con el baumanómetro digital y la tercera es la que se explica arriba)

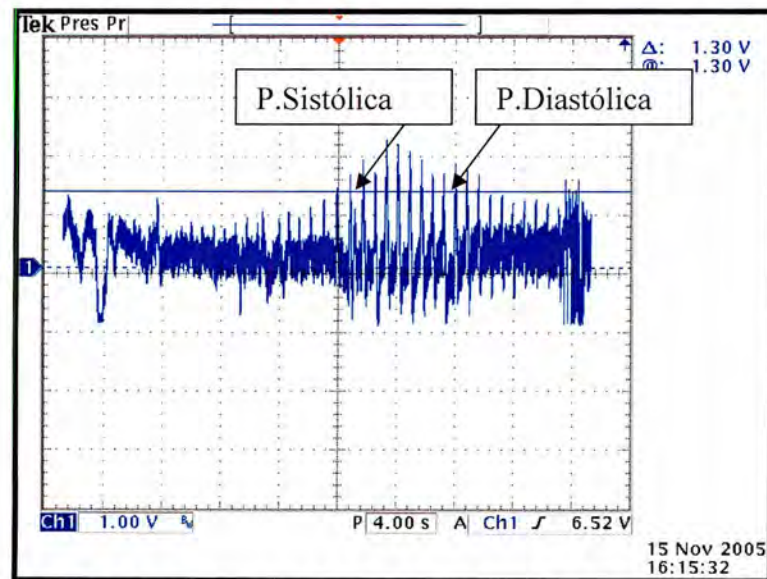


Figura 23 Gráfica obtenida en el osciloscopio de nuestro sistema (Juan Salvador Cabello)

En la gráfica superior se muestra la salida obtenida del circuito al probarlo en el voluntario Juan S. Cabello. La presión es claramente baja. Podemos notar que nuestro circuito fue hecho para mediciones hipertensas, y que las mediciones de presión relativamente bajas a hipotensas se vuelven más difusas y menos exactas. Sin embargo, tanto la presión sistólica como la diastólica son notables.

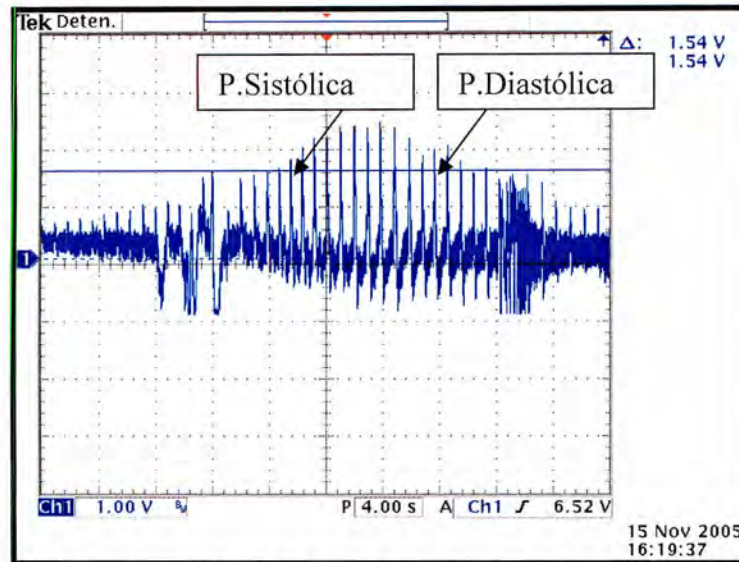


Figura 24 Gráfica obtenida en el osciloscopio de nuestro sistema (José Alberto Merino)

Arriba se muestra la segunda prueba hecha sobre el voluntario José A. Merino. Se nota, al igual que en la segunda prueba del sujeto Miguel A. Quevedo, una presión sistólica más difusa (es poco realmente) y una presión diastólica más marcada, debido al ser su tercer prueba en poco menos de una hora.

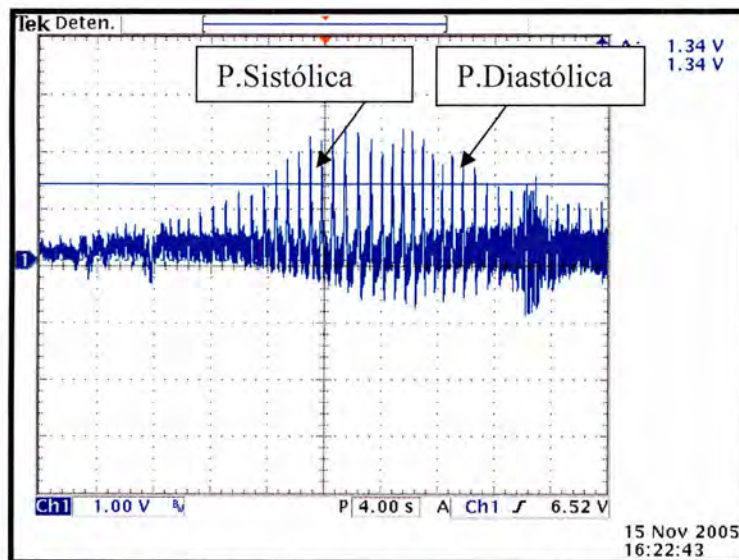


Figura 25 Gráfica obtenida en el osciloscopio de nuestro sistema (Raymundo Rodríguez)

En la gráfica anterior se muestra la señal de salida del sujeto Raymundo Rodríguez. Podemos notar que su presión es correcta al tener la p. Sistólica marcada al igual que la diastólica. Ambas son fácilmente identificables.

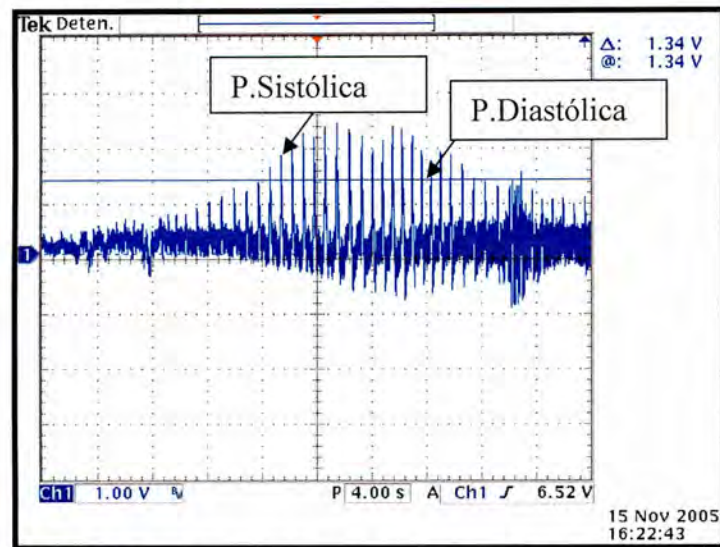


Figura 26 Gráfica obtenida en el osciloscopio de nuestro sistema (Eduardo González)

En la gráfica anterior se muestra la señal de salida del quinto sujeto a prueba, Eduardo González. Se nota cierta difusión de la presión media (que no es importante ni relevante para nuestro sistema) debido tal vez a que no se hallaba colocado de forma cómoda o tal vez por causa de un movimiento del brazo en ese preciso momento. Sin embargo, tanto la presión sistólica como la diastólica son claramente visibles.

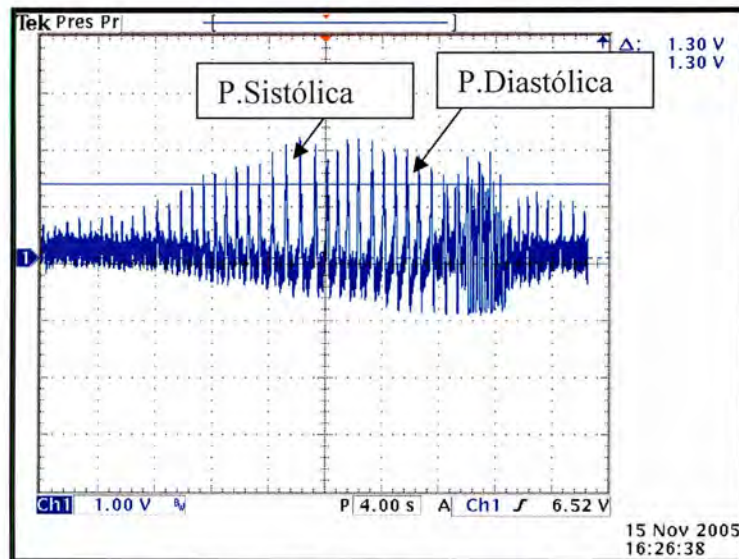


Figura 27 Gráfica obtenida en el osciloscopio de nuestro sistema (José Alberto Merino)

Arriba se muestra la quinta prueba del sujeto José A. Merino. Se nota una decaída de la presión media (debido, probablemente a un movimiento del brazo en el momento de la medición) Se notan todavía con claridad tanto la presión sistólica como la diastólica, sin embargo, por la difusión de la primera presión (sistólica) y la marcada presión diastólica, nos induce a pensar en sólo realizar unas dos o tres pruebas más en el sujeto antes de que las mediciones se vuelvan insatisfactorias o incorrectas.

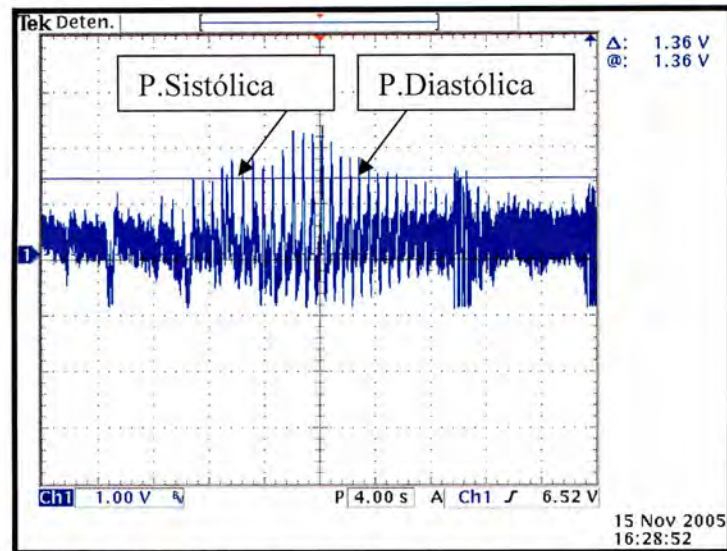


Figura 28 Gráfica obtenida en el osciloscopio de nuestro sistema (Mauricio Hernández)

En la gráfica de arriba se muestra la señal de salida del sujeto Mauricio Hernández. Se nota una presión sistólica marcada y una presión diastólica más difusa. La presión media es muy clara, por lo que el sujeto se hallaba bien relajado durante la medición.

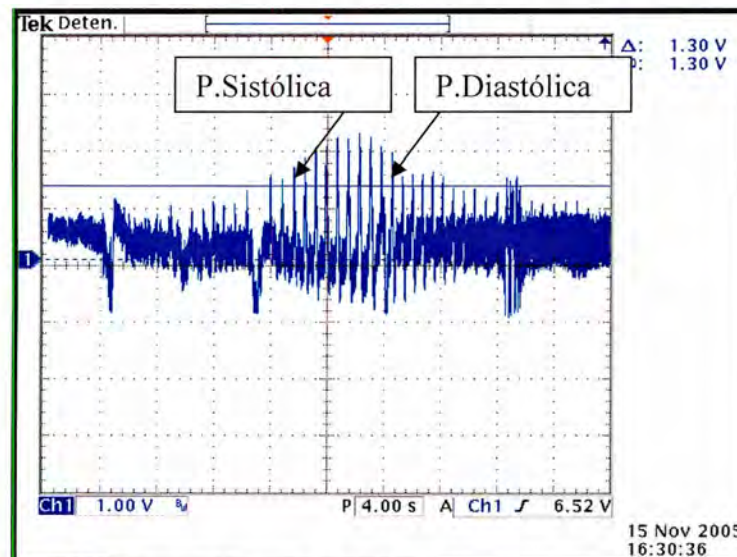


Figura 29 Gráfica obtenida en el osciloscopio de nuestro sistema (Miguel A. Quevedo)

Prueba realizada sobre el sujeto Miguel A. Quevedo. Tanto la presión diastólica como la sistólica se hallan difusas, y sólo con el uso de las barras del osciloscopio es posible verificar la magnitud de éstas. Esto se debe claramente al ser la quinta prueba de este sujeto en un periodo menor de dos horas. Aunque los valores siguen siendo relativamente correctos, podemos deducir un cambio claro en su presión. Si se hubiera realizado una prueba más, probablemente los datos obtenidos serían muy poco confiables e incorrectos, además de probablemente confundir la presión media con las sistólica probablemente.

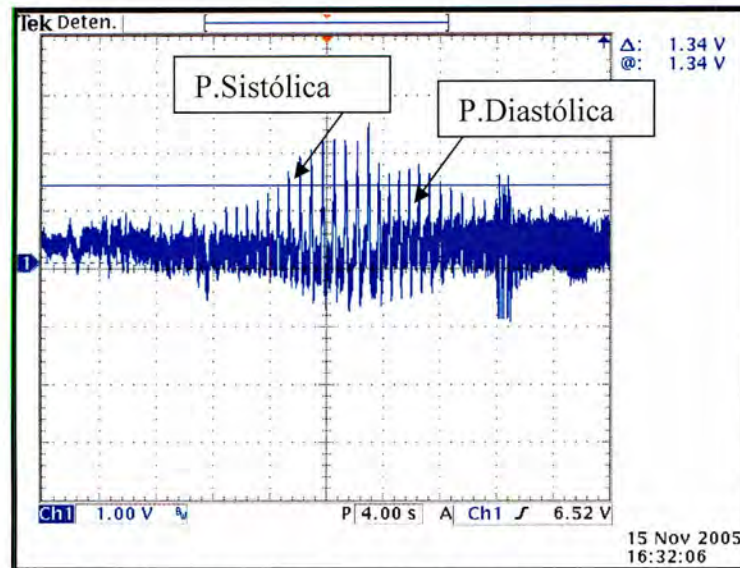


Figura 30 Gráfica obtenida en el osciloscopio de nuestro sistema (José Alberto Merino)

Prueba realizada con el sujeto José A. Merino. Al igual que la anterior prueba (figura 26), se nota una difusión de la presión sistólica que puede llegar a confundirse con la media en caso de una siguiente prueba, aunque todavía es distinguible. La presión diastólica es un poco más marcada, esto es por que se debe a personas diferentes probablemente.

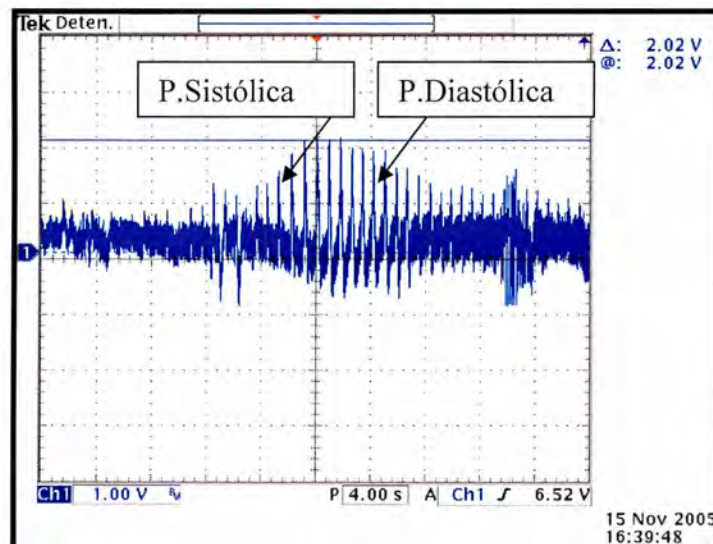


Figura 31 Gráfica obtenida en el osciloscopio de nuestro sistema (Eduardo González)

En la gráfica de arriba se muestra la señal de salida del sujeto Eduardo González. Se muestra una presión sistólica un poco difusa, aunque todavía es distinguible. La presión diastólica es también un poco difusa, sin embargo, con el uso de las barras horizontales del osciloscopio se pueden obtener los valores nominales de voltaje.

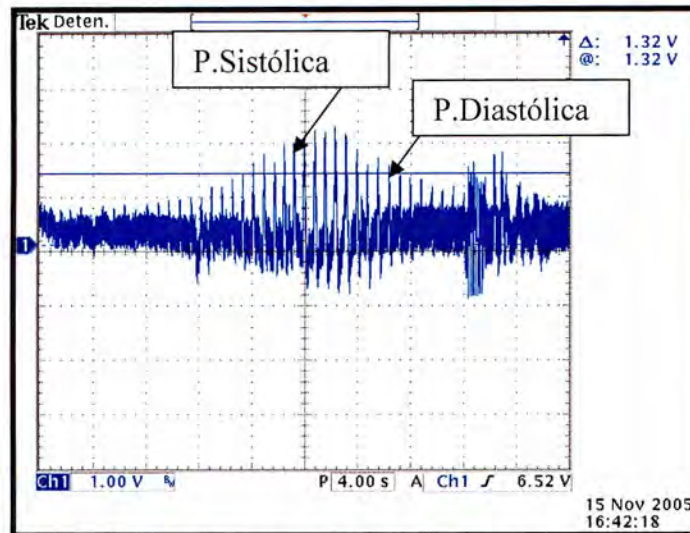


Figura 32 Gráfica obtenida en el osciloscopio de nuestro sistema (Juan S. Cabello)

Arriba se muestra la señal de salida del circuito probado en el sujeto Juan S. Cabello. Se nota una presión sistólica algo difusa al no ser su primera prueba, además de probablemente tener la presión relativamente baja. La presión diastólica es notable y fácilmente calculable.

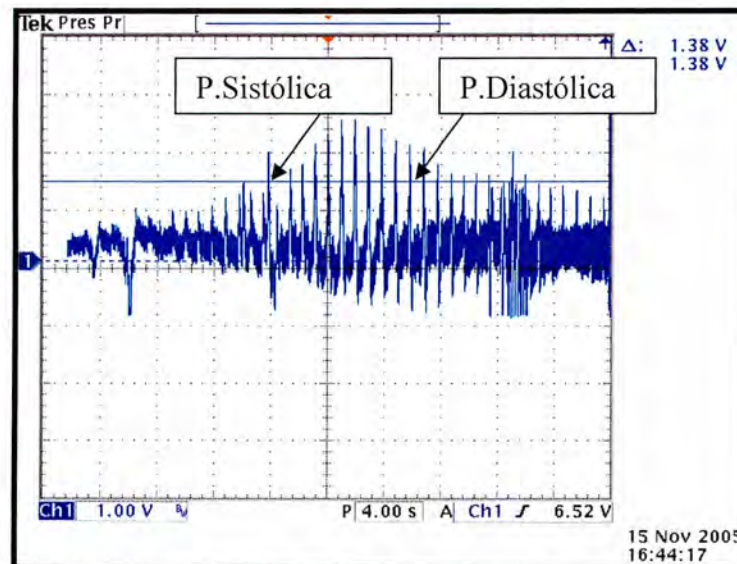


Figura 33 Gráfica obtenida en el osciloscopio de nuestro sistema (Raymundo Rodríguez)

Arriba se muestra la señal de salida de la prueba realizada en el sujeto Raymundo Rodríguez. Se nota una abrupta presión sistólica debido a un movimiento abrupto del brazo. Sin embargo, la medición es correcta, lo que nos induce a pensar que el sujeto podría estar caminando y moviendo los brazos y la señal seguiría siendo la deseada, siempre y cuando no sea muy brusco dicho movimiento. La presión diastólica es un poco más difusa, pero notable.

Debajo se muestra una tabla con los valores obtenidos mediante el osciloscopio y mediante el baumanómetro digital. De esta forma pudimos evaluar nuestro sistema y su margen de error, que no es considerable:

Número de Prueba (Prueba 1= Figura 12)	Baumanómetro del Proyecto	Baumanómetro Digital (Sunshine Z46)
1	122/89.7 mmHg	128/85 mmHg
2	120/91.1 mmHg	126/87 mmHg
3	115/79 mmHg	119/83 mmHg
4	120/94 mmHg	126/88 mmHg
5	118/82 mmHg	124/89 mmHg
6	115/80 mmHg	119/84 mmHg
7	116/83.5 mmHg	120/81 mmHg
8	122.8/79.82 mmHg	129/84 mmHg
9	122.8/82.270 mmHg	129/88 mmHg
10	123/86 mmHg	128/90 mmHg
11	124.028/78.592 mmHg	128/85 mmHg
12	122.8/81.048 mmHg	127/85 mmHg
13	126/84 mmHg	131/89 mmHg
14	125.2/83 mmHg	130/90 mmHg
15	122.56/85 mmHg	128/91 mmHg

Tabla 19 Valores de presión obtenidos con nuestro sistema y el baumanómetro digital.

En las pruebas se obtuvo un margen de error medio de 5.8 mmHg. En algunos casos los valores cambiaban casi 7 mmHg, consideramos que esto se debe a que las pruebas se hicieron en un rango de tiempo menor a dos horas, sin embargo, el error no es tan grande como esperábamos. Como se puede apreciar en todas las imágenes obtenidas por el osciloscopio la gráfica obtenida tiene la forma de la gráfica esperada. Incluso, nuestro sistema sigue siendo relativamente fiel a los cambios que tiene el baumanómetro digital, es decir, si el baumanómetro digital obtiene una presión incorrecta debido a una causa externa (como que el sujeto se halle ansioso, o haya realizado intenso esfuerzo físico entre cinco y diez minutos antes, un movimiento del brazo, etc.) nuestro sistema también obtiene una señal de salida con ese error. En realidad, no hay error, ya que dicha presión es la que tiene el sujeto en ese momento, aunque, por las razones que se explican en capítulos anteriores (página 17 y 18) esa medición es de poca ayuda para el especialista.

Nota.- Todas las personas a las que se les midió la presión arterial para las pruebas anteriores están entre los 20 y los 25 años de edad, no presentaban síntomas de hipertensión o hipotensión y no habían consumido café ni alcohol, ni tabaco en un periodo menor de tres horas, ni tampoco habían realizado un trabajo físico extenuante.

4.2 Sistema GPS.

A continuación se describen las pruebas que se realizaron durante una semana en el mes de Octubre para determinar de manera experimental la respuesta del GPS en distintas situaciones.

4.2.1 Altura.

Se realizó esta prueba dentro de un edificio, subiendo y bajando pisos para encontrar las características de salida del sistema en esta situación encontrando que la altura varía considerablemente y es difícil de calcular ya que con cuatro satélites dicho dato no es muy confiable. Se necesitan al menos seis satélites para que la altura marcada sea la correcta o al menos la más cercana a la realidad.

4.2.2 Movimiento.

Para realizar esta prueba se caminó distancias de mas de 1km recibiendo datos del GPS constantemente en la vía pública; obteniendo los siguientes resultados: la señal de GPS varía instantáneamente la posición con el movimiento del portador, es decir, calcula la posición a cada paso del usuario. Observando también que por cada metro recorrido el valor de ubicación cambia a razón de casi 2 minutos por metro.

4.2.3 Situaciones Climatológicas.

En el período de tiempo en el que se realizaron las pruebas se tuvo la fortuna de experimentar con distintos tipos de climas por lo que encontramos los siguientes resultados; en días con alta nubosidad la señal es baja, aunque no se perdió dicha señal en ninguna de las pruebas, mientras que en días despejados la señal se recibe a la perfección.

4.2.4 Casos Especiales.

En el transcurso de las pruebas encontramos situaciones que se describen a continuación.

El GPS necesita obtener la señal de 3 satélites para poder calcular la posición exacta. Mediante algunas pruebas el promedio en que el dispositivo capta dicha señal al aire libre (sin ninguna interferencia entre el portador y el cielo) es de entre 5 y 7 minutos, aunque en espacios con muchos árboles llega a tardar hasta diez minutos y la señal suele ser baja.

Cualquier espacio con techo o recubrimiento de concreto aísla la señal del GPS, lo cual provoca que pierda su posición entre 30 segundos y 2 minutos después de ingresar a algún lugar así, como lo son primordialmente los edificios.

En lugares con alta densidad de árboles la intensidad es baja, aunque en ninguno de nuestros casos se perdió la señal.

Los datos que se reciben no sólo son los de la posición y altura, si no que hay varios más, los cuales pueden distinguirse por el protocolo establecido para la posición.

La señal de GPS se pierde dentro de automóviles. De cinco vehículos donde se probó el GPS, sólo en dos se mantenía la señal. Mientras el automóvil tenga ventanas más curvas mejor es la señal., en vehículos como un camión, donde las ventanas son verticales totalmente la señal se pierde invariablemente después de 1 minuto o menos.

4.3 Sistema GSM/GPRS.

Para probar el módem GPRS se hace uso de una sesión de HyperTerminal de Windows usando comandos AT para configurarlo según el baud rate y otras características. Del mismo modo, usando comandos AT, se envían SMS.

4.3.1 Envío de SMS.

Es necesario inicializar el módem antes de configura su velocidad de transmisión con el comando AT.

Una vez inicializado el dispositivo se sincroniza la velocidad de transmisión con la de la HyperTerminal de Windows haciendo uso del comando AT+IPRS=9600; el siguiente paso es desbloquear el número pin de la tarjeta sim que se utiliza con el comando AT+CPIN=****; dónde **** es una combinación de 4 números definida por el usuario.

El siguiente paso es indicarle que tipo de mensaje se desea escribir, en este caso se configura para envío de SMS. AT+CMGF=1; el siguiente paso es preparar el prompt para la escritura del mensaje en cuestión; AT+CMGS="+525528988344" con este comando se establece el número al que se desea enviar el mensaje de texto; se añade el término +52 porque utiliza marcación internacional. Finalmente se abandona el prompt para enviar el mensaje con el comando CTRL+Z.

Como resultado de estas operaciones se encontró que el SMS llega al móvil destino en un período de tiempo bastante corto y después de enviar 20 mensajes encontramos que ningún mensaje se perdió ni se retrasó la recepción.

4.4 Base de Datos

Para probar nuestra base de datos se realizó un programa que simulara el caminar de un paciente de forma aleatoria. Los grados de longitud y latitud se despliegan a un costado indicando con una precisión de 5 metros la posición del paciente simulado.

4.4.1 Diseño del programa

El programa consiste en una base de datos que contiene las coordenadas de latitud y longitud de calles, avenidas y hospitales dentro de un área delimitada de la ciudad de México. Mediante esta base de datos el programa detecta en qué calle o avenida se encuentra el paciente simulado y qué hospital es el más cercano a su posición.

Para la Base de Datos se escogió un espacio rectangular dentro de la ciudad de México que abarca los siguientes puntos:

- 99.22762° W a 99.12153° W (longitud Oeste)
- 19.39072° N a 19.44290° N (latitud Norte)

Los valores obtenidos se hallan referenciados con respecto al sistema de Greenwich. Una vez que se delimitó este rectángulo geográfico se decidió dividirlo en 200 pedazos iguales, cada uno con las siguientes medidas en grados:

- 0.0053045° de longitud
- 0.0053045° de latitud

A cada una de las doscientas regiones delimitadas se le asoció un nombre para una fácil ubicación. Una vez hecho esto, se escogió una de estas regiones, la cual está delimitada por las siguientes coordenadas:

- 99.1586515° W a 99.153347° W (longitud Oeste)
- 19.4163675° N a 19.411063° N (latitud Norte)

Se escogió dicha zona por que alberga varios hospitales y clínicas de salud en un área muy concentrada del mapa.

El paso siguiente fue obtener las coordenadas de las calles y avenidas que circundan esta zona. Para este punto, se usó directamente la base de datos proporcionada por nuestro asesor, la cual captura las coordenadas en forma de rectángulos que cubren cierta área de dichas calles o avenidas. Esto se hizo con el fin de obtener posteriormente un código que permitiese indicar al usuario en que calle o avenida se hallaba para una mejor orientación de su posición.

Luego de haber obtenido todas las coordenadas geográficas de calles y avenidas convenimos en usar como medida de la pantalla el píxel, ya que es la más pequeña de las unidades y eso nos permite tener una exactitud mucho mayor. Se tradujeron todas las medidas en grados a píxeles de la siguiente forma:

-Las zonas recortadas tienen un ancho equivalente a 0.0053045° con una escala de 65 metros y, si se coloca dicha imagen en una caja *Picture* de 361 píxeles de ancho, sabiendo que la longitud de dicho espacio dividido es de 99.163966° W en su parte más occidental, se obtienen los siguientes cálculos:

resultado = (99.163966 – longitud)
coordenadalongitud = (65 * resultado) / 0.0053045

4.4.2 Programa de conversión

Usando esta base se diseñó un programa de ayuda que nos permitía calcular los valores de las coordenadas en píxeles:

Figura 34 Programa de conversión

Con este programa de ayuda calculamos todos los valores de las coordenadas de calles y avenidas.

4.4.3 Simulación

Se creó una simulación de un usuario caminando por las calles de la Ciudad de México usando la función *Rnd* de Visual Basic. Colocamos un punto rojo que representaba al paciente, y mediante unas reglas sencillas logramos que obtuviera una forma de caminar relativamente "normal". Las reglas que implementamos fueron las siguientes:

- Se puede caminar en 8 direcciones (N,NE,E,SE,S,SW,W,NW) o mantenerse quieto.
- Una vez que decide una dirección debe caminar al menos cinco pasos en dicha dirección.
- Si el paciente se dirige en una dirección "x", sus siguientes opciones sólo podrán ser: ir a la derecha de dicha dirección, a la izquierda de dicha dirección, seguir en la misma dirección o mantenerse quieto.

Este método nos evita problemas como hacer que el paciente camine en círculos o que retroceda repentinamente. Con un temporizador (Clock) programamos al paciente virtual para que caminara a una razón de 0.9459 m por segundo, o lo que es su equivalente, a un píxel por segundo.

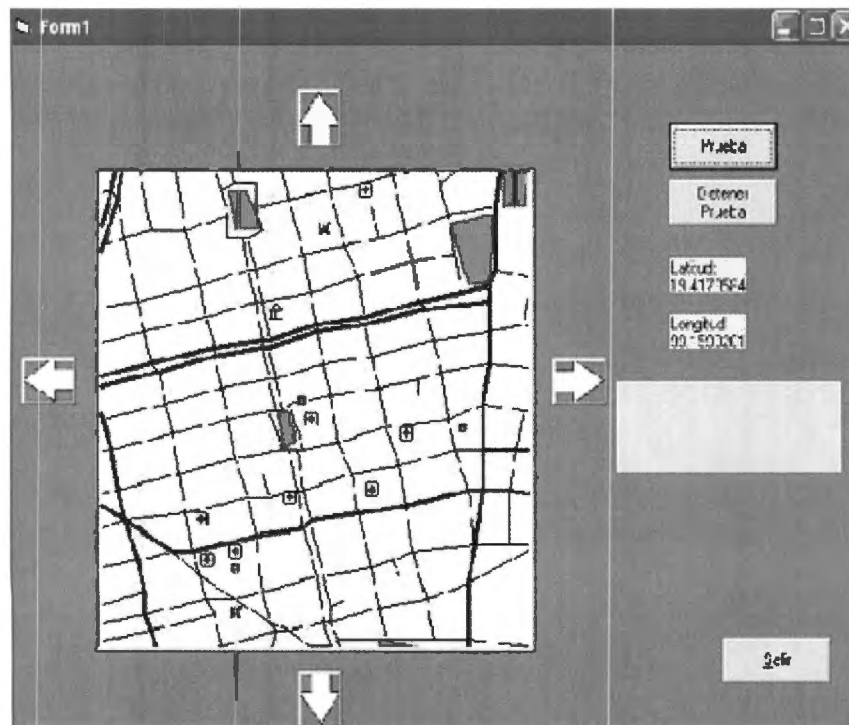


Figura 35 programa con mapa de la base de datos

Se puede apreciar el punto rojo que representa al paciente y un par de botones para comenzar una prueba y para detenerla. En las etiquetas grises se muestran las coordenadas de latitud y longitud de la posición exacta del paciente.

5. Conclusiones y Trabajo Futuro

5.1 Conclusiones.

5.1.1 Baumanómetro.

El comportamiento a nivel electrónico es similar al de un dispositivo comercial (más no su diseño puesto que es un sistema prototipo) Como se pudo observar en las imágenes del osciloscopio el ruido que se nota es despreciable puesto que el interés de éste proyecto son los picos que sobresalen lo suficiente. Aunado a esto sabemos que el ruido es ocasionado por el propio osciloscopio situación que se corrige reduciendo el ancho de banda a 20MHz.

Después de realizar comparaciones con un baumanómetro digital comercial encontramos que los valores son similares mas no exactos, encontrando que el valor diástolico presenta mayor complicación para leer que el sistólico.

La digitalización de la señal es controlada por el microprocesador que espera el flanco bajo de la compuerta de interrupción del ADC correspondiente.

También podemos ver que nuestro baumanómetro no calcula correctamente presiones bajas, sin embargo, para presiones normales y altas los resultados son confiables, siendo el error de no más de 7 mmHg.

Además, con el movimiento de las personas (siempre y cuando no sea brusco) la medida que se suele perder es la presión media, la cual no nos interesa, mientras que la presión diastólica y sistólica se siguen obteniendo, por lo que, usando nuestro diseño es posible implementarlo en una persona que se halle caminando (en la calle, por ejemplo) sin que el error sea muy grande.

5.1.2 GPS.

El GPS funciona correctamente y con una precisión de 5 metros que se especifica en el manual, las únicas limitaciones que encontramos fueron dentro de edificios.

5.1.3 Base de Datos

La base de datos de mapas es demasiado extensa por lo cual su finalización queda pendiente sin embargo el programa que se realizó es completamente modular por lo que el código y las funciones que sean necesarias en caso de realizar otro paquete de software pueden ser transferidos del programa original a una nueva versión sin cambios significativos.

La conversión que se realiza de metros a píxeles casi no tiene error, sin embargo para programas posteriores se debe considerar que para tener la mayor precisión se necesitan mapas con un zoom de 65 metros por cada 320 píxeles aproximadamente.

Por otro lado, el programa que convierte de grados a píxeles también es modular por lo que es fácilmente escalable en caso de cambios.

También hay que hacer notar que la base de datos es modular, por lo que se puede expandir en el futuro. Lo único que se debe hacer es copiar el módulo para el nuevo mapa y cambiar los nombres de las calles para las que se quiera añadir así como sus posiciones. Con el programa convertidor de píxeles a grados, es posible facilitar este último proceso.

Consideramos haber alcanzado entre el 80% al 85% del proyecto total, al día de hoy, 1 de diciembre de 2005.

5.1.4 GPRS.

El envío de SMS haciendo uso de la HyperTerminal es satisfactorio así como el tiempo de entrega. Al usar el microprocesador encontramos que éste si envía los pulsos al módem sin embargo éste los interpreta como datos "basura" esto se puede deber a que los niveles de tensión que manejan tanto el microprocesador como el módem son distintos y se trabaja en una solución diseñando un divisor de tensión que adecue la salida del microprocesador con la entrada del módem.

5.2 Trabajo a Futuro.

5.2.1 Medición de otros Signos Vitales.

Este proyecto se puede escalar y ampliar su funcionalidad diseñando dispositivos que en vez de obtener la presión arterial sean capaces de medir variables como la concentración de oxígeno, temperatura, etc. De tal modo que pueda ser producto de mayor versatilidad ofrezca soluciones para distintos tipos de padecimientos.

5.2.2 Diseño Industrial.

Un equipo de la carrera de diseño industrial bajo la asesoría del profesor Luis F. Equihua, ofrecieron alternativas para conseguir un producto de apariencia comercial y se trabaja en soluciones que escalen el tamaño del prototipo de tal modo que cumpla con los requerimientos que los diseñadores establecen. se expusieron algunos de los trabajos en el departamento de Ingeniería Electrónica e incluso se propuso un prototipo para el actual sistema. Haciendo uso de otro tipo de tecnologías es posible miniaturizar el circuito para así tener una mejor presentación del mismo.

6. Anexos.

-Hoja de Especificaciones del transductor de presión diferencial de la familia Motorola MPX5050GP:

Freescale Semiconductor
Technical Data

MPX5050
Rev. 7, 10/2004

Integrated Silicon Pressure Sensor On-Chip Signal Conditioned, Temperature Compensated and Calibrated

The MPX5050/MPXV5050G series piezoresistive transducer is a state-of-the-art monolithic silicon pressure sensor designed for a wide range of applications, but particularly those employing a microcontroller or microprocessor with A/D inputs. This patented, single element transducer combines advanced micromachining techniques, thin-film metallization, and bipolar processing to provide an accurate, high level analog output signal that is proportional to the applied pressure.

Features

- 2.5% Maximum Error over 0° to 85°C
- Ideally suited for Microprocessor or Microcontroller-Based Systems
- Temperature Compensated Over -40° to +125°C
- Patented Silicon Shear Stress Strain Gauge
- Durable Epoxy Unibody Element
- Easy-to-Use Chip Carrier Option

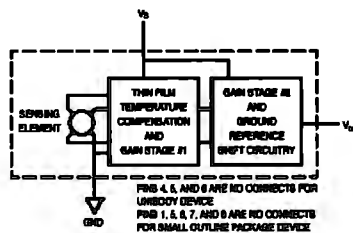
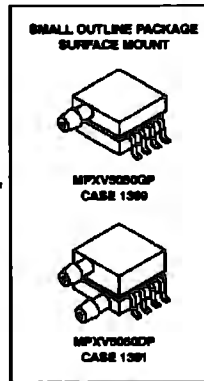


Figure 1. Fully Integrated Pressure Sensor Schematic



PIN NUMBER			
1	NC	5	NC
2	V _b	6	NC
3	Gnd	7	NC
4	V _{out}	8	NC

NOTE: Pins 1, 5, 6, 7, and 8 are internal device connections. Do not connect to external circuitry or ground. Pin 1 is noted by the notch in the lead.

MPX5050 MPXV5050G SERIES

Freescale Semiconductor Preferred Device

INTEGRATED
PRESSURE SENSOR
0 to 50 kPa (0 to 7.25 psf)
0.2 to 4.7 Volts Output



PIN NUMBER			
1	V _{out}	4	NC
2	Gnd	5	NC
3	V _b	6	NC

NOTE: Pins 4, 5, and 6 are internal device connections. Do not connect to external circuitry or ground. Pin 1 is noted by the notch in the lead.

MAXIMUM RATINGS(NOTE)

Parameter	Symbol	Value	Unit
Maximum Pressure (P1 > P2)	P _{max}	200	kPa
Storage Temperature	T _{stg}	-40° to +125°	°C
Operating Temperature	T _A	-40° to +125°	°C

NOTE: Exposure beyond the specified limits may cause permanent damage or degradation to the device.

OPERATING CHARACTERISTICS (V_S = 5.0 Vdc, T_A = 25°C unless otherwise noted, P1 > P2. Decoupling circuit shown in Figure 4 required to meet electrical specifications.)

Characteristic	Symbol	Min	Typ	Max	Unit
Pressure Range ⁽¹⁾	F _{OP}	0	—	50	kPa
Supply Voltage ⁽²⁾	V _S	4.75	5.0	5.25	Vdc
Supply Current	I _Q	—	7.0	10.0	mAdc
Minimum Pressure Offset ⁽³⁾ @ V _S = 5.0 Volts	V _{off}	0.088	0.20	0.313	Vdc
Full Scale Output ⁽⁴⁾ @ V _S = 5.0 Volts	V _{FSO}	4.587	4.70	4.813	Vdc
Full Scale Span ⁽⁵⁾ @ V _S = 5.0 Volts	V _{FSS}	—	4.50	—	Vdc
Accuracy ⁽⁶⁾	—	—	—	±2.5	%V _{FSS}
Sensitivity	V/P	—	90	—	mV/kPa
Response Time ⁽⁷⁾	t _R	—	1.0	—	ms
Output Source Current at Full Scale Output	I _{OP}	—	0.1	—	mAdc
Warm-Up Time ⁽⁸⁾	—	—	20	—	ms
Offset Stability ⁽⁹⁾	—	—	±0.5	—	%V _{FSS}

NOTES:

- 1.0kPa (kiloPascals) equals 0.145 psi.
- Device is ratiometric within this specified excitation range.
- Offset (V_{off}) is defined as the output voltage at the minimum rated pressure.
- Full Scale Output (V_{FSO}) is defined as the output voltage at the maximum or full rated pressure.
- Full Scale Span (V_{FSS}) is defined as the algebraic difference between the output voltage at full rated pressure and the output voltage at the minimum rated pressure.
- Accuracy (error budget) consists of the following:
 - Linearity: Output deviation from a straight line relationship with pressure over the specified pressure range.
 - Temperature Hysteresis: Output deviation at any temperature within the operating temperature range, after the temperature is cycled to and from the minimum or maximum operating temperature points, with zero differential pressure applied.
 - Pressure Hysteresis: Output deviation at any pressure within the specified range, when this pressure is cycled to and from minimum or maximum rated pressure at 25°C.
 - TcSpan: Output deviation over the temperature range of 0° to 85°C, relative to 25°C.
 - TcOffset: Output deviation with minimum pressure applied, over the temperature range of 0° to 85°C, relative to 25°C.
 - Variation from Nominal: The variation from nominal values, for Offset or Full Scale Span, as a percent of V_{FSS} at 25°C.
- Response Time is defined as the time for the incremental change in the output to go from 10% to 90% of its final value when subjected to a specified step change in pressure.
- Warm-up Time is defined as the time required for the product to meet the specified output voltage after the Pressure has been stabilized.
- Offset Stability is the product's output deviation when subjected to 1000 hours of Pulsed Pressure, Temperature Cycling with Bias Test.

MECHANICAL CHARACTERISTICS

Characteristic	Typ	Unit
Weight, Basic Element (Case 887)	4.0	grams
Weight, Basic Element (Case 1389)	1.5	grams

MPX0060 MPXV5060G SERIES

Sensor Device Data
Freescale Semiconductor

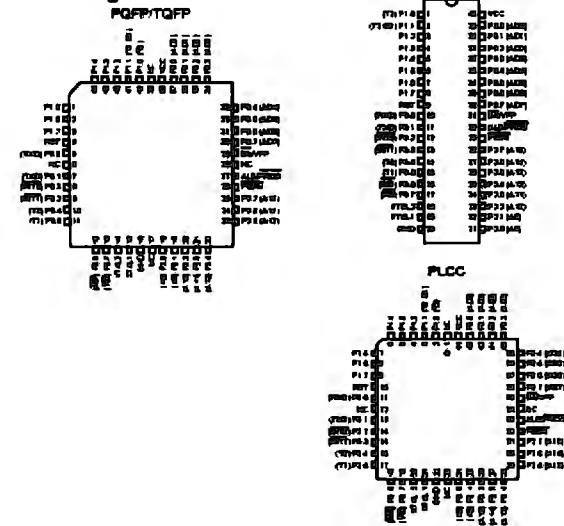
Features

- Compatible with MCS-51™ Products
- 8K Bytes of In-System Reprogrammable Flash Memory
- Endurance: 1,000 Write/Erase Cycles
- Fully Static Operation: 0 Hz to 34 MHz
- Three-level Program Memory Lock
- 256 x 8-bit Internal RAM
- 32 Programmable I/O Lines
- Three 16-bit Timer/Counters
- Eight Interrupt Sources
- Programmable Serial Channel
- Low-power Idle and Power-down Modes

Description

The AT89C52 is a low-power, high-performance CMOS 8-bit microcomputer with 8K bytes of Flash programmable and erasable read only memory (PEROM). The device is manufactured using Almel's high-density nonvolatile memory technology and is compatible with the industry-standard 80C51 and 80C52 instruction set and pinout. The on-chip Flash allows the program memory to be reprogrammed in-system or by a conventional nonvolatile memory programmer. By combining a versatile 8-bit CPU with Flash on a monolithic chip, the Almel AT89C52 is a powerful microcomputer which provides a highly-flexible and cost-effective solution to many embedded control applications.

Pin Configurations



**8-bit
Microcontroller
with 8K Bytes
Flash**

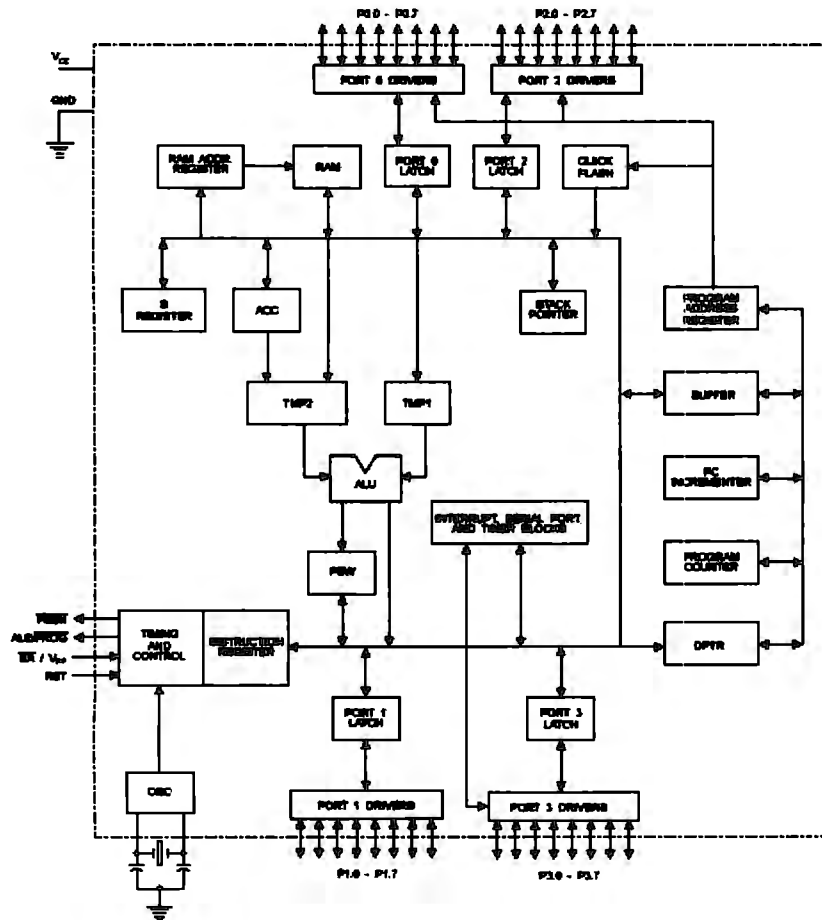
AT89C52

**Not Recommended
for New Designs.
Use AT89S52.**

Rev. 02/24-02/99



Block Diagram



2

AT89C52

AT89C52

The AT89C52 provides the following standard features: 8K bytes of Flash, 256 bytes of RAM, 32 I/O lines, three 16-bit timer/counters, a six-vector two-level interrupt architecture, a full-duplex serial port, on-chip oscillator, and clock circuitry. In addition, the AT89C52 is designed with static logic for operation down to zero frequency and supports two software selectable power saving modes. The Idle Mode stops the CPU while allowing the RAM, timer/counters, serial port, and interrupt system to continue functioning. The Power-down mode saves the RAM contents but freezes the oscillator, disabling all other chip functions until the next hardware reset.

Pin Description

VCC

Supply voltage.

GND

Ground.

Port 0

Port 0 is an 8-bit open drain bi-directional I/O port. As an output port, each pin can sink eight TTL inputs. When 1s are written to port 0 pins, the pins can be used as high-impedance inputs.

Port 0 can also be configured to be the multiplexed low-order address/data bus during accesses to external program and data memory. In this mode, P0 has internal pullups.

Port 0 also receives the code bytes during Flash programming and outputs the code bytes during program verification. External pullups are required during program verification.

Port 1

Port 1 is an 8-bit bi-directional I/O port with internal pullups. The Port 1 output buffers can sink/source four TTL inputs. When 1s are written to Port 1 pins, they are pulled high by the internal pullups and can be used as inputs. As inputs, Port 1 pins that are externally being pulled low will source current (I_{OL}) because of the internal pullups.

In addition, P1.0 and P1.1 can be configured to be the timer/counter 2 external count input (P1.0/T2) and the timer/counter 2 trigger input (P1.1/T2EX), respectively, as shown in the following table.

Port 1 also receives the low-order address bytes during Flash programming and verification.

Port Pin	Alternate Functions
P1.0	T2 (external count input to Timer/Counter 2), clock-out
P1.1	T2EX (Timer/Counter 2 capture/reload trigger and direction control)

Port 2

Port 2 is an 8-bit bi-directional I/O port with internal pullups. The Port 2 output buffers can sink/source four TTL inputs. When 1s are written to Port 2 pins, they are pulled high by the internal pullups and can be used as inputs. As inputs, Port 2 pins that are externally being pulled low will source current (I_{OL}) because of the internal pullups.

Port 2 emits the high-order address byte during fetches from external program memory and during accesses to external data memory that use 16-bit addresses (MOVX @ DPTR). In this application, Port 2 uses strong internal pullups when emitting 1s. During accesses to external data memory that use 8-bit addresses (MOVX @ R1), Port 2 emits the contents of the P2 Special Function Register.

Port 2 also receives the high-order address bits and some control signals during Flash programming and verification.

Port 3

Port 3 is an 8-bit bi-directional I/O port with internal pullups. The Port 3 output buffers can sink/source four TTL inputs. When 1s are written to Port 3 pins, they are pulled high by the internal pullups and can be used as inputs. As inputs, Port 3 pins that are externally being pulled low will source current (I_{OL}) because of the pullups.

Port 3 also serves the functions of various special features of the AT89C51, as shown in the following table.

Port 3 also receives some control signals for Flash programming and verification.

Port Pin	Alternate Functions
P3.0	RXD (serial input port)
P3.1	TXD (serial output port)
P3.2	INT0 (external interrupt 0)
P3.3	INT1 (external interrupt 1)
P3.4	T0 (timer 0 external input)
P3.5	T1 (timer 1 external input)
P3.6	WR (external data memory write strobe)
P3.7	RD (external data memory read strobe)

RST

Reset input. A high on this pin for two machine cycles while the oscillator is running resets the device.

ALE/PROG

Address Latch Enable is an output pulse for latching the low byte of the address during accesses to external memory. This pin is also the program pulse input (PROG) during Flash programming.

In normal operation, ALE is emitted at a constant rate of 1/6 the oscillator frequency and may be used for external



timing or clocking purposes. Note, however, that one ALE pulse is stripped during each access to external data memory.

If desired, ALE operation can be disabled by setting bit 0 of SFR location 8EH. With the bit set, ALE is active only during a MOVX or MOVC instruction. Otherwise, the pin is weakly pulled high. Setting the ALE-disable bit has no effect if the microcontroller is in external execution mode.

PSEN

Program Store Enable is the read strobe to external program memory.

When the AT89C52 is executing code from external program memory, PSEN is activated twice each machine cycle, except that two PSEN activations are stripped during each access to external data memory.

EA/VPP

External Access Enable. EA must be strapped to GND in order to enable the device to fetch code from external program memory locations starting at 0000H up to FFFFH. Note, however, that if lock bit 1 is programmed, EA will be internally latched on reset.

EA should be strapped to V_{CC} for internal program executions.

This pin also receives the 12-volt programming enable voltage (V_{PP}) during Flash programming when 12-volt programming is selected.

XTAL1

Input to the inverting oscillator amplifier and input to the internal clock operating circuit.

XTAL2

Output from the inverting oscillator amplifier.

Table 1. AT89C52 SFR Map and Reset Values

0FH								0FH
0FH	B							0FH
	00000000							
0EH								0EH
0EH	ACC							0EH
	00000000							
0CH								0CH
0CH	PSW							0CH
	00000000							
0BH	T2CON	T2MOD	RCAP2L	RCAP2H	TL2	TH2		0BH
	00010000	XXXXXX00	00000000	00000000	00000000	00000000		
0AH								0AH
0AH	IP							0AH
	XX000000							
09H	IP3							09H
	11111111							
08H	IE							08H
	00000000							
0AH	P2							0AH
	11111111							
08H	SCON	8255P						08H
	00000000	XXXXXXXX						
07H	P1							07H
	11111111							
06H	TCON	TMOD	TL0	TL1	TH0	TH1		06H
	00000000	00000000	00000000	00000000	00000000	00000000		
05H	P0	SP	DPL	DPH			PCON	05H
	11111111	00000111	00000000	00000000			00000000	

AT89C52

Special Function Registers

A map of the on-chip memory area called the Special Function Register (SFR) space is shown in Table 1.

Note that not all of the addresses are occupied, and unoccupied addresses may not be implemented on the chip. Read accesses to these addresses will in general return random data, and write accesses will have an indeterminate effect.

User software should not write 1s to these unlisted locations, since they may be used in future products to invoke

new features. In that case, the reset or inactive values of the new bits will always be 0.

Timer 2 Registers Control and status bits are contained in registers T2CON (shown in Table 2) and T2MOD (shown in Table 4) for Timer 2. The register pair (RCAP2H, RCAP2L) are the Capture/Reload registers for Timer 2 in 16-bit capture mode or 16-bit auto-reload mode.

Interrupt Registers The individual interrupt enable bits are in the IE register. Two priorities can be set for each of the six interrupt sources in the IP register.

Table 2. T2CON – Timer/Counter 2 Control Register

T2CON Address = 0C8H		Reset Value = 0000 0000B						
8H Addressable								
Bit	TF2	EXF2	RCLK	TCLK	EXEN2	TR2	C/T2	CP/RL2
	7	6	5	4	3	2	1	0

Symbol	Function
TF2	Timer 2 overflow flag set by a Timer 2 overflow and must be cleared by software. TF2 will not be set when either RCLK = 1 or TCLK = 1.
EXF2	Timer 2 external flag set when either a capture or reload is caused by a negative transition on T2EX and EXEN2 = 1. When Timer 2 interrupt is enabled, EXF2 = 1 will cause the CPU to vector to the Timer 2 interrupt routine. EXF2 must be cleared by software. EXF2 does not cause an interrupt in up/down counter mode (DCEN = 1).
RCLK	Receive clock enable. When set, causes the serial port to use Timer 2 overflow pulses for its receive clock in serial port Modes 1 and 3. RCLK = 0 causes Timer 1 overflow to be used for the receive clock.
TCLK	Transmit clock enable. When set, causes the serial port to use Timer 2 overflow pulses for its transmit clock in serial port Modes 1 and 3. TCLK = 0 causes Timer 1 overflow to be used for the transmit clock.
EXEN2	Timer 2 external enable. When set, allows a capture or reload to occur as a result of a negative transition on T2EX if Timer 2 is not being used to clock the serial port. EXEN2 = 0 causes Timer 2 to ignore events at T2EX.
TR2	Start/Stop control for Timer 2. TR2 = 1 starts the timer.
C/T2	Timer or counter select for Timer 2. C/T2 = 0 for timer function. C/T2 = 1 for external event counter (falling edge triggered).
CP/RL2	Capture/Reload select. CP/RL2 = 1 causes captures to occur on negative transitions at T2EX if EXEN2 = 1. CP/RL2 = 0 causes automatic reloads to occur when Timer 2 overflows or negative transitions occur at T2EX when EXEN2 = 1. When either RCLK or TCLK = 1, this bit is ignored and the timer is forced to auto-reload on Timer 2 overflow.

Data Memory

The AT89C52 implements 256 bytes of on-chip RAM. The upper 128 bytes occupy a parallel address space to the Special Function Registers. That means the upper 128 bytes have the same addresses as the SFR space but are physically separable from SFR space.

When an instruction accesses an internal location above address 7FH, the address mode used in the instruction

specifies whether the CPU accesses the upper 128 bytes of RAM or the SFR space. Instructions that use direct addressing access SFR space.

For example, the following direct addressing instruction accesses the SFR at location 0A0H (which is P2).

```
MOV 0A0H, #data
```



Instructions that use indirect addressing access the upper 128 bytes of RAM. For example, the following indirect addressing instruction, where R0 contains 0A0H, accesses the data byte at address 0A0H, rather than P2 (whose address is 0A0H).

```
MOV 40H, @data
```

Note that stack operations are examples of indirect addressing, so the upper 128 bytes of data RAM are available as stack space.

Timer 0 and 1

Timer 0 and Timer 1 in the AT89C52 operate the same way as Timer 0 and Timer 1 in the AT89C51.

Timer 2

Timer 2 is a 16-bit Timer/Counter that can operate as either a timer or an event counter. The type of operation is selected by bit C/T2 in the SFR T2CON (shown in Table 2). Timer 2 has three operating modes: capture, auto-reload (up or down counting), and baud rate generator. The modes are selected by bits in T2CON, as shown in Table 3.

Timer 2 consists of two 8-bit registers, TH2 and TL2. In the Timer function, the TL2 register is incremented every machine cycle. Since a machine cycle consists of 12 oscillator periods, the count rate is 1/12 of the oscillator frequency.

Table 3. Timer 2 Operating Modes

RCLK +TCLK	CP/RLZ	TR2	MODE
0	0	1	16-bit Auto-reload
0	1	1	16-bit Capture
1	X	1	Baud Rate Generator
X	X	0	(Off)

In the Counter function, the register is incremented in response to a 1-to-0 transition at its corresponding external

input pin, T2. In this function, the external input is sampled during S5P2 of every machine cycle. When the samples show a high in one cycle and a low in the next cycle, the count is incremented. The new count value appears in the register during S3P1 of the cycle following the one in which the transition was detected. Since two machine cycles (24 oscillator periods) are required to recognize a 1-to-0 transition, the maximum count rate is 1/24 of the oscillator frequency. To ensure that a given level is sampled at least once before it changes, the level should be held for at least one full machine cycle.

Capture Mode

In the capture mode, two options are selected by bit EXEN2 in T2CON. If EXEN2 = 0, Timer 2 is a 16-bit timer or counter which upon overflow sets bit TF2 in T2CON. This bit can then be used to generate an interrupt. If EXEN2 = 1, Timer 2 performs the same operation, but a 1-to-0 transition at external input T2EX also causes the current value in TH2 and TL2 to be captured into RCAP2H and RCAP2L, respectively. In addition, the transition at T2EX causes bit EXF2 in T2CON to be set. The EXF2 bit, like TF2, can generate an interrupt. The capture mode is illustrated in Figure 1.

Auto-reload (Up or Down Counter)

Timer 2 can be programmed to count up or down when configured in its 16-bit auto-reload mode. This feature is invoked by the DCEN (Down Counter Enable) bit located in the SFR T2MOD (see Table 4). Upon reset, the DCEN bit is set to 0 so that timer 2 will default to count up. When DCEN is set, Timer 2 can count up or down, depending on the value of the T2EX pin.

AT89C52

Figure 1. Timer in Capture Mode

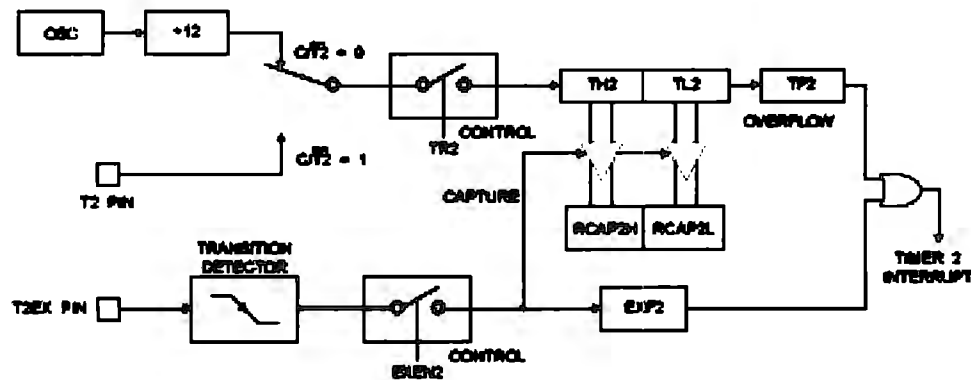


Figure 2 shows Timer 2 automatically counting up when $DCEN = 0$. In this mode, two options are selected by bit $EXEN2$ in $T2CON$. If $EXEN2 = 0$, Timer 2 counts up to $0FFFFH$ and then sets the $TF2$ bit upon overflow. The overflow also causes the timer registers to be reloaded with the 16-bit value in $RCAP2H$ and $RCAP2L$. The values in Timer In Capture Mode $RCAP2H$ and $RCAP2L$ are preset by software. If $EXEN2 = 1$, a 16-bit reload can be triggered either by an overflow or by a 1-to-0 transition at external input $T2EX$. This transition also sets the $EXF2$ bit. Both the $TF2$ and $EXF2$ bits can generate an interrupt if enabled.

Setting the $DCEN$ bit enables Timer 2 to count up or down, as shown in Figure 3. In this mode, the $T2EX$ pin controls

the direction of the count. A logic 1 at $T2EX$ makes Timer 2 count up. The timer will overflow at $0FFFFH$ and set the $TF2$ bit. This overflow also causes the 16-bit value in $RCAP2H$ and $RCAP2L$ to be reloaded into the timer registers, $TH2$ and $TL2$, respectively.

A logic 0 at $T2EX$ makes Timer 2 count down. The timer underflows when $TH2$ and $TL2$ equal the values stored in $RCAP2H$ and $RCAP2L$. The underflow sets the $TF2$ bit and causes $0FFFFH$ to be reloaded into the timer registers.

The $EXF2$ bit toggles whenever Timer 2 overflows or underflows and can be used as a 17th bit of resolution. In this operating mode, $EXF2$ does not flag an interrupt.



Figure 2. Timer 2 Auto Reload Mode (DCEN = 0)

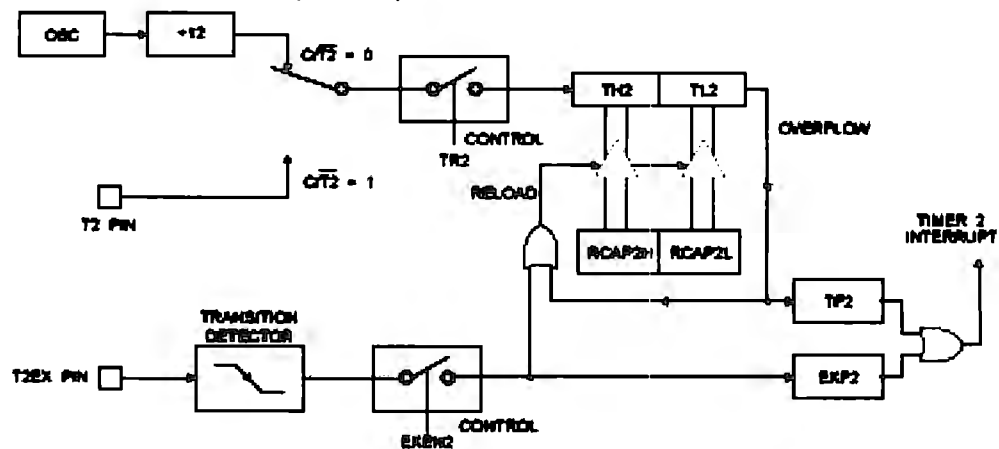


Table 4. T2MCD – Timer 2 Mode Control Register

T2MCD Address = 0C9H								Reset Value = X'00X'X'00B	
Not 8R Addressable									
BR	7	6	5	4	3	2	1	T2OE	DCEN
Symbol	Function								
-	Not implemented, reserved for future								
T2OE	Timer 2 Output Enable bit.								
DCEN	When set, this bit allows Timer 2 to be configured as an up/down counter.								

AT89C52

Figure 3. Timer 2 Auto Reload Mode (DCEN = 1)

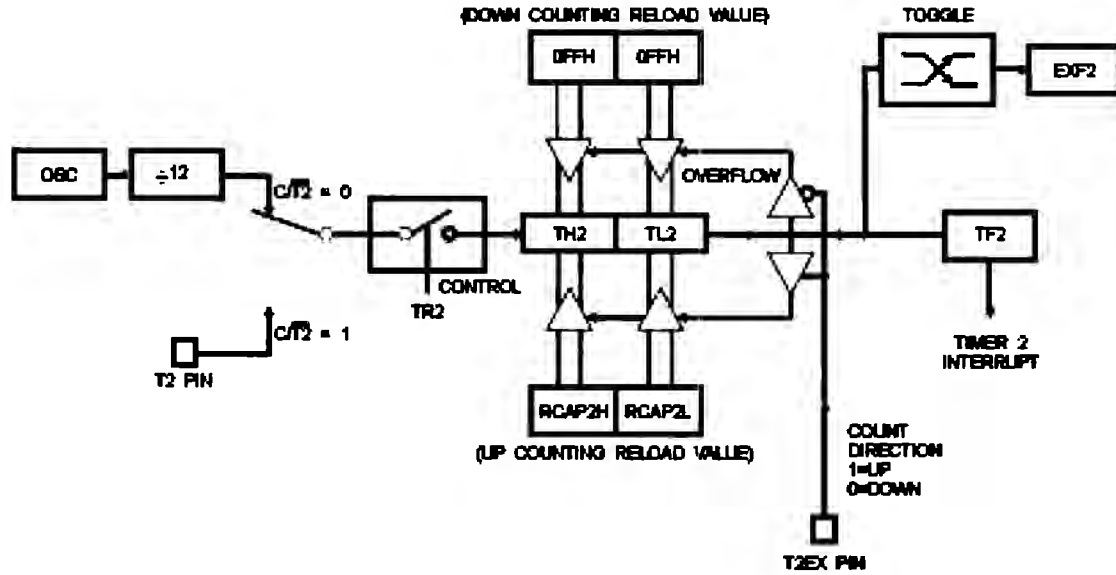
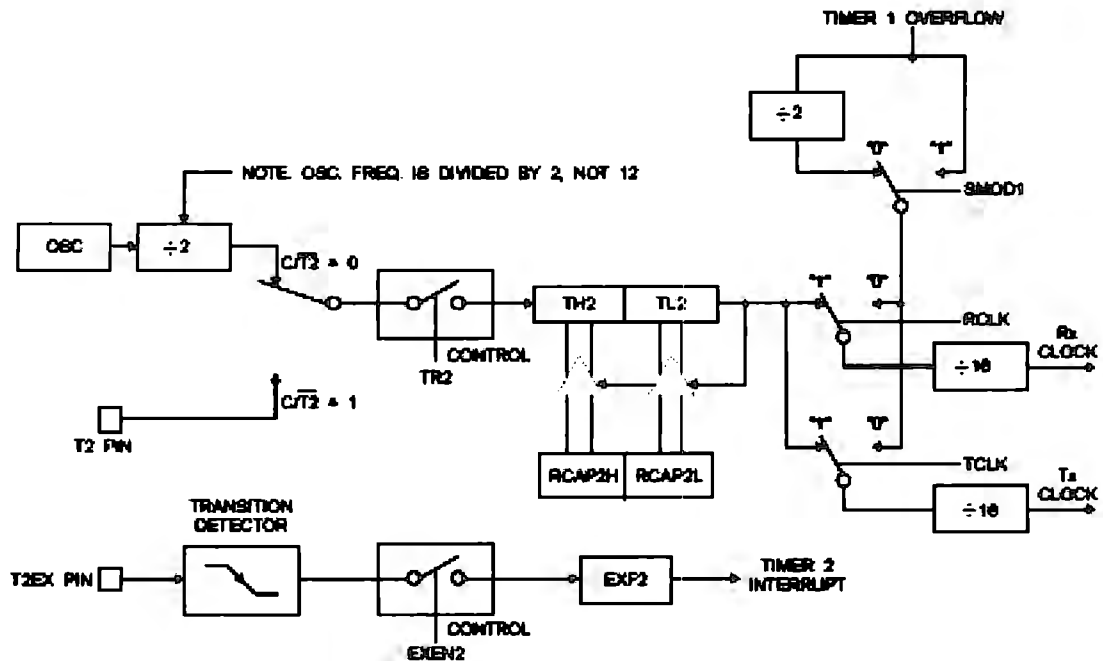


Figure 4. Timer 2 In Baud Rate Generator Mode





Baud Rate Generator

Timer 2 is selected as the baud rate generator by setting TCLK and/or RCLK in T2CON (Table 2). Note that the baud rates for transmit and receive can be different if Timer 2 is used for the receiver or transmitter and Timer 1 is used for the other function. Setting RCLK and/or TCLK puts Timer 2 into its baud rate generator mode, as shown in Figure 4.

The baud rate generator mode is similar to the auto-reload mode, in that a rollover in TH2 causes the Timer 2 registers to be reloaded with the 16-bit value in registers RCAP2H and RCAP2L, which are preset by software.

The baud rates in Modes 1 and 3 are determined by Timer 2's overflow rate according to the following equation.

$$\text{Modes 1 and 3 Baud Rates} = \frac{\text{Timer 2 Overflow Rate}}{16}$$

The Timer can be configured for either timer or counter operation. In most applications, it is configured for timer operation (CPRT2 = 0). The timer operation is different for Timer 2 when it is used as a baud rate generator. Normally, as a timer, it increments every machine cycle (at 1/12 the oscillator frequency). As a baud rate generator, however, it

increments every state time (at 1/2 the oscillator frequency). The baud rate formula is given below.

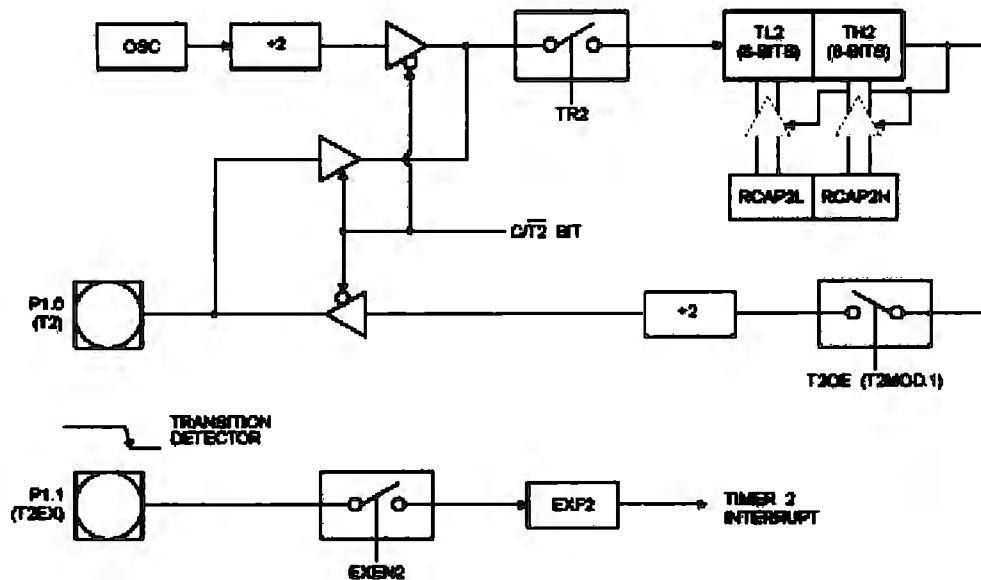
$$\text{Modes 1 and 3 Baud Rate} = \frac{\text{Oscillator Frequency}}{32 \times [65536 - (RCAP2H, RCAP2L)]}$$

where (RCAP2H, RCAP2L) is the content of RCAP2H and RCAP2L taken as a 16-bit unsigned integer.

Timer 2 as a baud rate generator is shown in Figure 4. This figure is valid only if RCLK or TCLK = 1 in T2CON. Note that a rollover in TH2 does not set TF2 and will not generate an interrupt. Note too, that if EXEN2 is set, a 1-to-0 transition in T2EX will set EXP2 but will not cause a reload from (RCAP2H, RCAP2L) to (TH2, TL2). Thus when Timer 2 is in use as a baud rate generator, T2EX can be used as an extra external interrupt.

Note that when Timer 2 is running (TR2 = 1) as a timer in the baud rate generator mode, TH2 or TL2 should not be read from or written to. Under these conditions, the Timer is incremented every state time, and the results of a read or write may not be accurate. The RCAP2 registers may be read but should not be written to, because a write might overlap a reload and cause write and/or reload errors. The timer should be turned off (clear TR2) before accessing the Timer 2 or RCAP2 registers.

Figure 5. Timer 2 in Clock-out Mode



AT89C52

Figure 9. Programming the Flash Memory

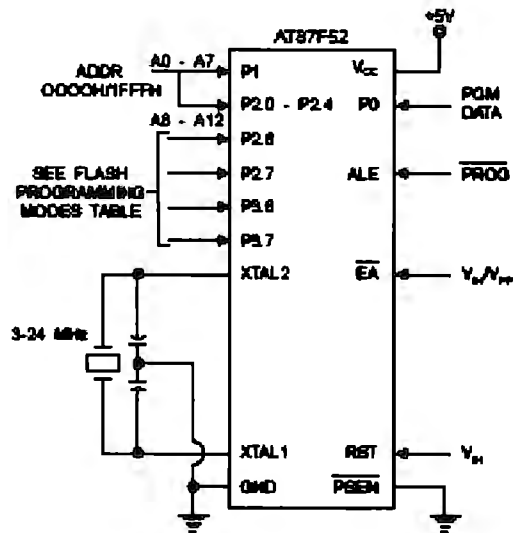
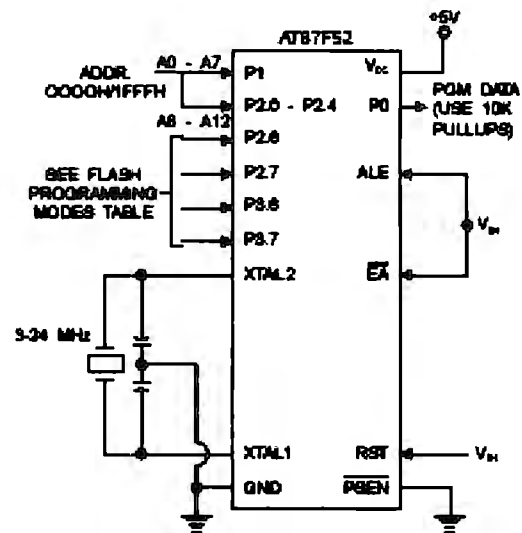


Figure 10. Verifying the Flash Memory



Flash Programming and Verification Characteristics

$T_A = 0^\circ\text{C to } 70^\circ\text{C}$, $V_{CC} = 5.0 \pm 10\%$

Symbol	Parameter	Min	Max	Units
$V_{PP}^{(1)}$	Programming Enable Voltage	11.5	12.5	V
$I_{PP}^{(1)}$	Programming Enable Current		1.0	mA
$1/f_{OSC}$	Oscillator Frequency	3	24	MHz
t_{AVAL}	Address Setup to $\overline{\text{PROG}}$ Low	$48t_{CLK}$		
t_{AHOLD}	Address Hold after $\overline{\text{PROG}}$	$48t_{CLK}$		
t_{DVAL}	Data Setup to $\overline{\text{PROG}}$ Low	$48t_{CLK}$		
t_{DHOA}	Data Hold After $\overline{\text{PROG}}$	$48t_{CLK}$		
t_{ENAB}	P2.7 (ENABLE) High to V_{PP}	$48t_{CLK}$		
t_{VPPS}	V_{PP} Setup to $\overline{\text{PROG}}$ Low	10		μs
$t_{VPPH}^{(1)}$	V_{PP} Hold after $\overline{\text{PROG}}$	10		μs
t_{PROM}	$\overline{\text{PROG}}$ Width	1	110	μs
t_{ADVV}	Address to Data Valid		$48t_{CLK}$	
t_{DLOV}	ENABLE Low to Data Valid		$48t_{CLK}$	
t_{DNOZ}	Data Float after ENABLE	0	$48t_{CLK}$	
t_{ENHL}	$\overline{\text{PROG}}$ High to $\overline{\text{BUSY}}$ Low		1.0	μs
t_{WC}	Byte Write Cycle Time		2.0	ms

Note: 1. Only used in 12-volt programming mode.



AT89C52

Absolute Maximum Ratings*

Operating Temperature.....	-55°C to +125°C
Storage Temperature.....	-65°C to +150°C
Voltage on Any Pin with Respect to Ground.....	-1.0V to +7.0V
Maximum Operating Voltage.....	5.6V
DC Output Current.....	15.0 mA

***NOTICE:** Stresses beyond those listed under "Absolute Maximum Ratings" may cause permanent damage to the device. This is a stress rating only and functional operation of the device at these or any other conditions beyond those indicated in the operational sections of this specification is not implied. Exposure to absolute maximum rating conditions for extended periods may affect device reliability.

DC Characteristics

The values shown in this table are valid for $T_A = -40^\circ\text{C}$ to 85°C and $V_{CC} = 5.0V \pm 20\%$, unless otherwise noted.

Symbol	Parameter	Condition	Min	Max	Units
V_{IL}	Input Low-voltage	(Except EA)	-0.5	$0.2 V_{CC} - 0.1$	V
V_{IL1}	Input Low-voltage (EA)		-0.5	$0.2 V_{CC} - 0.3$	V
V_{IH}	Input High-voltage	(Except XTAL1, RST)	$0.2 V_{CC} + 0.8$	$V_{CC} + 0.8$	V
V_{IH1}	Input High-voltage	(XTAL1, RST)	$0.7 V_{CC}$	$V_{CC} + 0.8$	V
V_{OL}	Output Low-voltage ⁽¹⁾ (Ports 1,2,3)	$I_{OL} = 1.8 \text{ mA}$		0.48	V
V_{OL1}	Output Low-voltage ⁽¹⁾ (Port 0, ALE, PSEN)	$I_{OL} = 3.2 \text{ mA}$		0.48	V
V_{OH}	Output High-voltage (Ports 1,2,3, ALE, PSEN)	$I_{OH} = -60 \mu\text{A}$, $V_{CC} = 5V \pm 10\%$	2.4		V
		$I_{OH} = -25 \mu\text{A}$	$0.78 V_{CC}$		V
		$I_{OH} = -10 \mu\text{A}$	$0.9 V_{CC}$		V
V_{OH1}	Output High-voltage (Port 0 in External Bus Mode)	$I_{OH} = -800 \mu\text{A}$, $V_{CC} = 5V \pm 10\%$	2.4		V
		$I_{OH} = -300 \mu\text{A}$	$0.78 V_{CC}$		V
		$I_{OH} = -80 \mu\text{A}$	$0.9 V_{CC}$		V
I_L	Logical 0 Input Current (Ports 1,2,3)	$V_{IN} = 0.45V$		-60	μA
I_{TL}	Logical 1 to 0 Transition Current (Ports 1,2,3)	$V_{IN} = 2V$, $V_{CC} = 5V \pm 10\%$		-650	μA
I_{L1}	Input Leakage Current (Port 0, EA)	$0.45 < V_{IN} < V_{CC}$		± 10	μA
R _{RST}	Reset Pull-down Resistor		60	300	k Ω
C_{PD}	Pin Capacitance	Test Freq. = 1 MHz, $T_A = 25^\circ\text{C}$		10	pF
I_{CC}	Power Supply Current	Active Mode, 12 MHz		25	mA
		Idle Mode, 12 MHz		6.5	mA
	Power-down Mode ⁽¹⁾	$V_{CC} = 5V$		100	μA
		$V_{CC} = 3V$		40	μA

Notes: 1. Under steady state (non-transient) conditions, I_{OL} must be externally limited as follows:

Maximum I_{OL} per port pin: 10 mA

Maximum I_{OL} per 8-bit port:

Port 0: 26 mA Ports 1, 2, 3: 15 mA

Maximum total I_{OL} for all output pins: 71 mA

If I_{OL} exceeds the test condition, V_{OL} may exceed the related specification. Pins are not guaranteed to sink current greater than the listed test conditions.

2. Minimum V_{CC} for Power-down is 2V.



November 1998

ADC0801/ADC0802/ADC0803/ADC0804/ADC0805 8-Bit μ P Compatible A/D Converters

General Description

The ADC0801, ADC0802, ADC0803, ADC0804 and ADC0805 are CMOS 8-bit successive approximation A/D converters that use a differential potentiometric ladder—similar to the 256R products. These converters are designed to allow operation with the NSC300 and IN6680A derivative control bus with TRI-STATE output latches directly driving the data bus. These A/Ds appear like memory locations or I/O ports to the microprocessor and no interfacing logic is needed.

Differential analog voltage inputs allow increasing the common-mode rejection and offsetting the analog zero input voltage value. In addition, the voltage reference input can be adjusted to allow exceeding any smaller analog voltage span to the full 8 bits of resolution.

Features

- Compatible with 8080 μ P derivatives—no interfacing logic needed - access time - 195 ns
- Easy interface to all microprocessors, or operates "stand alone"

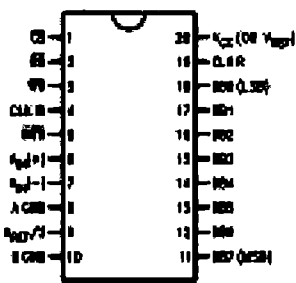
- Differential analog voltage inputs
- Logic inputs and outputs meet both MOS and TTL voltage level specifications
- Works with 2.5V (LM338) voltage reference
- On-chip clock generator
- 0V to 5V analog input voltage range with single 5V supply
- No zero adjust required
- 0.5" standard width 20-pin DIP package
- 28-pin molded chip carrier or small outline package
- Operates ratiometrically or with 5 V_{CC} , 2.5 V_{CC} , or analog span adjusted voltage reference

Key Specifications

- Resolution 8 bits
- Total error $\pm 1/2$ LSB, $\pm 1/2$ LSB and ± 1 LSB
- Conversion time 100 μ s

Connection Diagram

ADC080X
Dual-In-Line and Small Outline (SO) Packages



See Ordering Information

Ordering Information

TEMP RANGE		0°C TO 70°C	0°C TO 70°C	-40°C TO +85°C
ERROR	$\pm 1/2$ Bit Adjusted			ADC0801LCN
	$\pm 1/2$ Bit Unadjusted	ADC0802LCNM		ADC0802LCN
	$\pm 1/2$ Bit Adjusted		ADC0804LCN	ADC0805LCN
	± 1 Bit Unadjusted	ADC0804LCNM	ADC0804LCN	ADC0805LCN/ADC0804LCJ
PACKAGE OUTLINE		M308—Small Outline	N20A—Molded DIP	

© 1998 National Semiconductor Corporation

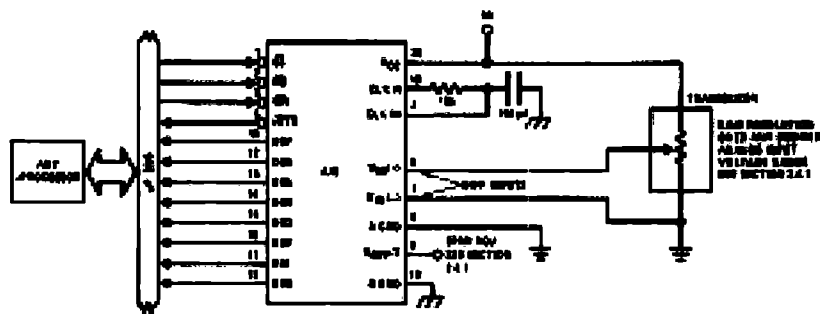
© 2001 National Semiconductor Corporation DS90C03

www.national.com

ADC0801/ADC0802/ADC0803/ADC0804/ADC0805 8-Bit μ P Compatible A/D Converters

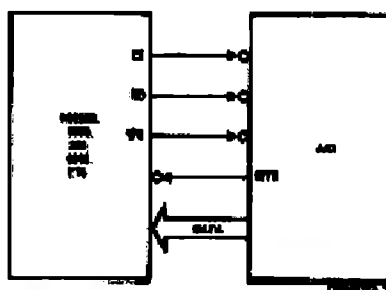
ADC 0801/1A/DC0802/2A/DC0803/ADC0804/ADC0805

Typical Applications



0800PL1

8080 Interface



0800PL3

Error Specification (Includes Full-Scale, Zero Error, and Non-Linearity)

Part Number	Full-Scale Adjusted	$V_{REF}/2=2.500 V_{DC}$ (No Adjustments)	$V_{REF}/2=No\ Connection$ (No Adjustments)
ADC0801	$\pm 1/4\ LSB$		
ADC0802		$\pm 1/4\ LSB$	
ADC0803	$\pm 1/2\ LSB$		
ADC0804		$\pm 1\ LSB$	
ADC0805			$\pm 1\ LSB$

ADC0801/ADC0804/DC0804/DC0804/DC0804/DC0804

Absolute Maximum Ratings (Notes 1, 2)		Infrared (15 seconds)	220°C
If Military/Aerospace specified devices are required, please contact the National Semiconductor Sales Office/Distributors for availability and specifications.		Storage Temperature Range	-65°C to +150°C
		Package Dissipation at $T_a=25^\circ\text{C}$	875 mW
		ESD Susceptibility (Note 10)	800V
Supply Voltage (V_{CC}) (Note 3)	6.5V	Operating Ratings (Notes 1, 2)	
Logic Control Inputs	-0.5V to +18V	Temperature Range	$T_{min} \leq T_A \leq T_{max}$
All Other Input and Outputs	-0.3V to ($V_{CC}+0.5V$)	ADC0804LCJ	-40°C $\leq T_A \leq$ 85°C
Lead Temp. (Soldering, 10 seconds)	260°C	ADC0804UC208/05LCN	-40°C $\leq T_A \leq$ 85°C
Dual-In-Line Package (plastic)	300°C	ADC0804LCN	0°C $\leq T_A \leq$ 70°C
Dual-In-Line Package (ceramic)	300°C	ADC0804M1CMM	0°C $\leq T_A \leq$ 70°C
Surface Mount Package		Range of V_{CC}	4.5 V_{DC} to 6.5 V_{DC}
Vapor Phase (90 seconds)	215°C		

Electrical Characteristics
The following specifications apply for $V_{CC}=5 V_{DC}$, $T_{min} \leq T_A \leq T_{max}$ and $f_{CLK}=840$ kHz unless otherwise specified.

Parameter	Conditions	Min	Typ	Max	Units
ADC0801: Total Adjusted Error (Note 8)	With Full-Scale Adj. (See Section 2.5.2)			$\pm 1/2$	LSB
ADC0802: Total Unadjusted Error (Note 8)	$V_{REF}/2=2.500 V_{DC}$			$\pm 1/2$	LSB
ADC0803: Total Adjusted Error (Note 8)	With Full-Scale Adj. (See Section 2.5.2)			$\pm 1/2$	LSB
ADC0804: Total Unadjusted Error (Note 8)	$V_{REF}/2=2.500 V_{DC}$			± 1	LSB
ADC0805: Total Unadjusted Error (Note 8)	$V_{REF}/2$ -No Connection			± 1	LSB
$V_{REF}/2$ Input Resistance (Pin 8)	ADC0801/02/03/05 ADC0804 (Note 8)	2.5 0.75	8.0 1.1		Ω
Analog Input Voltage Range	(Note 4) V_{IN+} or V_{IN-}	0 to 0.05		$V_{CC} \pm 0.05$	V_{DC}
DC Common-Mode Error	Over Analog Input Voltage Range		$\pm 1/16$	$\pm 1/2$	LSB
Power Supply Sensitivity	$V_{CC}=5 V_{DC} \pm 10\%$ Over Allowed V_{IN+} and V_{IN-} Voltage Range (Note 4)		$\pm 1/16$	$\pm 1/2$	LSB

AC Electrical Characteristics
The following specifications apply for $V_{CC}=5 V_{DC}$ and $T_{min} \leq T_A \leq T_{max}$ unless otherwise specified.

Symbol	Parameter	Conditions	Min	Typ	Max	Units
T_C	Conversion Time	$f_{CLK}=840$ kHz (Note 8)	103		114	μs
T_C	Conversion Time	(Notes 5, 6)	68		73	$1/f_{CLK}$
f_{CLK}	Clock Frequency	$V_{CC}=5V$, (Note 5)	100	840	1450	kHz
	Clock Duty Cycle		40		60	%
CR	Conversion Rate in Free-Running Mode	INTR tied to WR with $CS=0 V_{DC}$, $f_{CLK}=840$ kHz	8770		9768	convs
t_{WRR}	Width of WRR Input (Start Pulse Width)	$CS=0 V_{DC}$ (Note 7)	100			ns
t_{ACC}	Access Time (Delay from Falling Edge of RD to Output Data Valid)	$C_L=100$ pF		135	200	ns
t_{HS} , t_{HS}	TRI-STATE Control (Delay from Rising Edge of RD to H-Z State)	$C_L=10$ pF, $R_L=10k\Omega$ (See TRI-STATE Test Circuit)		125	200	ns
t_{WR} , t_{RI}	Delay from Falling Edge of WR or RD to Reset of INTR			380	450	ns
C_{IN}	Input Capacitance of Logic Control Inputs			5	7.5	pF

ADC0801/ADC0802/ADC0804/ADC0808/ADC0816

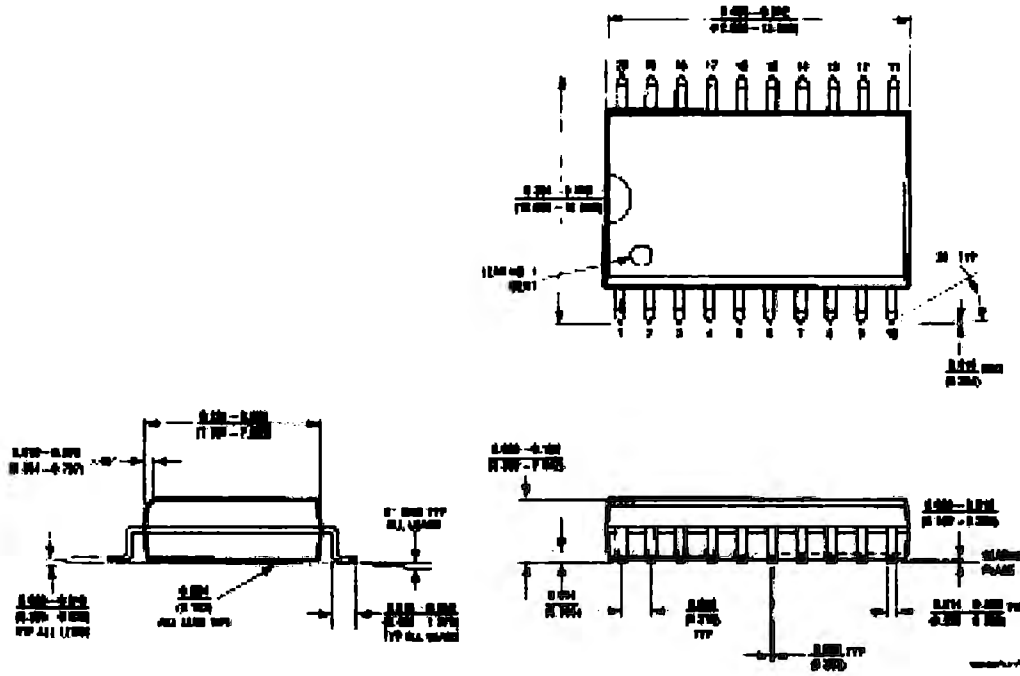
AC Electrical Characteristics (Continued)						
The following specifications apply for $V_{CC}=5 V_{DC}$ and $T_{amb}=T_A \pm T_{max}$ unless otherwise specified.						
Symbol	Parameter	Conditions	Min	Typ	Max	Units
C_{OUT}	TRI-STATE Output Capacitance (Data Buffers)			5	7.5	pF
CONTROL INPUTS (Note: CLK IN (Pin 4) is the input of a Schmitt trigger circuit and is therefore specified separately)						
$V_{in(1)}$	Logical "1" Input Voltage (Except Pin 4 CLK IN)	$V_{CC}=5.25 V_{DC}$	2.0		15	V_{DC}
$V_{in(0)}$	Logical "0" Input Voltage (Except Pin 4 CLK IN)	$V_{CC}=4.75 V_{DC}$			0.8	V_{DC}
$I_{in(1)}$	Logical "1" Input Current (All Inputs)	$V_{in}=5 V_{DC}$		0.005	1	μA_{DC}
$I_{in(0)}$	Logical "0" Input Current (All Inputs)	$V_{in}=0 V_{DC}$	-1	-0.005		μA_{DC}
CLOCK IN AND CLOCK R						
V_{Y+}	CLK IN (Pin 4) Positive Going Threshold Voltage		2.7	3.1	3.5	V_{DC}
V_{Y-}	CLK IN (Pin 4) Negative Going Threshold Voltage		1.5	1.8	2.1	V_{DC}
V_H	CLK IN (Pin 4) Hysteresis ($V_{Y+} - V_{Y-}$)		0.8	1.3	2.0	V_{DC}
$V_{OUT(0)}$	Logical "0" CLK R Output Voltage	$I_O=380 \mu A$ $V_{CC}=4.75 V_{DC}$			0.4	V_{DC}
$V_{OUT(1)}$	Logical "1" CLK R Output Voltage	$I_O=380 \mu A$ $V_{CC}=4.75 V_{DC}$	2.4			V_{DC}
DATA OUTPUTS AND BITE						
$V_{OUT(0)}$	Logical "0" Output Voltage Data Outputs INTR Output	$I_{OUT}=1.0 mA, V_{CC}=4.75 V_{DC}$ $I_{OUT}=1.0 mA, V_{CC}=4.75 V_{DC}$			0.4 0.4	V_{DC} V_{DC}
$V_{OUT(1)}$	Logical "1" Output Voltage	$I_O=380 \mu A, V_{CC}=4.75 V_{DC}$	2.4			V_{DC}
$V_{OUT(1)}$	Logical "1" Output Voltage	$I_O=10 \mu A, V_{CC}=4.75 V_{DC}$	4.5			V_{DC}
I_{OUT}	TRI-STATE Disabled Output Leakage (All Data Buffers)	$V_{OUT}=0 V_{DC}$ $V_{CC}=5 V_{DC}$	-3		3	μA_{DC} μA_{DC}
$I_{OUT(0)}$		V_{OUT} Short to Gnd, $T_A=25^\circ C$	4.5	8		mA_{DC}
$I_{OUT(1)}$		V_{OUT} Short to V_{CC} , $T_A=25^\circ C$	8.0	16		mA_{DC}
POWER SUPPLY						
I_{CC}	Supply Current (includes Ladder Current)	$f_{CLK}=640 kHz$ $V_{IN}/2=NC, T_A=25^\circ C$ and $CS=5V$				
	ADC0801/02/03/04/L/05			1.1	1.8	mA
	ADC0804/L/08/16			1.9	2.5	mA
<p>Note 1: Absolute Maximum Voltage indicates built-in potential damage to the device may occur. DC and AC electrical specifications do not apply when operating the device beyond its specified operating conditions.</p> <p>Note 2: All voltages are measured with respect to Gnd, unless otherwise specified. The separate A Gnd point should always be wired to the D Gnd.</p> <p>Note 3: A sensor clock pulse, internally, from V_{CC} to Gnd and has a typical maximum voltage of $7 V_{CC}$.</p> <p>Note 4: For V_{Y+} to V_{Y-} the digital output code will be 0000 0000. Two on-chip diodes are tied to each sensing input (see block diagram) which will forward conduct for sensing input voltages one diode drop below ground or one diode drop greater than the V_{CC} supply. In normal, during testing of low V_{CC} levels (4.5V), no high level sensing inputs (HV) can cause this input diode to conduct—regardless of elevated temperature, and cause issues for sensing inputs near 0V-scale. The spec allows 50 mV forward bias of either diode. This means that as long as the sensing V_{in} does not exceed the supply voltage by more than 50 mV, the output code will be correct. To address an absolute 0 V_{DC} to 5 V_{DC} input voltage range with tolerance requires a minimum supply voltage of 4.500 V_{DC}, over temperature variations, initial tolerances and loading.</p> <p>Note 5: Accuracy is guaranteed at $f_{CLK} = 640 kHz$. At higher clock frequencies accuracy can degrade. For lower clock frequencies, the duty cycle limits can be extended as long as the minimum clock high time interval or minimum clock low time interval is no less than 375 ns.</p> <p>Note 6: With an asynchronous start pulse, up to 9 clock periods may be required before the internal clock phases are proper to start the conversion process. The start signal is internally latched, see Figure 4 and section 2.0.</p>						

www.infocool.com

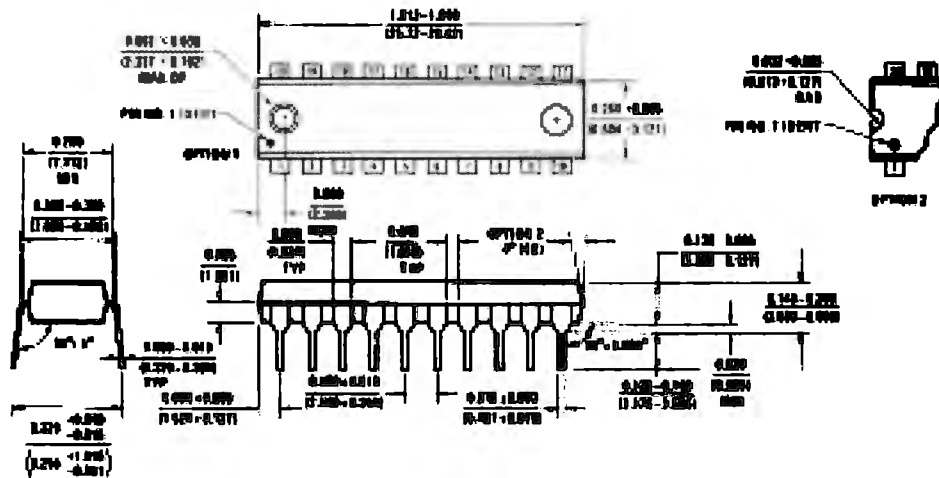
4

ADC0801/ADC0802/ADC0804/ADC0808

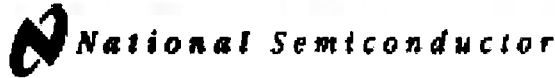
Physical Dimensions Inches (millimeters) unless otherwise noted



SO Package (M)
 Order Number ADC0802LCMM or ADC0804LCMM
 NS Package Number M25B



Molded Dual-in-Line Package (M)
 Order Number ADC0801CM, ADC0802CM,
 ADC0804CM or ADC0808CM
 NS Package Number M25A



August 2000

LF411 Low Offset, Low Drift JFET Input Operational Amplifier

General Description

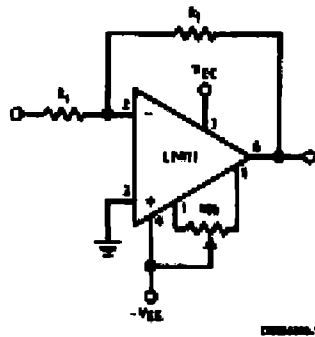
These devices are low cost, high speed, JFET input operational amplifiers with very low input offset voltage and guaranteed input offset voltage drift. They require low supply current yet maintain a large gain bandwidth product and fast slew rate. In addition, well matched high voltage JFET input devices provide very low input bias and offset currents. The LF411 is pin compatible with the standard LM741 allowing designers to immediately upgrade the overall performance of existing designs.

These amplifiers may be used in applications such as high speed integrators, fast D/A converters, sample and hold circuits and many other circuits requiring low input offset voltage and drift, low input bias current, high input impedance, high slew rate and wide bandwidth.

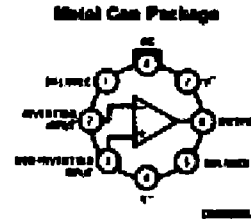
Features

- Internally trimmed offset voltage: 0.5 mV(max)
- Input offset voltage drift: 10 μ V/°C(max)
- Low input bias current: 50 pA
- Low input noise current: 0.01 pA/√Hz
- Wide gain bandwidth: 3 MHz(min)
- High slew rate: 10V/μs(min)
- Low supply current: 1.8 mA
- High input impedance: 10¹²Ω
- Low total harmonic distortion: \leq 0.02%
- Low 1/f noise corner: 50 Hz
- Fast settling time to 0.01%: 2 μ s

Typical Connection

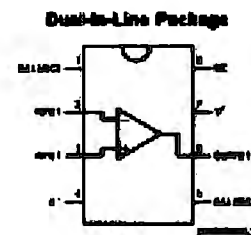


Connection Diagrams



Note: Pin 4 connected to GND.

Top View
Order Number LF411ACH
or LF411BDS83 (Note 11)
See NS Package Number NS8A



Top View
Order Number LF411ACH, LF411CN
See NS Package Number NS8E

Ordering Information

- LF411XYZ
X indicates electrical grade
Y indicates temperature range
"M" for military
"C" for commercial
Z indicates package type
"F" or "N"

LM741 is a trademark of National Semiconductor Corporation.

LF411 Low Offset, Low Drift JFET Input Operational Amplifier

LF411

Absolute Maximum Ratings (Note 1)			T_{jmax}	H Package	H Package
If Military/Aerospace specified devices are required, please contact the National Semiconductor Sales Office/Distributors for availability and specifications.			θ_A	150°C	115°C
	LF411A	LF411	θ_C	142°C/W (Still Air)	120°C/W
Supply Voltage	$\pm 22V$	$\pm 18V$	Operating Temp. Range	65°C/W (400 LF/min Air Flow)	
Differential Input Voltage	$\pm 38V$	$\pm 30V$	Storage Temp. Range	20°C/W	
Input Voltage Range (Note 2)	$\pm 18V$	$\pm 15V$	Lead Temp. (Soldering, 30 sec.)	(Note 4)	(Note 4)
Output Short Circuit Duration	Continuous	Continuous	ESD Tolerance	-65°C to $T_A \leq 150^\circ C$	-65°C to $T_A \leq 150^\circ C$
Power Dissipation (Notes 3, 10)	H Package	H Package		260°C	260°C
	670 mW	670 mW			Rating to be determined.

DC Electrical Characteristics (Note 5)								Units	
Symbol	Parameter	Conditions	LF411A			LF411			
			Min	Typ	Max	Min	Typ		Max
V_{os}	Input Offset Voltage	$R_{in} = 10 \text{ k}\Omega, T_A = 25^\circ C$		0.3	0.5		0.8	2.0	mV
$AV_{os}/\Delta T$	Average TC of Input Offset Voltage	$R_{in} = 10 \text{ k}\Omega$ (Note 6)		7	10		7	20	$\mu V/^\circ C$
I_{os}	Input Offset Current	$V_{in} = \pm 15V$ (Notes 5, 7)	$T_A = 25^\circ C$	25	100		25	100	μA
			$T_A = 70^\circ C$		2			2	μA
			$T_A = 125^\circ C$		25			25	μA
I_b	Input Bias Current	$V_{in} = \pm 15V$ (Notes 5, 7)	$T_A = 25^\circ C$	50	200		50	200	μA
			$T_A = 70^\circ C$		4			4	μA
			$T_A = 125^\circ C$		50			50	μA
R_{in}	Input Resistance	$T_A = 25^\circ C$		10^{12}			10^{12}		Ω
A_{vcl}	Large Signal Voltage Gain	$V_{in} = \pm 15V, V_{out} = \pm 10V, R_L = 2k, T_A = 25^\circ C$	50	200		25	200		V/mV
		Over Temperature	25	200		15	200		V/mV
V_{OL}	Output Voltage Swing	$V_{in} = \pm 15V, R_L = 10k$	± 12	± 13.5		± 12	± 13.5		V
V_{CM}	Input Common-Mode Voltage Range		± 18	+18.5		± 11	+14.5		V
				-18.5			-11.5		V
CMRR	Common-Mode Rejection Ratio	$R_{in} \leq 10k$	80	100		70	100		dB
PSRR	Supply Voltage Rejection Ratio	(Note 8)	80	100		70	100		dB
I_{sc}	Supply Current			1.8	2.8		1.8	3.4	mA

AC Electrical Characteristic (Note 5)								Units	
Symbol	Parameter	Conditions	LF411A			LF411			
			Min	Typ	Max	Min	Typ		Max
SR	Slew Rate	$V_{in} = \pm 15V, T_A = 25^\circ C$	10	15		8	15		V/ μs
GBW	Gain-Bandwidth Product	$V_{in} = \pm 15V, T_A = 25^\circ C$	3	4		2.7	4		MHz
e_n	Equivalent Input Noise Voltage	$T_A = 25^\circ C, R_L = 100\Omega, f = 1 \text{ kHz}$		25			25		nV/ \sqrt{Hz}
i_n	Equivalent Input Noise Current	$T_A = 25^\circ C, f = 1 \text{ kHz}$		0.01			0.01		pA/ \sqrt{Hz}
THD	Total Harmonic Distortion	$A_{vcl} = +10, R_L = 10k, V_{in} = 20 \text{ Vp-p}, BW = 20 \text{ Hz} - 20 \text{ kHz}$		≤ 0.02			≤ 0.02		%

Integrated Silicon Pressure Sensor On-Chip Signal Conditioned, Temperature Compensated and Calibrated

The MPX5000/MPXV5000G series piezoresistive transducer is a state-of-the-art monolithic silicon pressure sensor designed for a wide range of applications, but particularly those employing a microcontroller or microprocessor with A/D inputs. This patented, single element transducer combines advanced micromachining techniques, thin-film metalization, and bipolar processing to provide an accurate, high level analog output signal that is proportional to the applied pressure.

Features

- 2.0% Maximum Error over 0° to 85°C
- Ideally suited for Microprocessor or Microcontroller-Based Systems
- Temperature Compensated Over -40° to +125°C
- Patented Silicon Shear Stress Strain Gauge
- Durable Epoxy Unibody Element
- Easy-to-Use Chip Carrier Option

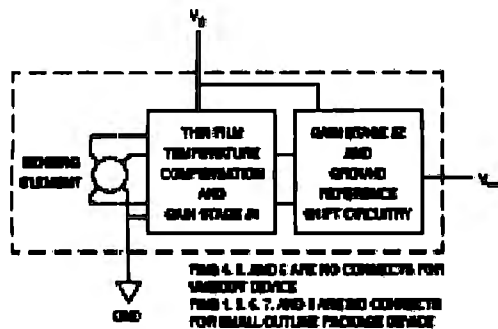
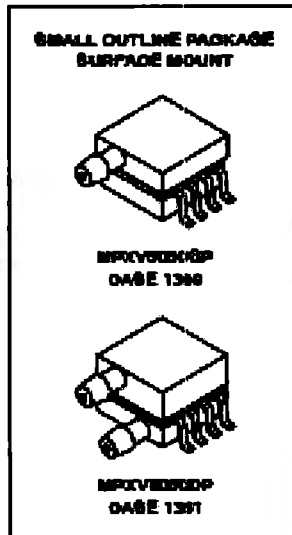


Figure 1. Fully Integrated Pressure Sensor Schematic

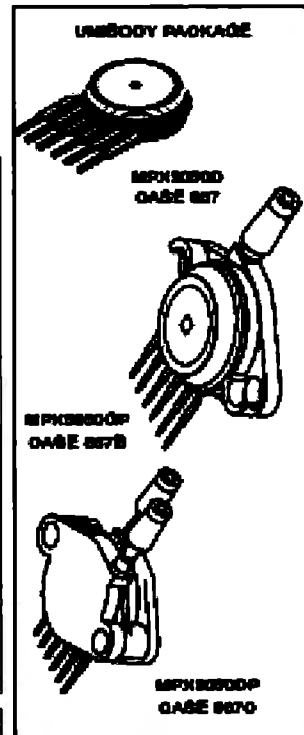


PIN NUMBER			
1	N/C	5	N/C
2	V _B	6	N/C
3	Gnd	7	N/C
4	V _{OUT}	8	N/C

NOTE: Pins 1, 5, 6, 7, and 8 are internal device connections. Do not connect to external circuitry or ground. Pin 1 is noted by the notch in the lead.



**INTEGRATED
PRESSURE SENSOR**
0 to 50 kPa (0 to 7.25 psi)
0.2 to 4.7 Volts Output



PIN NUMBER			
1	V _{OUT}	4	N/C
2	Gnd	5	N/C
3	V _B	6	N/C

NOTE: Pins 4, 5, and 6 are internal device connections. Do not connect to external circuitry or ground. Pin 1 is noted by the notch in the lead.

MAXIMUM RATINGS (NOTE)

Parameter	Symbol	Value	Unit
Maximum Pressure (P1 > P2)	P _{max}	990	hPa
Storage Temperature	T _{stg}	-40° to +125°	°C
Operating Temperature	T _A	-40° to +125°	°C

NOTE: Exposure beyond the specified limits may cause permanent damage or degradation to the device.

OPERATING CHARACTERISTICS (V_D = 5.0 Vdc, T_A = 25°C unless otherwise noted, P1 > P2. Decoupling circuit shown in Figure 4 required to meet electrical specifications.)

Characteristic	Symbol	Min	Typ	Max	Unit
Pressure Range ⁽¹⁾	P _{OP}	0	—	90	hPa
Supply Voltage ⁽²⁾	V _D	4.75	5.0	5.25	Vdc
Supply Current	I _D	—	7.0	19.0	mAdc
Minimum Pressure Offset ⁽³⁾ @ V _D = 5.0 Volts	V _{OFF}	0.005	0.50	0.313	Vdc
Full Scale Output ⁽⁴⁾ @ V _D = 5.0 Volts	V _{FSO}	4.997	4.70	4.913	Vdc
Full Scale Span ⁽⁵⁾ @ V _D = 5.0 Volts	V _{FSS}	—	4.20	—	Vdc
Accuracy ⁽⁶⁾	—	—	—	±2.0	%V _{FSS}
Sensitivity	V _{SP}	—	90	—	mV/hPa
Response Time ⁽⁷⁾	t _R	—	1.0	—	ms
Output Source Current at Full Scale Output	I ₊	—	0.1	—	mAdc
Warm-Up Time ⁽⁸⁾	—	—	30	—	ms
Offset Stability ⁽⁹⁾	—	—	±0.5	—	%V _{FSS}

NOTES:

- 1.0 hPa (hPa/Pascal) equals 0.145 psi.
- Device is automatic within this specified excitation range.
- Offset (V_{OFF}) is defined as the output voltage at the minimum rated pressure.
- Full Scale Output (V_{FSO}) is defined as the output voltage at the maximum or full rated pressure.
- Full Scale Span (V_{FSS}) is defined as the algebraic difference between the output voltage at full rated pressure and the output voltage at the minimum rated pressure.
- Accuracy (over budget) consists of the following:
 - Linearity: Output deviation from a straight line relationship with pressure over the specified pressure range.
 - Temperature Hysteresis: Output deviation at any temperature within the operating temperature range, after the temperature is cycled to and from the minimum or maximum operating temperature points, with zero differential pressure applied.
 - Pressure Hysteresis: Output deviation at any pressure within the specified range, when this pressure is cycled to and from minimum or maximum rated pressure at 25°C.
 - TcSpan: Output deviation over the temperature range of 0° to 55°C, relative to 25°C.
 - TcOffset: Output deviation with minimum pressure applied, over the temperature range of 0° to 55°C, relative to 25°C.
 - Variation from Nominal: The variation from nominal values, for Offset or Full Scale Span, as a percent of V_{FSS} at 25°C.
- Response Time is defined as the time for the incremental change in the output to go from 10% to 90% of its final value when subjected to a specified step change in pressure.
- Warm-up Time is defined as the time required for the product to meet the specified output voltage after the Pressure has been stabilized.
- Offset Stability is the product's output deviation when subjected to 1000 hours of Pulsed Pressure, Temperature Cycling with Bias Test.

MECHANICAL CHARACTERISTICS

Characteristic	Typ	Unit
Weight, Basic Element (Case 887)	4.0	grams
Weight, Basic Element (Case 1389)	1.5	grams

7. Referencias.

- [1] <http://www.psicol.unam.mx:8082/Profesionales/PsiClinica/iem/descargas/RESUMEN%20Hipertensi%C3%B3n%20y%20Psicolog%C3%ADa.doc>
- [2] Encuesta Nacional de salud 2000: http://www.insp.mx/ensa/ensa_tomo2.pdf
- [3] http://www.abcmedicus.com/articulo/pacientes/id/16/pagina/1/hipertension_arterial.html
- [4] http://www.interhelp.com.mx/catalog/product_info.php?cPath=24_79&products_id=1605
- [5] <http://escuela.med.puc.cl/paginas/publicaciones/ManualPed/HTAPediat.html>
- [6] http://www.cardiologos.org/impa/impa_c03.html
- [7] www.telcel.com/gsm/conexion/conexion_gprs.htm
- [8] <http://www.efdeportes.com/efd9/gps.htm>
- [9] O'Rourke Robert A. Fuster Valentin, Alexander R. Wayne, Roberts Robert, King III Spencer B., Wellans Han J. J.; *El Corazón Manual de Cardiología*; 10 ed; Ed Mc Graw Hill, Año 2002; Pp 409-436.
- [10] Braunwald, Zipes, Libby; *Heart Disease. A textbook of cardiovascular medicine*; Volume 2; Ed. W. B. Saunders Company; Año 2001 Pp. 941-994.
- [11] Topal Eric J. ; *Textbook of cardiovascular medicine*; 2 ed; Ed. Lippincott Williams and Wilkins; Año 2001, Pp 91-122.
- [12] Kaplan Norman M; *Clinical hypertension*; 8 ed; Ed Lipoincott Williams and Wilkins; Año 2001, Pp 1-236.
- [13] Hricik Donald E., Jacksen T. Wright Jr., Smith Michael C; *Secretos de la hipertension arterial*; Ed Elsaviar; Año 2000, Pp 1-10