

106
2ej.



UNIVERSIDAD NACIONAL AUTONOMA
DE MEXICO

FACULTAD DE INGENIERIA

MEDIDOR DE FUERZAS DE SUTURA
EN CABOS ESOFAGICOS

T E S I S

QUE PARA OBTENER EL TITULO DE
INGENIERO MECANICO ELECTRICISTA
(AREA MECANICA)
P R E S E N T A
BEATRIZ ELIZABETH LOPEZ MONTOYA

ASESOR: M. EN I. ARMANDO ORTIZ PRADO



MEXICO, D. F.

1997

TESIS CON
FALLA DE ORIGEN



Universidad Nacional
Autónoma de México



UNAM – Dirección General de Bibliotecas
Tesis Digitales
Restricciones de uso

DERECHOS RESERVADOS ©
PROHIBIDA SU REPRODUCCIÓN TOTAL O PARCIAL

Todo el material contenido en esta tesis esta protegido por la Ley Federal del Derecho de Autor (LFDA) de los Estados Unidos Mexicanos (México).

El uso de imágenes, fragmentos de videos, y demás material que sea objeto de protección de los derechos de autor, será exclusivamente para fines educativos e informativos y deberá citar la fuente donde la obtuvo mencionando el autor o autores. Cualquier uso distinto como el lucro, reproducción, edición o modificación, será perseguido y sancionado por el respectivo titular de los Derechos de Autor.

AGRADECIMIENTOS

A Dios por el regalo de su presencia, su inmensurable amor y la vida eterna.

A mis padres Dolores y Fidel por su paciencia y sacrificio, frutos de la dulce bendición de su amor.

A mi hermana Araceli por su amor, su apoyo y comprensión.

A mi cuñado Luis por sus valiosas aportaciones y por su cariño.

A mi sobrino Luis por su alegría y amor incondicional.

Al M. en I. Armando Ortiz Prado, Ing. Sara Cerrud y al Dr. Fernando Villegas por su paciencia y valiosos consejos. Sin sus aportaciones este proyecto no se hubiera hecho realidad.

A mis compañeros de trabajo por su ayuda siempre oportuna.

A mis amigos y hermanos, porque estuvieron conmigo cuando más los necesité.

CONTENIDO

	Página
PRÓLOGO	2
INTRODUCCIÓN	3
CAPÍTULO 1 COMPORTAMIENTO MECÁNICO DE TEJIDO ESOFÁGICO	6
1.1 FISIOLÓGIA DEL TEJIDO ESOFÁGICO	6
1.2 EXPERIMENTACIÓN	7
1.3 CONCLUSIONES DE LAS PRUEBAS DE TRACCIÓN	11
CAPÍTULO 2. DISEÑO DEL SISTEMA DE MEDICIÓN	12
2.1 DISEÑO CONCEPTUAL	13
2.1.1 Descomposición funcional	13
2.1.2 Alternativas de solución	13
2.1.3 Evaluación de las alternativas	17
2.1.4 Caracterización del material de la viga	19
2.1.5 Validación del medidor	23
2.2 FASE DE REDISEÑO	24
2.3 DISEÑO DE DETALLE	26
CAPÍTULO 3. CONSTRUCCIÓN Y PRUEBAS DEL SISTEMA	29
CAPÍTULO 4. ANÁLISIS DE RESULTADOS Y CONCLUSIONES	34
ANEXO A. EXTENSOMETRÍA ELÉCTRICA DE RESISTENCIA VARIABLE	38
ANEXO B. NORMAS PARA EL DISEÑO DE INSTRUMENTOS MÉDICOS	45
ANEXO C. PLANOS	
GLOSARIO	52
REFERENCIAS	54

PRÓLOGO

Desde la creación o aparición del hombre sobre la tierra, se ha visto en la necesidad de describir en forma ordenada los acontecimientos o fenómenos que ocurrían. Para la descripción de una parte de la experiencia humana por medio del lenguaje y la escritura se creó la metrología; ésta se relaciona con cada una de las actividades del ser humano y auxilia a todas las ciencias existentes para facilitar su entendimiento. aplicación, evaluación y desarrollo.

No hay trabajos totalmente independientes o aislados, pues una ciencia pura sin aplicaciones reales no tiene razón de existir. De esta forma la ingeniería se auxilia de la metrología y viceversa, y para la realización del presente proyecto, la medicina se ha auxiliado de la ingeniería y de la metrología en el diseño de un instrumento para medir fuerzas en la sutura de tejido vivo.

Cabe mencionar que uno de los tantos retos a los que se enfrenta el ser humano en la investigación y en la práctica, es la medición de fenómenos sean físicos o químicos en el momento y en el lugar en que suceden. En la experimentación se pretende crear el ambiente natural de una situación especial y realizar el fenómeno, pero el problema no es medir dentro de esas condiciones creadas sino medir en las condiciones *reales* en las que se da el fenómeno.

En este caso particular el verdadero problema es realizar las mediciones en el tejido "in vivo" durante la sutura.

Por lo tanto la creación de dicho instrumento surge de la necesidad de facilitar el entrenamiento técnico-quirúrgico y la toma de decisiones, requerido para la corrección de atresia esofágica por cirujanos peditras en formación. Lo anterior debido a que por la poca incidencia del problema, es difícil adquirir experiencia. La atresia esofágica es una malformación congénita que consiste en la separación del esófago. Este padecimiento sin corrección quirúrgica es letal.

El campo de aplicación de la ingeniería mecánica se amplía cada vez más y con este tipo de proyectos se demuestra la viabilidad de trabajar en colaboración con instituciones del sector salud, generando así un enriquecimiento entre disciplinas.

Actualmente y a futuro, el ingeniero tiene aún mucho que hacer en el campo de la medicina.

INTRODUCCION

Se considera que la atresia esofágica es consecuencia de la desviación espontánea del tabique traqueo-esofágico en dirección posterior, o de algún factor mecánico que empuja hacia adelante la pared dorsal del intestino.

Dicho en otras palabras, se trata de una malformación congénita que consiste en la separación del esófago. La atresia esofágica impide el paso normal de líquido amniótico hacia el tracto intestinal, esto provoca la acumulación de líquido en el saco amniótico (*polihidramnios*) y, en consecuencia el útero de la futura madre aumenta de volumen. Aun cuando el neonato con atresia esofágica puede tener aspecto normal, en los primeros intentos de tragar se llenará rápidamente la porción proximal del esófago y el líquido se derramará a la tráquea y los pulmones.

En la figura 1 se aprecian las variedades de atresia de esófago :

- a) atresia pura, donde los cabos esofágicos son sacos ciegos.
- b) un fondo de saco ciego en el extremo conectado al estómago mientras que el extremo superior está conectado a la tráquea en forma de fistula.
- c) un fondo de saco ciego en el extremo superior y el cabo inferior conectado a la tráquea.
- d) los dos cabos esofágicos están conectados a la tráquea en forma de fistula.
- e) los dos cabos están conectados a la tráquea y también entre ellos.
- f) los dos cabos están conectados entre si pero existe diferencia de diámetros que cierran la luz esofágica.

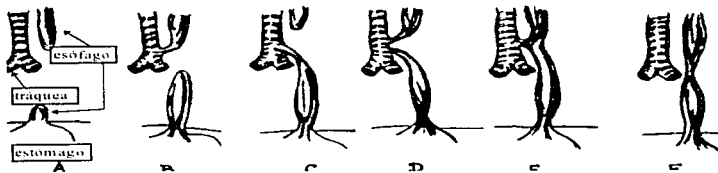


Figura 1. Tipos de atresia

Los pacientes con este problema requieren básicamente tres acciones de manejo inmediatas:

- 1) diagnóstico temprano para evitar la bronco-aspiración y complicaciones pulmonares.
- 2) evaluación del tipo de atresia y magnitud de separación.
- 3) corrección quirúrgica que garantice el funcionamiento normal del esófago y los pulmones.

La principal complicación quirúrgica temprana es el desgarre del tejido o fuga de líquidos a nivel de la línea de sutura, y tardía, la cicatrización anormal que cierra la luz esofágica. Las causas principales de estas complicaciones se deben a la magnitud de la separación de los extremos esofágicos, a una pobre circulación sanguínea del extremo esofágico, a la consecuente tensión que se genera a lo largo de la unión quirúrgica y a la desproporción de calibres de los cabos esofágicos (figura 2)



Figura 2. Unión quirúrgica con desproporción de calibres

En este caso particular el verdadero problema es medir las fuerzas que se generan en el tejido "in vivo" en el momento de la sutura, pues se debe tener cuidado de no manipular demasiado el tejido dentro del paciente para no lastimarlo y evitar que las venas se colapsen, lo cual afecta la cicatrización; además, no se pueden emplear los mismos mecanismos o instrumentos de medición que cuando se realiza ex-vivo.

El instrumento que se pretende construir debe permitir la medición de las fuerzas que se aplican en la unión quirúrgica del esófago.

Como es evidente el padecimiento sin tratamiento es letal, pero gracias a los avances tecnológicos y a los cuidados pre y postoperatorios son pocos los pacientes que fallecen con esta enfermedad, a menos que coexista retraso en el diagnóstico y complicaciones pulmonares graves como una prematuridad extrema o malformaciones adicionales incompatibles con la vida.

CAPÍTULO 1. COMPORTAMIENTO MECÁNICO DE TEJIDO ESOFÁGICO

1.1. FISIOLÓGIA DEL TEJIDO ESOFÁGICO

La justificación del uso de esófagos de conejo en la investigación deriva de la siguiente información de las estructuras de tejido esofágico.

El esófago es un órgano tubular, formado por músculo estriado y liso en su extremo superior y únicamente músculo liso en sus dos tercios inferiores, con innervación somática y autónoma, situado entre la faringe y el estómago, su función es llevar los alimentos de la boca al estómago. En su recorrido mantiene importantes relaciones con la tráquea, lóbulo izquierdo del tiroides, nervios recurrentes y en el tórax, con el bronquio izquierdo, el pericardio y nervios vagos.

La estructura microscópica del esófago comprende una túnica mucosa, tapizada por epitelio pavimentoso estratificado y dispuesta en forma de pliegues que se distienden al paso del bolo alimenticio, una túnica submucosa, una túnica muscular con fibras longitudinales externas y circulares internas, y una túnica adventicia; en su corto trayecto abdominal la parte anterior del órgano está revestida además por el peritoneo.

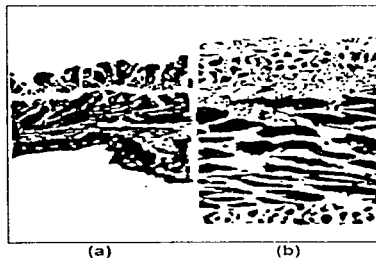


Figura 1.1 Tejido esofágico de conejo (a) y ser humano (b).

Estructuralmente el esófago del conejo es diferente al del ser humano; posee una capa muscular adicional (figura 1.1). Sin embargo, el esófago del conejo adulto presenta características similares a las del recién nacido en cuanto a consistencia y diámetro. Por otro lado, la vía de abordaje, el campo de trabajo de reducidas dimensiones y la separación artificial, condiciona al cirujano a extremar la precisión de sus movimientos.

Siendo tan delicadas las estructuras del esófago del conejo, se han logrado definir algunas de las causas de dehiscencia esofágica. Dos de los factores más importantes en la generación de esta complicación son: la desvitalización de los tejidos debido a un manejo agresivo de éstos (favorecido por la disminución de irrigación sanguínea) y el exceso de tensión sobre la línea de sutura al realizar la unión de los extremos esofágicos muy separados.

1.2. EXPERIMENTACIÓN

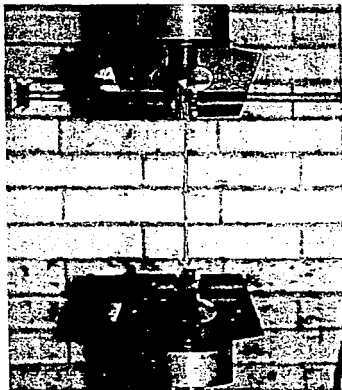
Con la finalidad de conocer la tensión necesaria para producir separación de los extremos esofágicos unidos ex-vivo, se llevaron a cabo pruebas mecánicas de tracción, en una máquina universal tipo INSTRON, en esófagos de pequeñas dimensiones similares a las del recién nacido humano, los cuales fueron tomados de conejos adultos Nueva Zelanda (figura 1.2)

En cuanto a las pruebas mecánicas de tracción, estas fueron realizadas en el laboratorio de pruebas mecánicas de la Facultad de Ingeniería de la UNAM, y los esófagos fueron extraídos de 20 conejos adultos de entre 3000 y 3500 g de peso, procedentes de bioterio de la unidad de investigación en salud infantil del Instituto Nacional de Pediatría. Se extrajeron los esófagos de hipofaringe a cardías, se midieron de extremo a extremo y se repartieron aleatoriamente en 6 grupos (A, B, C, D, E y F) con sección y/o resección de 0,1,2,3,4 y 5 cm respectivamente.

Cabe mencionar que una de las características del tejido sea in vitro o in vivo, es que al extraer el esófago del conejo sufre una contracción muy significativa (18% aproximadamente), de igual manera al seccionarlo, por lo tanto las dimensiones no son exactas.

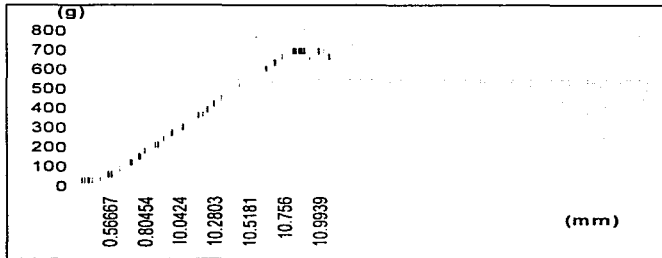
En todas las pruebas los extremos distales de los esófagos se sujetaron con cintas de lino a las mordazas de la máquina universal de pruebas, en total se realizaron tres tipos de pruebas. En algunas se sometió a tracción el esófago sin seccionarlo; en otras se seccionó y suturó antes de sujetarlo a las mordazas y en el tercer tipo de prueba se dividió en dos segmentos el esófago y en seguida se procedió a la unión de los mismos, para restablecer la continuidad del esófago, mediante la técnica quirúrgica de anastomosis término-terminal llegando a 8 puntos de sutura repartidos equidistantemente.

Durante la unión se registró la tensión generada en los bordes de los segmentos esofágicos.



**Figura 1.2 Pruebas de tracción
en la máquina universal INSTRON**

De manera general las gráficas que se obtuvieron en las pruebas son como la gráfica 1.1.



Gráfica 1.1. Carga vs. desplazamiento

Donde podemos apreciar un comportamiento lineal entre carga (kg) y desplazamiento (mm). Sin embargo los escalones observados se denominan "fenómeno escalón" que se traduce en cedencia del tejido, es decir se gana elongación aún cuando la carga permanece constante, lo cual se explica porque el esófago está formado por anillos musculares que dan el movimiento peristáltico para pasar el bolo alimenticio. Este fenómeno ya ha sido estudiado por investigadores alemanes [7]. Pero lo que nos interesa es conocer el rango de fuerzas en el que se trabajará para escoger los materiales para diseñar el medidor de fuerzas.

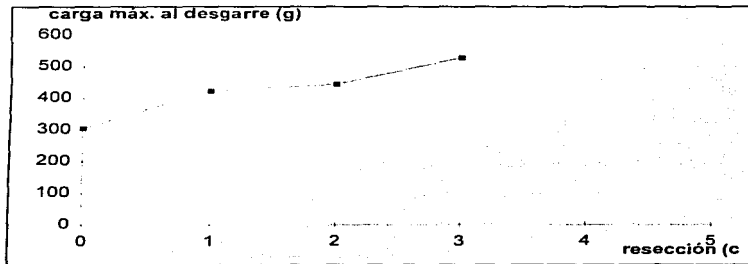
En la tabla 1.1 se resumen los resultados del comportamiento de los esófagos sometidos a tracción, seccionados y/o reseccionados:

Clasificación	Longitud (mm)	Separación total entre cabos (mm)	Carga inicial de tracción (g)	Carga máxima al desgarre (g)	Máxima desplazamiento (mm)
A	-	-	-	300	52
A	155 (dentro)	41	40	240	16 (falló el nudo)
A	120	12	0	350	34
A	147 (dentro)	40	-	100 con 1 pto	-
A	157 (dentro) 116 (fuera)	45	20	390	33.4
A	164 (fuera)	42	0	300	no soportó la sutura

A	143	25	20	330 con 1 pto 400 con 2 ptos	35 43
A	155 (dentro) 120 (fuera)	-	0	350	34
A	134	-	0	510	35
B	87	10	0	350	51
B	160 (dentro) 135 (fuera)	53	30-1 pto 50-8 ptos	540	39,7
B	107 (fuera)	29	70	380	23.95(se rompió nudo)
B	144	22	160	350	120
B	145	-	0	110	-
C	110	-	-	230	no llegó a la unión
C	100	-	-	440	42
C	88	42	-	500	41
F	118 (fuera)	60	-	200	-
F	145 (dentro) 115 (fuera)	63	-	280	-
F	150	-	130-1 pto	310 con 3 ptos	34

Tabla 1.1. Datos de pruebas de tracción de tejido esofágico.

En la gráfica 1.2 se resumen los valores de las fuerzas contra la resección realizada a los esófagos.



Gráfica 1.2. Carga vs. Resección

1.3. CONCLUSIONES DE LAS PRUEBAS DE TRACCIÓN

Según las gráficas obtenidas y por lógica, entre más grande es la separación de los extremos mayor es la fuerza que se aplicará y por lo tanto el riesgo de desgarre o fuga en la línea de sutura es mayor.

Se encontró que la separación tenía un margen muy amplio de respuestas por distorsión tisular nada parecida a la condición in vivo.

Los datos sobre la carga máxima al desgarre sólo dan un rango de trabajo aproximado de 300 g. para el diseño del instrumento que medirá la fuerza de unión.

Se debe considerar que en las condiciones en las que se realizaron las pruebas, la humedad y la circulación sanguínea en el tejido no se acercan a la realidad. Además dentro del paciente hay conexiones entre los diferentes órganos y tejidos que cambian el comportamiento del tejido.

Con estas pruebas ex-vivo aún se desconocen los valores de las fuerzas que aunque no desgarran el tejido, si lo dañan de manera que la cicatrización no se logra o existe fuga de líquidos en la línea de sutura.

CAPÍTULO 2. DISEÑO DEL SISTEMA DE MEDICIÓN

Los médicos cirujanos pediatras con experiencia en la corrección de atresia esofágica, pueden decidir si realizan o no la unión quirúrgica. Pero debido a la poca incidencia del problema, es difícil que los cirujanos en formación se topen continuamente con pacientes que tengan esta malformación y por lo tanto que adquieran experiencia.

Es por esta razón que se determinó la necesidad de diseñar un instrumento que mida las fuerzas que se generan al intentar unir los tejidos, y de esta manera decidir si la unión es factible o no.

Para el diseño del instrumento los médicos cirujanos presentaron los requerimientos que se mencionan a continuación :

- Fácil ensamble
- Fácil manejo
- Fácil toma de lectura
- Condiciones de esterilidad, asepsia y seguridad
- Dimensiones
- Peso
- Precisión
- Exactitud
- Sensibilidad
- Costo

Fácil ensamble : esto implica un número mínimo de elementos que componen el dispositivo para minimizar su tiempo de ensamble.

Fácil manejo : de ser posible usar sólo una mano.

Fácil toma de lectura : amortiguar las variaciones rápidas en pantalla debido al manejo manual.

Condiciones de esterilidad, asepsia y seguridad : es importante controlar estas condiciones para cualquier instrumento quirúrgico (según normas establecidas para el diseño de instrumentos médicos, ver anexo B). El paciente debe estar aislado de cualquier tipo de descarga eléctrica.

Dimensiones : dependen del espacio de trabajo, del procedimiento quirúrgico y de la abertura en el paciente (aproximadamente de 6 X 4 cm). El extremo que está dentro de la abertura en el paciente no debe ser mayor de 1 cm²

Peso : es un instrumento portátil por lo tanto debe ser ligero.

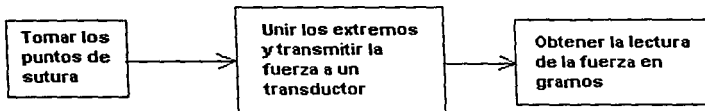
Precisión, exactitud y sensibilidad : como el tejido esofágico es muy delicado, el instrumento debe ser capaz de medir diferencias de hasta 1 g

Costo : el dispositivo debe ser de bajo costo y con elementos de manufactura simple.

2.1 DISEÑO CONCEPTUAL

2.1.1 Descomposición funcional

El dispositivo debe tomar los hilos de sutura en el momento de la cirugía, hacer que se unan los extremos del esófago y transmitir la fuerza con la que se están uniendo los cabos a un transductor y de ahí a una pantalla que permita tomar la lectura en gramos.



Descomposición de la función por bloques.

2.1.2 Alternativas de solución

Las figuras 2.1 a 2.3 muestran distintas alternativas de solución.

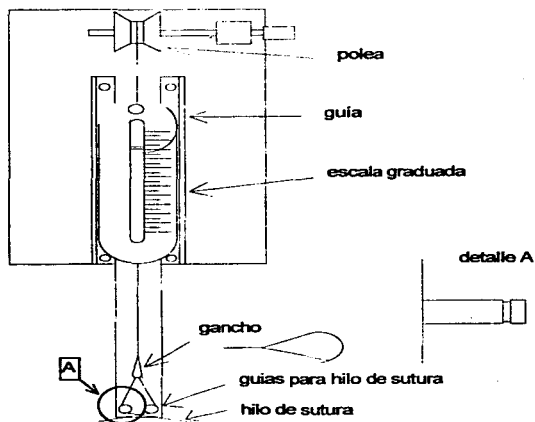


Figura 2.1. Alternativa 1

FUNCIONAMIENTO

Es un dispositivo basado en un dinamómetro, la fuerza es medida mediante la deformación de un resorte. Se toma el hilo de sutura anudando los extremos, se coloca en el gancho cuidando que los hilos sean colocados en las guías (cilindros) de manera que se crucen ; y con la polea se va enrollando el hilo, el cual jala el dinamómetro. La fuerza se lee en la graduación en gramos.

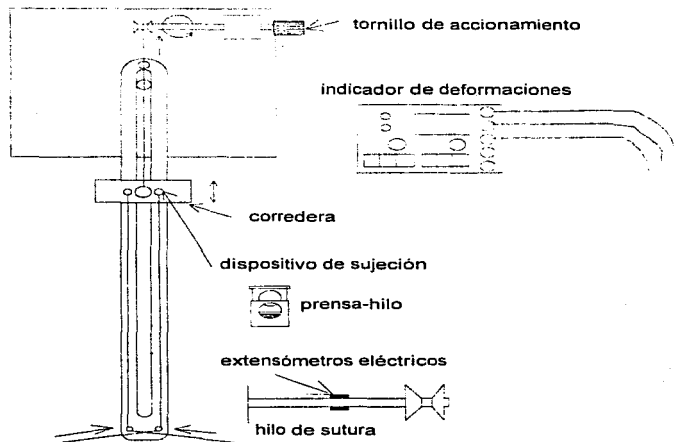


Figura 2.2. Alternativa 2

FUNCIONAMIENTO

Este dispositivo está basado en extensometría eléctrica. Los transductores están colocados en los cilindros que guían los hilos de sutura.

Se colocan los extremos del hilo de sutura en los prensa-hilos que están en la corredera. Tratando de colocar los hilos en las poleas guías y cruzarlos. Dando vuelta al tornillo de accionamiento la corredera sube y la fuerza para unir el tejido es registrada por los extensómetros debida a la flexión de las guías.

El prensa-hilo consiste en dos cilindros acoplados y agujerados en el costado, y entre ellos un resorte que ejerce presión para sujetar el hilo.

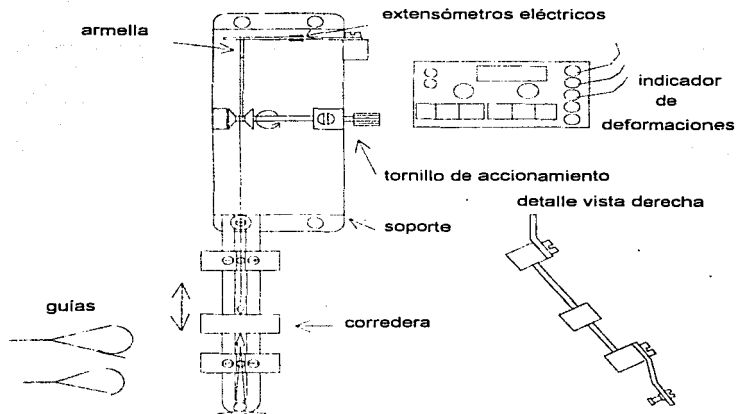


Figura 2.3. Alternativa 3

FUNCIONAMIENTO

Los extremos del hilo de sutura se anudan y colocan en el gancho. Con el tornillo de accionamiento se enrolla el hilo en la polea y al mismo tiempo que jala la corredera para arriba provoca una flexión en la viga en catiliver, la cual registra la flexión mediante los transductores.

Cuando se desliza la corredera, los hilos guiados por el cilindro de la punta unen los extremos del tejido.

2.1.3. Evaluación de las alternativas

Para seleccionar la alternativa que más se acerca a las especificaciones del diseño se asignó cierto peso en porcentaje a cada requerimiento dependiendo de su importancia, es decir, para un cirujano es importante:

- la asepsia para evitar la contaminación del tejido
- la precisión, exactitud y sensibilidad, pues de estas depende la toma de una correcta decisión en la unión del tejido

- las dimensiones y el fácil manejo, porque el espacio disponible para realizar la cirugía es limitado y requiere de movimientos lentos y precisos.

El resto de los requerimientos no son obligatorios. A cada alternativa se le asignó una calificación que se multiplicó por el porcentaje y al final se sumó para obtener la calificación final.

Requerimiento	Peso	Alternativa 1		Alternativa 2		Alternativa 3	
	%	c	c*%	c	c*%	c	c*%
Fácil ensamble	10	7	0.7	3	0.3	3	0.3
Fácil manejo	8	6	0.48	6	0.48	5	0.4
Fácil toma de lectura	8	2	0.16	4	0.32	5	0.4
Condiciones de esterilidad, asepsia y seguridad	15	6	0.9	2	0.3	5	0.75
Dimensiones	15	6	0.9	6	0.9	8	1.2
Peso	5	5	0.25	6	0.3	5	0.25
Precisión	10	4	0.4	7	0.7	7	0.7
Exactitud	10	3	0.3	8	0.8	8	0.8
Sensibilidad	10	3	0.3	7	0.7	8	0.8
Costo	9	8	0.72	7	0.63	7	0.63
CALIFICACION FINAL			5.11		5.43		6.23

Tabla 2.1 Evaluación

Para cada dispositivo se evaluaron sus inconvenientes :

Alternativa 1:

- lectura analógica, por lo tanto se puede cometer el error de paralaje y la lectura depende del juicio del operario
- variación de la constante del resorte
- se requieren las dos manos del cirujano, una para sujetar el dispositivo y otra para accionar la polea.
- no cumple con las condiciones de asepsia requeridas, para lo cual se tendrían que fabricar un dinamómetro con materiales esterilizables, por lo tanto aumentaría el costo del instrumento.

Alternativa 2 :

- los transductores están en contacto con el paciente
- el área para instrumentar los cilindros es muy pequeña ya que los limita el espacio de trabajo dentro del paciente

- el prensa-hilo no sujeta los hilos de manera eficaz
- se requieren las dos manos, una para sujetar el dispositivo y otra para hacer girar el tornillo de accionamiento

Alternativa 3 :

- demasiados elementos, lo cual aumenta el tiempo de ensamble
- las condiciones de asepsia son difíciles de lograr con tantos elementos
- el peso del dispositivo es mayor con tantos elementos

Después de la evaluación el prototipo que cumple con más requisitos es el número 3

Se consideró en un principio el uso de un dispositivo con resorte. Pero no es posible tener movimientos mecánicos de medidas precisas para pequeñas deflexiones de aproximadamente 100 gramos con un rango medio de la constante del resorte. Otro problema con dispositivos mecánicos que contengan resortes es que la constante del resorte puede variar.

En el funcionamiento de los dispositivos se mencionó el uso de transductores de fuerza, para tal efecto se utilizarán extensómetros eléctricos de resistencia variable.

El extensómetro eléctrico o strain gage es un transductor que nos permite obtener datos de deformación a partir de cambios de resistencia eléctrica y que con ello es posible obtener, aplicando las transformaciones adecuadas, esfuerzos, fuerzas, presiones, temperaturas y pares torsionantes.

La extensometría eléctrica tiene numerosas ventajas con respecto al método con resorte :

- poco desplazamiento del elemento a medir
- Es una técnica que nos permite obtener el estado de deformación con un alto grado de exactitud
- fácil instalación
- bajo costo

Todo lo anterior la convierte en una herramienta indispensable en la ingeniería moderna. Por estas razones se prefirió el uso de extensómetros en el diseño del dispositivo.

Por otra parte para medir las deformaciones del material se utilizó un indicador de deformaciones. Este se basa en el principio del puente de

Wheatstone y registra los cambios de resistencia eléctrica que sufre un conductor, cuando es sometido a cambios en su longitud.

La selección del tipo de extensómetro se basa en numerosos parámetros que a continuación se mencionan :

- sensibilidad a la deformación de aleación utilizada
- material de respaldo
- longitud de medición
- modelo o tipo
- número de referencia para compensación por temperatura
- resistencia eléctrica del medidor
- precisión
- estabilidad
- temperatura
- deformación esperada
- duración de la prueba
- número de ciclos esperados
- condiciones ambientales de operación

El costo del extensómetro representa una pequeña parte del costo total del elemento a instrumentar y del prototipo, por lo tanto éste no es un factor a considerar en la selección del extensómetro ; aunque la información que proporciona lo justifica perfectamente.

En el anexo A se explica más a detalle como se llevó a cabo la selección del extensómetro y principio de funcionamiento.

2.1.4 Caracterización del material de la viga

Para saber si un material puede servir para ciertos fines como lo es el de registrar una deformación, es indispensable obtener sus propiedades mecánicas. Para tal efecto se llevaron a cabo algunas pruebas con extensómetros eléctricos y el material que se deseaba utilizar, en este caso se utilizó una aleación de aluminio.

Sabemos que si se somete a flexión cualquier elemento, en este caso una viga en voladizo o cantilever, lo que se encuentra es realmente una sollicitación biaxial a esfuerzo ; la viga experimenta una deformación no sólo en el sentido de sollicitación sino también en el eje perpendicular a la sollicitación. La relación entre la deformación perpendicular y la axial viene dada por la relación de Poisson.

$$\nu = - \epsilon_p / \epsilon_a \quad (1)$$

En la viga en cantilever que se sometió a flexión, se encontraron solicitaciones a tracción en la cara superior y a compresión en la cara inferior ; estas solicitaciones tienen el mismo valor pero signo contrario y se pueden expresar como sigue :

$$\sigma = My / I \quad (2)$$

$$\sigma = E \cdot \epsilon; \quad (3)$$

donde σ - es el esfuerzo a tracción o compresión
 y - es la distancia del eje neutro a la fibra de estudio, en este caso, es la mitad del espesor de la viga por ser simétrica.
 I - es el momento de inercia
 M - es el momento generado por el peso P y la distancia d
 E - es el módulo de Young
 ϵ - es la deformación unitaria
 ϵ_{x1} - es la deformación en la cara superior
 ϵ_{x2} - es la deformación en la cara inferior

Las deformaciones se pueden expresar como sigue :

$$\epsilon_{x1} = (My/I) + f(t) \quad (4)$$

$$\epsilon_{x2} = -(My/I) + f(t) \quad (5)$$

$f(t)$: factor por efectos de temperatura

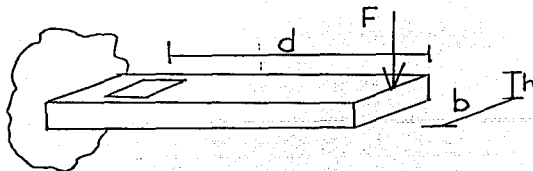
Utilizando medio puente de Wheatstone en un indicador de deformaciones se lee ϵ_{ind} y es la diferencia entre ϵ_{x1} y ϵ_{x2} .

$$\epsilon_{ind} = \epsilon_{x1} - \epsilon_{x2} = ((My/I) + f(t)) - (-(My/I) + f(t))$$

$$\epsilon_{ind} = 2My/I \quad (6)$$

$$\text{por lo tanto } E = 2 My / I \epsilon_{ind} \quad (7)$$

Para realizar los cálculos del momento de inercia se necesitan las dimensiones de la barra instrumentada :



Viga en cantilever

$b = 25.3 \text{ mm}$
 $h = 1.6 \text{ mm}$
 $y = 0.8 \text{ mm}$

El momento de inercia para esta sección es calculado mediante la fórmula :

$$I = bh^3/12 \quad (8)$$

sustituyendo $I = ((25.3) \cdot (1.6)^3)/12 = 8.6357 \text{ mm}^4$

$$I = 8.6357 \cdot 10^{-12} \text{ m}^4$$

El par M es igual a :

$$M = Pd \text{ [Kg m/s}^2\text{]} \quad (9)$$

donde

$d = 0.064 \text{ m}$, es la distancia del centro del extensómetro al extremo de la barra.

$$P = mg \text{ [Kg m/s}^2\text{]} \quad (10)$$

Sustituyendo en (7)

$$E = 2 \cdot 8 \cdot 10^{-4} \text{ M} / 8.6357 \cdot 10^{-12} \text{ } \varepsilon \text{ ind} \cdot 10^{-6}$$

$$E = 1.852774 \cdot \text{M} / \varepsilon \text{ ind} \cdot 10^{-6}$$

$$E = 1.852774 \cdot 10^{12} \cdot \text{M} / \varepsilon \text{ ind} \cdot 10^{-6} \text{ [Gpa]}$$

De las pruebas realizadas a la viga en catilever con masas conocidas se obtuvieron los datos de la tabla 2.2.

N	m [g]	M [N m]	μcind [m/m]	E [Gpa]
1	5	3.139*10-3	8	72.698217
2	10	6.2784*10-3	17	68.426211
3	15	9.4176*10-3	25	69.794735
4	20	0.01255	34	68.389156
5	30	0.01883	50	69.775467
6	35	0.02197	60	67.842406
7	40	0.02511	68	68.416402
8	45	0.02825	76	68.869558
9	50	0.03139	84	69.236398
10	55	0.03453	93	68.791703
11	105	0.06592	177	69.002745
12	21.6	0.01356	36.5	68.83182
13	31.6	0.01984	53	69.35667
14	51.6	0.03239	88	68.194714
15	56.6	0.03553	96	68.581585
16	76.6	0.04809	128	69.609296
17	100	0.06278	166	70.075035
18	120	0.07534	199	70.14472
21	130	0.08162	218	69.368536

Tabla 2.2 Datos de la viga en cantilever.

Desechando los valores mínimo y máximo de la tabla obtenemos un promedio del módulo de Young.

$$E = 69.00701932 \text{ [Gpa]} + 0.975003$$

También se realizaron pruebas con la viga que quedará definitivamente en el dispositivo teniéndose los siguientes cambios en las dimensiones, y por lo tanto en los cálculos del momento (ec.9 y 10) y momento de inercia (ec. 8):

$$I = bh^3/12 = (0.0118 \cdot (1.6 \cdot 10^{-3})^3) / 12 = 4.027 \cdot 10^{-12}$$

$$d = 0.0325 \text{ [m]}$$

Sustituyendo la ec.(9) y (10) en (7) y despejando m se obtiene:

$$m = (E \cdot I \cdot \epsilon \text{ ind}) / (2 \cdot y \cdot d \cdot g) \quad (11)$$

La forma de verificar si el dispositivo está registrando valores correctos es aplicando la ec.(11) a los valores de las lecturas del indicador de deformaciones donde las unidades respectivas son :

E en [Pa]
 l en [m⁴]
 y en [m]
 d en [m]
 g en [Kgm/s²]
 m en [Kg]

la lectura en el indicador está dada en 10^{-69U} (m/m) por lo tanto se multiplica por 10⁻⁶.

$$m = (69007019320 * 4.027 * 10^{-12} \epsilon \text{ ind} * 10^{-6}) / (2 * 8 * 10^{-4} * 0.0325 * 9.81)$$

$$m = 5.4475 * \epsilon \text{ ind [Kg]}$$

$$m = 0.5447 * \epsilon \text{ ind [g]} \quad (12)$$

2.1.5. Validación del medidor

Para verificar la confiabilidad y eficiencia del transductor se realizaron una serie de ensayos para simular su funcionamiento con diferentes cargas conocidas. Aplicando la ecuación (12) a los valores de la pantalla del indicador de deformaciones se obtuvieron las cargas que se muestran en la tabla 2.3.

N	m [g] conocida	M [Nm]	$\mu\epsilon$ ind	m [g] calculada	Error %
1	7.5	2.391*10-3	15	8.1	8.9
2	9.3	2.965*10-3	18	9.8	5.3
3	13	4.144*10-3	26	14.16	8.9
4	15.8	5.037*10-3	30	16.34	3.4
5	24.1	7.683*10-3	47	25.6	6.2
6	39.9	0.01272	75	40.8	2.3
7	47.4	0.01511	88	47.9	1.1
8	93.6	0.02984	176	95.8	2.4
9	156.5	0.04989	300	163.41	4.4

Tabla 2.3 Pruebas en la viga en cantilever.

Como se puede apreciar el error relativo es mayor cuando la carga es más pequeña. Sin embargo se considera satisfactorio de acuerdo con la exactitud que la aplicación demanda.

2.2 FASE DE REDISEÑO

Considerando los resultados obtenidos en la validación se procedió a implementar una serie de pruebas del sistema in situ, procediendo a la intervención quirúrgica de cinco especímenes de conejos adultos Nueva Zelanda, determinándose en estas los siguientes inconvenientes:

- se presentó mala visibilidad por parte del cirujano, al momento de unir los cabos esofágicos.
- rápida variación en la lectura, debida al pulso del cirujano.
- el sistema de volante-polea requiere que el cirujano utilice las dos manos y distraiga su atención al accionamiento del sistema mecánico; esto provoca un importante retraso en la toma de decisiones por parte del cirujano.
- demasiados elementos



Figura 2.4. Validación del dispositivo 3 en cirugía con conejos

Tomando en consideración los inconvenientes antes mencionados se procedió al rediseño del dispositivo con las siguientes mejoras:

- la placa de extensión fue modificada en su geometría en el extremo inferior. Ahora cuenta con una horquilla doblada en "s" que impide que los hilos se suelten, permite ver el momento de la unión de los extremos y sobre todo es una sola pieza.
- se eliminó el tornillo de accionamiento y las poleas.
- los hilos de sutura se fijan a la viga mediante una extensión con un gancho.
- el soporte se redujo a una caja en acrílico dónde se encuentra la viga en voladizo instrumentada.
- ahora el movimiento lo realiza la caja sobre la ranura de la placa de extensión.
- evidentemente el peso del dispositivo disminuyó notablemente.

La figura 2.5 muestra el dispositivo con as modificaciones antes mencionadas.

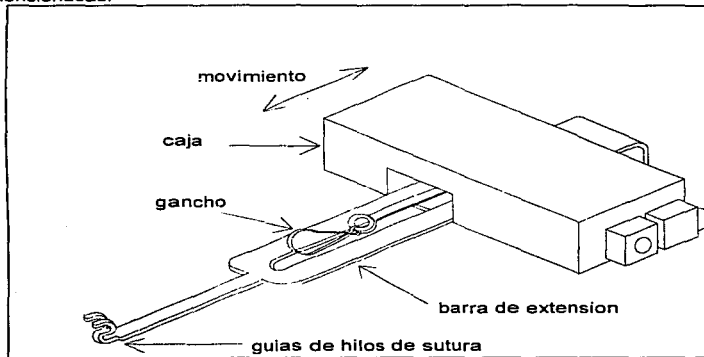


Figura 2.5. Medidor modificado.

Después de ciertas pruebas en cirugía se realizaron dos modificaciones más:

- el dispositivo se mantiene fijo sobre el paciente por medio de una pieza que se coloca sobre el fenoquieto (separador intercostalar).
- se sustituyó la extensión con el gancho por una sola pieza con un gancho en su extremo.

En la figura 2.6 se presenta el medidor con dichas modificaciones.

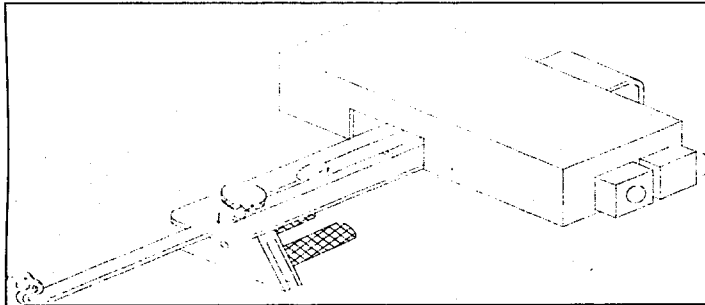
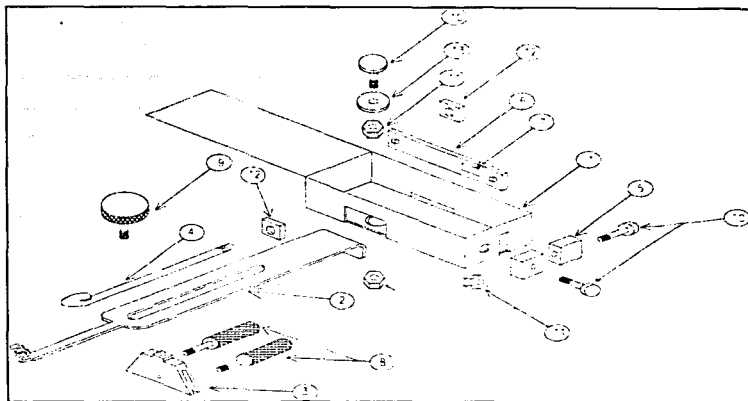


Figura 2.6. Medidor de fuerzas definitivo.

2.3 DISEÑO DE DETALLE

Algunos elementos que componen el dispositivo son de origen comercial como son: tornillos, tuercas, el gancho, las piezas para el empotramiento, arandelas y los extensómetros de resistencia variable, los cuales están colocados sobre la viga en voladizo, esto no se aprecia en la figura 2.5 porque se encuentra dentro de la caja.

En la figura 2.7 se presentan todas y cada una de las piezas que componen el medidor de fuerzas, así como su nomenclatura.



	Cantidad	Nombre	Material	Observaciones
1	1	caja	acrílico	
2	1	barra de extensión	acero inoxidable	
3	1	sujetador	acero inoxidable	
4	1	gancho	acero inoxidable	
5	2	cubos	latón	
6	1	viga	aluminio	
7	2	extensómetros eléctricos		CEA 13-125 UW-120 comercial especial
8	2	tornillo c/cabeza moleteada 1/8"-32 NS	acero inoxidable	
9	1	tornillo c/ cabeza moleteada 1/8"-32 NS	acero inoxidable	especial
10	3	tornillo 5/32"-32 NS	acero	comercial
11	3	tuerca hexagonales	acero	comercial
12	2	tuercas cuadradas 1/8"-32 NS	acero inoxidable	comercial
13	1	arandela 5/32"	acero inoxidable	comercial

Figura 2.7. Medidor en explosión y nomenclatura

La barra de extensión (2) tiene en su parte final un gancho en forma de "s" lo que permite que los hilos de sutura sean guiados hasta juntar el tejido sin soltarse y sin invadir el campo de visión necesario para el cirujano.

La fabricación de ésta pieza se complicó por ésta "s" pero se usaron menos elementos que tenían la misma función, como en el prototipo 3, lo cual facilita el ensamble y disminuye el costo por material.

La extensión con gancho (4) se fabricó en el torno, pues en un extremo cuenta con rosca para fijarlo en la viga en cantilever; el otro extremo se hizo de manera un poco artesanal porque se trata de un gancho similar al que se usa para tejer.

El sujetador (3) fue la última pieza en diseñarse, pues al consultar a los cirujanos se hizo hincapié en que, si bien el instrumento es portátil serían más confiables las lecturas de las fuerzas si éste se encontraba fijo al momento de unir los tejidos. Los movimientos por muy pequeños que sean hacen variar los dígitos de la pantalla. Por lo tanto la pieza (3) se coloca sobre el fenoqueto o separador intercostalar, que está sobre el paciente fijándolo con los tornillos (8), se coloca la barra de extensión del instrumento en el lugar deseado dentro del paciente y se fija con el tornillo (9); (ver figura 2.8).

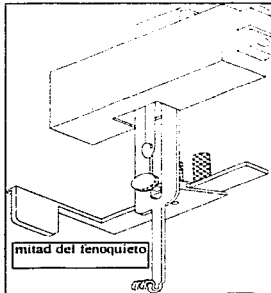


Figura 2.8. Posicionamiento del medidor sobre el fenoqueto

Los dibujos de las piezas que se construyeron para el dispositivo se encuentran en el anexo C de este trabajo.

CAPÍTULO 3. CONSTRUCCIÓN Y PRUEBAS DEL SISTEMA

CONSTRUCCIÓN DEL SISTEMA

El prototipo se construyó totalmente en los talleres de mecánica de la Facultad de Ingeniería, la maquinaria utilizada fue cizalla, fresadora, cortadora láser, taladro vertical, esmeril y orno.

El primer paso fue la selección de material para la viga en voladizo. Esta se fabricó en aluminio, por ser un material fácil de maquinarse, y con deformaciones fáciles de medir, además los extensómetros para aluminio son más baratos que para otros materiales y la instrumentación para el aluminio no requiere de pegamentos caros.

El segundo paso fue la selección del material para la barra de extensión. Esta se fabricó en acero inoxidable 316 por ser un material que se puede esterilizar sin cambiar sus propiedades mecánicas y estéticas, esto debido a que la barra está en contacto directo con fluidos y con el paciente. Se cortó en la cizalla un rectángulo de una lámina de calibre 18 y las dimensiones finales y las ranuras se realizaron en la fresadora. Las formas redondas de la barra se obtuvieron con el esmeril, y el acabado superficial de la barra se realizó mediante pulido con lija.

La caja se realizó en acrílico por ser un elemento que no se encuentra en contacto con el paciente, además de ser ligero para hacer más fácil el manejo del dispositivo. Las piezas se cortaron con un haz láser. El ensamble de las piezas de acrílico se realizó con pegamento para acrílico.

Los elementos que sirven para el empotramiento de la viga se elaboraron en latón, se maquinaron en la fresadora y se barrenaron en el taladro vertical realizando manualmente las cuerdas con machuelo.

El gancho (4) y los tornillos (8 y 9) se maquinaron en un torno puesto que se trataba de elementos en acero inoxidable y no comerciales.

El ensamble final de todos los elementos se realiza como sigue:

- 1.- Se coloca la viga entre los cubos (5) de empotramiento y se aprieta con el tornillo (10).
- 2.- Se introduce la viga por la ranura de costado de la caja y se aprieta con el otro tornillo (10).

3.- Se coloca la barra de extensión (2) dentro de la caja y se posiciona con un tornillo guía que pasa por un agujero inferior de la caja (1) y por la ranura de la barra.

4.- Se fija en la viga la extensión con gancho con una tuerca y contratuerca para poder modificar la longitud del gancho.

5.- Finalmente se conecta al indicador de deformaciones.

6.- Para colocar el instrumento en la abertura del paciente se utiliza el fenoquieta como parte del soporte y se fija con los tornillos (8) y con el (9) se modifica la distancia del extremo de la barra de extensión con respecto al esófago

Cabe mencionar que se está desarrollando una tarjeta electrónica de control para facilitar la toma de lecturas y el manejo del instrumento.

PRUEBAS AL SISTEMA DE MEDICIÓN

El primer paso para poder realizar pruebas al dispositivo fue calibrar el sistema con masas conocidas y así garantizar la exactitud del dispositivo. La tabla 3.1 muestra los resultados y el error relativo de las pruebas, las cuales se realizaron utilizando el indicador de deformaciones.

masa conocida [g]	lectura del indicador (micro deformaciones)	masa calculada [g]	error relativo %
5	9	4.9	-2
10	19	10.3	3.5
15	26	14.1	-5.6
20	36	19.6	2
25	46	25	0.2
30	58	31.6	5.3
35	66	35.9	2.5
40	79	43	7.5
45	89	48.4	7.5
50	98	53.3	6.7
55	109	59.3	7.8
60	119	64.8	8
65	128	69.7	7.2
70	138	75.1	7.2
75	148	80.6	7.4
80	156	84.9	6.1
85	166	90.4	6.3
90	179	97.5	8.3

masa conocida [g]	lectura del indicador (micro deformaciones)	masa calculada [g]	error relativo %
95	186	101.3	6.6
100	198	107.8	7.8
105	206	114.3	8.8
110	218	119.8	8.9
115	226	126.3	9.8
120	236	132.3	10.2
125	246	130.7	4.5
130	254	138.3	6.4
135	265	144.3	6.9
140	274	149.2	6.6
145	280	152.5	5.1
150	291	158.5	5.6
155	302	164.5	6.1
160	312	169.9	6.1
165	320	174.3	5.6
170	334	181.9	7
175	344	187.3	7
180	355	193.3	7.4
185	363	197.7	6.8
190	373	203.1	6.8
195	382	208	6.6
200	398	216.8	8.4
205	406	221.1	7.8
210	416	226.6	7.9
215	422	229.8	6.8
220	434	236.4	7.4
225	442	240.7	6.9
230	450	245.1	6.5
235	457	248.9	5.9
240	467	254.3	5.9
245	472	257.1	4.9
250	482	262.5	5

Tabla 3.1. Datos de las pruebas de calibración

Después de calibrar el prototipo se realizaron pruebas, primero simulando con ligas de látex (ver figura 3.1,3.2 y 3.3) que se trataba de los extremos del esófago; posteriormente en cirugía con los conejos del bioterio del departamento de cirugía experimental del INP.

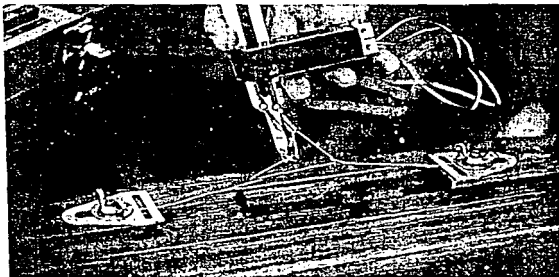


Figura 3.1 Posicionamiento del hilo de sutura.

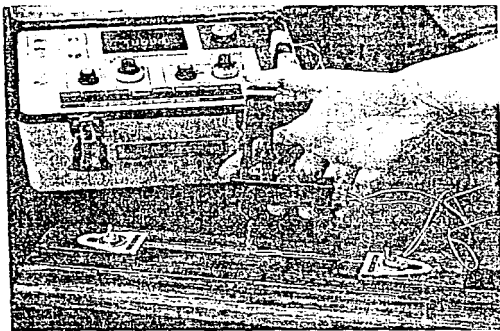
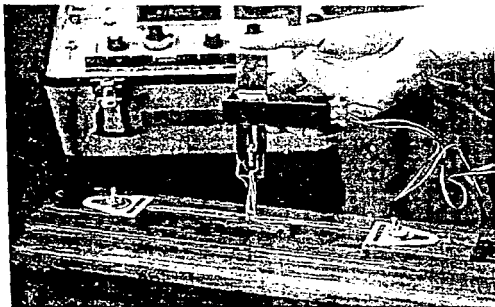


Figura 3.2. Simulación del funcionamiento.



3.3. Simulación de las condiciones finales del tejido.

Las pruebas en cirugía de esófagos de conejos para validación del prototipo usando el indicador de deformaciones arrojaron los datos de la tabla 3.2

Conejo	Lectura del indicador	Masa	Rosección (cm)	Muerte	Dehiscencia
M1	36	20	0,5	29-VII-97	No
	85	42,9	1		No
M2	90	45,5	1	1-VIII-97	No
	118	60	1,5		No
	121	61	1,5		No
M3	116	58,5	2	18-VIII-97	No

Tabla 3.2. Validación con conejos

Las muestras se constituyen de pocos especímenes debido a la falta de materia prima, ya que se limita el peso y la edad del animal.

CAPÍTULO 4. ANÁLISIS DE RESULTADOS Y CONCLUSIONES

ANÁLISIS DE RESULTADOS

Los datos de la tabla 3.1 permiten obtener un rango de trabajo de 5 a 250g, con un error relativo de 6.2%. Antes de 5g se obtienen variaciones casi imperceptibles en las lecturas y muchas veces incongruentes con el resto de los datos. Después de 250g no tiene caso calibrar el instrumento, ya que el tejido que se está suturando, el del esófago, no soporta más de 300g sin sufrir daño.

De hecho según pruebas ex vivo en la máquina universal INSTRON, se conoce la fuerza al desgarrar el tejido pero se desconocía los valores de las fuerzas que si bien no desgarran el tejido si lo dañan de manera que la cicatrización no se logra, existe fuga de líquidos en la línea de sutura o se desacomoda el estómago de su posición normal.

Los especímenes de prueba en la etapa de validación in vivo fueron conejos adultos Nueva Zelanda, donde las fuerzas medidas en la sutura del esófago se incrementaron a mayor separación entre los extremos esofágicos. El valor de las separaciones ha sido menor a 2 cm y las fuerzas fueron menores a 65g. Los especímenes tuvieron buena cicatrización.

En la tabla 3.2 de validación se menciona la fecha de la muerte de los especímenes, las causas de dichas muertes no fueron ni dehiscencia ni estenosis del esófago.

Dos especímenes fueron sacrificados para examinar la cicatrización del esófago, y solamente un espécimen murió a causa de una úlcera gástrica debido a que dejó de comer.

En cuanto al manejo del prototipo del medidor se puede decir que en el rediseño se logró un instrumento con dimensiones adecuadas a las manos del cirujano, que se puede mantener fijo sobre el fenoquietao y dentro del área de trabajo en el paciente.

CONCLUSIONES

En el campo de la medicina existen ininidad de necesidades tecnológicas, para satisfacerlas es de suma importancia mantener una comunicación interdisciplinaria permanente. El objetivo del proyecto aqui presentado fue precisamente cubrir la necesidad de evaluar fuerzas en la sutura de tejido, específicamente en la sutura del esófago; para lo cual se diseñó un instrumento que mide tales fuerzas. Con este instrumento se facilita el entrenamiento técnico-quirúrgico y la toma de decisiones por parte del cirujano pediatra en formación.

La primera etapa del proyecto sobre el comportamiento del tejido esofágico consistió en realizar pruebas de tracción ex vivo a esófagos de conejos adultos, las cuales se realizaron en la máquina universal INSTRON. Pero si bien estas pruebas dieron valores de fuerzas de hasta 500g (gráfica 1.2) al desgarrar, no se podía determinar el valor de la fuerza que aunque no desgarrar el tejido si lo puede dañar de manera que:

- exista fuga de líquidos o alimentos
- la cicatrización no se logre
- desgarrar posterior a la cirugía

Evidentemente la máquina INSTRON está muy sobrada para los propósitos de tales mediciones, además de que no se puede utilizar en una cirugía in situ y en vivo. Sin embargo de estas pruebas de tracción se pudo deducir un rango de trabajo para el instrumento prototipo.

Fue verdaderamente interesante poder hacer uso de los conocimientos sobre el Proceso de Diseño, aplicados a una necesidad real, con requerimientos y limitantes tan específicos como los que se presentan en la medicina.

Es importante seguir los pasos del Proceso de Diseño ya que de esta manera no se hacen gastos prematuros en la construcción del instrumento definitivo que muy probablemente sufriría modificaciones considerables.

Algunos elementos que conforman el medidor no se fabricaron en el material que se propone, sin embargo hacerlos todos en acero inoxidable aumentaría solo un poco el costo del instrumento.

El principio de funcionamiento del medidor es muy sencillo; se basa en el concepto de extensometría eléctrica de resistencia variable aplicada a la deformación de una viga en cantilever. Para medir las deformaciones de la viga se utilizó un indicador de deformaciones, este es un puente de Wheatstone que registra los cambios de resistencia eléctrica que sufre el filamento del extensómetro cuando cambia su longitud. El costo de los extensómetros no es un

factor determinante en su elección ya que la información que proporciona lo justifica.

Después de haber construido el prototipo 3 se hicieron algunas pruebas con ligas de látex y posteriormente en cirugía con conejos; de donde los cirujanos hicieron varias observaciones sobre el tamaño, peso y funcionamiento del medidor. Por lo tanto, se hicieron las modificaciones pertinentes por sugerencia de los cirujanos. De ahí la importancia de mantenerse trabajando en equipo, retroalimentando e informando de los avances y modificaciones del prototipo.

El prototipo definitivo se compone de un total de 13 piezas diferentes contando los extensómetros, el ensamble es fácil y rápido; sólo se debe tener cuidado con la soldadura de los extensómetros.

Para calibrar el equipo fue necesario probar con masas normalizadas, de donde se obtuvo la tabla 3.1. Finalmente se determinó que el rango de trabajo del medidor va de 5 a 250g con un error relativo de 6.2% el cual se considera dentro de un rango moderado de precisión. Para reducir el error relativo y aumentar la precisión se recomienda cambiar la viga por una más delgada o bien por un material menos rígido.

Para la validación del medidor en pruebas in vivo se utilizaron conejos adultos, pero no se obtuvo una muestra que se pueda considerar significativa ya que el material (conejos) para las pruebas es limitado según peso y edad. No se requirió carta de consentimiento para obtener los animales, estos fueron manejados de acuerdo a las normas establecidas por la Secretaría de Salud (Art. 121-126).

En cuanto al costo global del prototipo es de \$ 620.00 aproximadamente. El material y su maquinado es cercano a los \$ 500.00 pues las piezas son de pequeñas dimensiones, el resto es de los extensómetros.

El objetivo del presente proyecto se cumplió. El prototipo funciona correctamente, sus dimensiones son las adecuadas para ser manejado con una sola mano del cirujano, cumple con las condiciones de asepsia requeridas ya que los elementos son de acero inoxidable.

El proyecto se encuentra en su segunda fase, que consiste en probarlo in vivo con conejos. También se hará uso de la tarjeta electrónica de control, lo que facilitará la toma de lecturas y no se necesitará el indicador de deformaciones. La tarjeta es básicamente un puente de Wheatstone pero con la ventaja del poco peso y de realizar las conversiones para obtener la lectura en gramos. Al terminar esta fase se proseguirá a probarlo en seres humanos.

Queda demostrada la posibilidad de hacer mediciones de fuerzas de tensión in situ con elementos simples y de bajo costo.

El medidor puede ser utilizado en la sutura de otros tejidos vivos como son: venas, arterias, tendones, etc.; diferentes estas de su aplicación inicialmente definida.

Este proyecto fue posible gracias a que los médicos cirujanos nos comunicaron su necesidad tecnológica, sin esto, el medidor no tendría razón de existir.

Con proyectos como el aquí presentado se demuestra que la medicina y la ingeniería son dos disciplinas que interactúan y se enriquecen mutuamente; que no es posible avanzar en las ciencias de la salud así como en la Ingeniería si se trabaja aisladamente.

ANEXO A

EXTENSOMETRÍA ELÉCTRICA DE RESISTENCIA VARIABLE

En general todos los métodos de análisis experimental de esfuerzos se basan en la deformación del elemento para determinar el esfuerzo al que trabaja.

El análisis experimental de esfuerzos es una herramienta en ingeniería que se emplea tanto en el diseño de productos como en las estructuras ingenieriles.

En el amplio campo del análisis experimental de esfuerzos se tienen las siguientes técnicas prácticas :

- modelos y recubrimientos fotoelásticos
- lacas frágiles
- análisis de Moiré
- medidores de deformación de resistencia eléctrica.

Los medidores de deformación de resistencia eléctrica se conocen también como extensómetros de resistencia variable o strain gages, son reconocidos como la tecnología más práctica para pruebas en capacidad de carga, elementos y estructuras. Con el strain gage se puede obtener excelente precisión y exactitud en las mediciones de presión, fuerza, par y desplazamiento.

El principio de funcionamiento del strain gage se basa en la variación de la resistencia eléctrica de un conductor cuando es sometido a deformación axial bajo tensión ; este principio fue enunciado por Lord William Thompson Kelvin en 1856, pero no fue sino hasta 1938 que Simmons y Ruge en U.S.A. emplearon lo que se considera hoy como un extensómetro eléctrico.

La resistencia eléctrica varía según la relación

$$R = \rho(L/A) \quad (1a)$$

donde :

- ρ es la resistividad del material
- L es la longitud del conductor en [m]
- A es el área de la sección transversal en [m²]

Kelvin encontró que la resistencia eléctrica de un conductor solicitado a esfuerzo, cambia proporcionalmente a la deformación que éste sufre.

$$\Delta R/R = FE (\Delta L/L) \quad (2a)$$

donde R y L son la resistencia eléctrica y la longitud respectivamente y FE es el factor de proporcionalidad o factor del extensómetro (gage factor). El factor de medición (gage factor) define la sensibilidad de resistencia limitado en el extensómetro. Imaginando un sistema de ejes cartesianos en los que el eje de las X representa $\Delta L/L = \epsilon$ y el de las Y $\Delta R/R$; entonces FE es la pendiente de la gráfica que da esa relación.

Existen tres tipos de extensómetros :

- a) wire gage (medidor de cable)
- b) etched foil gage (medidor de chapa)
- c) medidor semiconductor

Las longitudes varían de 0.015" a 4" siendo el de ¼" el de uso general.

La resistencia de los extensómetros varía de 350 a 1000 Ohms, pero la resistencia en la que comúnmente se encuentran los extensómetros es de 120 Ohms.

La cubierta trasera del extensómetro puede ser de papel, baquelita, epóxica o placa metálica. Los adhesivos utilizados para pegarlos sobre el material pueden ser de cianoacrilico, epóxica o cerámico.

En la figura A1 se muestra la configuración de un extensómetro sencillo y de algunas variaciones del mismo.

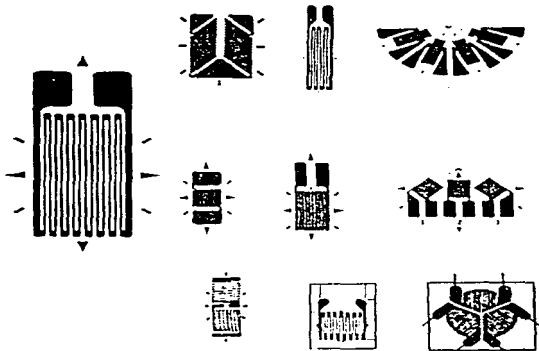


Figura A1. Diferentes configuraciones de extensómetros.

Medición de ΔR o la ϵ equivalente

Para medir ΔR se hace uso del puente de Wheatstone ; pues a partir de ΔR se puede obtener la ϵ (deformación unitaria).

El puente de Wheatstone consiste en cuatro resistencias eléctricas R_1 , R_2 , R_3 y R_4 alimentadas por una batería en los puntos A y C ; entre los puntos B y D se coloca un galvanómetro que mide la intensidad y dirección de la corriente eléctrica cuando existe diferencia de potencial entre ellos.

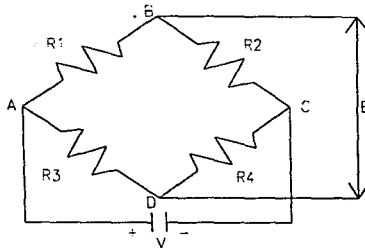


Figura A2. Circuito del puente de Wheatstone.

El puente puede ser usado como un balance del sistema, cuando el voltaje de salida es ajustado a cero.

Para mostrar el principio de operación del puente de Wheatstone como dispositivo de lectura de salida directa (cuando la diferencia de potencial es medida para determinar el esfuerzo), considerando el circuito de la figura A1. El voltaje que atraviesa R_1 , se denomina como V_{AB} y es dado por :

$$V_{AB} = \frac{R_1 V}{(R_1 + R_2)} \quad (a)$$

y de manera similar , el voltaje que atraviesa por R_4 se denomina V_{AD} y es dado por :

$$V_{AD} = \frac{R_4 V}{(R_4 + R_3)} \quad (b)$$

El voltaje de salida E del puente es equivalente a V_{BD} , el cual es :

$$E = V_{BD} = V_{AB} - V_{AD} \quad (c)$$

Sustituyendo las ecs. (a) y (b) en (c) y simplificando

$$E = \frac{(R_1 R_3 - R_2 R_4)}{(R_1 + R_2)(R_3 + R_4)} V \quad (d)$$

El voltaje E será cero y el puente se considerará en equilibrio cuando :

$$R_1 R_3 = R_2 R_4$$

Si se hace variar el valor de la resistencia R_1 , el galvanómetro registraría un movimiento de su aguja en uno u otro sentido según aumente o disminuya ésta.

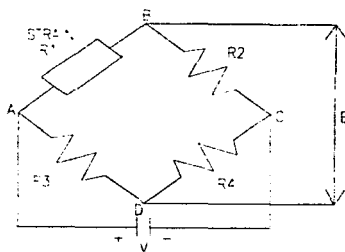


Figura A3. Circuito con un extensómetro.

La figura A4 muestra una viga en voladizo instrumentada con dos extensómetros, uno estará sometido a tracción y el otro a compresión, esto aumentará la precisión de la lectura y equilibrará al puente a pesar de la dilatación térmica.

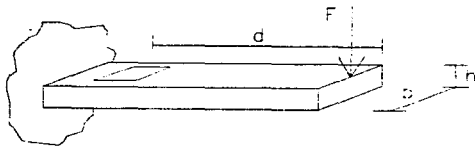


Figura A4. Viga en voladizo.

Lo que se traduce en el puente de Wheatstone como lo que muestra la figura A5.

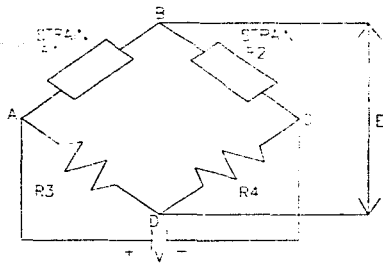


Figura A5. Circuito con dos extensómetros.

Selección del tipo de extensómetro

De acuerdo a la tabla de recomendaciones del fabricante MM, para instrumentación de transductores se pueden utilizar extensómetros de la serie CEA o EA, en un rango de temperaturas de operación de -45°C a 65°C , con 105 horas en operación, siendo su precisión de 1 a 5 %, su deformación máxima es de $1300\mu\text{m}$ y su número de ciclos de trabajo es de 10^7 .

La nomenclatura que se utiliza para identificar los extensómetros es como sigue :

CEA - 06 - 250 UJV - 120 - OPCIÓN LE
 (3) (6) (1) (2) (5) (4)

donde:

- 1) Longitud de medición en milésimas de pulgada
- 2) Patrón de medición
- 3) Serie o material de la rejilla o respaldo
- 4) Opción (si existe)
- 5) Resistencia eléctrica en Ohms
- 6) S-T-C número de coeficiente de dilatación térmica en el sistema inglés

La habilidad de cada opción varía con la serie y el patrón del medidor, según se puede observar en la tabla A1.

OPCIÓN	DESCRIPCIÓN
W	Encapsulado y terminales integradas
E	Encapsulado con terminales expuestas
SE	Encapsulado y puntos para soldar
L	Terminales preconectadas
LE	Terminales preconectadas de resistencia
R	Valor individual de resistencia
S	Puntos para soldar
W3	Terminales especiales

Las resistencias típicas son 120 y 350 Ohms. Si se presenta el caso de elegir entre una y otra, generalmente se preferirá la de mayor resistencia ya que reduce la cantidad de calor generado y reduce los efectos de desensibilización del circuito y de variaciones de señal ocasionados por cambios en la resistencia por variación de temperatura.

Los extensómetros seleccionados para realizar este proyecto fueron para aluminio y su nomenclatura es la siguiente:

CEA - 13 - 125 UW - 120

el factor del extensómetro es 2.115+- 0.5% a 24 °C

Se ha podido constatar que la extensometría eléctrica de resistencia variable es una tecnología sencilla sin grandes complicaciones técnicas ni prácticas, económica y confiable. No se puede asegurar que es la mejor ni la única tecnología; pero seguramente se encuentra entre las más versátiles.

ANEXO B

Generalmente un transductor se define como un dispositivo que convierte una forma de energía en otra, usualmente eléctrica.

Un elemento de conversión de variables, como el strain gage, convierte desplazamiento en voltaje eléctrico.

Para tener una breve visión de los típicos parámetros médicos de medición y los rangos de frecuencia observe la tabla B. 1.

Parámetro o técnica de medición	Rango de medida principal del parámetro	Rango de la frecuencia de señal. Hz	Transductor estándar o método
Balistocardiografía (BCG)	0-7 mg	dc-40	Acelerómetro, extensómetro
	0-100 μ m	dc-40	
Presión de vejiga	1-100 cm H ₂ O	dc-10	Desplazamiento (LVDT)
Flujo sanguíneo	1-300 ml/s	dc-20	Extensómetro, manómetro, flujómetro (electromagnético o ultrasónico)
Presión sanguínea (arterial) Directa	10-400 mm Hg	dc-50	Extensómetro, manómetro
	Indirecta	25-400 mm Hg	
Venosa	0-50 mm Hg	dc-50	Puño, auscultación
Gases en sangre			
PO ₂	30-100 mm Hg	dc-2	Electrodo específico, volumétrico o manométrico
P _{CO} ₂	40-100 mm Hg	dc-2	Electrodo específico, volumétrico o manométrico
P _N ₂	1-3 mm Hg	dc-2	Electrodo específico, volumétrico o manométrico
P _{CO}	0.1-0.4 mm Hg	dc-2	Electrodo específico, volumétrico o manométrico
pH sanguíneo	6.8-7.8 pH unidades	dc-2	Electrodo específico
Salida cardíaca	4-25 litros/min	dc-20	Tintura diluida, flujómetro
Electrocardiograma (ECG)	0.5-4 mV	0.01-250	Electrodos para piel
Electroencefalograma (EEG)	5-300 μ V	dc-150	Electrodos para cuero

Parámetro o técnica de medición	Rango de medida principal del parámetro	Rango de la frecuencia de señal, Hz	Transductor estándar o método
Electrocorticograma y profundidad cerebral	10-5000 μ V	dc-150	Electrodos superficiales o profundidad
Electrogastrograma	10-1000 μ V 0.5-80 mV	dc-1 dc-1	Electrodos superficiales para piel Electrodos superficiales para estomago
Electromiograma (EMG)	0.1-5 mV	dc-10 000	Electrodos de aguja
Potencial de la vista			
EOG	50-3500 μ V	dc-50	Electrodos de contacto
ERG	0-900 μ V	dc-50	
Respuesta galvánica de la piel (GSR)	1-500 K Ω	0.01-1	Electrodos para piel
pH gástrico	3-13 pH unidades	dc-1	Electrodo pH, electrodo de antimonio
Presión gastrointestinal	0-100 cm H ₂ O	dc-10	Extensómetro, manómetro
Fuerzas gastrointestinales	1-50 g	dc-1	Sistema de desplazamiento, LVDT
Potencial nervioso	0.01-3 mV	dc-10 000	Electrodos de aguja o superficiales
Fonocardiograma (PCG)	Rango dinámico 80 dB límite cerca de 10 ⁴ Pa	5-2000	Micrófono
Pletismografía (cambio volumétrico)	Varias con órgano medido	dc-30	Cámara de desplazamiento o cambio de impedancia
Circulatorio	0-30 ml	dc-30	Cámara de desplazamiento o cambio de impedancia
Funciones respiratorias			
neumotacografía	0-600 litros/min	dc-40	Diferencial de presión
Velocidad respiratoria	2-50 respiros/min	0.1-10	termistor nasal, extensómetro en el pecho
Temperatura cuerpo	del 32-40 °C	dc-0.1	Termistor, termopar

Tabla B1. Parámetros médicos y fisiológicos

Nótese por ejemplo que la mayoría de los voltajes están en rangos de microvolt y las presiones están por abajo de (100 mm Hg = 1.93 psi = 13.3 KPa). También se debe notar que todas las señales enlistadas están en rango de

audiofrecuencia o inferior y varias señales constan de DC y muy bajas frecuencias.

Estas propiedades generales de los parámetros médicos limita las posibles soluciones a los diseñadores en todos los aspectos del diseño del instrumento.

El calentamiento de tejido es un efecto que debe estar limitado, porque incluso cambios fisiológicos reversibles pueden afectar las mediciones. En algunos casos se han demostrado daños en tejido a nivel molecular con bajos niveles de energía.

El manejo de instrumentos en el ambiente médico impone restricciones adicionales importantes. El equipo debe ser confiable, simple de operar, y capaz de resistir el abuso físico y la exposición a químicos corrosivos. El equipo electrónico debe ser diseñado para minimizar casuales descargas eléctricas. La seguridad de los pacientes y del personal médico debe ser considerado y probado en todas las fases del diseño de instrumentos.

El Medical Device Amendments de 1976 (Ley pública 94-295) normaliza los decretos federales sobre comida, medicamentos y cosméticos para proporcionar seguridad y efectividad a los instrumentos médicos destinados para el uso humano.

Los instrumentos biomédicos se pueden clasificar de acuerdo a la especialidad médica, como pediátricos, obstétricos, cardiológicos o radiológicos.

CRITERIOS PARA EL DISEÑO

Son muchos los factores que afectan el diseño de instrumentos biomédicos. Los factores que imponen restricciones en el diseño son diferentes para cada tipo de instrumento. Algunos de los requerimientos generales pueden estar clasificados en tipo de señal, factores de medio ambiente, factores médicos y factores económicos.

La selección del tipo de transductor usualmente se estipula por la señal que necesita procesar el equipo. Sin embargo las especificaciones del instrumento incluye más que el tipo de transductor a usar. Actualmente se necesita hacer varias pruebas al prototipo antes de tomar las decisiones del diseño final. Frecuentemente los cambios para el mejoramiento y la interacción de los elementos en un instrumento complejo requiere modificaciones en el diseño.

Cualquiera que contemple el diseño de un nuevo instrumento médico debe examinar el Medical Device Amendments de 1976 (Ley pública 94-295) en la oficina de Administración de instrumentos médicos y productos de diagnóstico de comida y medicamentos. (Miller, 1977).

El propósito del siguiente enlistado es facilitar la evaluación de especificaciones a dar a manufactureros y diseñadores de nuevos instrumentos. Por conveniencia, la lista está subdividida en las siguientes categorías: especificaciones de entrada y transductores, especificaciones del procesamiento de señales, especificaciones de salida, errores y confiabilidad, y especificaciones físicas y misceláneas.

Especificaciones de entrada y transductores

- 1 Medida.** Cantidad física, propiedad o condición que es medida.
- 2 Diferencial o absoluta.** La cantidad de entrada puede ser la diferencia entre dos cantidades o puede ser medida con respecto a una referencia absoluta.
- 3 Modo común de rechazo de entrada.** Este es definido como la ganancia diferencial dividida entre la ganancia de modo común.
- 4 Rangos de operación.** Los rangos fijos o ajustables de las entradas para especificaciones de operación. Los transductores ajustables pueden requerir un cambio de partes mecánicas.
- 5 Rangos de sobrecarga.** El rango de entradas que puede tolerarse sin deterioro del instrumento.
- 6 Tiempo de recuperación de sobrecarga.** Tiempo requerido por el instrumento para regresar a la región de operación lineal después de una sobrecarga.
- 7 Sensibilidad.** En conjunto las salidas de los instrumentos por unidad de entrada como función de excitación para transductores modulados.
- 8 Impedancia de entrada.** Generalizando la impedancia de entrada es el radio de la variable de entrada (voltaje, fuerza, presión) a la variable de flujo (corriente, velocidad, flujo).
- 9 Principio transductor.** El principio de operación utilizado por el transductor, e.g., resistivo, piezoeléctrico, ultrasónico. Puede ser expresado como una función de transferencia.
- 10 Tiempo de transición de respuesta.** El tiempo constante puede darse aunque no sea instrumento de primer orden. La frecuencia natural o resonante puede darse si es instrumento de segundo orden o superior.

ESTA TESIS NO DEBE SALIR DE LA BIBLIOTECA

11 Respuesta de frecuencia. La magnitud y fase de la senoidal del estado estable de la respuesta de frecuencia incluye la magnitud de la entrada.

12 Transductor modelador de excitación. Magnitud aceptable y frecuencia de la potencia necesaria del transductor modelador. Usualmente una cantidad eléctrica.

13 Aislamiento. Aislamiento eléctrico u otros métodos de protección contra descargas eléctricas para instrumentos que estén en contacto con el paciente.

14 Dimensiones físicas. El tamaño y método de acoplamiento del primer elemento sensor el medio que contiene lo que se va a medir son con frecuencia parámetros cruciales.

15 Manejo especial. Algunos transductores son dañados fácilmente si son golpeados continuamente con objetos sólidos y otros pueden corroerse si tienen contacto con tejido o fluidos corporales si es necesario.

Especificaciones de procesamiento de señales

1 Cantidad de salida. Comúnmente voltaje o corriente se dirigen a una pantalla que probablemente esté a parte del instrumento. Analógico o digital.

2 Rango de salida. El rango de salida lineal oscilante y el nivel de saturación de salida.

3 Potencia de salida. Promedio máximo y/o pico de la potencia de salida que puede ser deliberada a la carga con impedancia generalizada específica.

4 Impedancia de salida. Generalizando es la variable de salida de esfuerzo dividida entre la variable de salida de flujo.

5 Velocidad de escritura. Algunas mediciones de respuesta de frecuencia del dispositivo de pantalla.

6 Cronometraje de salida. Para salidas que no son instantáneas: tiempo de demora.

Errores y confiabilidad

1 Exactitud. La máxima diferencia entre la cantidad real y la cantidad medida.

2 Repetibilidad. En general, variación de la salida por la constante de entrada en función del tiempo.

3 No linealidad. Desviación para operación lineal que puede ser subdividida de acuerdo al tipo de no linealidad: histéresis, zona muerta, límite, etc.

4 Susceptibilidad de la señal de interferencia. Sensibilidad del instrumento para controlar la interferencia y las entradas modificadas.

5 Estabilidad. Tendencia en el instrumento de salida como una función de tiempo, temperatura, humedad, aceleración, descarga y vibración. Tiempo de calentamiento.

7 Ciclo de vida. El número mínimo de variaciones parciales o completas antes de que se salgan definitivamente de las especificaciones.

8 Vida en funcionamiento. Tiempo mínimo continuo o intermitente en operación antes de que se salga de especificaciones.

9 Vida de almacenamiento. Tiempo mínimo de exposición a las condiciones ambientales antes de salir de especificaciones.

10 Confiabilidad. La posición de confiabilidad significa el tiempo que se desea entre fallas (MTBF) para los componentes individualmente o el dispositivo completo, especialmente para dispositivos de implantes médicos.

Especificaciones físicas y misceláneas

1 Requerimiento de potencia. Línea de voltaje, tolerancia de la línea de voltaje, rango de frecuencia, potencia consumida en función de la entrada, voltaje de la batería, capacidad de batería.

2 Protección del circuito. Diodos, aislantes, fusibles.

3 Códigos y regulación. UL-listado, FDA clase y regulaciones.

4 Requisitos ambientales. Generalmente son diferentes en operación y almacenamiento: temperatura, humedad, altitud, aceleración, radiación y sustancias corrosivas.

5 Conexiones mecánicas y eléctricas. Compatibilidad con otros instrumentos; alineamiento mecánico.

6 Ensamble. Montaje especial, montaje de cremallera o mesa de trabajo.

7 Dimensiones. Altura, ancho y profundidad.

8 Peso. Ligero o con peso limitado a un estándar.

9 Materiales de construcción: Resistencia a la corrosión, sin barnizado.

10 Accesorios y opciones. Restricciones en accesorios múltiples.

11 Consumibles. Suministro de consumibles: papel, gel ultrasónico, electrodos desechables, pasta de electrodo, químicos.

12 Distribución. Tiempo, condiciones, multas y embarque.

13 Garantía. Período de tiempo de trabajo y refacciones.

14 Costo. Construcción, descuentos y orden mínima.

15 Servicio y refacciones. Contrato de mantenimiento, tiempo de respuesta e inventario de refacciones.

ANEXO C.

PLANOS

PLANO 1. EXPLOSIVO

PLANO 2. CAJA

PLANO 3. BARRA DE EXTENSION

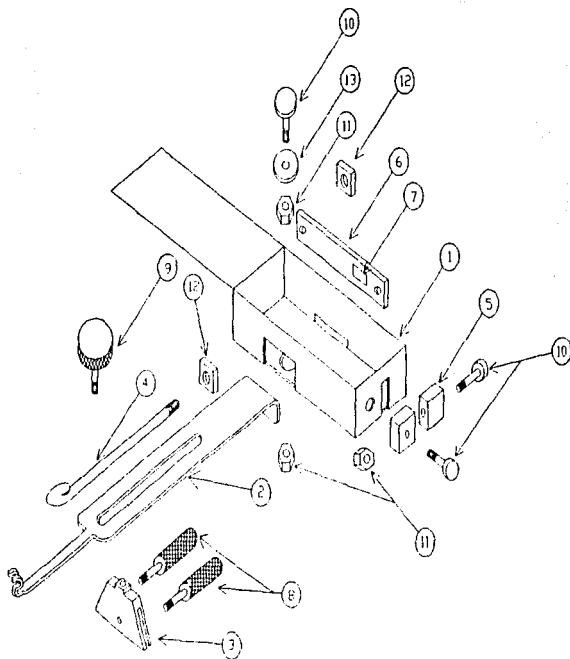
PLANO 4. SUJETADOR

PLANO 5. GANCHO

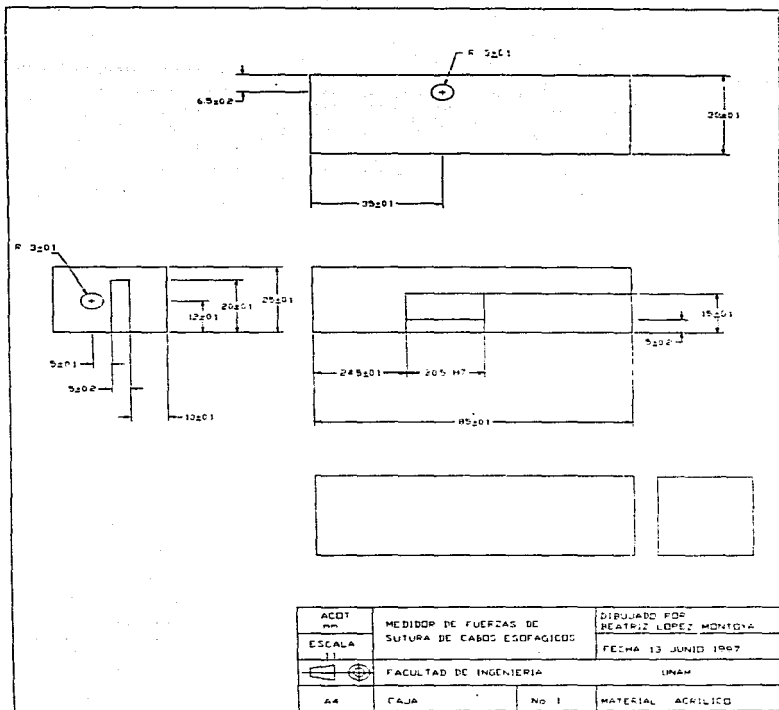
PLANO 6. CUBO

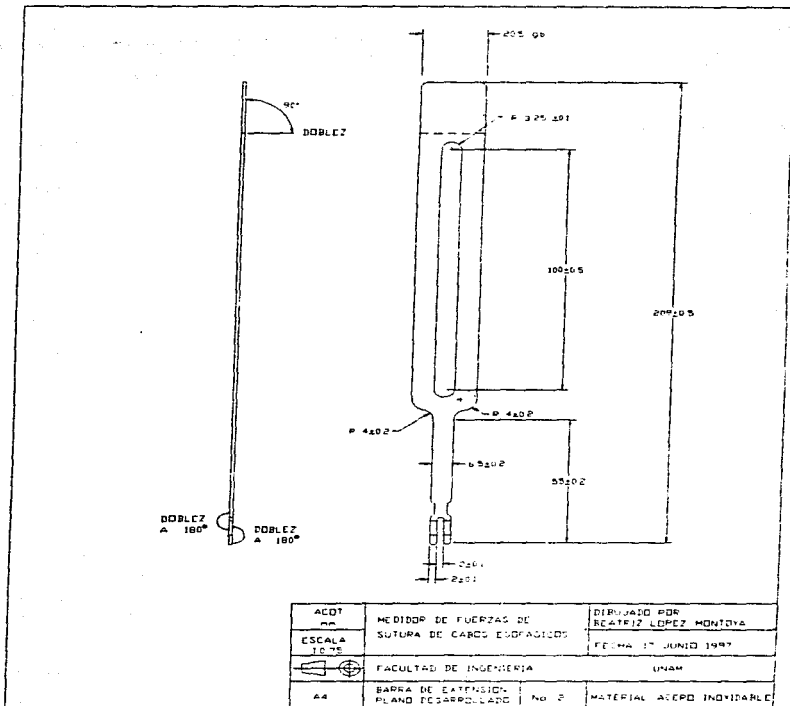
PLANO 7. VIGA EN VOLADIZO

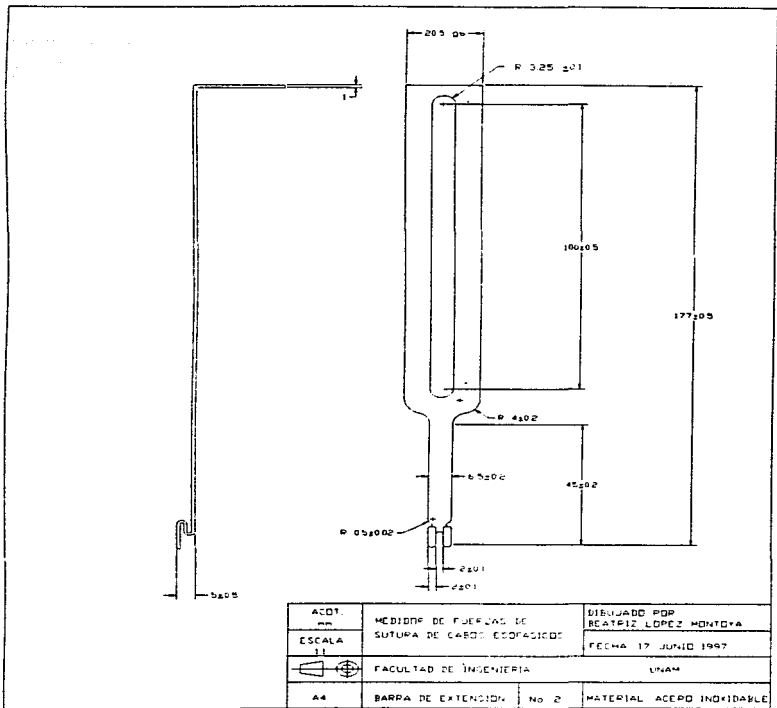
PLANO 8. TORNILLOS 8 Y 9

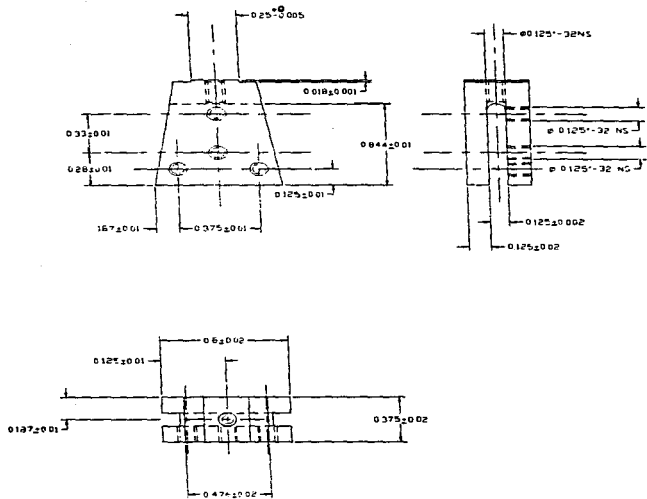


ACOT	MEDIDOR DE FUERZAS DE SINIPA DE CABOS ESTIAGADOS	DISEÑADO POR BEATRIZ LEPEZ MIRATOYA
ESCALA		FECHA 11 SEPTIEMBRE 1997
INGENIERO	FACULTAD DE INGENIERIA	UNAM
A4	EXPLOSIVO	

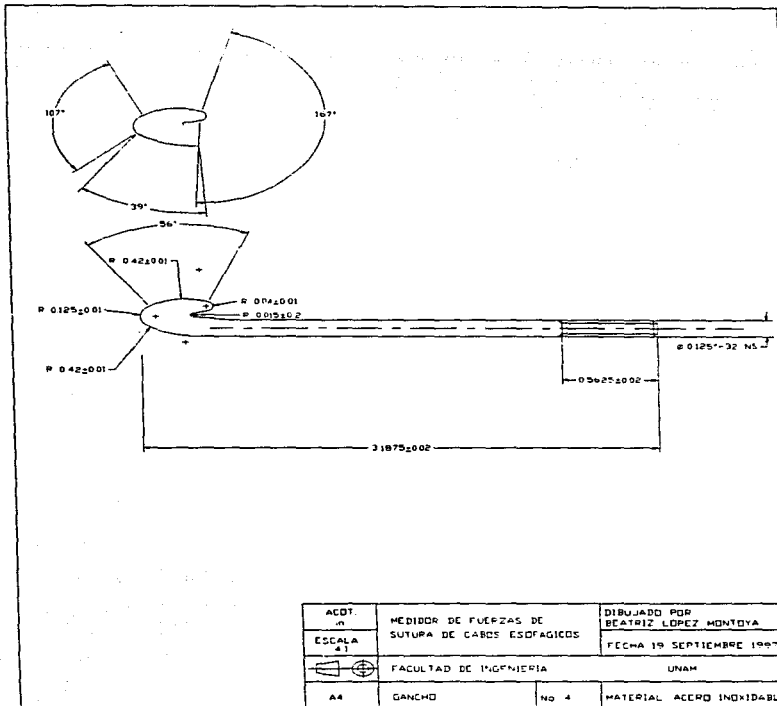


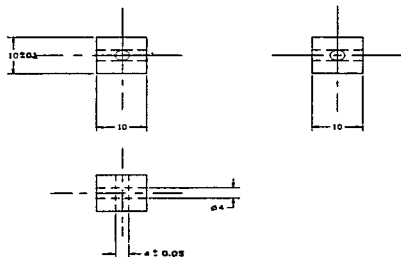




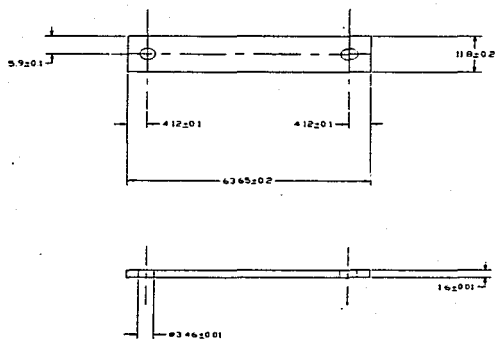


ACD1	MEDIDOR DE FUERZAS DE SUTURA DE CABLES ESOFAGICOS	DIBUJADO POR BEATRIZ LOPEZ MONTOYA
ESCALA 2:1		FECHA 19 SEPTIEMBRE 1997
	FACULTAD DE INGENIERIA	UNAM
A4	SUJETADOR	Nº 3 MATERIAL ALUMINIO

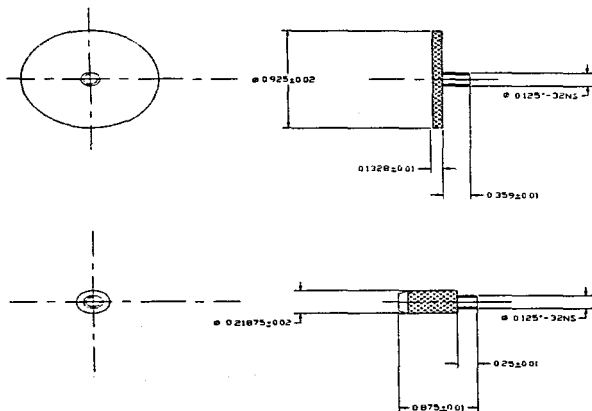






ACOT m	MEDIDOR DE FUERZAS DE SUTURA DE CABOS ESDFAGICOS	DIBUJADO POR: BEATRIZ LOPEZ MONTOYA
ESCALA 1:1		FECHA 19 SEPTIEMBRE 1997
	FACULTAD DE INGENIERIA	UNAM
A4	CUBO	Nº 5 MATERIAL LATON



ACOT.	MEDIDOR DE FUERZAS DE SUTURA DE CABOS ESFAGICOS	DIBUJADO POR REYATRIZ LOPEZ MONTOYA
ESCALA 1:1		FECHA 17 JUNIO 1997
	FACULTAD DE INGENIERIA	UNAM
A4	VIGA EN VOLADIZO	MATERIAL ALUMINO



ACDT m	MEDIDOR DE FUERZAS DE SUTURA DE CARGO ESDFAGICOS	DIBUJADO POR HEATRIZ LOPEZ MONTOYA
ESCALA 2:1		FECHA 11 SEPTIEMBRE 1997
 	FACULTAD DE INGENIERIA	UNAM
A4	TORNILLOS 6 * 8	MATERIAL ACERO INOXIDABLE

GLOSARIO

Atresia: Ausencia de lumen. Imperforación u oclusión de un orificio o conducto normal del cuerpo humano.

Sutura: Cosido quirúrgico de los bordes o extremos de una solución de continuidad.

Tabique traqueo-esofágico: conexión en la laringe de la traquea y el esófago.

Porción proximal del esófago: Anat. Dícese de la parte de un miembro u órgano más próxima a la línea media del organismo en cuestión. Se trata del extremo superior del esófago que queda cerca de la faringe.

Fistula: Cir. Conducto anormal, ulcerado y estrecho que se abre en la piel o en las membranas mucosas. Cicatrización anormal del tejido que se conecta a otro órgano o tejido que no debe.

Inervación somática y autónoma: Fisiol. Acción del sistema nervioso en las funciones de los demás órganos del cuerpo en un ser animado, aplicase al sintoma cuya naturaleza es eminentemente corpórea o material.

Epitelio pavimentoso estratificado: Anat. Tejido formado por células en contacto mutuo, prismáticas, cúbicas, fusiformes o algo aplanadas, que constituye la epidermis, la capa externa de las mucosas y la porción secretora de las glándulas y forma parte de los órganos de los sentidos.

Túnica adventicia: Biol. Aplicase al órgano o tejido que se desarrolla ocasionalmente y cuya existencia no es constante.

Peritoneo: Anat. Membrana serosa, propia de los vertebrados y de otros animales, que reviste la cavidad abdominal y forma pliegues que envuelven las vísceras situadas en esta cavidad.

Vía de abordaje: lugar por medio del cual se llega al órgano o tejido en el que se efectuará la cirugía.

Dehiscencia: Abertura natural o espontánea de una víscera o estructura previamente unida quirúrgicamente.

Desvitalización: muerte parcial del tejido debido a que se presentan problemas de irrigación sanguínea, sea por manejo agresivo o debido al tiempo que ha permanecido sin contacto con líquidos.

In vivo: el organismo tiene vida y se encuentra en su lugar habitual.

Ex vivo: fuera de su lugar habitual, probablemente el organismo tenga vida, pero latente.

In vitro: las pruebas se realizan en probetas de laboratorio.

In situ: las pruebas se realizan en el lugar donde se encuentra el organismo.

Extremo distal: Anat. Dícese de la parte de un miembro o de un órgano más separada de la línea media del organismo en cuestión.

Anastomosis: Comunicación quirúrgica entre dos espacios u órganos separados.

Movimiento peristáltico: Fisiol. Que tiene la propiedad de contraerse. Es el movimiento involuntario que presenta el músculo para pasar el bolo alimenticio.

Distorsión tisular: Cambios en el comportamiento del tejido provocados por factores ambientales.

Fenoquieta: Instrumento quirúrgico que sirve como separador intercostalar.

REFERENCIAS

1. Camacho Morales R. *Introducción al análisis experimental de esfuerzos mediante extensometría eléctrica*. Instituto tecnológico de la Paz, 1992.
2. Webster John G. *Medical instrumentation. Application and design*.
3. Dally James W., Riley W. F. *Experimental Stres Analysis*. Mc.Graw-Hill, U.S.A, 1991.
4. Villegas A., Staines O., Azamar G., Auró A. "Modelo técnico experimental para la práctica de anastomosis esofágica en conejos". *Bol. Med. Hosp. Infan. Méx.* 48-2, Pág. (106-111), febrero 1991.
5. A. Livaditis, L. Rådberg and G. Odensjö. "Esophageal end-to-end anastomosis". *Scand J. Thor.Cardiovasc. Surg.* 6 : Pág. (206-214), 1972.
6. Sun Lee, Y. C. Fung, M. Matsuda, H. Xue, D. Schneider and K. Han. "The development of mechanical strength of surgically anastomosed arteries sutured with Dexon". *J. Biomechanics Vol.18, No. 2.* pp 81-89, 1985.
7. H. G. Vogel and W. Hilgner "The step phenomenon as observed in animal skin". *J.Biomechanics Vol. 12.* pp. 75-81, 1979.
8. R. J. Touloukian "Reassessment of the end-to-side operation for esophageal atresia with distal tracheoesophageal fistula: 22- year experience with 68 cases". *J. of Pediatric Surgery, Vol.27, No. 5.* May. 1992. pp 562-567.
9. L. Spitz, E. M. Kiely, J. A. Morecroft, and D. P. Drake "Oesophageal atresia: at-risk groups for the 1990's". *J. of Pediatric Surgery, Vol. 29, No. 6.* (June), 1994, pp 723-725.
10. Jones, M. H., Pouchak, M. A., Mikelsons, R. H. "Method for measuring skin tension". *ISA Transactions, Vol. 27, No.4.* 1988, pp 21-26.
11. Real Academia Española. *Diccionario de la Lengua Española*. Madrid España, 1984.