



UNIVERSIDAD NACIONAL DE ROSARIO

FACULTAD DE CIENCIAS EXACTAS, INGENIERIA
Y AGRIMENSURA

ESCUELA DE INGENIERIA MECANICA
AÑO 2013

Proyecto Final de Carrera

“Asistencia mecánica durante el parto”

Director: Ing. Roberto E. Mas

Cátedra: Ing. Pedro Sismondi
Ing. Santiago Zanotti
Ing. Matías Favareto

Autora: Cáceres Rocío

C-4166/1

Brindo mi más sincero agradecimiento a todas las personas que hicieron posible la realización y culminación del proyecto. En primer lugar a las instituciones: Dirección General de Asistencia Técnica DAT, Sanatorio Británico, Taller Ocupacional José Censabella Parque Industrial Alvear y AAENDE Asociación Argentina de Ensayos No Destructivos y Estructurales. A los profesionales por su apoyo para la realización del proyecto.

Como así también a empresas tales como Kirurgía Instrumental Quirúrgico y Fundación Broquetas.

Además, quiero hacer un agradecimiento especial, al equipo de profesionales del Departamento de Obstetricia del sanatorio Británico a cargo del Doctor Fernando Paquez por las facilidades que me brindaron en la realización de las actividades programadas en el proyecto, por la asistencia a la sala de partos, y por la asesoría prestada en el desarrollo de las actividades.

Al señor Mario Rimini titular de la empresa Kirurgía por el asesoramiento y capacitación en materiales quirúrgicos.

Un cordial agradecimiento a Federico Favalli y Ana Roa por su invaluable apoyo y orientación para la ejecución del proyecto.

Al Ing. Matías Favareto por su amabilidad, buena disposición, paciencia y por el tiempo que me dedico para que este trabajo culminara exitosamente.

No quería pasar por alto la oportunidad de agradecer el apoyo recibido por parte de toda mi familia, desde mis padres y hermanos hasta mis tíos y primos, pasando por mis abuelos.

Tabla de contenido

Parto vaginal asistido:.....	1
Fórceps:	1
Tipos de Fórceps:	2
Mecanismo de Acción:	3
Técnica de Aplicación:	3
Análisis del Proyecto:.....	7
Asistencia a Salas de Partos:	7
Pre-Diseño:	7
Modelización:.....	8
Condiciones de Contorno	9
Análisis del Resultado:	9
Estimación de las Microdeformaciones Reales.....	11
Tensiones Máximas Principales	12
Estudio de los desplazamientos	13
Construcción del Prototipo:	16
Métodos de Adquisición de Datos:.....	18
Selección de la Configuración del Puente Wheatstone Adoptada.....	18
Determinación de la ubicación de los strain gage en el dispositivo	19
Configuración del Conversor Analógico Digital para la Adquisición de Datos	23
Conexión del Amplificador Operacional.....	23
Selección de la Resolución del Conversor Analógico Digital para el Análisis de Microdeformaciones en piezas elaboradas en Materiales Metálicos.....	24
Cálculo de la deformación específica máxima dentro del Periodo de Proporcionalidad Ley de Hooke	25
Componentes de un Sistema de Adquisición o Toma de Datos:.....	26
Hardware	26
Acondicionador de señal y tarjeta de adquisición de datos:	27
Software de Adquisición	27
Selección de Sensores.....	27
Gráfica de corrección por temperatura	28
Selección del pegamento	28

Soldaduras	29
Cables de conexión.....	30
Velocidad de captura de datos:.....	30
Acondicionador de Señales	32
Placa de adquisición de datos:.....	34
Interfase de diálogo programada en LabView8.....	36
Interfase de programación	37
Proceso de instalación de los Sensores.....	38
Metodología para la soldadura del Terminal del cable al zócalo del strain gage.....	40
Calibración del Puente de Wheatstone	41
Fabricación de la pieza a ensayar	43
Ventajas e Inconvenientes en la selección de los materiales.....	43
1) Fundición gris:	43
2) Fundición nodular:	44
3) Aluminio al silicio magnesio serie 6062	44
4) Bronce	45
Acero inoxidable:	46
Selección de tratamiento térmico de distensionado.....	46
Dispositivo para generar la tracción simulando la extracción del bebé:	48
Construcción de la maquina de ensayo:	49
Dispositivo Reductor de Esfuerzos:	52
Única Almohadilla Interna	52
Almohadilla Interna y Externa.	52
Dispositivo para la verificación del Sistema de Adquisición de Datos.....	53
Método de deformación por flecha conocida	54
Método de deformación por carga conocida:	55
Equipo utilizado para la verificación de la linealidad de la medición.....	56
Modelo sólido del equipo de verificación	58
Proceso de Verificación de la Instalación de la adquisición de datos	59
Proceso de Fundición	65
Ensayos mecánicos de la colada utilizada en la fabricación del fórceps:.....	67
Ensayo del Fórceps.....	69

Procedimiento de Ensayo	71
DESCRIPCIÓN	71
IDENTIFICACIÓN	71
Proceso de Mediciones:	72
Cálculo de los esfuerzos	75
Esfuerzos Hertzianos	79
Distribución de presiones sobre la curva cefálica en función del ángulo de contacto ...	82
Determinación del porcentaje de dilución de oxígeno en sangre:	86
Análisis Termográfico	89
Sistema de visión artificial	91
Procesamiento:	92
Espectro Infrarrojo.....	95
Imágenes por radiación infrarroja.....	96
Desarrollo del Software	98
Adquisición de la imagen:	98
Desarrollo de imágenes procesadas	106
Análisis Ultrasónico	111
Análisis Económico	119
Costo Fabricación del Prototipo	120
Análisis de Proyecciones Financieras.....	122
Determinación de Indicadores Financieros	124
Valor Actual Neto (V.A.N)	125
Tasa Interna de Retorno.....	126
Conclusiones:	127
Bibliografía:.....	128

Parto vaginal asistido:

El parto vaginal operatorio se refiere a aquel en el cual el obstetra usa un instrumento para asistir a la madre en la transición del feto a la vida extrauterina.

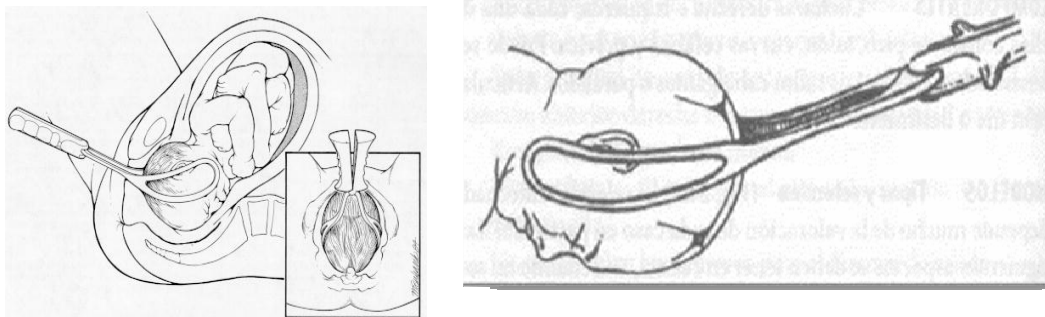
Fórceps:

El fórceps es un instrumento obstétrico, que sirve para ayudar a la extracción fetal desde la parte exterior simulando los mecanismos del parto normal. Sus indicaciones son comunes a las de otros partos instrumentales: patología materna, riesgo de pérdida de bienestar fetal, alivio del período expulsivo, etc.

Consta de dos piezas independientes llamadas ramas, cada una de ella posee tres partes: una superior llamada cuchara, que se aplica sobre la cabeza fetal; una parte media, la articulación, donde se unen ambas ramas; y finalmente el mango por donde se ase el instrumento.

Las ramas o palas metálicas que se articulan entre sí en su parte media, y tienen en un extremo los mangos y en el otro las cucharas o parte de prensado, habilitadas con una curvatura tal que se adaptan a la forma de la cabeza fetal y a las curvaturas de la pelvis ósea femenina o canal de parto óseo.

Las ramas pueden ser paralelas o cruzadas, más frecuentemente; cuando se aprecia el instrumento de perfil observo una curvatura en sentido longitudinal destinada a la buena adaptación a la pelvis materna (curvatura pélvica). Con el instrumento de frente veo que las cucharas son cóncavas para adaptarse a la cabeza fetal (curvatura cefálica).



En el medio los más utilizados son el de Kjelland y el de Simpson:

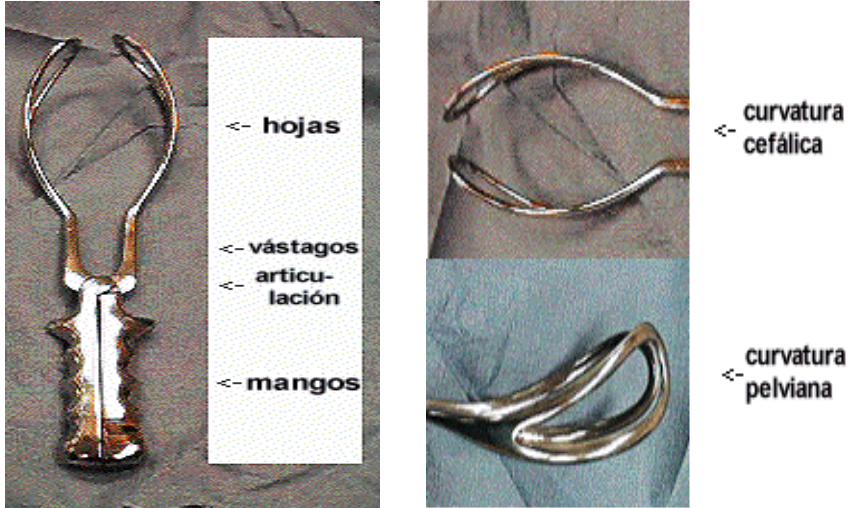
- Fórceps de Kjelland: es un fórceps recto (sin curvatura pélvica) y con gran curvatura cefálica. Las ramas son cruzadas. Su principal característica es su articulación que permite que una rama se deslice a libremente sobre la otra, permitiendo su aplicación en casos de asinclitismo.

- Fórceps de Simpson: es más corto que el de Kjelland, las ramas también son cruzadas, sin embargo su articulación es fija. Tiene gran curvatura pélvica a diferencia del anterior.

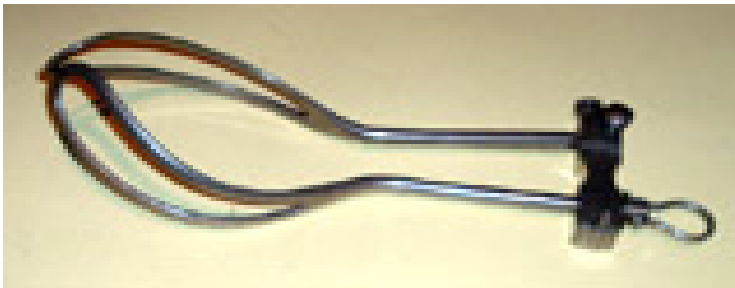
La cabeza tiene que ser tomada de modo que el diámetro biparietal corresponda a la línea de máxima distancia entre las cucharas.

Con los brazos flexionados y los codos cerca del cuerpo, debe ejercerse, la tracción siempre en el sentido del eje de la pelvis que es el plano de menor resistencia.

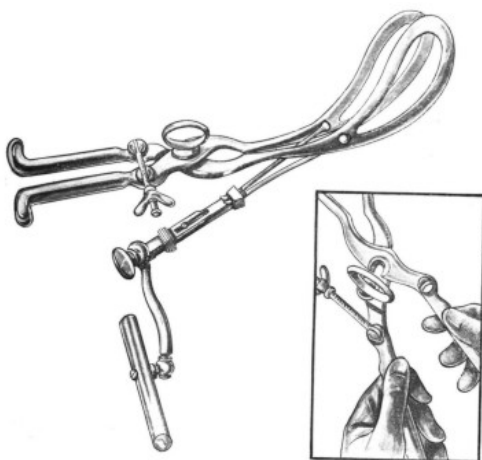
Tipos de Fórceps:



Demelin 8:



Tarnier



Kjelland



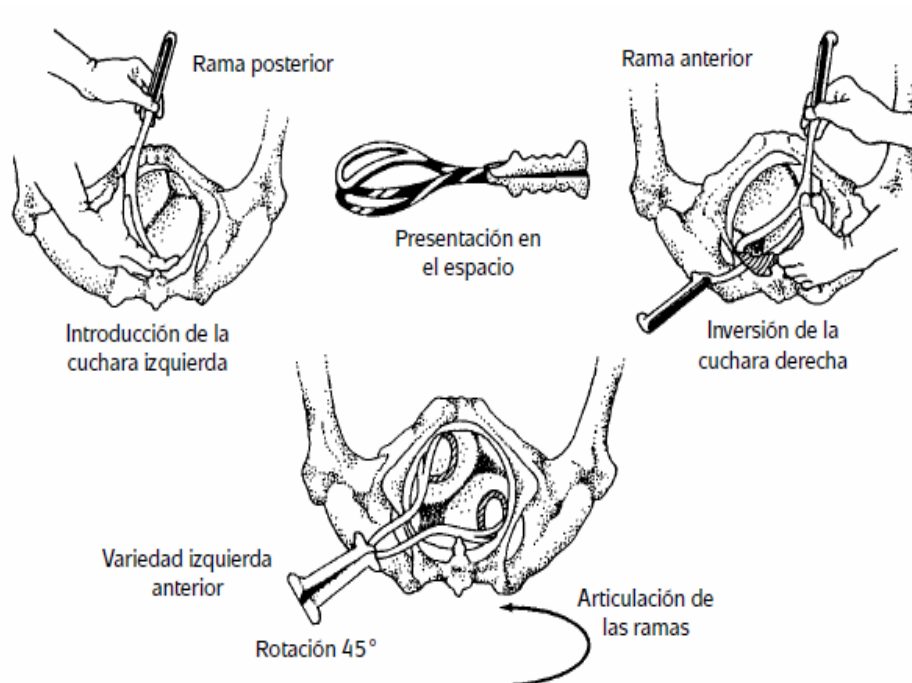
Mecanismo de Acción:

El fórceps actúa como una palanca de tercera clase. Los mecanismos de acción mediante los cuales se consigue la extracción fetal son la prensión, la rotación y la tracción.

Ante todo es un elemento prensor, para la que la presa sea correcta esta debe ser parietomalar, abarcando entre las cucharas ambos parietales y llegando a la apófisis cigomática del hueso malar.

El objetivo de la rotación es colocar la cabeza en los diámetros más adecuados durante el descenso a través del canal del parto para que la resistencia sea mínima.

Una vez realizada correctamente la presa y la rotación, debe procurarse una tracción correcta. Esta debe realizarse en sentido del eje axial del canal del parto en la dirección de las cucharas y perpendicular al plano en el que se aplica, cambiando a medida que se produce el descenso de la cabeza fetal, siguiendo la curva de Carus.

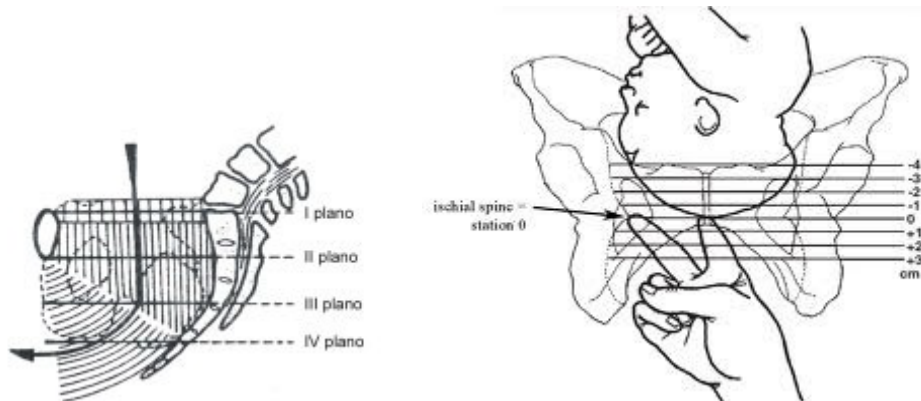


Técnica de Aplicación:

La anestesia es necesaria. Antes de la aplicación de ambas ramas debe realizarse una exploración vaginal con la intención de determinar la altura de la presentación y la variedad de posición. Tras ello se realiza la presentación del instrumento, que consiste en colocarlo frente al periné materno con las ramas articuladas en la misma posición en que quedará al aplicarlo dependiendo de las diferentes variedades de posición de la cabeza fetal. Una vez se ha presentado el fórceps, se desarticula.

Para la introducción de las cucharas la rama izquierda (la que se relaciona con el lado izquierdo del canal del parto) se sujeta por el mango entre el pulgar y uno o dos dedos más de la mano izquierda. La mano derecha que servirá de guía se introduce en la vagina (de dos a cuatro dedos), colocándose a la izquierda y debajo de la presentación,

mientras el pulgar descansa sobre la vulva. Para la introducción de la rama, esta se sitúa en posición vertical, la cuchara apoya sobre la mano guía con la parte cóncava dirigida hacia la cabeza fetal y la convexa dirigida hacia el operador. Tras ello se realiza un movimiento circular con la mano izquierda, de forma que la cuchara comienza a deslizarse sobre la mano guía, introduciéndose progresivamente en el canal del parto. Con este movimiento la cuchara “irá buscando” la posición correcta, adoptando la rama finalmente una posición horizontal. La rama derecha (relacionada con el lado derecho del canal del parto) se sujeta con la mano derecha y para introducirlo se realizan idénticos actos que los descritos para la rama izquierda. Las ramas deben deslizarse muy suavemente a través del canal del parto, sin ser necesaria una excesiva fuerza para su introducción, si esto es así debe extraerse la rama y reiniciar la maniobra. Tras la introducción, se articulan las ramas y se comprueba la presa, observando la correcta relación entre el instrumento y el polo cefálico fetal. Tras ello se realiza la tracción de prueba, comprobando que el fórceps y la cabeza fetal descienden formando “un todo”.



CONDICIONES GENERALES PARA LA APLICACIÓN

- Dilatación cervical completa.
- Membranas rotas.
- Diagnóstico preciso de la presentación, variedad de posición y actitud fetales.
- Cabeza fetal encajada (III plano Hodge).
- Ausencia de signos de desproporción céfalo-pélvica.
- Anestesia materna adecuada.
- Vaciamiento vesical materno.

TÍTULO	PROPÓSITOS	DIAGNÓSTICO
<p>Asistencia Mecánica durante el parto.</p>	<ul style="list-style-type: none"> ✓ Brindar medidas de alivio y confort. ✓ Aumentar el nivel de satisfacción en la experiencia del parto. ✓ Garantizar la seguridad materna y del niño. ✓ Implementar medidas de higiene que disminuya las posibles inyecciones. ✓ Potenciar la fisiología corporal de la mujer. ✓ Gestionar mejor su cuerpo y minimizar el dolor. ✓ Asegurar la vitalidad, grado de bienestar (oxigenación) del niño. ✓ Acelerar la fase de dilatación. ✓ Brindar al recién nacido las condiciones óptimas para su adaptación inmediata a la vida extrauterina. ✓ Reducir el riesgo de lesiones tanto en la madre como en el recién nacido. ✓ Mejorar la calidad de los partos instrumentales. ✓ Registrar desgarros por ruptura de vasos sanguíneos e identificar el área de colapso. ✓ Monitorear la posición del bebé dentro del canal uterino. 	<ul style="list-style-type: none"> *Peso aparente del cuerpo para facilitar los movimientos y cambios de posición. *Verificar la elasticidad para disminuir la rigidez articular. *Presión sobre el cuerpo para disminuir el dolor de las contracciones. *Reducción de la presión realizada sobre el cráneo del bebé. *Monitoreo a través de una cámara termográfica. *Métodos de control no invasivos.

VARIABLES	CONDICIONES LÍMITES
<p>*Externas que influyen en el análisis como la temperatura adecuada para evitar el frío en el RN.</p> <p>*Metabolismo tanto de la mujer como del niño.</p> <p>*Fisiología de ambos cuerpo.</p> <p>*Posición del feto.</p> <p>*La eficacia de las contracciones me da una indicación de las fuerzas, es decir la energía interviniente.</p> <p>*Fuerzas expulsivas.</p> <p>*Fuerzas secundarias representadas por los músculos abdominales y diafragma.</p> <p>*Los diámetros menores del feto pasan por los diámetros mayores de la pelvis materna.</p> <p>*Descenso, ocurre una vez dilatado el cuello uterino.</p> <p>*La cabeza del feto se flexiona y rotación interna de 90° antihoraria.</p> <p>*Encajamiento ocasionando el uso del fórceps.</p> <p>*Frecuencia cardíaca del niño durante el trabajo de parto.</p> <p>* Tiempo fisiológico del niño y madre.</p>	<p>*Peso y dimensiones de los cuerpos estándares.</p> <p>*Se verificará que la temperatura de la Sala de partos deberá estar por encima de los 24°C.</p> <p>*Parto no inducido.</p> <p>*Ley Nacional N° 25929 de derechos de padres e hijos durante el nacimiento.</p> <p>* Normas de Organización y Funcionamiento de Servicios de Neonatología (Resolución Ministerial N° 306/2002) y las de Servicios de Maternidad (Resolución Ministerial N° 348/2003).</p> <p>*Evaluación materna y fetal.</p> <p>*Embarazo entre 36 y 42 semanas.</p> <p>*El neonato pasa por una serie de movimientos naturales que constituyen el mecanismo de parto.</p> <p>*El Partograma (resguardo legal) constituye un recurso práctico para evaluar el progreso del trabajo de parto. Marca un límite extremo (percentilo 10) de la evolución de la dilatación cervical en función del tiempo.</p> <p>*Peso, talla y perímetro cefálico.</p> <p>* Toma correcta: aplicar las ramas del instrumento sobre los huesos temporales de la cabeza fetal.</p> <p>* La cabeza debe descender al plano pélvico más bajo posible antes de la colocación del instrumento.</p>

Análisis del Proyecto:

Para comenzar estudié distintos dispositivos de fórceps, evaluando su uso y aplicación en las condiciones de parto. De los distintos dispositivos el más utilizado es el tipo Simpson.

Partiendo de la base del dispositivo Simpson, y según referencias médicas se determinó que el mismo, genera en determinadas condiciones complicaciones.

Las complicaciones a corto plazo incluyen laceraciones cutáneas, traumatismos del globo ocular, hemorragia subgaleal, hiperbilirrubinemia, hemorragia retiniana, lesiones nerviosas y muerte neonatal. La parálisis del nervio facial y las fracturas craneales con depresión ósea son más comunes con el uso del fórceps que con la ventosa obstétrica. Las complicaciones que se asocian con secuelas a largo plazo incluyen las hemorragias intracraneales (subdural, subaracnoidea, intraventricular e intraparenquimatosa) y las lesiones neuromusculares.

El objetivo del proyecto es diseñar un dispositivo o instrumento formado por dos ramas cruzadas ideado para la extracción del bebé por su extremo cefálico, durante el periodo expulsivo. El dispositivo cuenta con las características operativas del tipo Simpson, innovando y desarrollando un diseño que minimice las lesiones.

Asistencia a Salas de Partos:

En las visitas a la sala de parto observe intervenciones de parto con fórceps.

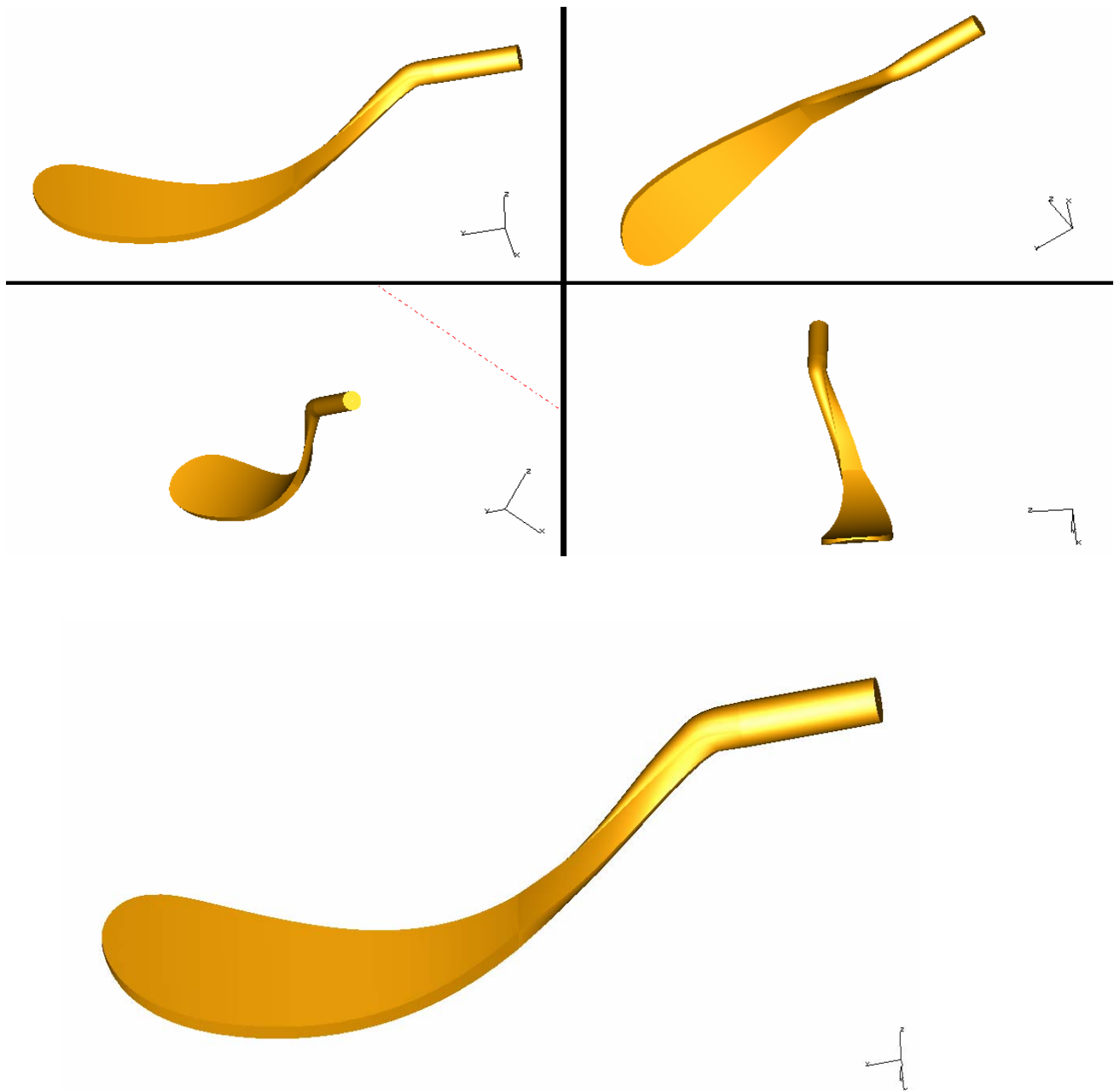
Describiendo distintos tipos de lesiones producidas en el bebé sobre la cabeza. Estas últimas, provocadas por la geometría de la cuchara y el contacto entre el acero inoxidable y la piel.

Por otro lado, estudiará los esfuerzos que realiza el obstetra en el momento de la expulsión, buscando cuantificar el valor de la fuerza interviniente.

La idea es lograr disminuir las lesiones en el bebé y cuantificar el esfuerzo que el obstetra le transfiere al bebé.

Pre-Diseño:

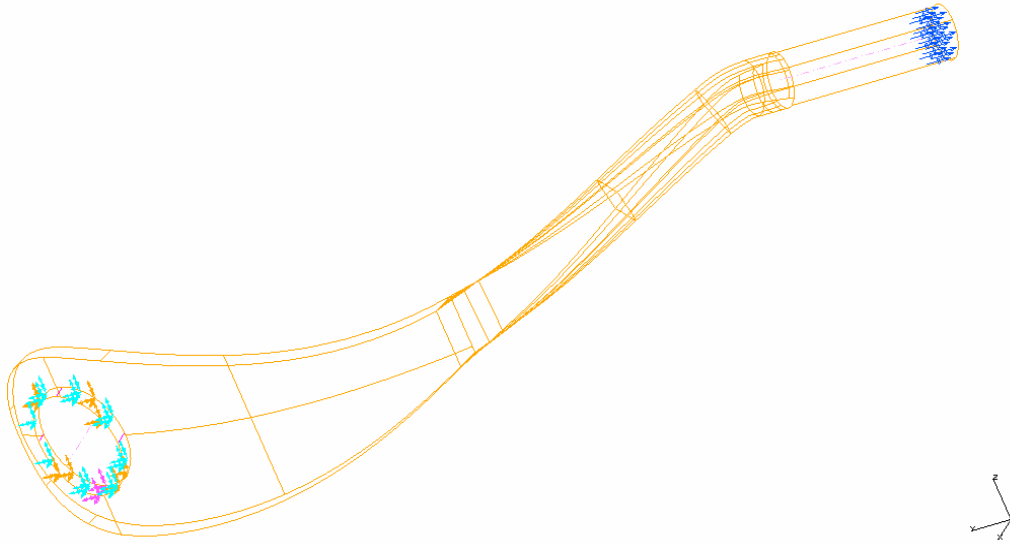
Para el diseño utilice el software Solid Works y a continuación se muestran las imágenes del diseño.



Modelización:

Una vez diseñado el dispositivo se lo sometió a un estudio por el Método de Elementos Finitos (FEM) empleando como material de construcción AISI 316 L y como carga de trabajo las recolectadas estimadas con el obstetra de 20 Kg. Para esta etapa se trabajó con el software NX IDEA y Nastran.

Condiciones de Contorno



Se realizó el empotramiento considerando una zona delimitada por una circunferencia de diámetro 35 mm colocando condiciones de vínculo que restringen los 6 grados de libertad. La carga actuante modelizada fue de 10 kg en una dirección axial paralelo al eje de geometría del fórceps.

Análisis del Resultado:

Para evaluar las tensiones se tomo el criterio de falla de Von Mises.

El objetivo de este estudio es determinar los niveles de Tensiones de Von Mises, según el quinto criterio de falla. Tomando como base los datos relevados durante la simulación del proceso de carga.

Criterio adoptado: Teoría de la máxima energía de distorsión
HUBER - HENCKLY - VON MISES

Definición:

En un cuerpo sujeto a un estado de tensiones cualquiera, el comienzo de la fluencia en un punto, ocurre solamente cuando la energía de distorsión por unidad de volumen correspondiente a dicho estado de tensión, alcanza el valor de la energía de distorsión de la sollicitación por tracción simple, cuando se alcanza el límite de fluencia.

Por lo tanto la tensión de Von Mises es el valor que nos permite comparar un estado compuesto de tensiones en una estructura con un ensayo de tracción simple realizado en una máquina universal de ensayo.

Mientras que en un ensayo de tracción realizado en una máquina universal, la energía de distorsión esta dada por:

$$W_F = \left(\frac{1 + \mu}{3 \cdot E} \right) \cdot \sigma_c^2$$

E: módulo de Young, es la pendiente de la curva (σ , ϵ) en un ensayo uniaxial de tracción.

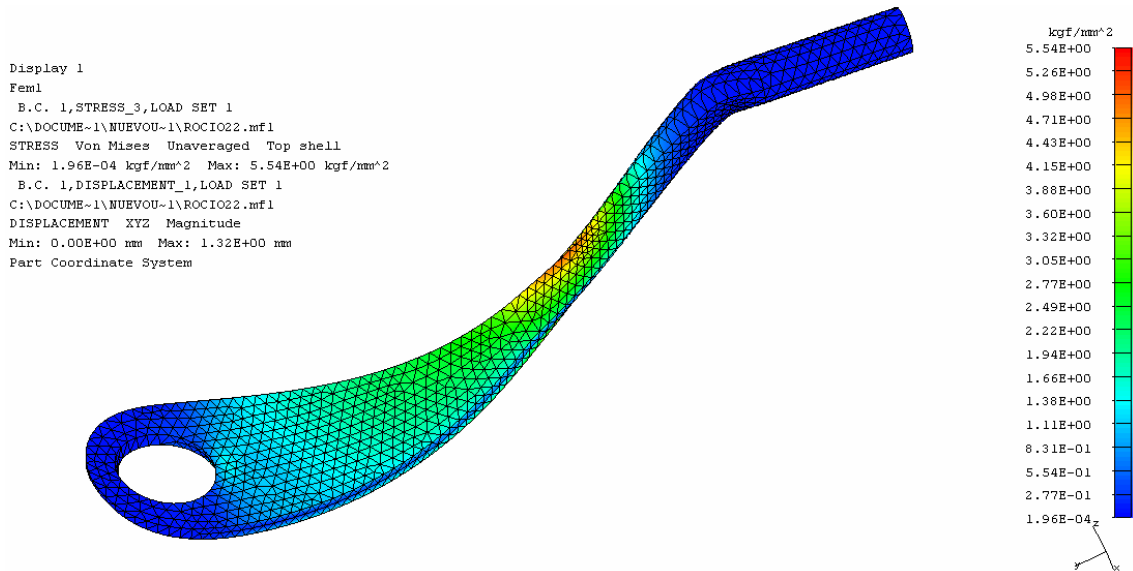
μ : coeficiente de Poisson, relaciona la deformación axial con el acortamiento transversal en un ensayo uniaxial de tracción.

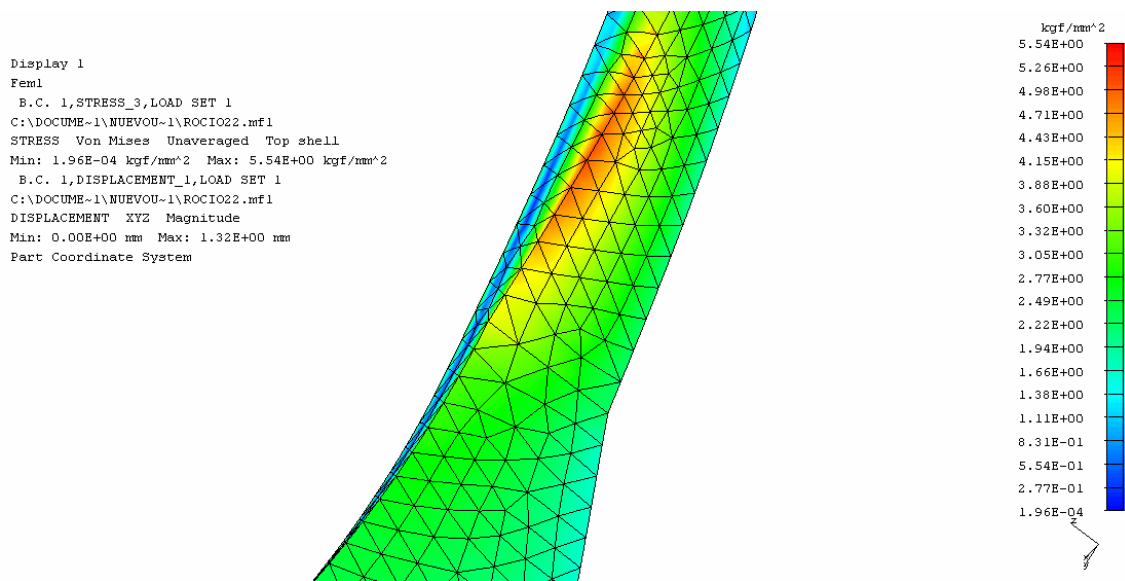
Igualando la energía de distorsión en los dos casos, se tiene que la tensión de comparación será:

$$\sigma_c = \sqrt{\sigma_x^2 + \sigma_y^2 - e_x \cdot y + 3 \cdot \tau_{xy}^2}$$

Este es el valor a comparar con la tensión admisible del material obtenida en la máquina de ensayo de tracción.

Estos valores de tensiones presentados en las imágenes podrán ser comparados con los valores de tensión de fluencia del material determinados a partir de un ensayo uniaxial realizado en una máquina de ensayos de tracción.





Al observar la zona de concentración de tensiones, se podría modificar la geometría en los sectores de concentración de tensiones para optimizar los esfuerzos. Obteniendo en estos puntos $5,54 \text{ kg}\backslash\text{mm}^2$.

Se comparó con los valores de tensiones de AISI 316 L en su periodo de fluencia ($20 \text{ kg}\backslash\text{mm}^2$) y se advierte, que la tensión está por lo menos 5 veces por debajo del periodo de fluencia. Consiguiendo un coeficiente de seguridad de diseño 5.

Estimación de las Microdeformaciones Reales

Los estudios y modelización hechos con elementos finitos presentan el inconveniente de que si bien los software con que se cuentan hoy en día son muy precisos (ANSYS, NATRAN, ALGOR, COSMOS, etc.) todos presentan el inconveniente que las condiciones de contorno son introducidas por el operador y no se tienen valores reales de las condiciones de contorno. Entonces por más que este trabajando con software con precisiones de resolución con errores del 3 %, si las condiciones de contorno son estimadas, no vale de nada la precisión de resolución del software por más que el modelo geométrico sea el correcto.

En lo que se refiere a tareas de trabajo de parto se desconoce las cargas y los esfuerzos reales en el momento de la extracción del niño. Por esta razón me veo en la necesidad de construir un prototipo para simular el proceso de parto y obtener los esfuerzos reales que realiza el obstetra. Teniendo sólo como referencia real los esfuerzos máximos que pueden resistir las vértebras y cráneo del bebé.

Para estimar las microdeformaciones reales durante el proceso de extracción voy a construir un prototipo en bronce cuyo peso específico es mayor que el acero AISI 316L. El objetivo sería instalar los sensores (strain gage) en las zonas críticas y determinar bajo condiciones reales el estado de microdeformaciones. Este estado de microdeformaciones reales lo introducimos como condición de borde real al modelo de elementos finitos. Determinando de esta forma el mapa de tensiones y deformaciones

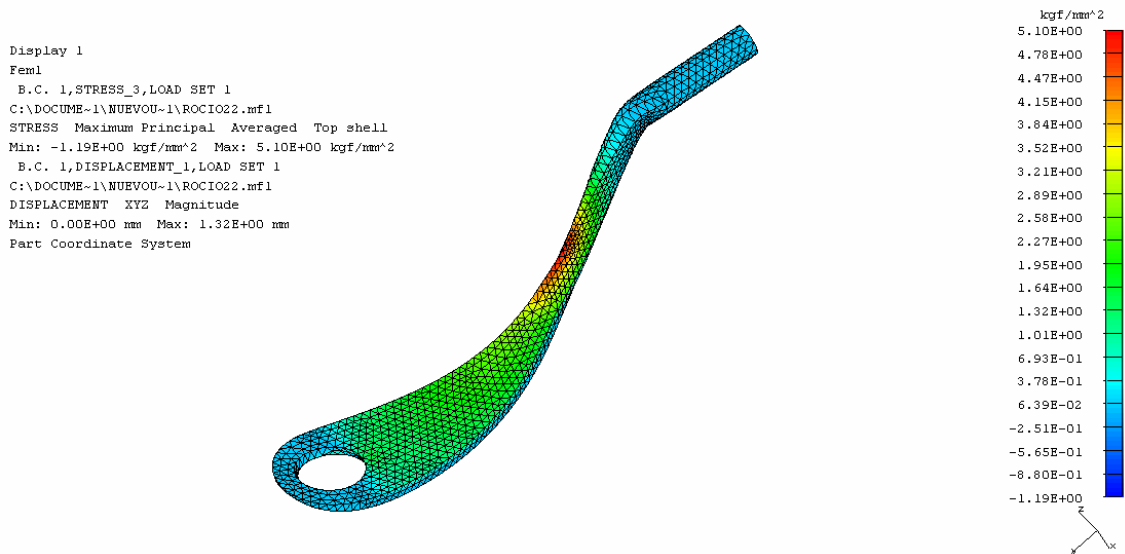
reales del modelo. A partir de esta condición puedo determinar el material y el proceso de fabricación más adecuado.

En el caso del prototipo de bronce voy a estimar las microdeformaciones que voy a obtener si la carga es de 10 kg por rama. Para este caso se conoce que las tensiones van a estar en el orden de los 3,8 kg/mm² promedio. En estas condiciones teniendo en cuenta el módulo de elasticidad del material empleado. Para el caso del bronce estamos en un módulo de elasticidad de 10.000 kg/mm² aproximado. Bajo estas circunstancias obtengo una deformación teórica de:

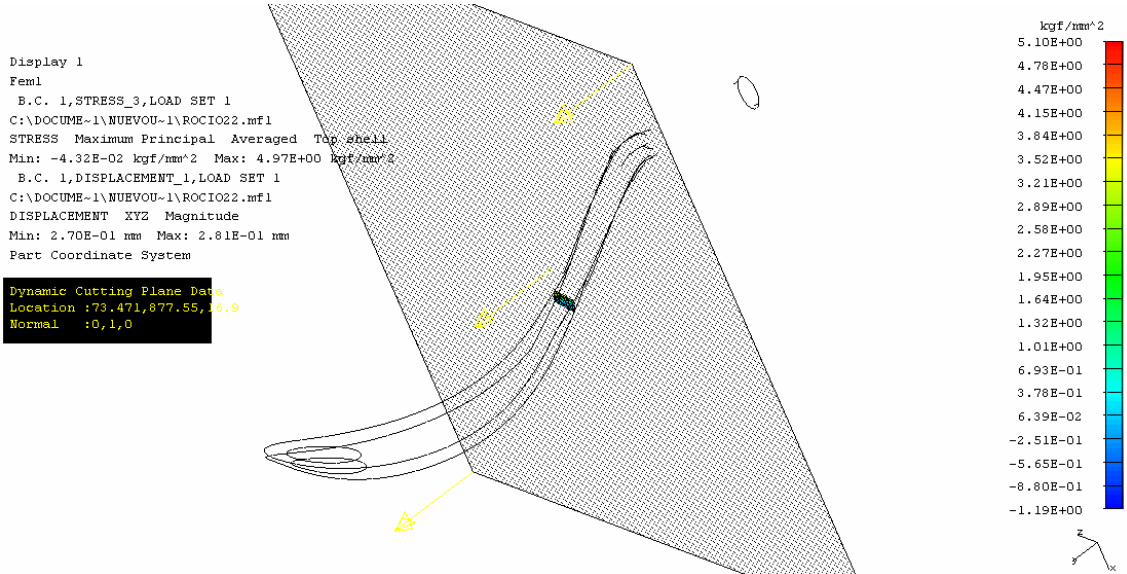
$$\frac{\sigma}{E} = \varepsilon_{material} \rightarrow \frac{3,8kg / mm^2}{10000 kg / mm^2} = 3,80 \cdot 10^{-4} = 380 \mu\varepsilon$$

Más adelante utilizaré una Configuración de Puente de Wheatstone para pegar los sensores strain gage con los cuales voy a medir los esfuerzos reales. Con esta configuración las deformaciones medidas por el equipo serán incrementadas en 2,6 veces. Por lo tanto las microdeformaciones registradas estarán en el orden de las 900 microdeformaciones valores fácilmente registrables por el equipo.

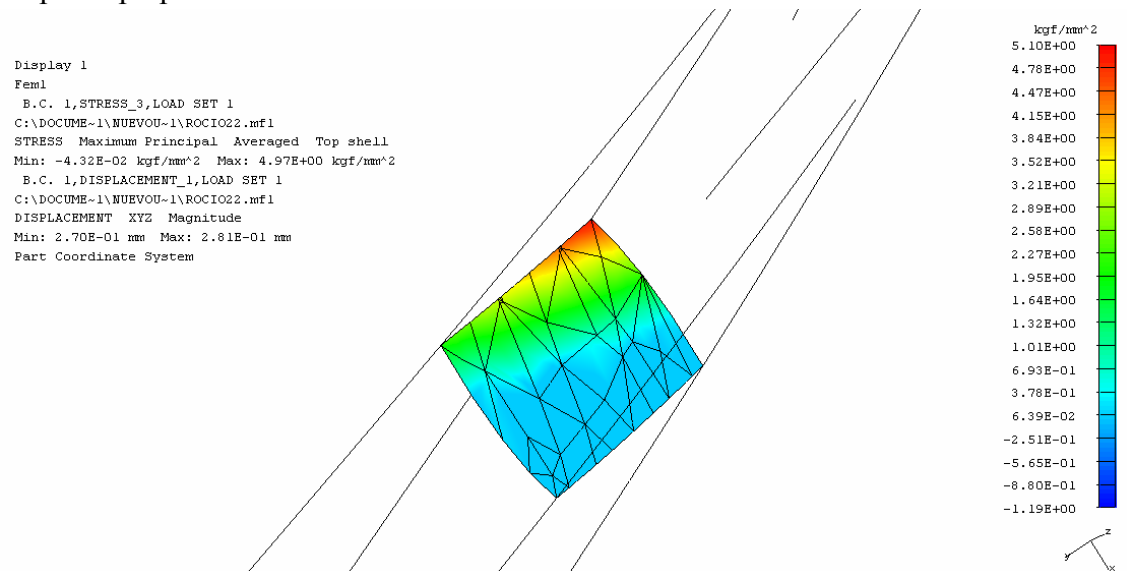
Tensiones Máximas Principales



Se evalúa realizando un plano de corte, la distribución de tensiones principales en el interior de la estructura.

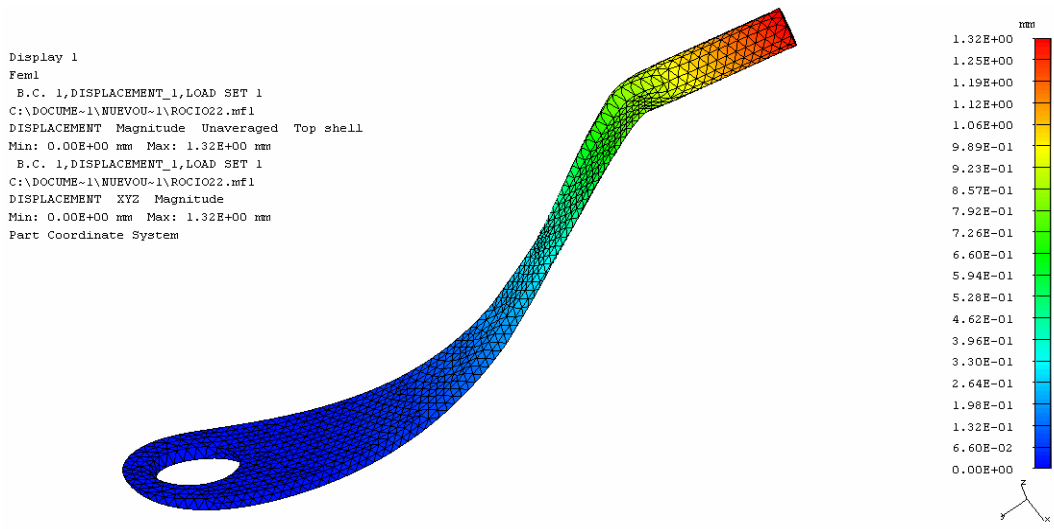


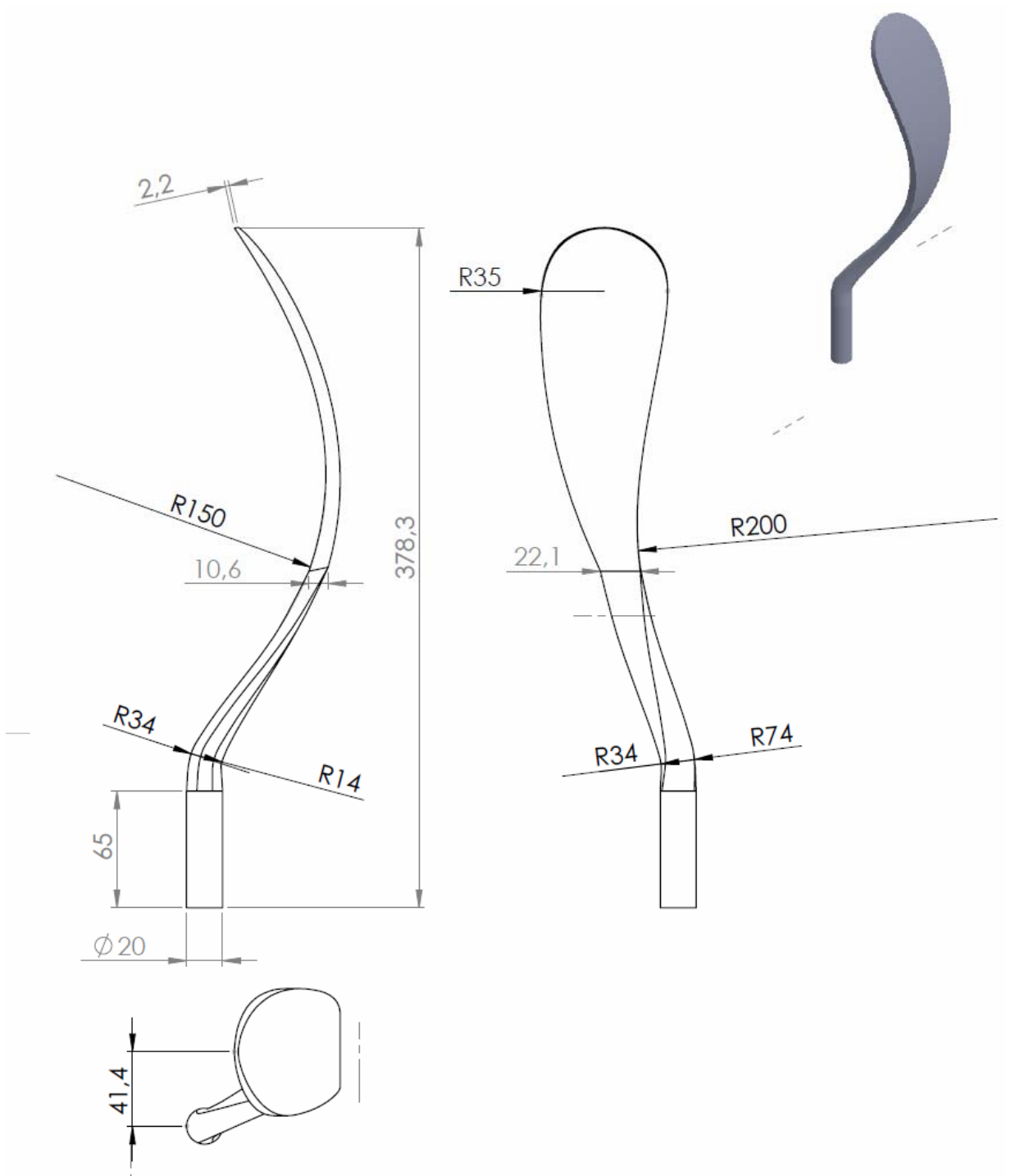
A continuación se examina la distribución de tensiones de los esfuerzos contenidos en un plano perpendicular a la sección de corte.



Estudio de los desplazamientos

En el diseño se tuvo en cuenta, que los desplazamientos cuando se provoca la extracción del bebé no superen los 2 mm. Para que de esta manera el médico no pierda las referencias durante el proceso de extracción.





Construcción del Prototipo:

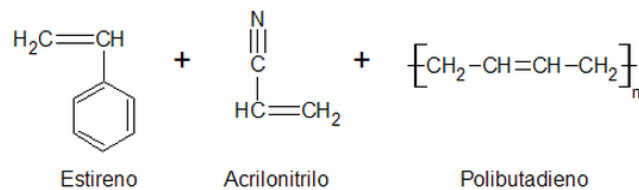
Una vez seleccionado y evaluado el diseño se obtuvo el archivo en formato STL para realizar el prototipado tridimensional. El prototipado se realizó en una máquina FORTUS modelo M500.



Estas máquinas impresoras convierten un diseño tridimensional hecho en computadora en un objeto real.

El proceso de impresión consiste fundamentalmente en ir creando el prototipo capa a capa, de abajo a arriba. Se deposita una capa de polvo de plástico y se compacta en la zona deseada, repitiéndose el proceso, colocando capas una encima de otra, hasta completar la pieza.

El material utilizado se denomina ABS 30, el cual proviene de una familia de termoplásticos. El acrónimo deriva de los tres monómeros utilizados para producirlo: acrilonitrilo, butadieno y estireno.



A partir del prototipado tridimensional se realizó el molde para la fundición del modelo. Una vez obtenida la pieza original se procede a instalarle los sensores strain gage para determinar las distribuciones de microdeformaciones mientras se lo somete a un estado de carga real simulando un proceso de parto.

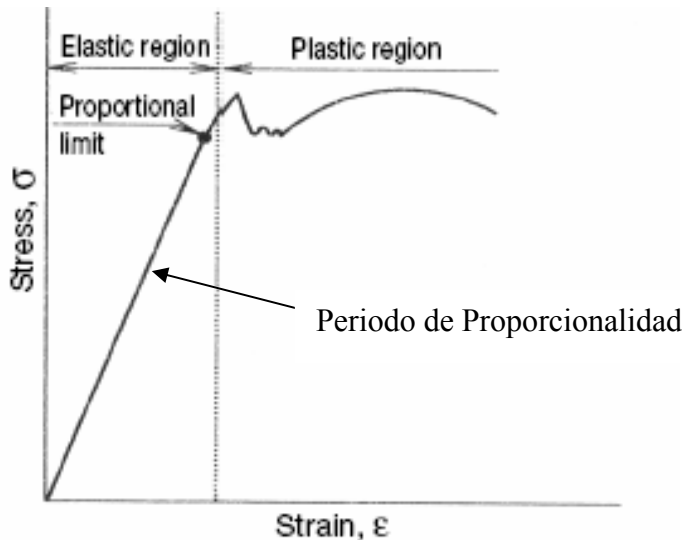


Con los estados de microdeformaciones reales de la estructura se optimiza el modelo para instalar los sensores dentro de la estructura del fórceps. Para que en un futuro se establece la posibilidad de realizar la transmisión de datos desde el módulo de strain gage acondicionador de señales (alojado dentro del mango del fórceps) al módulo de adquisición de datos en formato de transferencia inalámbrica WiFi.

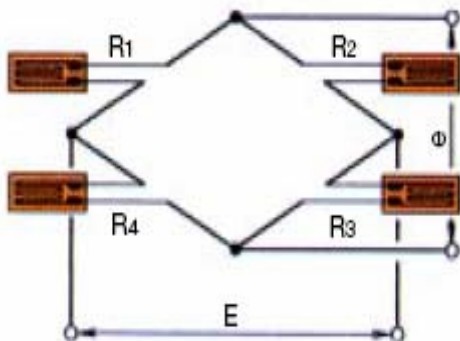
Métodos de Adquisición de Datos:

Selección de la Configuración del Puente Wheatstone Adoptada

El desarrollo del estudio de las microdeformaciones se basa, teniendo en cuenta que todos los esfuerzos que se realizan se encuentran dentro del periodo elástico del material. Donde se cumple la ley de Hooke y la teoría de la elasticidad.



El propósito es determinar, la fuerza actuante que efectúa el obstetra en el dispositivo en el momento de la extracción. Por tratarse de un esfuerzo combinado, se generarán esfuerzos de tracción, flexión, torsión y por otra parte se originarán efectos térmicos. De esta manera podré cuantificar y evaluar los esfuerzos de tracción, eliminando los esfuerzos de flexión y torsión, como así también las dilataciones térmicas. Producidas respectivamente por la desalineación de la carga y variación de carga térmica ambiente. Para calcular los esfuerzos de tracción se selecciona la configuración de Puente de Wheatstone completo con cuatro strain gage activos. Según como se detalla en croquis.



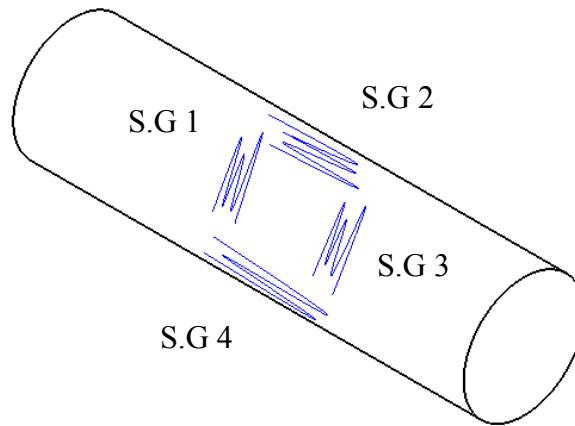
$$\frac{\Delta R}{R} = \frac{\Delta R_1}{R_1} - \frac{\Delta R_2}{R_2} + \frac{\Delta R_3}{R_3} - \frac{\Delta R_4}{R_4}$$

$$\frac{\Delta R}{R} \cdot K = \left(\frac{\Delta R_1}{R_1} - \frac{\Delta R_2}{R_2} + \frac{\Delta R_3}{R_3} - \frac{\Delta R_4}{R_4} \right) \cdot K$$

$$\epsilon = \epsilon_1 - \epsilon_2 + \epsilon_3 - \epsilon_4$$

$$\epsilon = \frac{\Delta R}{R} \cdot K \cdot \frac{i}{i} = \frac{\Delta V}{V_i} \cdot K$$

Determinación de la ubicación de los strain gage en el dispositivo



$$\sigma = \varepsilon \cdot E = \left(\frac{\Delta R_1}{R_1} - \frac{\Delta R_2}{R_2} + \frac{\Delta R_3}{R_3} - \frac{\Delta R_4}{R_4} \right) \cdot K \cdot E$$

Teniendo en cuenta que la razón entre la variación de resistencia y la resistencia inicial es proporcional a la razón entre la variación de longitud y la longitud inicial. A la constante de proporcionalidad K se la denomina *gage factor* y depende del strain gage utilizado.

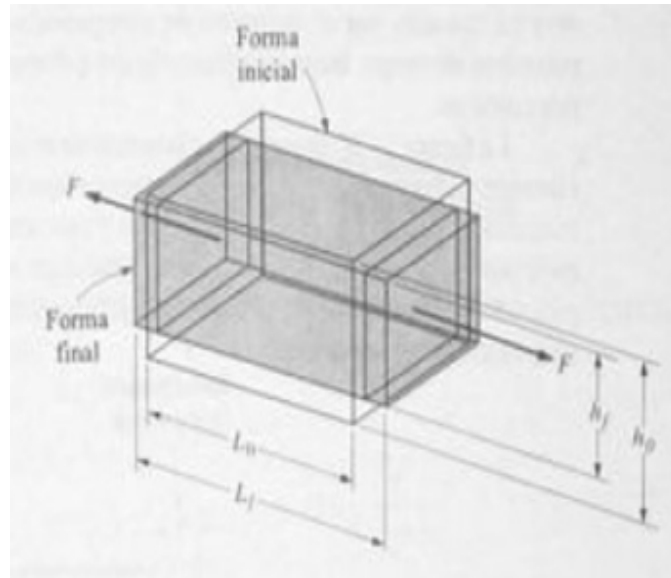
$$\frac{\Delta R}{R} \cdot K = \varepsilon$$

$$\sigma = K \cdot (\varepsilon_1 - \varepsilon_2 + \varepsilon_3 - \varepsilon_4) \cdot E$$

En mi caso particular se trabajará con dos strain gage instalados en forma longitudinal y dos strain gage posicionados en forma transversal, relacionando la deformación con el coeficiente de Poisson. El coeficiente de Poisson corresponde a la razón entre la elongación longitudinal y a la deformación transversal en el ensayo de tracción. Alternativamente el coeficiente de Poisson puede calcularse a partir de los módulos de elasticidad longitudinal y transversal, según la expresión siguiente:

$$\nu = \frac{E}{2 \cdot G} - 1 \Rightarrow \nu = \frac{210000 \text{ MPa}}{2 \cdot 81000 \text{ MPa}} - 1 = 0,3$$

El coeficiente de Poisson, ν , son valores constantes siempre dentro del rango de comportamiento elástico del acero.



$$DefAxial = \frac{l_f - l_0}{l_0} = \varepsilon_a$$

$$DefLat = \frac{h_f - h_0}{h_0} = \varepsilon_l$$

$$CoefPoisson = \nu = \frac{\varepsilon_a}{\varepsilon_l}$$

$\varepsilon_2 = \nu \cdot \varepsilon_1$ El strain gage 2 esta posicionado a 90° respecto al strain gage 1

$\varepsilon_4 = \nu \cdot \varepsilon_1$ El strain gage 4 esta posicionado a 90° respecto al strain gage 1

Reemplazando:

$$\varepsilon = K \cdot (\varepsilon_1 - \varepsilon_2 + \varepsilon_3 - \varepsilon_4) \cdot E$$

$$\varepsilon = K \cdot (\varepsilon_1 - \nu \cdot \varepsilon_1 + \varepsilon_1 - \nu \cdot \varepsilon_1) \cdot E$$

$$\varepsilon = K \cdot (\varepsilon_1 - 0,3 \cdot \varepsilon_1 + \varepsilon_1 - 0,3 \cdot \varepsilon_1) \cdot E = K \cdot (\varepsilon_1 + 0,3 \cdot \varepsilon_1 + 0,3 \cdot \varepsilon_1 + \varepsilon_1) \cdot E$$

$$\varepsilon_{equipo} = K \cdot 2,6 \cdot \varepsilon_1$$

Siendo ε_1 la deformación específica longitudinal de la pieza y ε la deformación acusada por el equipo.

Una vez obtenido el valor de la deformación específica longitudinal de la sección.

Empleando el módulo de la elasticidad longitudinal de la pieza del material de fabricación se determina el esfuerzo σ , es decir el valor de tracción a que esta sometida la sección.

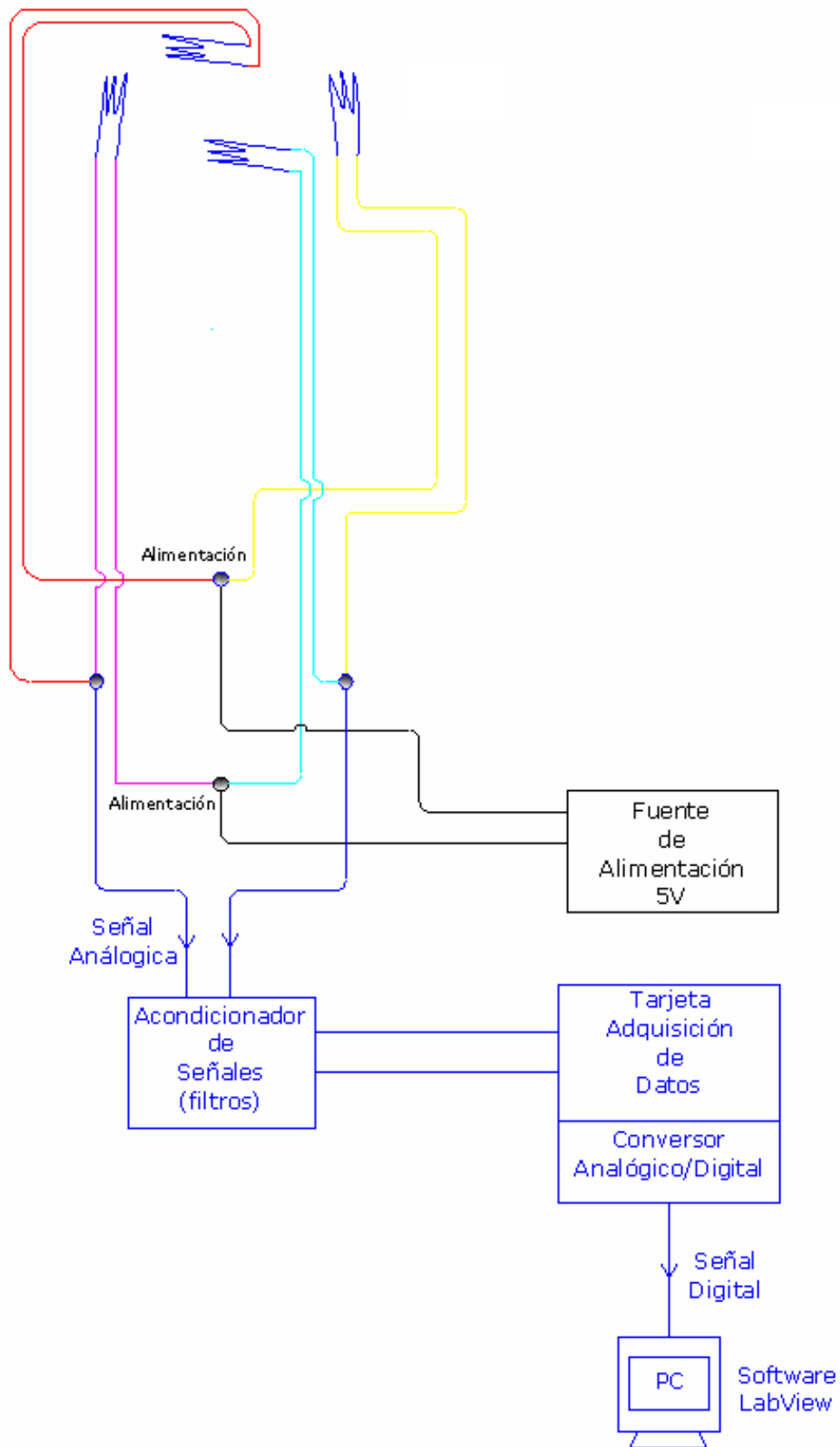
$$\sigma = E \cdot \varepsilon_1$$

Determinada la tensión calculo la fuerza sobre la sección.

$$F = \sigma \cdot a$$

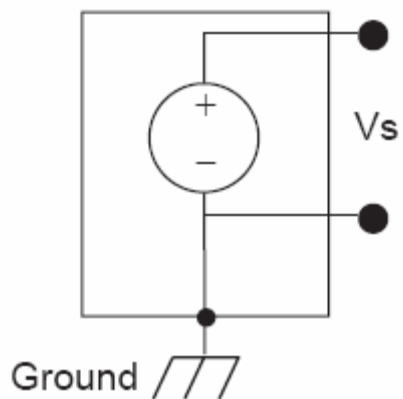
En referencias a los efectos producidos por variaciones térmicas motivados por las dilataciones de la pieza a ensayar, elegí la Configuración de Puente Completo de Wheatstone.

Debido a que en este tipo de configuración las dilataciones son compensadas por ramas opuestas del puente de wheatstone (configuración adoptada en la celda de carga de precisión donde se quieren eliminar los efectos térmicos). Dado que la dilatación es una propiedad que depende del material y no de la geometría de la pieza. El material isotrópico se dilata igual en todas las direcciones.

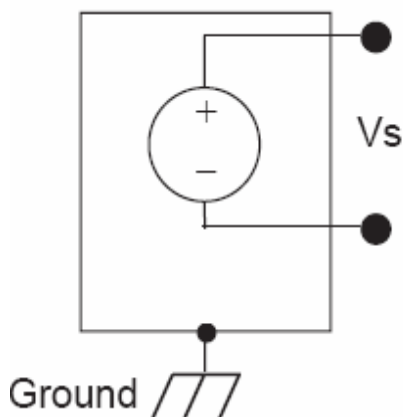


Configuración del Conversor Analógico Digital para la Adquisición de Datos

Seleccioné el modo de conexión en punto flotante para desvincular cualquier interferencia de puesta a tierra. De esta manera se va a trabajar en el acondicionador de señal en modo diferencial.



Modo de vinculación con puesta a tierra de la señal de entrada



Modo de Configuración Flotante o Diferencial

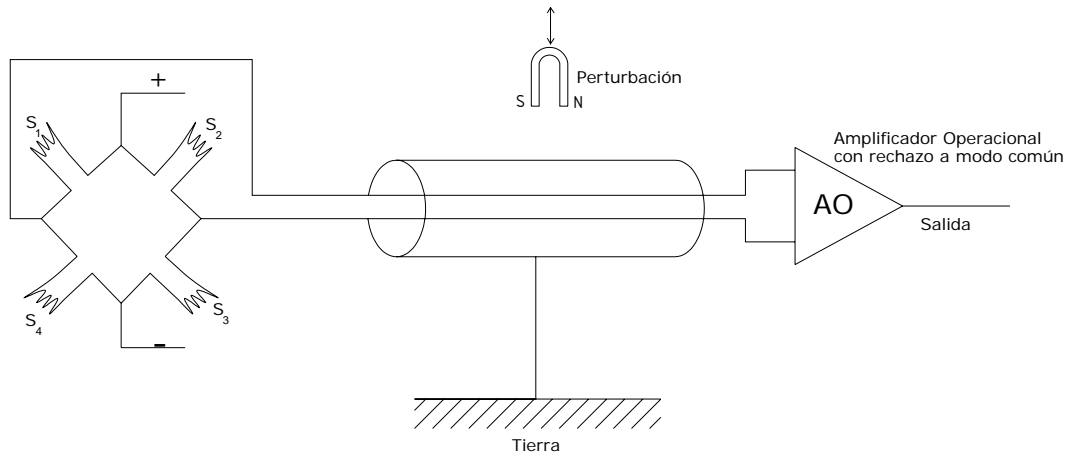
Conexión del Amplificador Operacional

El amplificador Operacional también conocido como OP AMP, es un amplificador de alta ganancia, al cual mediante una realimentación se le puede controlar sus características de respuestas.

Son muy recomendados como amplificadores de entrada por sus características inigualables de alta impedancia, alta ganancia, bajo consumo de corriente, alto coeficiente de rechazo a modo común, etc.

Al utilizar una configuración de amplificador operacional de tipo diferencial, adopto esta clasificación ya que la misma tiene un rechazo a modo común. Dando a entender que si una señal de ruido ingresa por el cable de conexión al sensor, esta señal llega al amplificador operacional en sus dos entradas al mismo tiempo y en fase. Entonces el

amplificador operacional conectado a modo diferencial lo rechaza. La malla del cable se debe conectar a tierra en uno de sus extremos dejando libre el otro extremo. En caso contrario al conectar los dos extremos de la malla a tierra, se produce una circulación de corriente por la malla que impide el blindaje y permite el paso del ruido al amplificador.



La conexión diferencial siempre es preferida a las demás porque tiene la ventaja de rechazar las tensiones de modo común (cuando el ruido eléctrico entra al amplificador operacional se rechaza ya que el mismo está en fase en las dos entradas del amplificador). Esto hace que cualquier ruido de modo común que se induzca en los cables será rechazado por el amplificador de instrumentación en conexión diferencial y por lo tanto la señal adquirida resulta con menor contenido de ruido.

Selección de la Resolución del Conversor Analógico Digital para el Análisis de Microdeformaciones en piezas elaboradas en Materiales Metálicos

En el diseño final de la pieza de acero al carbono las deformaciones no deben superar las correspondientes al límite de fluencia del material. El dispositivo va a ser construido en acero quirúrgico AISI 316L.

Material Base	Composición Química (% en peso)									
	C	Mn	Si	S	P	Cr	Ni	Mo	Cu	Cr eq
AISI 316L	0.028	0.690	0.530	0.002	0.022	16.780	10.130	2.030	-	19.60

$$\sigma_R = 540 \text{ MPa (55 Kg/mm}^2\text{)}$$

$$\sigma_{0.2} = 195 \text{ MPa (20 Kg/mm}^2\text{)}$$

$$Al/4\phi = 65\%$$

$$\psi = 75\%$$

$$\text{Dureza} = 138 \text{ HB}$$

$$E = 19000 \text{ kg/mm}^2$$

Cálculo de la deformación específica máxima dentro del Periodo de Proporcionalidad Ley de Hooke

$$\sigma = E \cdot \varepsilon$$

$$\varepsilon = \sigma / E = 20 \text{ Kg/mm}^2 / 19000 \text{ kg/ mm}^2 = 0,001052 \text{ deformaciones}$$

Que corresponderá a un valor de 1052 microdeformaciones.

Esto significa que el conversor analógico digital que se seleccione debe tener la posibilidad de leer ± 1052 cuentas. Esto significa 2104 cuentas.

Un conversor analógico digital de 3 bits puede leer como máximo:

$$2^0 + 2^1 + 2^2 = 1 + 2 + 4 = 7$$

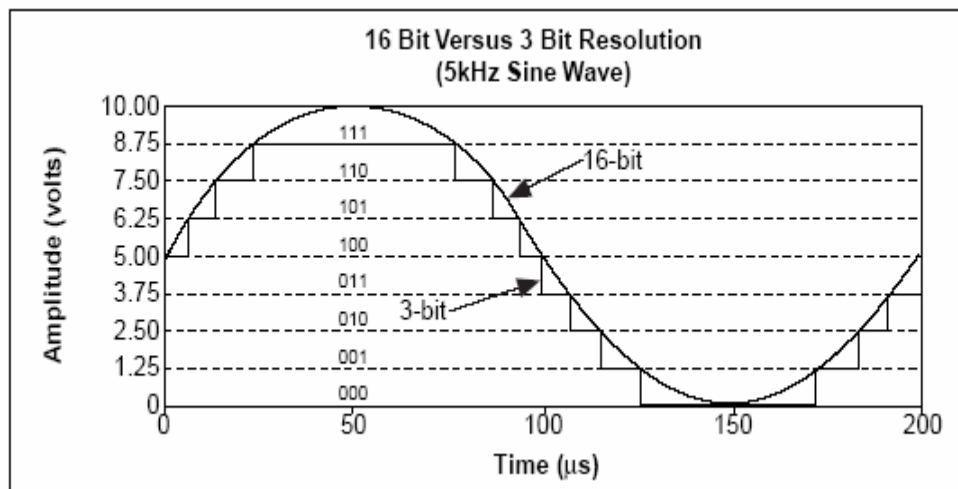
Un conversor analógico digital de 8 bits puede leer como máximo:

$$2^0 + 2^1 + 2^2 + 2^3 + 2^4 + 2^5 + 2^6 + 2^7 = 1 + 2 + 4 + 8 + 16 + 32 + 64 + 128 = 255$$

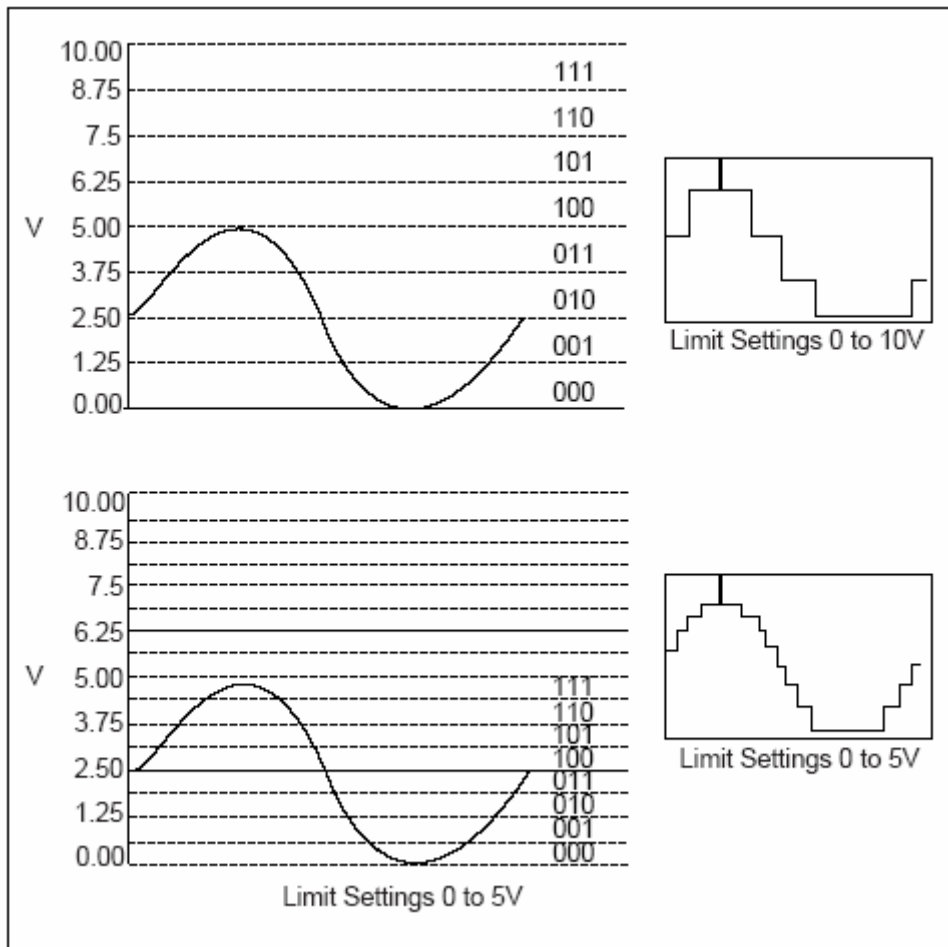
Un conversor analógico digital de 12 bits puede leer como máximo:

$$2^0 + 2^1 + 2^2 + 2^3 + 2^4 + 2^5 + 2^6 + 2^7 + 2^8 + 2^9 + 2^{10} + 2^{11} = 4095$$

Para este estudio como mínimo podemos trabajar con un conversor analógico digital de 10 bits. El equipo utilizado para esta medición posee un conversor analógico digital de 16 bits.



En el gráfico anterior se especifica, como aumenta el grado de precisión al usar un conversor de 16 bits en lugar de uno de 3 bits.



Existen dos formas en las cuales se puede recibir mayor resolución: una es a través de un conversor analógico digital de alto BIT y la otra manera es, teniendo un conversor de un número fijo de bits, y disminuir el voltaje de la señal de entrada. Como muestra la figura si tengo un CA/D de 3 bits y lo alimento con 10 V tengo una resolución menor, que si tengo el mismo CA/D y lo alimento con 5 V.

Componentes de un Sistema de Adquisición o Toma de Datos:

Se define como un Sistema de Adquisición a todo sistema compuesto por los siguientes componentes:

Hardware

En la PC se va a llevar a cabo todo el procesamiento de la información, la cual una vez adquirida puede ser exhibida en tiempo real, guardada en algún formato de intercambio en un archivo.

Otros de los componentes son: Sensores strain gage, pegamentos, soldadura, cables de conexión, acondicionador de señales, conversor analógico digital (CA/D) y Tarjeta de adquisición de datos.

Acondicionador de señal y tarjeta de adquisición de datos:

Tarjeta de Adquisición de datos: dispositivos similares a los módems, tarjetas de expansión, tarjetas de sonido o de video que se insertan en una PC para añadirle nuevas posibilidades. Se trata de funcionalidades tendientes a adquirir señales y hacer su posterior conversión Analógico-Digital. Generalmente poseen una gran cantidad de canales de entrada, una alta velocidad de muestreo, una adecuada sensibilidad para medir señales de bajo nivel a un costo relativamente bajo.

Acondicionador de Señal: la misión del acondicionador es adaptar la señal que se recibe del sensor, amplificándose, linealizándose, filtrándola, etc. También puede alimentar al sensor si éste requiriera alimentación como en el caso de los strain gage.

Software de Adquisición

Este elemento corresponde al lenguaje a usar, en el cual se programará o configurará el software que realizará la funcionalidad deseada por el sistema de adquisición de datos. Se comunica la tarjeta de adquisición de datos con el sistema operativo de la PC y la plataforma de lenguaje de programación LabView 8, donde se programará la aplicación final con la que se realizan los ensayos o mediciones.

Selección de Sensores

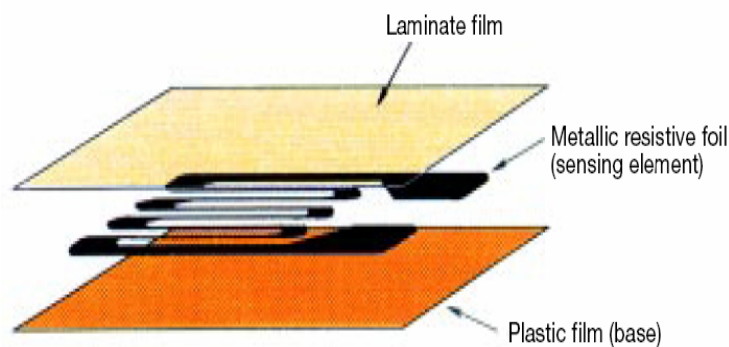
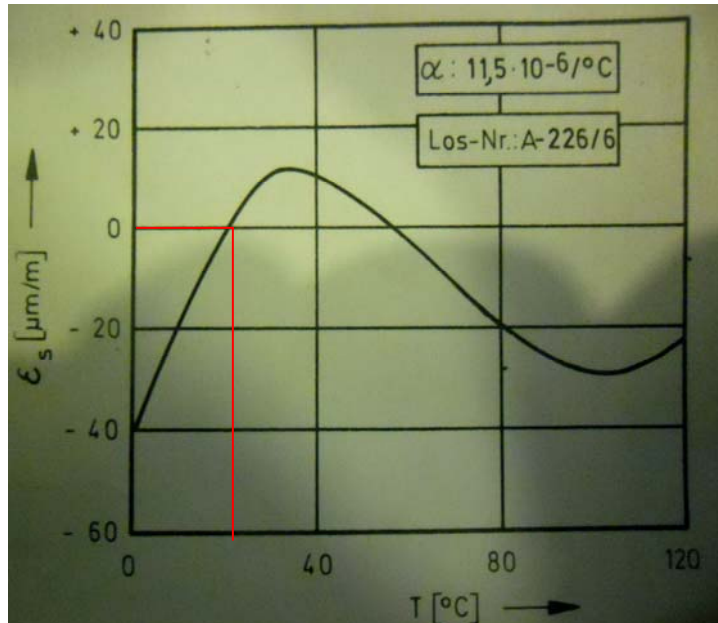
El sensor va a convertir un parámetro físico, como temperatura, presión, fuerza, deformación, desplazamiento, en un fenómeno eléctrico, capaz de ser medido o mensurado.

Dadas las características de la superficie se seleccionó strain gage unidireccional con una longitud de grilla de 10mm, una resistencia nominal de $120 \Omega \pm 0,2 \%$ con un film de sustrato de poliamidas. Según catálogo HBM Hottinger Baldwin Messtechnik permite trabajar hasta una temperatura de 120 °C.

Características Físicas y Eléctricas de la grilla del strain gage

Angepaßt für Compensated for Compensation pour	$\alpha = 11,5 \cdot 10^{-6}/^{\circ}C$
Widerstand Resistance Résistance	$120,0 \Omega \pm 0,2 \%$
k-Faktor Gage factor Facteur k	$2,00 \pm 1,0 \%$
Temperatur-Koeffizient des k-Faktors Temperature coefficient of gage factor Coefficient de température de facteur k	$95 \cdot 10^{-6}/^{\circ}C$
Kontroll-Nr. Control No. N° de contrôle	V-22245 / 7

Gráfica de corrección por temperatura



En este caso al trabajar a una temperatura ambiente de 20°C , se especifica en la gráfica que la corrección por temperatura es de 0 microdeformaciones. Los strain gage empleados no se pueden utilizar a una temperatura menor de los 0°C .

Selección del pegamento

El pegamento lo escogí en función de:

- Superficie de pegado, en este caso Bronce
- Strain gage de film de base poliamina
- Temperatura de trabajo máxima
- Microdeformaciones a registrar según estas características

Temperatura de ensayo máxima (40°C)

Temperatura de esterilización (120°C) por si en alguna ocasión se colocasen en la parte interior del mango.

Máximas microdeformaciones a registrar 2104.

Bajo estas condiciones se pueden seleccionar dos tipos de pegamentos: Z70 de la empresa HBM o BOND600 de la empresa USA Measure and Mensumend (M&M).

Type of strain gage	Adhesive			
	Family	Acrylic resin rapid adhesive X 60	Cyano-acrylate rapid adhesive Z 70	Epoxy resin adhesive hot curing) EP 250
Constantan foil measuring grid	Polyamide resin, LY 11 series	3/120 * 6/120	3/120 6/120	3/120 6/120
	Phenolic resin with glassfiber, LG 11 series	- -	3/120 6/120	3/120 6/120
Constantan wire measuring grid	Acrylic resin with cellulose fiber, LA 11 ser.	6/120 10/120	6/120 10/120	- -
	Phenolic resin with cellulose fiber, LP 11 ser.		6/120	6/120

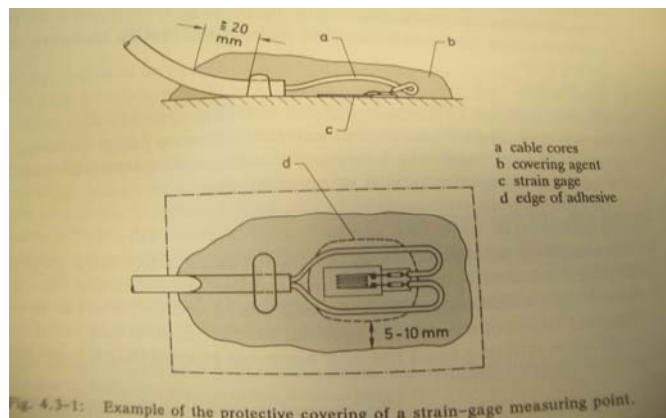
all types of strain gages are temperature compensating types when used on steel
 *3/120 means: 3 mm length of measuring grid/120Ω resistance

Soldaduras

Para la soldadura se empleará fundente F3T de la empresa HBM y estaño 8-8403.0004 de la empresa HBM. El estaño utilizado es una aleación de bajo punto de fusión que permite el proceso de soldadura por el método de capilaridad sin dañar el film de poliamidas.

Por otra parte el estaño posee características químicas que evitan que se produzca el par galvánico con el sustrato de strain gage. Debido a que cualquier par galvánico provocará una diferencia de potencial dando como resultado valores erróneos en la relación mV / V , asignando valores inexactos al conversor analógico digital.

El strain gage tiene un depósito de estaño con una determina composición química, cuando se suelda el cable conector de señal se debe soldar con un estaño de las mismas propiedades químicas. De lo contrario se produce una juntura de diferentes características electroquímicas generando una corriente galvánica que falsea la lectura de las microdeformaciones.



Características de la soldadura:

Solder designation	Alloy constituents %					Melting range °C	Recom-mended soldering temp. °C	Remarks
	Sn	Pb	Cu	Ag	In			
Flux-cored solder L-Sn 60 Pb Cu2/F-SW 32 (C3) 3.5; dia 1mm	60	38	2			183...190	230	order no.: 8-8403.0004 resin core of pure colophony, corrosion-proof
Doduco-Ceramin soft solder CN 306 0.8 mm dia., solid	1	97.5		1.5		304...310	360	Dr. E. Duerwächter Doduco-KG P.Box 480, 7530 Pforzheim; heat- resistant solder
Lead-indium solder 50/50 dia. 0.5 mm, solid		50			50	190...210	250	good fatigue resi- stance; with con- tinuous dyn. loads recommended for use with LY41, LY43 ranges of strain gages. Con- tained in WL521 Solder Set, order no.: 214.04-2009

Table 4.2-2: Examples of soft solders

Características Químicas de los agentes de limpieza superficial:

Trade name	Chemical name	Chemical formula	Boiling point °C	Freezing point °C	Properties
Frigen 113 Cr ® Freon TF ®	1,1,2-trichloro- 1,2,2-trifluoro- ethane	CCl ₂ F·CClF ₂ [C ₂ Cl ₃ F ₃]	1000	7800	non-flammable; does not attack plastics or only a little; vapors should not be allowed to become heated above 300°C!
Methyl ethyl Ketone		CH ₃ ·CH ₂ ·CO· CH ₃ ; [C ₄ H ₈ O]	200	590	highly flammable
Acetone Ketone	Acetone	CH ₃ ·CO·CH ₃ · CH ₃ ; [C ₄ H ₈ O]	200	590	highly flammable
Isopropyl alcohol	Isopropanol	CH ₃ ·CH(OH) [C ₃ H ₈ O]	400	980	highly flammable
Ethyl alcohol	ethanol	CH ₃ ·CH ₂ ·OH [C ₂ H ₆ O]	1000	1900	highly flammable
Ethyl acetate	Ethyl ester of acetic acid	CH ₃ ·CO ₂ C ₂ H ₅ [C ₄ H ₈ O ₂]	400	1400	highly flammable
Perchloro-ethyl.	1,1,2,2-tetra- chloro-ethylene	CCl ₂ :CCl ₂ [C ₂ Cl ₄]	100	670	health risk; gas-air mixture explosive
Methylene chloride	Dichloro- methane	CH ₂ ·Cl ₂ [CH ₂ Cl ₂]	200	720	health risk; gas-air mixture explosive
Toluol	Methyl benzol	C ₆ ·H ₅ ·CH ₃ [C ₇ H ₈]	200	750	health risk; highly flammable
pure benzine	-	-	*	*	highly flammable * official figures are not available
Chlorothene NU®	1,1,1-trichloro- ethane	CCl ₃ ·CH ₃ [C ₂ H ₃ Cl ₃]	200	1080	health risk

Table 4.2-1: Solvents used for cleaning and degreasing strain-gage measuring points.

Cables de conexión

Para la elección del cable debo tener en cuenta las siguientes características: velocidad de captura de datos (Ksample/seg), y las propiedades del estaño utilizado. El cable seleccionado es de dos conductores de cobre electrolítico con doble malla coaxial blindada. La malla deberá ser conectada a la tierra del equipo de adquisición de datos en uno de sus extremos, dejando libre el otro.

Velocidad de captura de datos:

La velocidad de muestreo determina cuan rápido se lleva a cabo la Adquisición y la Conversión A/D de la señal por el Sistema de Adquisición. El ojo humano tiene una

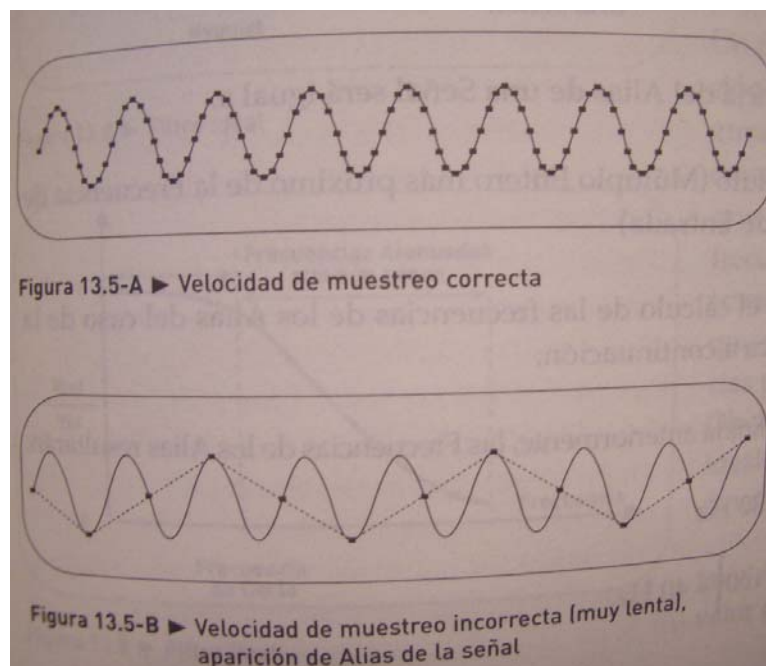
capacidad de resolución de imágenes del orden de las 25 imágenes por segundo, por lo tanto para obtener valores que sean acordes al ojo humano se necesita muestrear a una velocidad mayor que 25 datos por segundo.

En las figuras próximas se detallan dos muestreos de una misma señal, a dos velocidades de muestreo diferentes.

En la primera gráfica de la figura se ha realizado el muestreo de la señal senoidal de entrada varias veces por cada ciclo. Cada valor adquirido por el sistema se simboliza con un punto. Uniendo los puntos adquiridos sería posible reconstruir la onda de la señal de entrada.

En cambio en la segunda fotografía de la figura, se ha muestreado menos de 2 veces por ciclo de la señal de entrada con lo que se consiguen unos pocos puntos de muestreo de la señal. En concreto, su frecuencia sería menor que la de la onda introducida. Esto ocurre cuando se muestrea una señal a una frecuencia de sampleo menor que el doble de la señal que se desea adquirir y se generan señales reflejadas a menor frecuencia de la señal que se adquiere.

Teorema de Nyquist: establece que para poder reproducir una onda tal cual es, la señal se debe muestrear a una frecuencia del doble o más, que la frecuencia de la mayor componente de esa señal que se desea adquirir.



La adquisición de datos en la calibración se realizará a una velocidad de 100 datos por segundo. Para esa velocidad corresponde un tipo de cables de conexión entre sensores y acondicionador de señal Tipo: SB1804 - 4 x 0,35 capacidad nominal 125pF/m.

Tipos de cables de Conexión con las características eléctricas

Material name	PVC polyvinyl chloride	PE polyethy- lene (low density)	PTFE polytetra- fluoro- ethylene (Teflon [®])	PUR poly- urethane	SiR silicone rubber	PA polyamide	Pi polyimide	Glass-fiber braiding	Glass-fiber tube	Stearite beads
Criterion										
heat resistance °C continuous short-term	-50...80 ...90	-80...80 ...100	-100...260 -269...300	-60...90 ...100	-80...180 ...250	-55...105 ...125	-269...275 ...400	-269...280 ...480	-269...400 ...600	>600
spec. volume resistance at 20°C Ωcm	10 ¹⁴ ...10 ¹⁵	10 ¹⁶	>10 ¹⁸	10 ¹¹ ...10 ¹⁴	10 ¹⁴ ...10 ¹⁵	10 ¹² ...10 ¹³	10 ¹⁴ ...10 ¹⁶	-	-	
abrasion resistance	average	average	poor	very good	poor	very good	very good	poor	poor	very good
flammability ¹⁾	se	fl	nfl	se	se	sfl	se	nfl	nfl	nfl
resistance to diluted acids and alkalis	good	very good	²⁾ very good	partly resist	³⁾ good	non-resist	very good	good	good	very good
oil solvents	poor	good	very good	good	non-resist	good	poor	very good	very good	very good
Water absorption %	1...2	0	0	1.4	0.1...0.4	2...10	1...3	-	-	-

¹⁾ se = self-extinguishing
fl = flammable
sfl = slightly flammable
nfl = non-flammable

²⁾ non-resistant to molten alkalis and fluorine

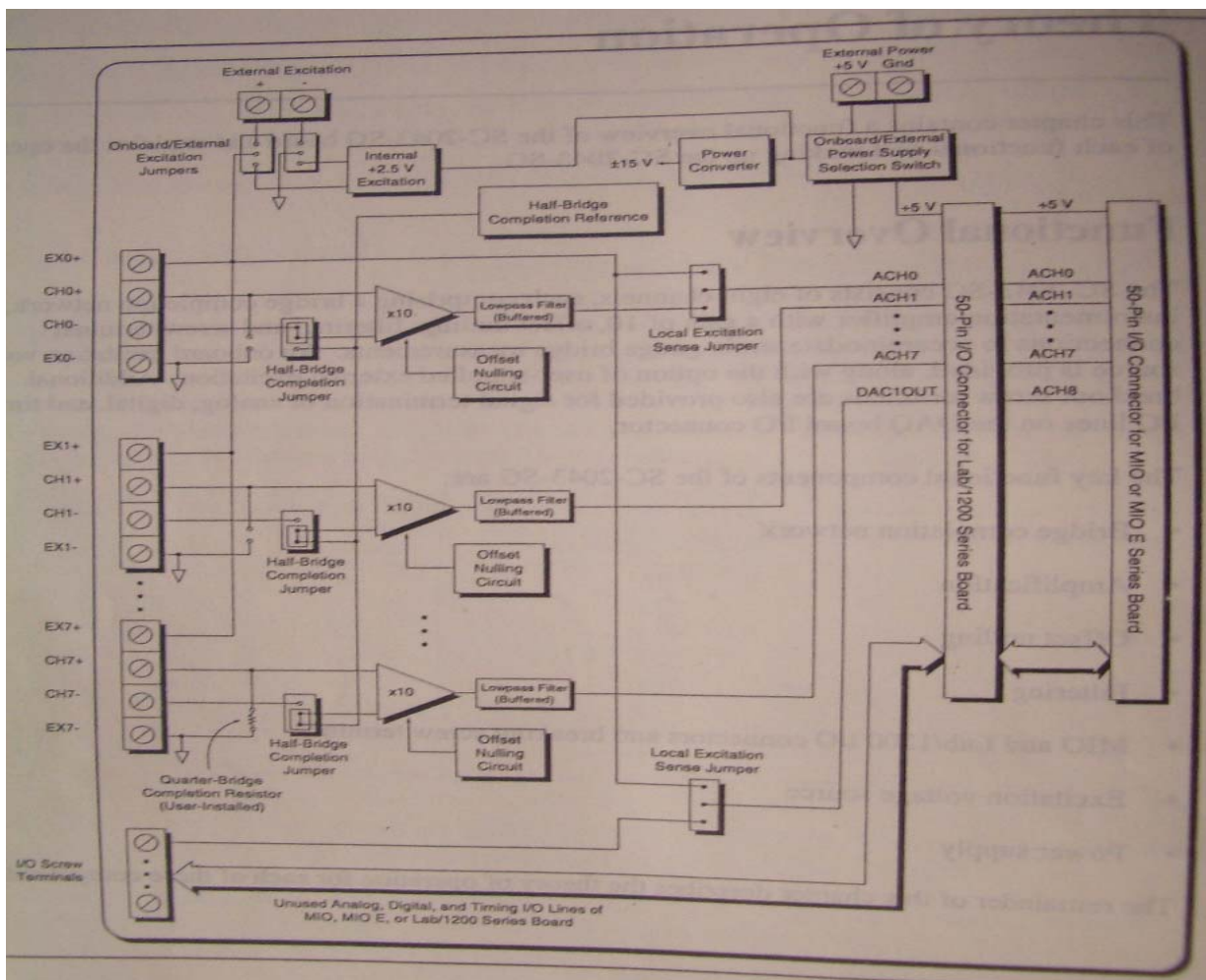
³⁾ non-resistant in vapor above 130°C

Table 4.2-3: The most important cable and lead insulating materials and some of their technical data

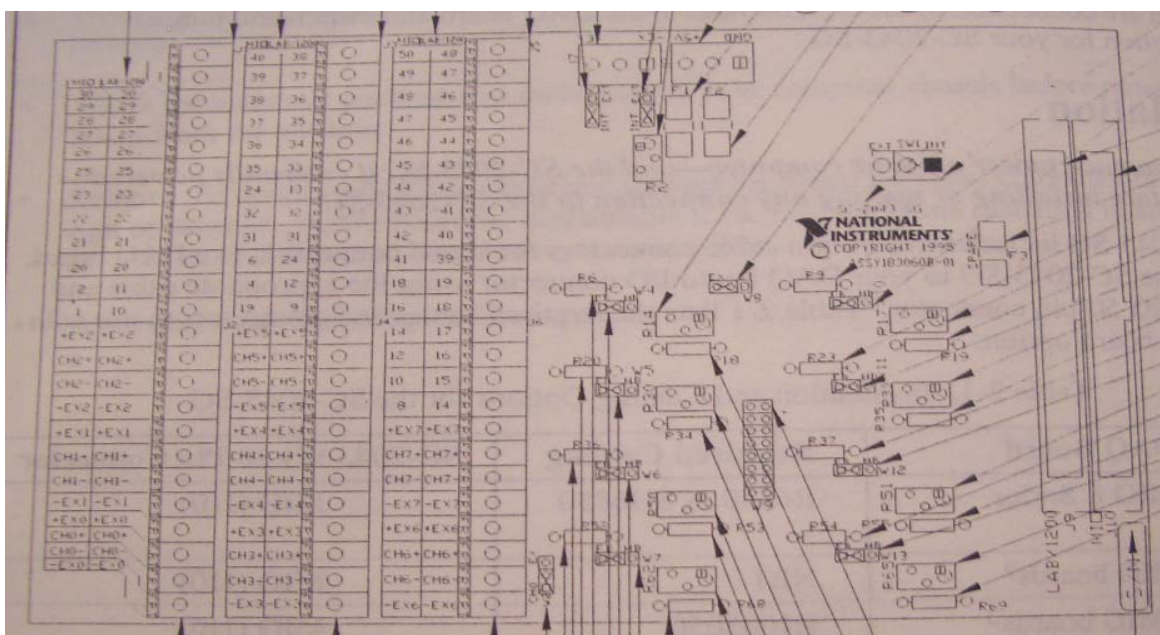
Acondicionador de Señales

Para las pruebas se utiliza un acondicionador de señales de la marca National Instrument del tipo SGC 2043 NI.

Lay out de la distribución de la lógica de flujo de datos:



Distribución de los componentes y borneras en el acondicionador de señal:



Vista del Acondicionador de Señal SC -2043- SG NI



Placa de adquisición de datos:

Tipo: PCI MIO16-E-4

Velocidad de captura de datos: 250.000 datos por segundo

Marca: National Instrument

Se trata de una tarjeta de adquisición de datos completamente Plug and Play , configurable por software con 8 canales de entrada analógicos y 8 canales de salida analógicas con señal TTI (5 voltios) y 8 entradas - salidas digitales configuradas por software. La ganancia es configurada por software con un rango de 1, 10, 100, 1000, 10000.

El convertor analógico digital es de 16 bit para las entradas y salidas analógicas y de 24 bit para las señales de contador.

Posee un bus PCI de conexión a PC y un canal RTSI para comunicación a múltiples placas.

Según catalogo NI

Software:

Plataforma LabView Nacional Instruments (Lenguaje gráfico Orientado a Objeto)

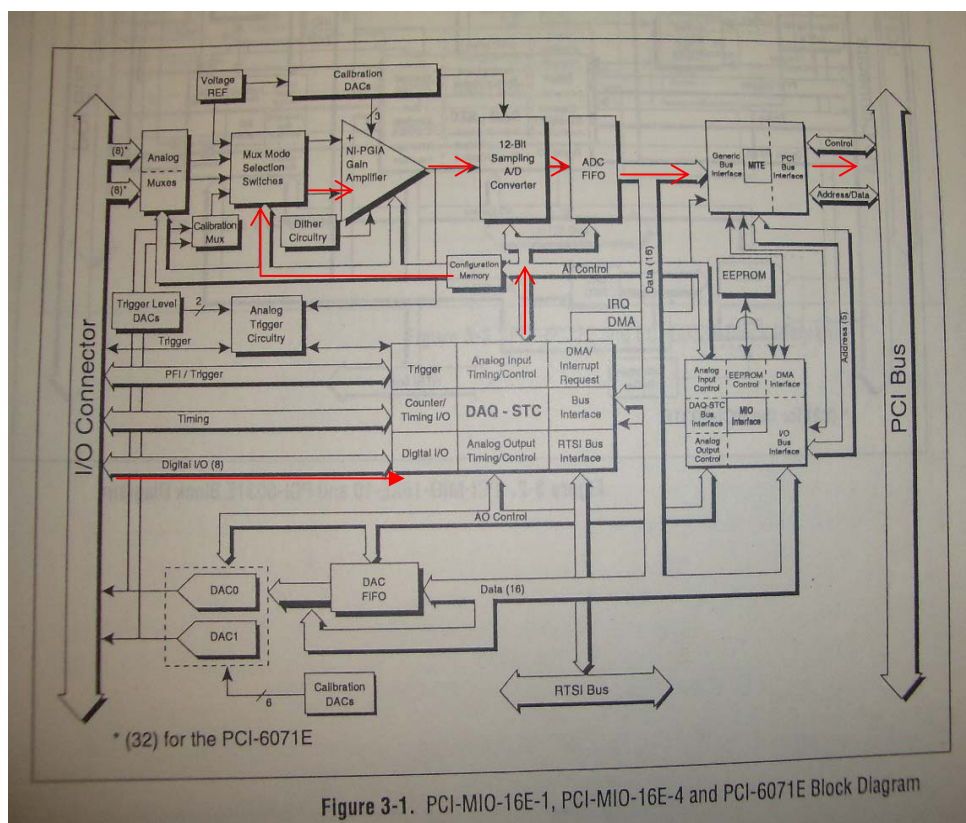
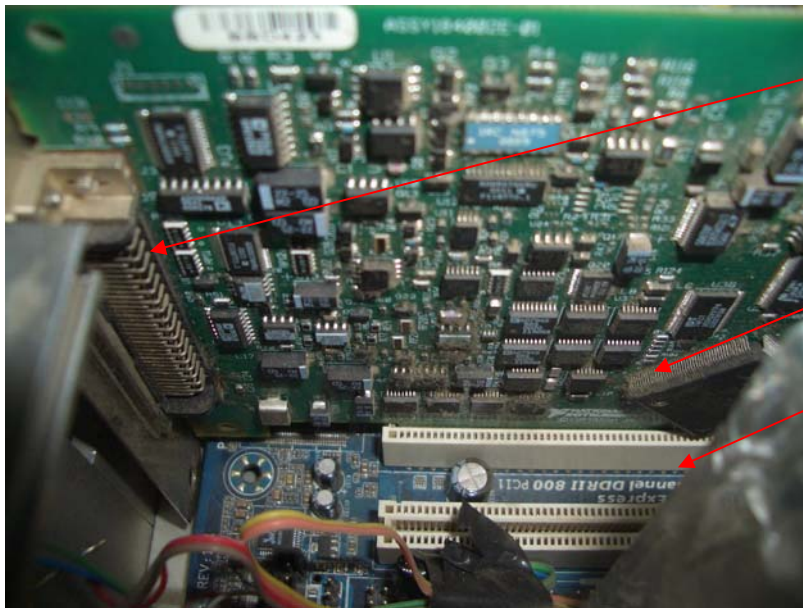


Figure 3-1. PCI-MIO-16E-1, PCI-MIO-16E-4 and PCI-6071E Block Diagram

Entrada Analógica

Canales	4, 0
Canales de una sola terminal	0
Canales Diferenciales	4
Resolución	16 bits
Velocidad de Muestreo	100 S/s
Máx. Voltaje de Entrada Analógica	60 V
Rango de Voltaje Máximo	-60 V - 60 V
Precisión Máxima del Rango de Voltaje	243 mV
Rango de Voltaje Mínimo	-0.125 V - 0.125 V
Mínima Precisión del Rango de Voltaje	271 μ V
Rango de Corriente Máximo	-0.025 A - 0.025 A
Precisión Máxima del Rango de Corriente	152 μ A
Muestreo Simultáneo	Si
Excitación de Voltaje	2.5 V
Configuraciones de Puente	Medio Puente , Puente Completo , Cuarto de Puente

Vista General de la placa PCI MIO16-E-4

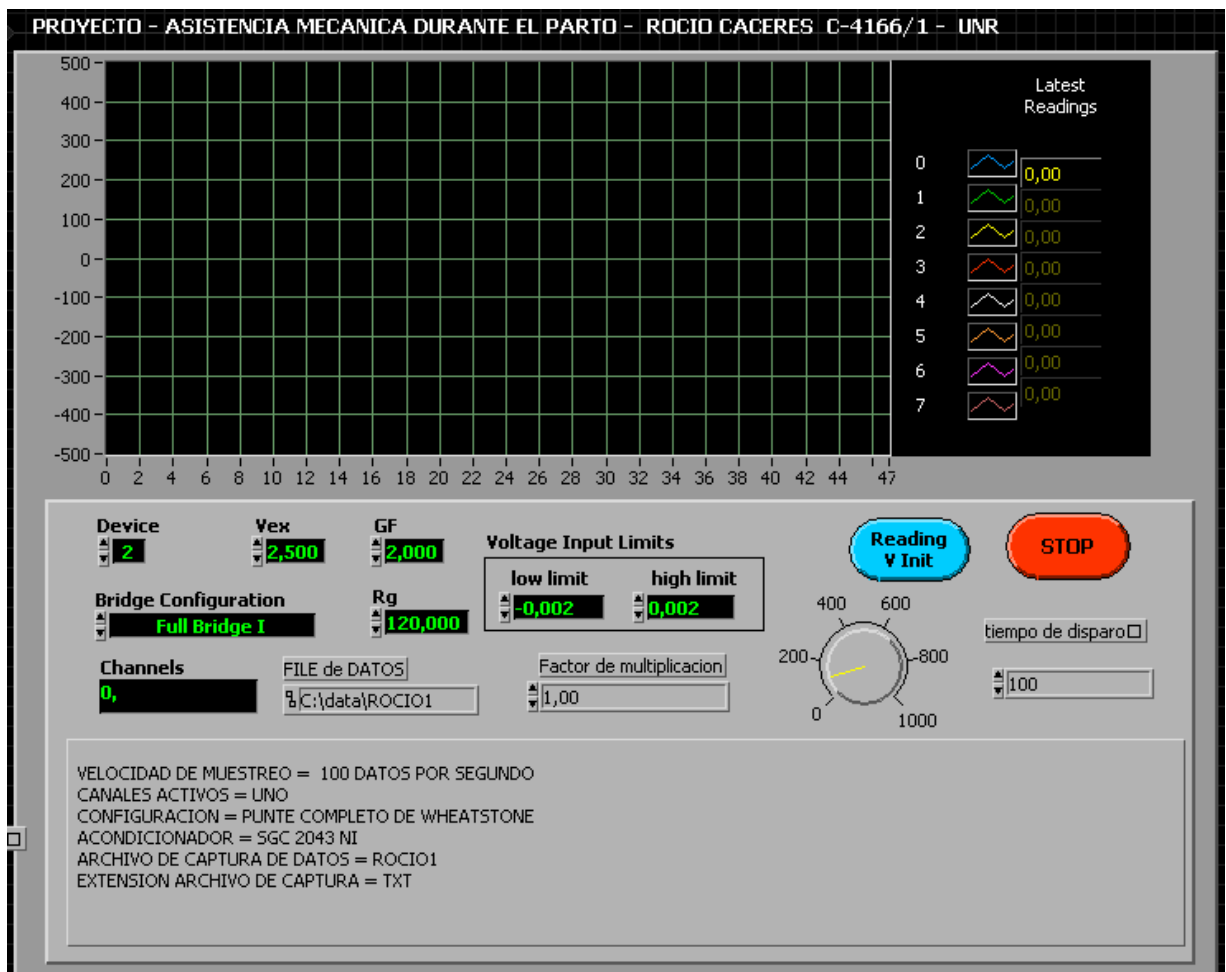


Zócalo de conexión al Acondicionador de Señal - SC -2043- SG NI

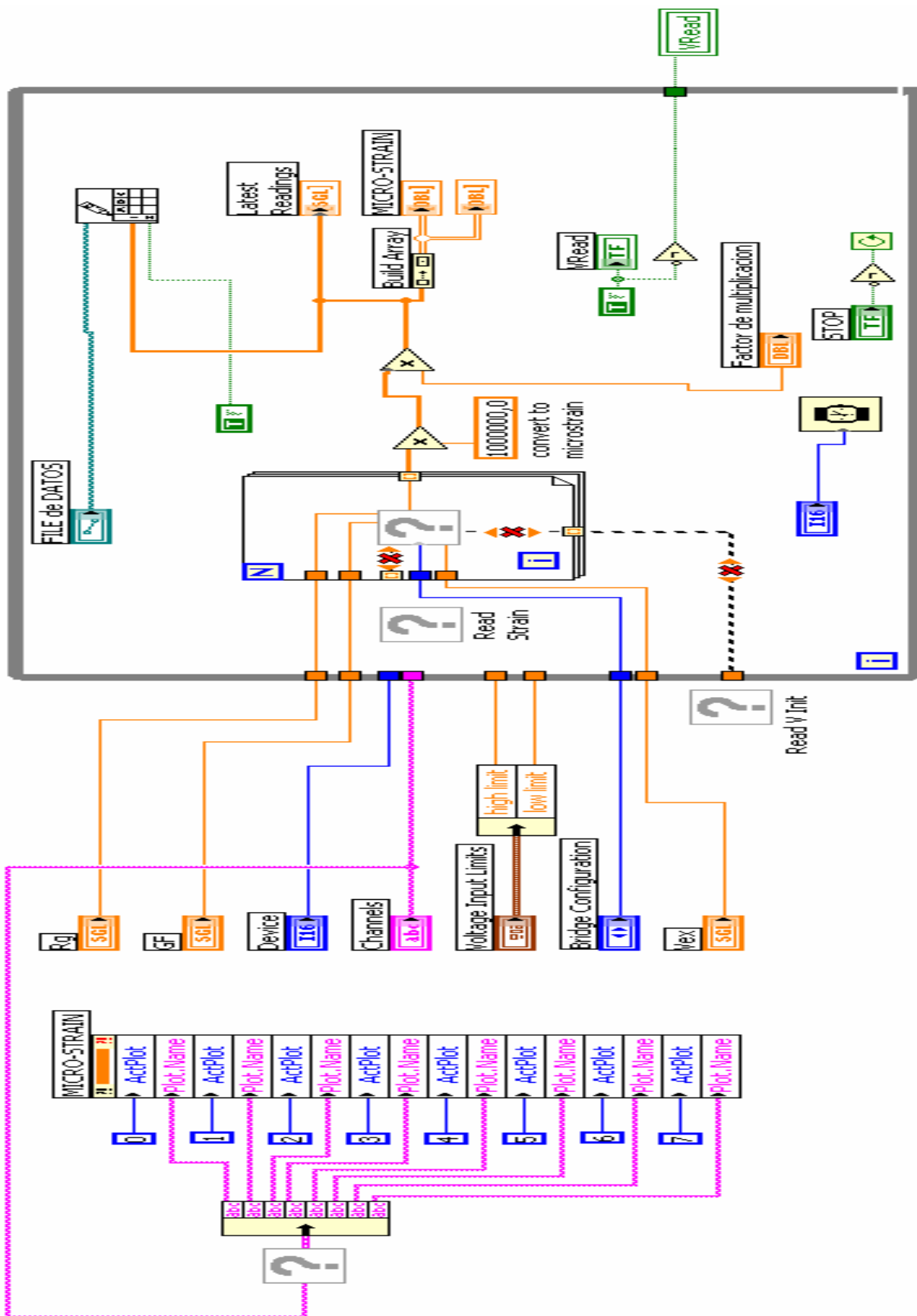
DAQ-STC

BUS PCI

Interfase de diálogo programada en LabView8

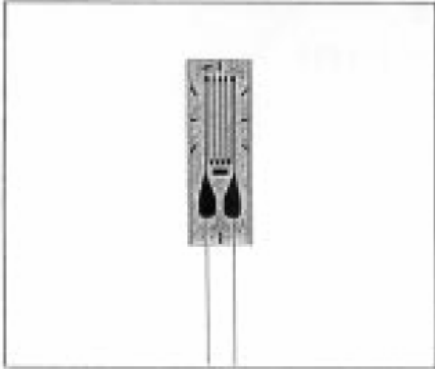


Interfase de programación

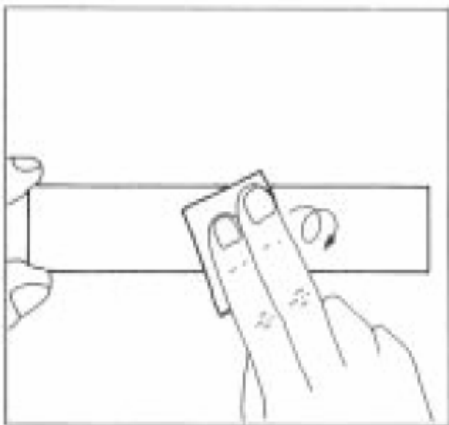


Nota: el subprograma orientado a objeto (subVi) representa la conexión a la tarjeta de adquisición de datos. Como en el momento de la programación no tengo activada el proceso de adquisición de datos. El programa LabView me comunica esto mostrando el signo de interrogación.

Proceso de instalación de los Sensores

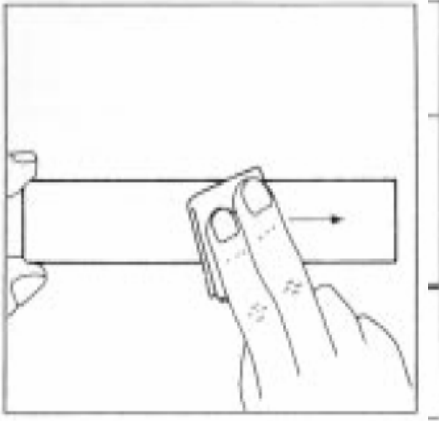


A) Como primer paso seleccionamos los strain gage de acuerdo a las características antes mencionadas (E del material base, temperatura de trabajo y por condiciones de servicio que quiera medir, ejemplos: tensiones de corte residuales, fatiga, presión, etc.)



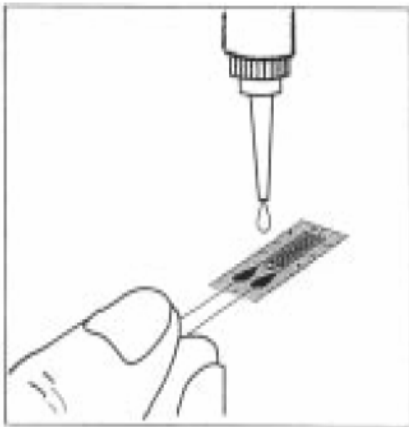
B) Preparación de la superficie, se procede de la siguiente manera:

- I. Pulido de la superficie con una granulometría 120, producir el pulido en forma circular con desplazamientos lateral. Repetir esta operación con granulometría 240 y con granulometría 600.
- II. Efectuar una limpieza con cloroetano.
- III. Realizar un pulido final con granulometría 1000.
- IV. Hacer una limpieza final con cloroetano
- V. Por tratarse de acero inoxidable AISI 316 L o bronce, no será necesario el pasivado de la superficie.



C) Realizar en el material base las marcas de posicionado con lápiz de grafito. La ubicación del strain gage se debe efectuar con una precisión de desalineación $\pm 2^\circ$.

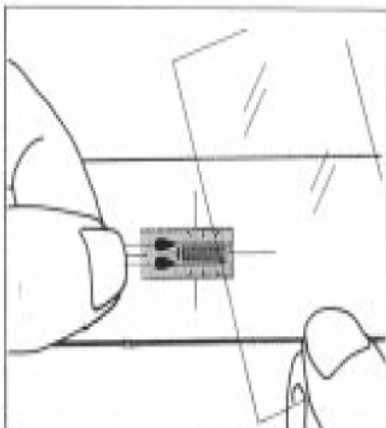
D) Una vez definida la posición realizar una última limpieza superficial con cloroetano, desplazando un trozo de algodón en forma longitudinal según la grilla del strain gage, no se deberá repetir el desplazamiento en forma opuesta.



E) Colocar una gota de pegamento sobre el strain gage y esperar que el mismo se distribuya en forma uniforme.

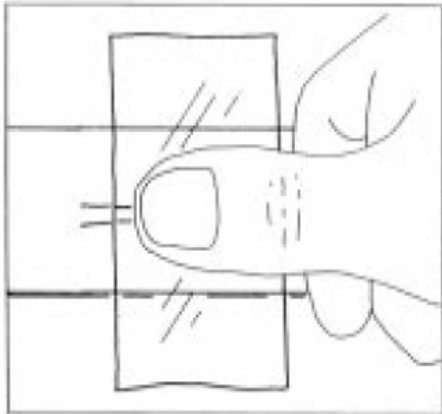
Antes de proceder a poner la gota de pegamento se deberá humedecer el strain gage con clorofluorcarbono (R11). Se trabajará con este limpiador ya que otro tipo de limpiador provoca ataque químico al film de poliamidas.

El cianocrilato (pegamento) polimeriza en ausencia de oxígeno, por eso la superficie debe ser pulida con esmeril número 1000. Consiguiendo una terminación superficial que por capilaridad el cianocrilato penetre y traslade el aire retenido en las cavidades. En caso contrario si realizo un pulido grueso esmeril 200 el cianocrilato no desplazará al aire. Quedarán burbujas de aire trayendo como consecuencia dos efectos nocivos. El primero la no polimerización (curado) del cianocrilato en esa zona y segundo la oxidación de la superficie en ese punto. Estas condiciones darán lecturas erróneas.



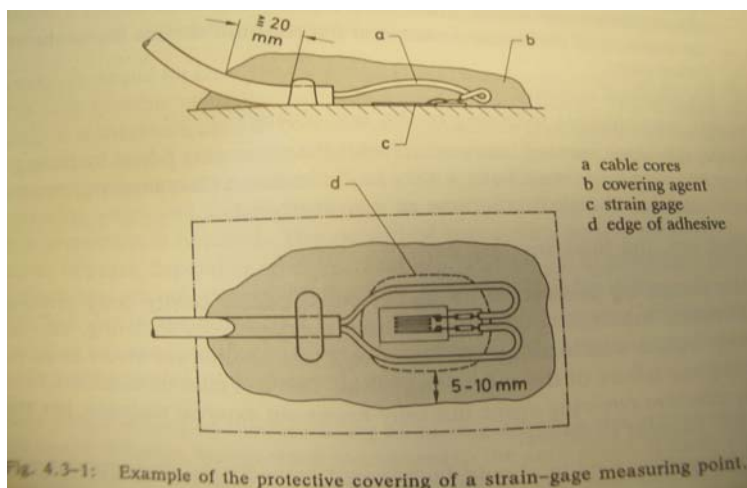
F) Posicionar el strain gage según las marcas de posicionamiento y presionar sobre el mismo con un film, por un tiempo determinado por las características del pegamento. Para el pegamento a utilizar en esta ocasión, emplearé la equivalencia de la empresa LOTITE S.A, que corresponde al producto L 414. Este pegamento tiene un tiempo de fraguado de 30 seg, no obstante para someter al

strain gage al trabajo se deberá esperar un tiempo de 2 horas.



G) Realizar el soldado del cable de conexión a los terminales del strain gage, de acuerdo a los valores tabulados. Se deberá constatar una vez soldado y finalizado el trabajo los terminales de conexión. Verificando con un multítester la resistencia de la conexión, en estas circunstancias $120 \Omega \pm 0.2 \%$. Corresponde comprobar la resistencia existente entre uno de los terminales de los strain gage con respecto a la superficie metálica, esta resistencia debe ser infinita.

Metodología para la soldadura del Terminal del cable al zócalo del strain gage



Una vez pegado y curado el strain gage, se dispone sobre cada zócalo una gota de fundente F3T, seguidamente se coloca sobre el zócalo un trozo de estaño. Sobre éste, el soldador con la temperatura adecuado según tabla. Logrando que el depósito de estaño quede en forma de gota esférica. Completando el proceso realizo la soldadura del cable al zócalo del strain gage. En esta etapa es muy importante el pelado del cable. No se debe proceder mediante corte de cizalla porque este método produce marcas en el conductor de cobre.

Disminuyendo la resistencia eléctrica en este punto y distorsionando la capacidad del cable (μF) para esto se emplea un proceso térmico extrayendo el aislante del cable por calentamiento.

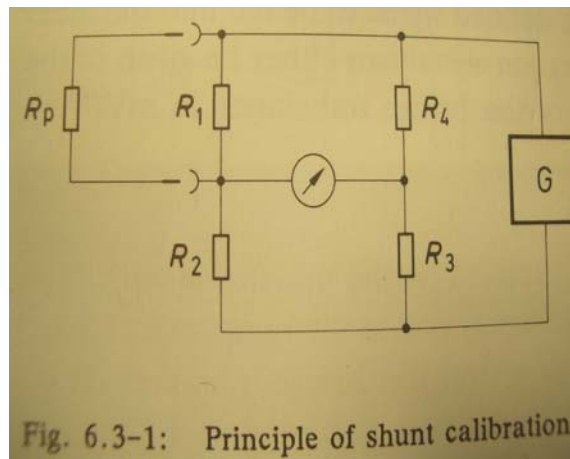
Quitado el aislante se posiciona fundente sobre el cobre del cable previo trenzado de los alambres, y se deposita estaño sobre el mismo. Luego se colocan los cables encima del zócalo del strain gage. Se posiciona el soldador, calentando el cable y fundiendo el estaño del cable y del zócalo del strain gage al mismo tiempo.

Los terminales del cable, deberán conservar una forma de omega en cercanías del strain gage. De esta manera evitar que cuando se produzcan las deformaciones en la pieza estas arrastren el cable y sometan a la soldadura a un estado de tensión. Generando una variación de la resistencia eléctrica de la junta, introduciendo un error en la lectura del strain gage.

Finalizado este proceso se recubre en la zona de pegado al strain gage y al cable con solución siliconada. Impidiendo el ingreso de humedad a la superficie y protegiendo al strain gage y al cable de las agresiones externas.

Calibración del Puente de Wheatstone

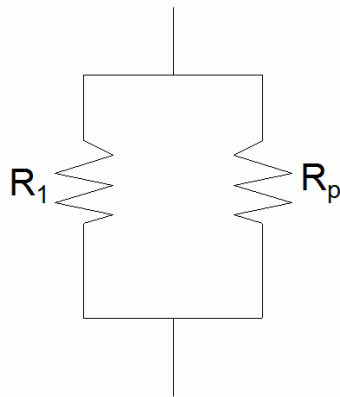
Una vez instalado los strain gage conectados al acondicionador de señales, a la tarjeta de adquisición de datos y a la PC. Procedo a realizar la calibración del puente de wheatstone para constatar que los valores registrados corresponden a valores reales con un error no mayor $\pm 2\%$. Para eso el procedimiento que efectuó es el siguiente:



Situó una resistencia en paralelo de $120.000\ \Omega$, desbalanceando de este modo una de las ramas del puente y permaneciendo el resto de las ramas invariables.

$$\varepsilon = \left(\frac{\Delta R_1}{R_1} - \frac{\Delta R_2}{R_2} + \frac{\Delta R_3}{R_3} - \frac{\Delta R_4}{R_4} \right) \cdot \frac{1}{K}$$
$$\frac{\Delta R_2}{R_2} = \frac{\Delta R_3}{R_3} = \frac{\Delta R_4}{R_4} = 0 \Rightarrow \varepsilon = \frac{\Delta R_1}{R_1} \cdot \frac{1}{K}$$

Remplazando:



$$\frac{1}{R_t} = \frac{1}{R_1} + \frac{1}{R_p} \rightarrow 1 = \left(\frac{1}{R_1} + \frac{1}{R_p} \right) \cdot R_t$$

$$\frac{1}{\left(\frac{1}{R_1} + \frac{1}{R_p} \right)} = R_t \rightarrow R_t = \frac{R_p \cdot R}{R_p + R}$$

$$\Delta R_t = R_t - R$$

Donde R_p es la resistencia que coloco en paralelo 120.000Ω , R es la resistencia del strain gage 120Ω .

Sustituyendo en la fórmula:

$$\varepsilon = \frac{\Delta R_t}{R_t} \cdot \frac{1}{K} \rightarrow \varepsilon = \frac{R_t - R}{\frac{R_p \cdot R}{R_p + R}} \cdot \frac{1}{K} = \frac{\frac{R_p \cdot R}{R_p + R} - R}{\frac{R_p \cdot R}{R_p + R}} \cdot \frac{1}{K} = 1 - \frac{R}{\frac{R_p \cdot R}{R_p + R}} \cdot \frac{1}{K}$$

$$\varepsilon = \left(1 - \frac{R_p + R}{R_p} \right) \cdot \frac{1}{K}$$

$$\varepsilon = \frac{1}{K} \cdot \left(\frac{R_p}{R_p + R} - 1 \right) \cdot 10^6$$

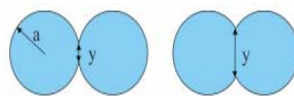
$$\varepsilon = \frac{1}{2} \cdot \left(\frac{120000\Omega}{120120\Omega} - 1 \right) \cdot 10^6 = -500 \text{ microdeformaciones}$$

Cuando ubico la resistencia de calibración de 120.000Ω , el sistema me tiene que dar como valor -500 microdeformaciones, cualquier desviación de este número me marca el grado de precisión de la medición.

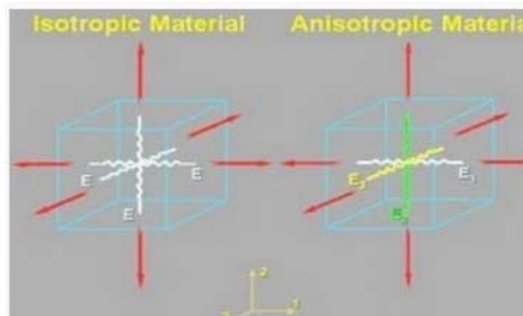
Fabricación de la pieza a ensayar

A continuación mencionaré algunas especificaciones de la pieza donde se van a instalar los sensores strain gage. Debido a que el prototipado tridimensional se construyó en plástico ABS 30 polimerizado a través de un láser. La pieza prototipada presenta el inconveniente de contener en su interior espacios porosos de aire.

El proceso de prototipado tridimensional se basa en proyectar una gota de plástico ABS 30 fundida sobre planos topográficos. Estas gotas de tamaño esférico, se sueldan entre si por un proceso de tensión superficial, soldándose las superficies tangentes entre las gotas de forma esférica.



Por lo tanto entre gota y gota quedan espacios de aire retenidos, esto hace que el material compuesto, por infinitas gotas pequeñas y espacios de aire no se comporte como un material homogéneo. Perdiendo las propiedades isotrópicas y en conjunto comportándose como un elemento anisótropo.



Por esta razón decido construir la pieza, en un material metálico. Donde obtengo la isotropía del componente. De las posibilidades existentes en la zona del Gran Rosario, se me presentó la posibilidad de fundirlo en los siguientes materiales:

- Fundición Gris
- Fundición Nodular
- Aluminio al Silicio Serie 6062
- Bronce C90200 (Bronce 7)

Ventajas e Inconvenientes en la selección de los materiales

1) Fundición gris:

Ventajas: en la zona del gran rosario existen varias empresas que tienen horno a cubilote. Donde es sencillo realizar la colada a un precio económico.

Desventajas: por tratarse de una fundición gris, el grafito se encuentra en forma de láminas en su interior. Esto hace que la pieza se comporte como una estructura demasiado frágil dada la geometría y los esfuerzos realizados. Por otra parte la

fundición gris posee características anisótropas y estas van a depender del proceso de enfriamiento y del perfil del modelo.

Durante el proceso de enfriamiento, dado que la forma del modelo tiene secciones variables, esto hace que durante la solidificación se produzca una estructura dendrítica perpendicular al plano de enfriamiento. Dando origen a un material anisótropo sin un eje de anisotropía de referencia. Por estos motivos no empleo fundición gris.

2) Fundición nodular:

Ventajas: en la zona de rosario existen numerosas fundiciones que trabajan con este material. Empleado en las empresas autopartistas y de maquinarias agrícolas.

Desventajas: la diferencia entre la fundición gris y la nodular es que en la primera el grafito esta presente en forma de láminas. En cambio en la nodular al agregarle en el proceso de colada (en el crisol) manganeso este produce la coagulación del grafito en forma de nódulos. Si bien esta fundición posee un alto grado de isotropía presenta el inconveniente de los nódulos de grafito. Cuya relación de tamaño es muy importante con respecto a la longitud de la grilla del strain gage. Al utilizar strain gage de 10 mm de grilla, esta relación de longitud hace que sea impracticable pegar los strain gage sobre fundición nodular. Debido que puede darse el caso que el strain gage este posicionado sobre varios nódulos de grafito y poco material base (eutéctico ledeburita) por este motivo no elijo este material como óptimo para el ensayo.

3) Aluminio al silicio magnesio serie 6062

Ventajas: hay empresas dedicadas a la fundición de aluminio donde es muy fácil lograr la composición con un costo de fabricación relativamente bajo.

Desventajas: el aluminio al silicio magnesio conocido como serie 6000. Después de fundido, en algunos casos presentan precipitaciones de un compuesto eutéctico, formado en su mayor parte por magnesio (salitre blanco). Trayendo problemas durante el pegado del strain gage.

Por tratarse de un perfil de geometría compleja para lograr un buen llenado del molde, se requeriría una alta columna de colado o realizar la colada en forma centrífuga, compensando el bajo peso específico del aluminio. Este último es muy costoso y requiere la fabricación de varias piezas.

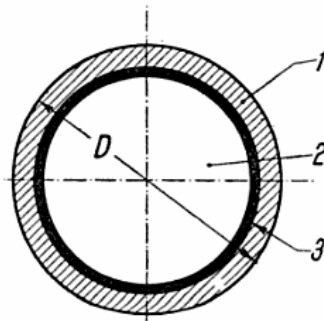


FIG. 33. — Influencia de la rapidez del enfriamiento y del número de revoluciones en la eliminación de los gases.

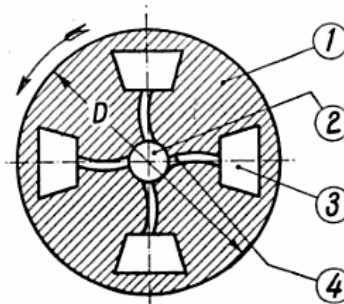
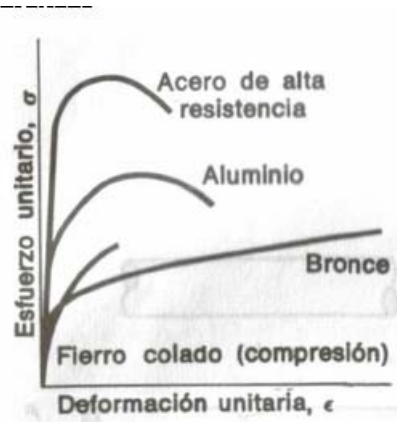


FIG. 34. — Método de llenar el molde por intermedio de un canal: 1, molde; 2, orificio para colar; 3, canal; 4, artículo fabricado.

El aluminio presenta un módulo de elasticidad muy reducido respecto al acero. Por otra parte la tensión convencional de fluencia ($\sigma_{0.2}$) es un 30 % inferior a la del acero.



Por esta razón descarto este material.

4) Bronce

Ventajas: Por tratarse de una aleación cobre - estaño se logra una fase estable, es decir sin precipitados. Óptima para el pegado de los sensores con un reactivo del tipo cianoacrilato (pegamento de bajo costo que se consigue en el país). Otra ventaja es su alta densidad, gracias a esto los "canales de colada por gravedad" pueden ser de menor altura, asegurando mayor probabilidad de un llenado completo del molde.

Desventajas: su alto costo de fabricación.

Table 3 Properties and applications of cast copper and copper alloys

UNS designation ^(a)	Nominal composition, % ^(a)	Typical mechanical properties, as-cast (heat treated) ^(b)								Machinability rating, % ^(c)	Casting types ^(d)	Typical applications
		Tensile strength		Yield strength		Elongation in 50 mm (2 in.), %	Hardness					
		MPa	ksi	MPa	ksi		Rockwell	Brinell				
								500 kg	3000 kg			
Tin bronzes												
C90200	93 Cu, 7 Sn	262	38	110	16	30	...	70	...	20	C, S	Bearings and bushings
C90300	88 Cu, 8 Sn, 4 Zn	310	45	145	21	30	...	70	...	30	C, T, I, P, S	Bearings, bushings, pump impellers, piston rings, valve components, seal rings, steam fittings, gears
C90500	88 Cu, 10 Sn, 2 Zn	310	45	152	22	25	...	75	...	30	C, T, I, S	Bearings, bushings, pump impellers, piston rings, valve components, steam fittings, gears

5) Acero inoxidable:

Ventajas: es el material óptimo para el dispositivo.

Desventajas: en la zona del gran Rosario se encuentra solo una fundición de acero inoxidable (Smallcasting). Otra más cercana está en Las Parejas (ACERIAS 4C). Solicitando presupuestos verifique que se hacia imposible su colada en AISI 316 L, ya que el costo de fabricación era muy elevado para un lote de fabricación unitario.

Conclusión: por lo expuesto seleccione como material de fabricación para el modelo, colada en bronce. Llevada a cabo en fundición Broquetas S.A.

Tome la opción de fundir el modelo ya que para producirlo por mecanizado, se debe contar con una máquina de control numérico de cuarto de ejes.

En rosario máquinas de cuarto eje poseen empresas como MODELAR S.A, Taller Ocupacional José Sensavella, Cirmaq S.A, Ingesa. Consultando a Ingesa por el tiempo de trabajo me evaluaron un estimado de 20 horas de mecanizado, incluido el dispositivo de fijación, haciéndose prohibitivo el modelo de esta manera por razones económicas.

Selección de tratamiento térmico de distensionado

Por tratarse de una pieza fundida en moldes de tierra de moldeo, donde no podemos controlar el proceso de enfriamiento, y teniendo el inconveniente que el fórceps tiene un mango de volumen menor respecto al volumen de la cuchara. se producirán tensiones residuales en la zona de contacto entre la cuchara y el mango. Para eliminar dichas tensiones se hará un tratamiento térmico de distensionado.

Heat-treating processes can also be applied to copper and copper alloys to achieve homogenization, stress relieving, solutionizing, precipitation hardening, and quench hardening and tempering. These aspects are referred to throughout the articles that follow in this Section, and they are reviewed in more detail in *Heat Treating*, Volume 4 of *ASM Handbook*.

C83300-C84800	260	500
C95200-C95800	315	600
C96600-C97800	260	500
C99300	510	950

Note: Time is 1 h per 25 mm (1 in.) of section thickness except for copper alloy C99300, for which it is 4 h per 25 mm (1 in.).

Para nuestro caso se realizara un tratamiento térmico de Distensionado a una temperatura de 315°C por un tiempo de una hora ya que el espesor del fórceps no alcanza a los 25 mm.

Mufla eléctrica donde se realizó el tratamiento térmico:



Dispositivo para generar la tracción simulando la extracción del bebé:

En la etapa de ensayo y prueba del fórceps, construiré un dispositivo para simular la extracción del bebé en el momento del parto y determinar las cargas y presiones producidas en el momento de la extracción.

El objetivo del mecanismo es contar con un elemento que me permita cuantificar los esfuerzos que recibe el bebé durante el momento del parto y comparar este último cuando se utiliza la almohadilla.

La máquina de ensayo compuesta:

- Fórceps
- Modelo del cráneo
- Elemento de fijación
- Tornillo de tracción
- Crapodina
- Celda de carga
- Elementos sensores

El principio de funcionamiento será el siguiente: un tornillo de paso fino solidario al fórceps mediante una crapodina (rodamiento de carga axial) tracciona a éste. El mismo se encuentra reteniendo el cráneo. Una celda de carga sujeta al cráneo inmovilizando el conjunto para de esta manera registrar los esfuerzos de tracción.

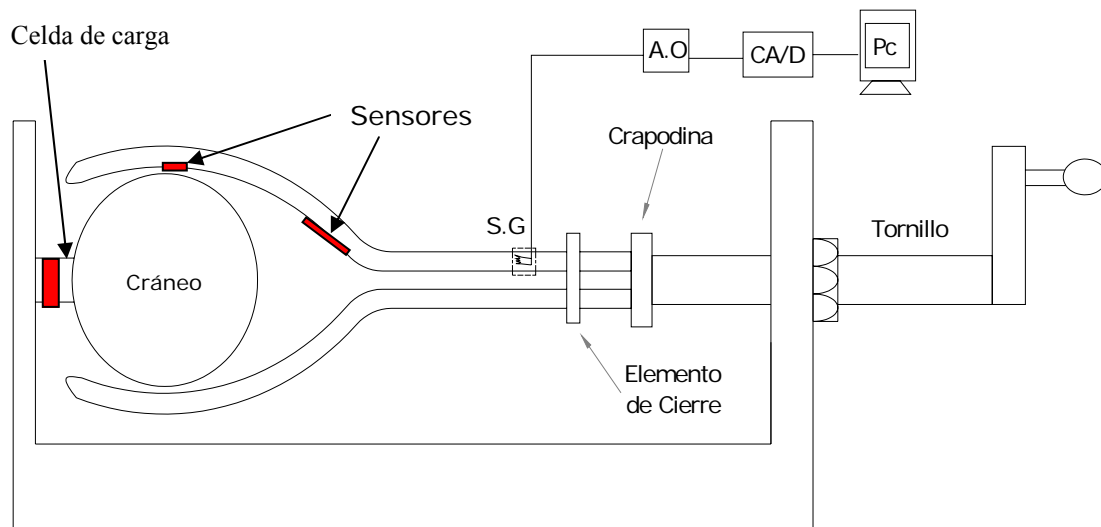
A medida que se gira la tuerca del tornillo tracciona al acoplamiento que mediante dos bulones (M 10 x 1,5) solidarios a las ramas del fórceps transmiten el esfuerzo a las cucharas, las cuales sujetan al cráneo del bebé.

Para reproducir las condiciones de la cabeza del niño, se relleno su interior con caucho siliconado de alta densidad (gel balístico). Se aplica resina poliéster para sellar el contenido entre el cuello y la varilla. El cuello se representa con una varilla roscada (1/2 in) y para evitar los momentos flectores sobre la celda de carga (condición que falsea la lectura). La cabeza se apoya sobre un carrito que absorbe los desplazamientos verticales.

La celda de carga marca SIPEL, posee una capacidad máxima de 200 kgf, y se vincula a un cabezal lector de 3 dígitos y punto flotante. Con un conversor analógico digital de 12 bits. Lo cual permite apreciar la décima de kilogramo (100g).

Elementos Sensores:

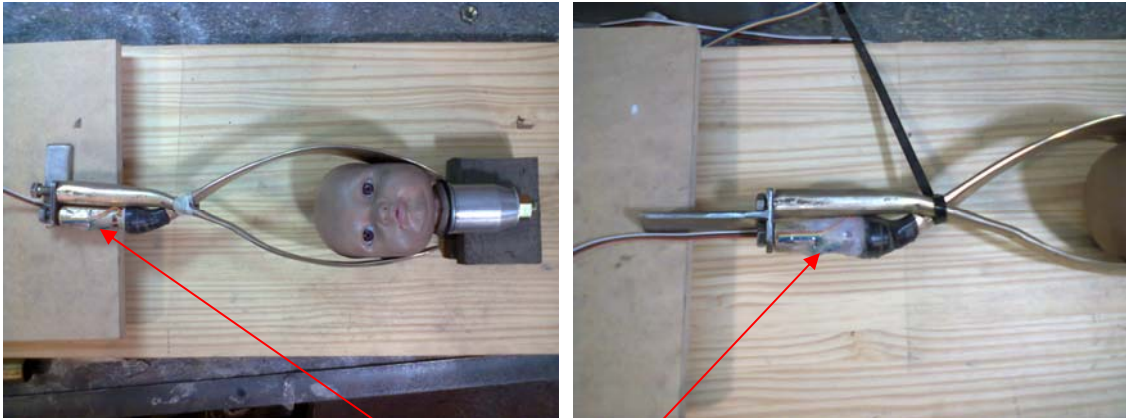
En una de las ramas se colocaron cuatro sensores strain gage en configuración puente completo, cada una de las señales de estos sensores se concentran en la bornera de conexión.



Construcción de la maquina de ensayo:

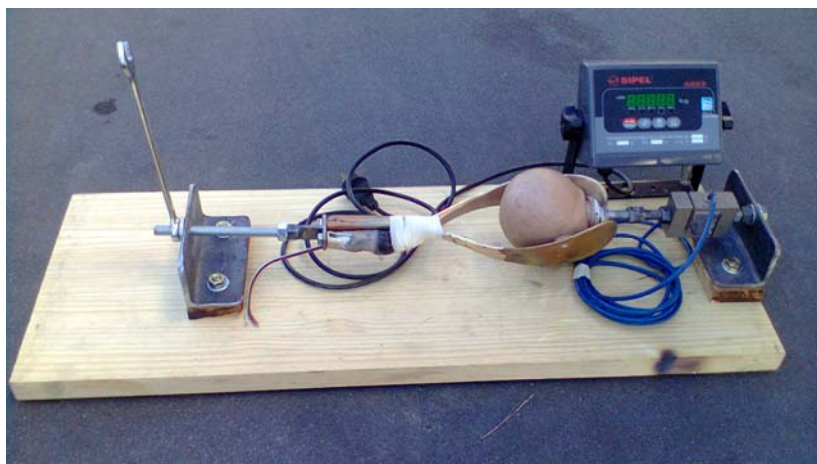
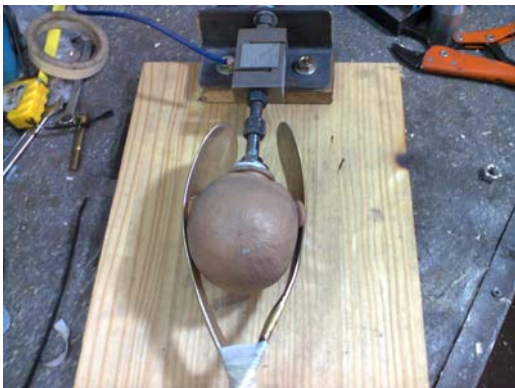


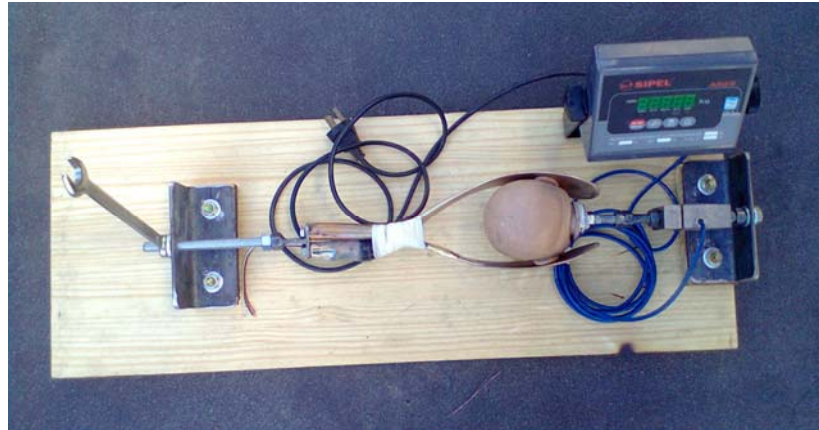
En las siguientes fotos se detallan los sectores donde se pegaron los strain gage tanto en el mango como en la cuchara del lado convexo en la maqueta que simula el cuello del bebé. Durante el ensayo voy a traccionar el fórceps desde el mango y determinar las microdeformaciones en las áreas mencionadas.



Ubicación de los strain gage en configuración Puente completo

Fotos del Proceso de Fabricación:





Observación:

Luego de ensamblar la maqueta se procedió a realizar el primer estado de carga. Tratando de someter a la estructura a una carga de 25 kgf. Al registrar el valor de 22 kg ocurrió la rotura del fórceps, en la rama derecha. Observando la zona se verifica que en este lugar existían discontinuidades del tipo burbuja de gas.

A título de determinar las tensiones intervinientes durante el proceso de carga realizo una aproximación de la distribución de tensiones en el punto de rotura para ver si es posible la soldadura.

$$a = 1,5\text{cm} \quad b = 0,8\text{cm} \quad m_f = F \cdot L = 25\text{kg} \cdot 12\text{cm} = 280\text{kgcm}$$

$$W_x = \text{módulo Resistencia} \quad \Omega = 0,8\text{cm} \cdot 1,5\text{cm} = 1,2\text{cm}^2$$

$$W_x = \frac{b \cdot h^2}{6} = \frac{1,5\text{cm} \cdot (0,8\text{cm})^2}{6} = 0,16\text{cm}^3$$

$$\sigma = \frac{m_f}{W_x} = \frac{280\text{kg} / \text{cm}^2}{0,16} = 1750 \frac{\text{kg}}{\text{cm}^2}$$

La tensión convencional de rotura para el bronce 7 es de 2.620 kg/cm². Esto me da la tranquilidad que la rotura se produjo por la concentración de tensiones de la burbuja de gas y no por un esfuerzo elevado durante el proceso de carga. Por lo tanto es posible la soldadura siempre y cuando el material de aporte tengo una tensión de rotura del orden de los 2600 kg/cm². El proceso de soldadura utilizado en esta juntura es el oxiacetilenico.

Dispositivo Reductor de Esfuerzos:

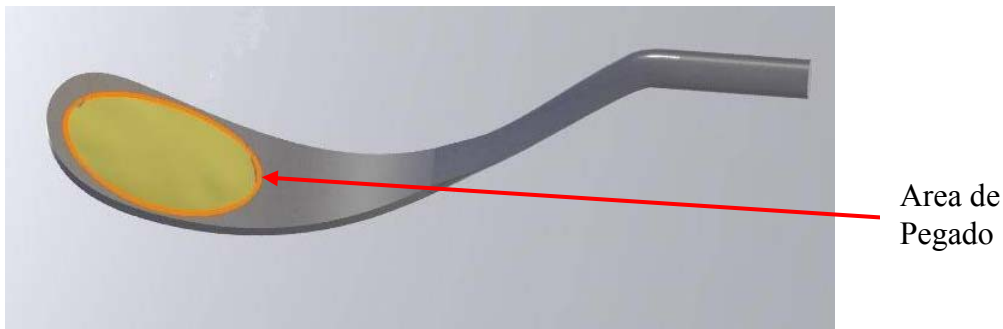
Una vez optimizado el diseño del dispositivo se pasa al planteamiento de la cápsula neumática.

Opciones:

Única Almohadilla Interna

Ventajas: permite la inyección del aire a través del cuerpo de la cuchara, asegurando que la almohadilla no se desplazará en el momento de la expulsión. Por otro lado el área de contacto de pegado es mayor.

Desventajas: gran superficie de pegado entre el látex (material de construcción de la almohadilla) y el acero inoxidable del fórceps. La zona de pegado es no higiénica proclive al cultivo de bacterias. No se convierte en un material descartable por lo tanto el fórceps, se someterá a las condiciones de esterilización. Generalmente se realiza en autoclave a una temperatura de 120°C de vapor. Sometiendo al látex y al pegamento a un esfuerzo incapaz de soportar.

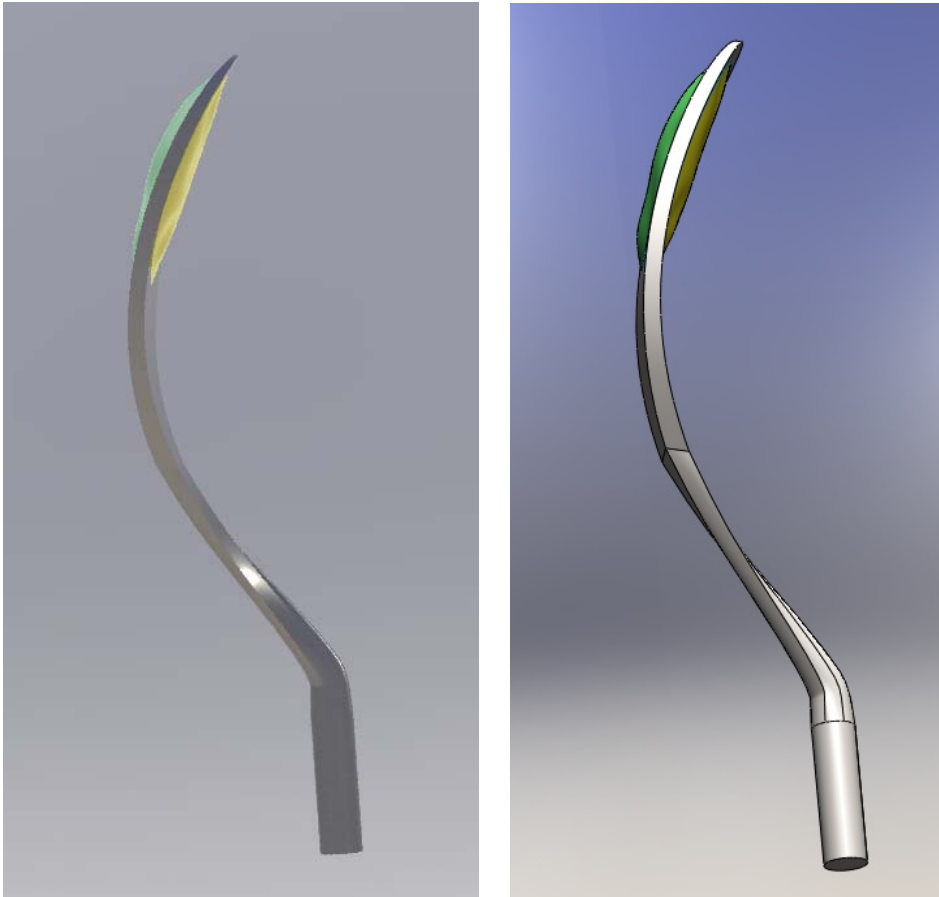


Almohadilla Interna y Externa.

En este caso la almohadilla posee una única zona de pegado reducida en el cuello de la cuchara. El crecimiento de la almohadilla se realiza inyectando aire por el interior de la cuchara.

Ventajas: en el proceso de expansión se protege al bebé como a la madre. La zona de pegado es un área reducida.

Desventajas: al igual que en el caso anterior conservo la dificultad de la esterilización del material, látex y zona de pegado. Si bien al tratarse de un área reducida de corta longitud, los efectos térmicos también provocan un deterioro del conjunto.



Almohadilla de Doble Pared de látex interna y externa:

Ventajas: en el proceso de expansión se resguarda tanto a la madre como al bebé. El dispositivo se convierte en descartable y no existe área de pegamento. Ante una ruptura de la almohadilla es fácilmente reemplazable.

Desventajas: la expansión se debe lograr mediante la inyección de aire a través de un ingreso por la almohadilla. Para la fijación de la almohadilla al cuello de la cuchara se deberá realizar un anclaje con una geometría determinada de manera que, al aumentar la carga sobre el anclaje se incremente la fuerza de fijación.

Para el proyecto seleccioné la opción tres por contar con las medidas de esterilización necesarias para uso medicinal.

Dispositivo para la verificación del Sistema de Adquisición de Datos

Se usará un canal de verificación identificado como canal 4, permitiendo que durante el proceso de medición los valores obtenidos sean reales y no estén interferidos por ruidos de línea o problemas del amplificador.

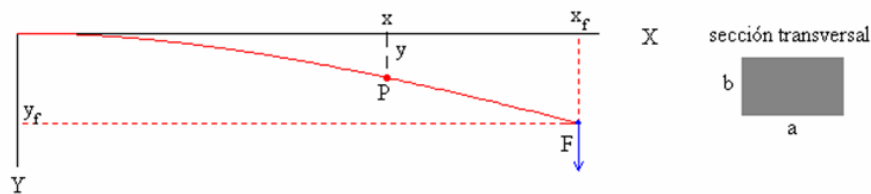
Existen dos métodos para la verificación:

A) Método de deformación por flecha conocida: Se provoca en el fleje una flecha conocida. De esta manera determino la carga y con esta hallo el momento flector, las tensiones y las microdeformaciones.

B) Método de deformación por carga conocida.

Método de deformación por flecha conocida

En estas condiciones es aplicable la ecuación de Euler-Bernoulli que relaciona el momento flector M de la fuerza aplicada y el radio de curvatura ρ de la barra deformada.



$$M = \frac{Y \cdot I}{\rho}$$

El radio de curvatura de una función $y(x)$ es:

$$\rho = \frac{ds}{d\theta} = \frac{\left(1 + \left(\frac{dy}{dx}\right)^2\right)^{3/2}}{\frac{d^2y}{dx^2}}$$

Para pequeñas pendientes $(dy/dx)^2 \approx 0$

$$\frac{1}{\rho} = \frac{d^2y}{dx^2}$$

Si despreciamos el peso de la propia barra, el momento de la fuerza F aplicada en el extremo libre, respecto del punto $P(x, y)$ es $M = F(x_f - x) \approx F(L - x)$

$$\frac{d^2y}{dx^2} = \frac{F}{Y \cdot I} \cdot (L - x)$$

Que integramos dos veces con las siguientes condiciones iniciales $x = 0, y = 0, dy/dx = 0$.

$$y = \frac{F \cdot L}{2Y \cdot I} \cdot \left(x^2 - \frac{x^3}{3L}\right)$$

El desplazamiento y_f del extremo libre $x=L$ es proporcional a la fuerza F aplicada

$$y_f = \frac{L^3}{3Y \cdot I} \cdot F$$

- Y es el módulo de Young del material
- I se denomina momento de inercia de la sección transversal respecto de la fibra neutra

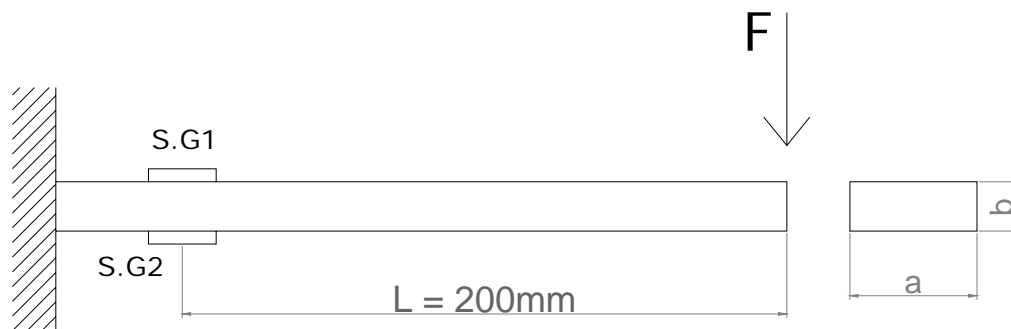
$$I = \frac{a \cdot b^3}{12}$$

Se considera que la aproximación de pequeñas flexiones: el desplazamiento del extremo libre de la barra, es proporcional a la fuerza F aplicada, produciendo resultados aceptables hasta un cierto valor del parámetro adimensional $\alpha < 0.375$, o bien, hasta un valor máximo de la fuerza aplicada.

Método de deformación por carga conocida:

El mecanismo de verificación utilizado es una viga cantilever (empotrado en un extremo y libre en el otro) de material conocido y certificado SAE 9260. Se colocará en el extremo libre pesas de valor conocido. En este caso 50 g, 100 g y 200 g. Durante el proceso de medición se alojarán las distintas pesas evaluando el escalón de microdeformaciones. Se compararán estos valores de microdeformaciones con los valores obtenidos por la teoría de la elasticidad.

Método de Verificación a Tiempo Real



$$a = 30 \text{ mm} \quad b = 1,5 \text{ mm} \quad m_f = F \cdot L \quad W_x = \text{módulo Resistencia}$$

$$\sigma = \frac{m_f}{W_x} \quad W_x = \frac{I_x}{\frac{h}{2}} \quad I_x = \frac{a \cdot b^3}{12}$$

$$W_x = \frac{\frac{a \cdot b^3}{12}}{\frac{h}{2}} = \frac{a \cdot b^2}{6} \quad \sigma = \frac{m_f}{\frac{a \cdot b^2}{6}} = \frac{6 \cdot m_f}{a \cdot b^2} = \frac{6 \cdot F \cdot L}{a \cdot b^2}$$

$$\sigma = E \cdot \varepsilon \quad \varepsilon = \frac{6 \cdot L \cdot F}{a \cdot b^2 \cdot E}$$

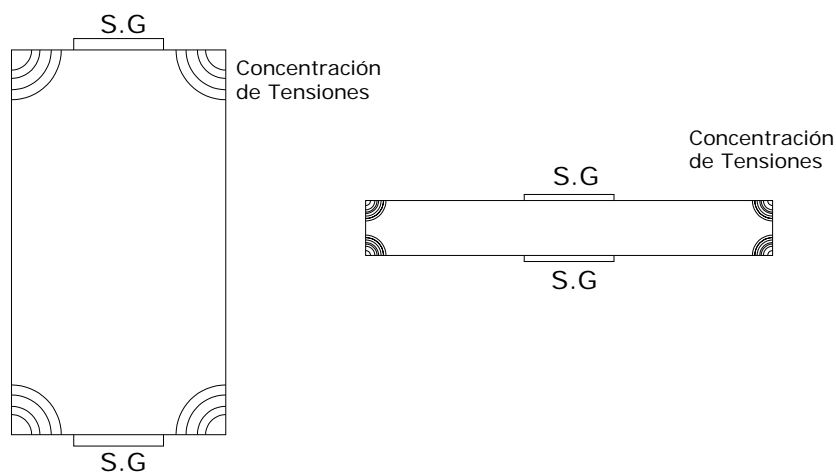
$$\varepsilon = \frac{6 \cdot 200 \text{ mm}}{30 \text{ mm} \cdot (1,5 \text{ mm})^2 \cdot 21000 \text{ kg / mm}^2} \cdot F \quad \varepsilon = 0,000846 \cdot F$$

Longitud [mm]	Fuerza [g]	ε teórica [$\mu\varepsilon$]	ε medida [$\mu\varepsilon$]	Módulo del Error	Error porcentual [%]
200	200	169,2	167,5	1,7	1
200	400	338,4	335,7	2,7	0,8
200	500	423	420,9	2,1	0,5

Equipo utilizado para la verificación de la linealidad de la medición

Determinación del error en el rango de medición

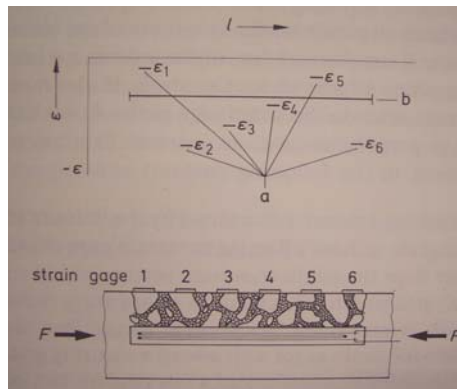
Para la evaluación del error usamos un dispositivo que se basa en la teoría de la elasticidad, en función de un esfuerzo de flexión en una viga empotrada. Dada la precisión que se debe lograr en la medición, se trabajó con una viga de sección rectangular cuya longitud de base es 10 veces su altura, minimizando los estados triples de tensiones generados por la viga. Eliminar los efectos de concentración de tensiones en los ángulos, para que de esta manera, no afecte el área donde están pegados los strain gage.



Material utilizado en la viga empotrada

Por tratarse de un elemento de verificación, el material de la viga debe cumplir con las siguientes cualidades:

- I. Tamaño de grano fino número 8.
- II. Estructura laminada y la dirección de la misma debe coincidir con la orientación de los strain gage.
- III. Tratamiento térmico de distensionado.
- IV. Material isotrópico, con un módulo de elasticidad uniforme y elevado.



En la imagen se examina un strain gage pegado sobre una superficie de tamaño de grano grueso. Como ejemplo se pegaron sobre la misma superficie un strain gage de longitud 10 veces más largo y seis strain gage más pequeños, el objetivo es hallar la fuerza de compresión F.

Al trabajar con los strain gage más pequeños se observa que las microdeformaciones son distintas dependiendo de la base sobre la cual están pegados, es decir del tamaño de grano existente por debajo del strain gage.

Si calculo la carga en función de estos strain gage percibo que no coincide con la real. Por esta razón se toma como referencia que la longitud de la grilla del strain gage debe ser como mínimo 50 veces el tamaño de grano.

Por lo tanto si la longitud de grilla es de 10mm, el tamaño de grano debe ser como máximo de 0,2 mm, en caso contrario habrá que cambiar el tamaño de la grilla.

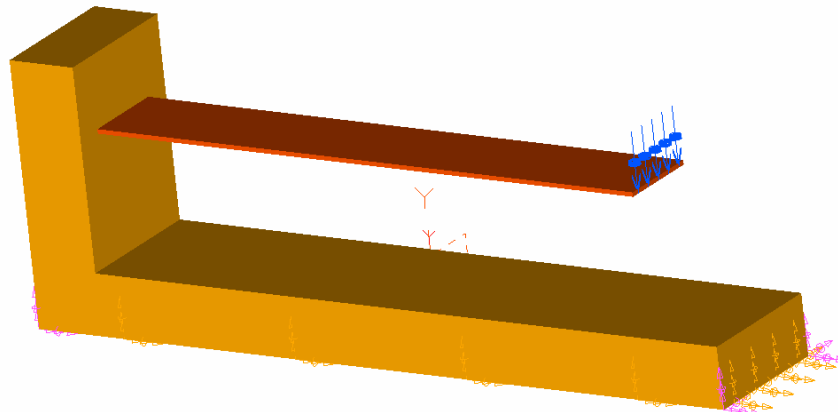
Estas condiciones se cumplen en los flejes de acero rápido utilizados en la fabricación de sierras de corte para metal.

El dispositivo fue construido con un fleje de estas características. Se instaló la configuración de puente completo de Wheatstone, con ramas opuestas activas.

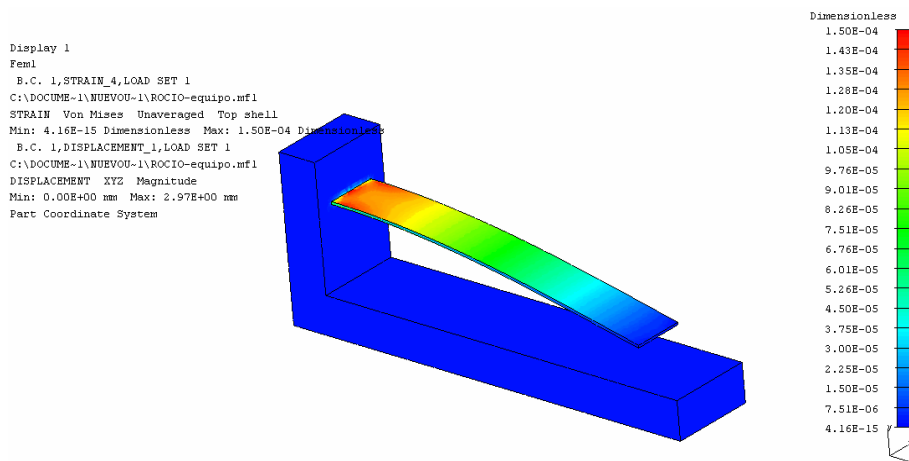
Ambos strain gage dispuestos en forma longitudinal en la parte superior de la viga. La lectura de la deformación específica del material es la mitad de la lectura registrada en el equipo.

$$\varepsilon = 2,6. \varepsilon_{\text{material}}$$

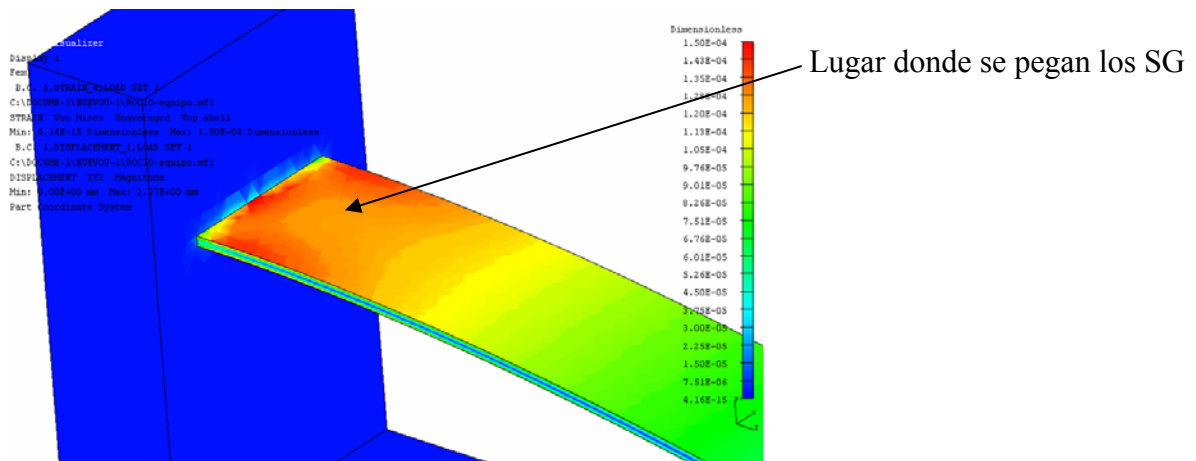
Modelo sólido del equipo de verificación



Distribución de las microdeformaciones sobre el fleje mecánico



Se advierte que la distribución en la cercanía del empotramiento por efecto de la concentración de tensiones presenta una forma similar a la campana de Gauss. Razón por la cual los strain gage deberán estar pegados dentro de la campana de Gauss. Para que los valores obtenidos coincidan con los valores teóricos de la teoría de la elasticidad. Las variaciones en las microdeformaciones se deben a un estado triple de tensiones generados por los concentradores de tensiones (aristas del fleje), por esta justificación como se mencionó anteriormente, el ancho del fleje debe ser 10 veces la altura.



Proceso de Verificación de la Instalación de la adquisición de datos

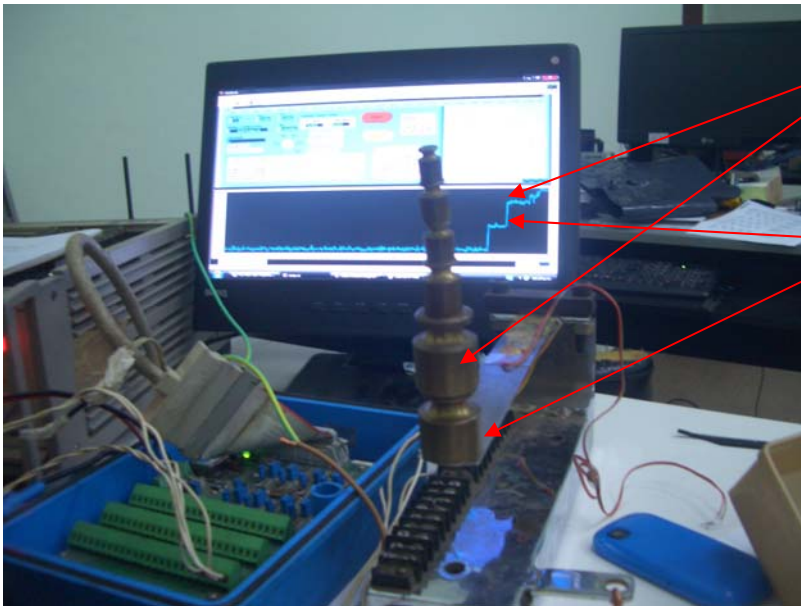
Se trabajó con el dispositivo que se muestra en la imagen, produciendo una configuración de puente completo con dos strain activos en forma longitudinal y otros dos transversal. Obteniendo una configuración de Full Bridges II, representando 2,6 veces la señal inicial, reduciendo el ruido de línea y los efectos térmicos.





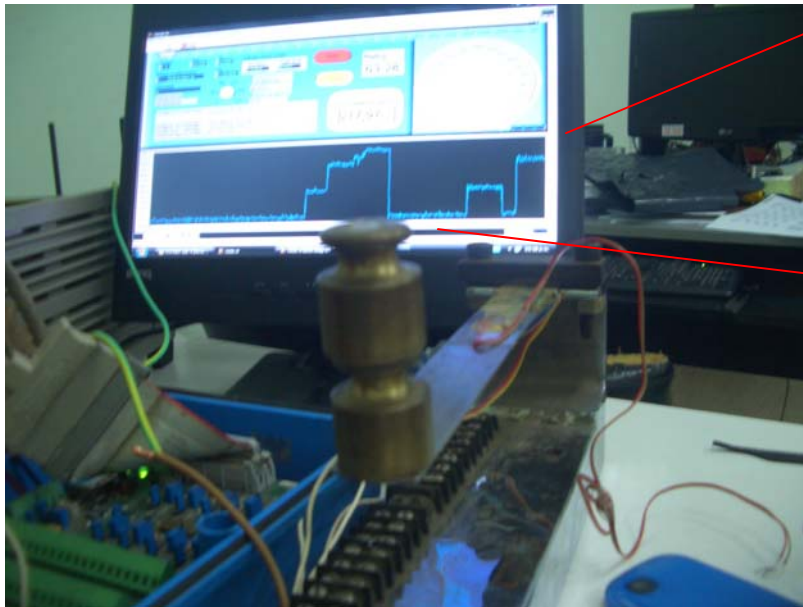
Para la verificación origine una señal conocida de microdeformaciones a partir de colocar pesas de valores conocidos. En forma teórica me resulta sencillo calcular las microdeformaciones en función del peso. Estas microdeformaciones teóricas tienen que ser iguales al valor de las microdeformaciones registradas por el equipo.

En la foto que a continuación se detalla, distingo los escalones de microdeformaciones obtenidos cuando coloco las pesas de 200 g , 400 g y 500 g. Luego descargo verificando que se conserve el valor de cero y vuelvo a cargar el sistema con pesas de 200 g, 400 g y 500g.



Escalón de microdeformaciones correspondientes a la segunda pesa de 200 g

Escalón de microdeformaciones correspondientes a la primera pesa de 200 g



Escalón de microdeformaciones correspondientes a la segunda pesa de 200 g

Descarga y verificación de Cero Señal



Programe el software para determinar dos alarmas de señal, alarma de baja o de compresión y alarma de alta o de tracción.

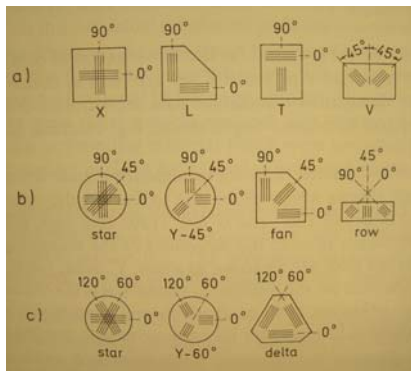
En el primer caso la alarma informa sobre el valor del esfuerzo cuando se coloca el fórceps y se presiona éste dentro de las paredes del útero (CARGA BAJA).

En el segundo caso, detalla el máximo esfuerzo de extracción en el momento de la extracción (CARGA ALTA). Pudiendo registrar estos valores como antecedentes del proceso de parto.



Tipos de Strain Gage

Selección de los strain gage según la orientación de la grilla.



- a) Se emplean para especificar las microdeformaciones, conocidos los ejes principales de tensiones, una de las grillas debe ser orientada según el eje principal de tensiones.
- b) Para hallar la orientación de los ejes principales de tensiones.
- c) Para decretar los ejes principales de tensiones y el ángulo de las tensiones principales.

Definición de los ejes principales ,a través de la siguiente fórmula:

$$\sigma_{1,2} = \frac{E}{1-\nu} \cdot \frac{\epsilon_a + \epsilon_b + \epsilon_c}{3} \pm \frac{E}{1+\nu} \cdot \sqrt{\left(\frac{2\epsilon_a - \epsilon_b - \epsilon_c}{3}\right)^2 + \frac{1}{3}(\epsilon_b - \epsilon_c)^2}$$

Para fijar la orientación de los ejes principales se emplea la siguiente formula:

$$\tan \psi = \frac{2\epsilon_b - \epsilon_a - \epsilon_c}{\epsilon_a - \epsilon_c} \quad \left| \quad \frac{N}{D}$$

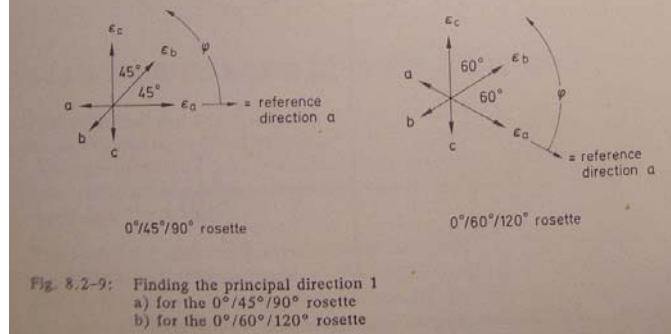
for the 0°/60°/120° rosette according to the formula

$$\tan \psi = \frac{\sqrt{3}(\epsilon_b - \epsilon_c)}{2\epsilon_a - \epsilon_b - \epsilon_c} \quad \left| \quad \frac{N}{D}$$

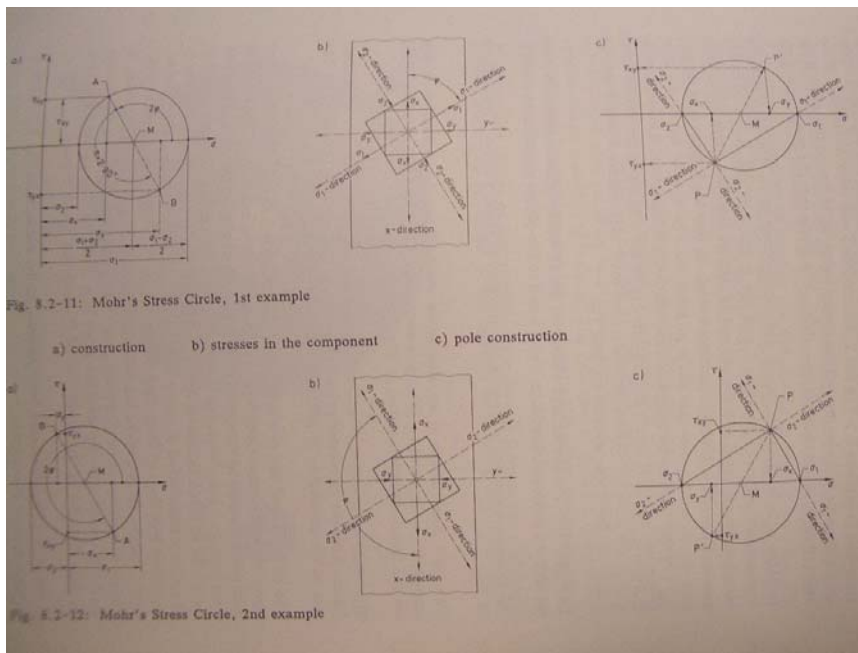
A partir del ángulo se decreta el cuadrante para realizar el giro de los ejes principales

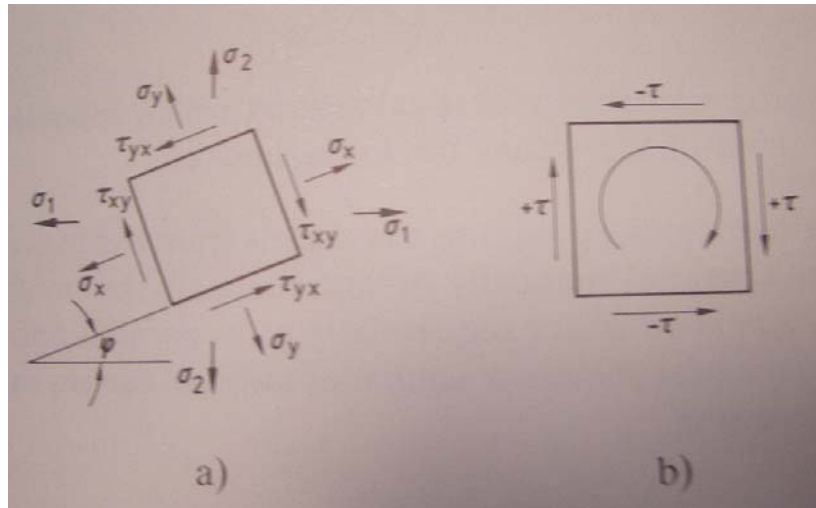
N	$\geq 0 (+)$	$> 0 (+)$	$\leq 0 (-)$	$< 0 (-)$
D	$> 0 (+)$	$\leq 0 (-)$	$< 0 (-)$	$\geq 0 (+)$
corresponding quadrant	I	II	III	IV
$\varphi =$	$\frac{1}{2} (0^\circ + \psi)$	$\frac{1}{2} (180^\circ - \psi)$	$\frac{1}{2} (180^\circ + \psi)$	$\frac{1}{2} (360^\circ - \psi)$

Fig. 8.2-8: Scheme for finding the angle φ

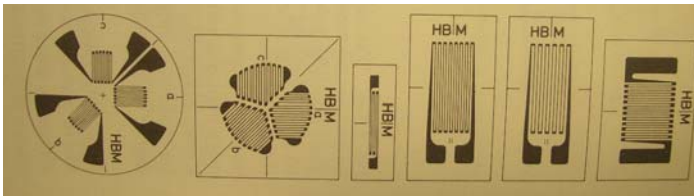


Luego empleando el círculo de Mohr, se puede establecer los ejes de tensiones en cualquier dirección arbitraria:





Tipos de strain gage:



Proceso de Fundición

La fundición se llevo a cabo en empresa Broquetas S.A:

Imágenes de la empresa:



La fundición del prototipo se realizo en colada en tierra, como primera medida se hizo la preparación de la tierra obteniendo la granulometría para la permeabilidad de los gases. Una vez obtenida la tierra se pasa al moldeado del prototipo.



En las cajas de moldeo se dispuso el prototipo en forma horizontal perpendicular a la superficie de la caja. Colocando tierra hasta la mitad, cubriendo de esta manera la caja inferior. Luego se sitúa la caja superior y se cubrió con tierra el volumen restante, seguidamente se separó la caja inferior y superior, extrayendo el prototipo de plástico.



Se realizaron los canales de colada y los canales de venteo.

Observación: por tratarse de una pieza colada en tierra, se decretó con el encargado de la fundición que era necesario dejar un sobrematerial, en donde todas las inclusiones y restos de tierra quedan retenidos.

La medida del sobrematerial es del orden de 1,5 mm. Este último será extraído mediante mecanizado (pulido de la superficie), no se trabajará con bordes redondeados porque serían puntos de concentración de impurezas, elegí trabajar con bordes rectos en la cuchara y posteriormente mecanizar la curvatura de esas superficies. Eliminando cualquier tipo de impurezas o porosidades.

La fundición se realizo con un horno circular de crisol.



Proceso de calentamiento del crisol previo a la preparación de los componentes de la fundición.

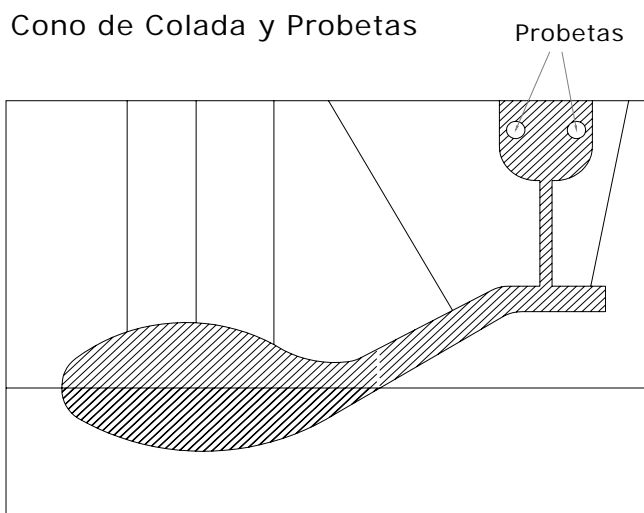


Colocado el crisol se realiza la alimentación del horno con inyección de gas natural y aire.

Alcanzada la temperatura de colada se efectúa la colada sobre cada una de las cajas hasta enrasar el cono de colada. Parte del cono de colada se emplea como probeta testigo.



Cono de colada



Ensayos mecánicos de la colada utilizada en la fabricación del fórceps:

Durante el proceso de colada se realizó un lingote testigo del cual se extrajeron dos probetas, mecanizándolas según normas ASTM con un diámetro de 12,7 mm y una longitud calibrada de 50 mm, se sometió a cada una de las probetas a un ensayo de tracción obteniendo los valores que se detallan en la tabla siguiente.

La probeta N°1 fue ensayada sin previo tratamiento térmico, observándose una ruptura del tipo frágil, en cambio en la probeta N°2 se realizó un tratamiento térmico de distensionado de 315 °C por espacio de dos horas. Obteniendo en este caso una ruptura del tipo dúctil, en la cual se constatan una reducción de la tensión de ruptura y $\sigma_{0,2}$, y un aumento del alargamiento.



ENSAYO DE TRACCION

IDENTIFICACION	Probeta C 614 P
$\sigma_{0.2}$ [Mpa]	180
RESISTENCIA A LA TRACCION [Mpa]	536
ALARGAMIENTO ESPECIFICO $L_0 = 50$ mm [%]	45,5

RESERVACIONES: _____

ENSAYO DE TRACCION

IDENTIFICACION	Probeta C 614 F
$\sigma_{0.2}$ [Mpa]	149
RESISTENCIA A LA TRACCION [Mpa]	507
ALARGAMIENTO ESPECIFICO $L_0 = 50$ mm [%]	50,2

Ensayo del Fórceps

La aplicación del fórceps en la toma biparietal es absolutamente indispensable no solamente para asegurar un buen acoplamiento del instrumento y evitar los derrapes o deslizamientos, sino que mediante esta técnica no se estiran las estructuras ligamentosas cerebrales.

Se sabe por estudios realizados hace ya varias décadas, que la compresión bitemporal que se registra en las tomas correctas con el fórceps no distiende las membranas cerebrales (tienda del cerebelo) y el riesgo de ruptura o lesión de vasos es mínimo a las presiones y maniobras requeridas para las extracciones bajas permitidas en la actualidad.

Las compresiones occipitofrontales aunque sean moderadas sí producen tensión y estiramientos de las membranas cerebrales. La tensión sigue una línea recta de las regiones mastoideas a la zona de la fontanela anterior y la tienda del cerebelo se desplaza hacia adelante y hacia abajo, todo esto con el riesgo de desgarro y ruptura. Para finalizar, debo recordar siempre que la compresión de cabeza está en razón directa de la fuerza de tracción. Sin embargo, la tracción excesiva no se debe efectuar en el uso actual del fórceps. Lo anterior se logra utilizando el instrumento solamente en las aplicaciones medias o bajas, efectuando tomas biparietales correctas, seleccionando el modelo de fórceps más idóneo para cada caso en particular y utilizando el tractor interconstruido o el tractor universal solamente para dirigir la extracción y no para ejercer una fuerza excesiva.

Tabla de Diámetro Biparietales (DBP) estándares en relación a las semanas de embarazo:

Seman a de embara zo	Diámetro biparietal (DBP)			Circunferencia abdominal (CA)			Longitud del fémur (LF)		
	P10	P50	90	P10	P50	90	P10	P50	90
17	36.7	38.8	40.8	117.3	125.9	134.5	21.4	24.0	26.7
18	39.6	42.0	44.5	126.7	137.0	147.2	24.4	27.0	29.6
19	42.4	45.2	48.0	136.1	147.9	159.6	27.3	29.9	32.4
20	45.2	48.3	51.5	145.5	158.7	171.9	30.1	32.7	35.2
21	47.9	51.4	54.9	154.8	169.3	183.9	32.9	35.4	38.0
22	50.6	54.4	58.2	164.1	179.8	195.6	35.5	38.1	40.7
23	53.3	57.3	61.3	173.3	190.2	207.1	38.1	40.7	43.3
24	56.0	60.2	64.4	182.4	200.4	218.3	40.6	43.2	45.8
25	58.6	63.0	67.4	191.5	210.4	229.2	42.9	45.6	48.3
26	61.2	65.7	70.2	200.5	220.2	239.9	45.2	48.0	50.7
27	63.7	68.4	73.0	209.4	229.8	250.3	47.4	50.3	53.1
28	66.2	70.9	75.6	218.2	239.3	260.4	49.5	52.4	55.4
29	68.7	73.4	78.1	226.9	248.5	270.2	51.5	54.6	57.6
30	71.1	75.8	80.5	235.5	257.5	279.6	53.4	56.6	59.8
31	73.4	78.1	82.8	243.9	266.4	288.8	55.2	58.6	61.9
32	75.7	80.3	84.9	252.3	275.0	297.6	56.9	60.5	64.0
33	77.9	82.4	86.9	260.5	283.3	306.1	58.6	62.3	66.0
34	80.0	84.4	88.8	268.6	291.4	314.3	60.1	64.0	67.9
35	82.1	86.3	90.5	276.5	299.3	322.1	61.5	65.6	69.8
36	84.1	88.1	92.1	284.3	307.0	329.6	62.9	67.2	71.6
37	86.0	89.8	93.6	291.9	314.3	336.7	64.1	68.7	73.3
38	87.9	91.4	94.9	299.4	321.4	343.5	65.3	70.1	75.0
39	89.7	92.9	96.1	306.6	328.3	349.9	66.4	71.5	76.6
40	91.4	94.2	97.1	313.7	334.8	355.9	67.4	72.7	78.1
41	93.0	95.5	97.9	320.6	341.1	361.5	68.2	73.9	79.6
42	94.5	96.6	98.6	327.4	347.0	366.7	69.0	75.0	81.0

Procedimiento de Ensayo

Para lograr que el ensayo sea repetitivo elabore un procedimiento que detalla la secuencia y condiciones del trabajo.

Contenido del procedimiento:

1. Objeto
2. Alcance
3. Referencias
4. Definiciones
5. Descripción

1. OBJETO

El procedimiento especifica un método para medir las microdeformaciones generadas en el fórceps cuando se simula la extracción en el trabajo de parto.

2. ALCANCE

De aplicación cuando se cumplen los estándares de tamaño fisiológicos tanto de la mujer como en el niño correspondiente a 36 semanas de embarazo.

3. REFERENCIAS

<i>DESCRIPCIÓN</i>	<i>IDENTIFICACIÓN</i>	<i>OBSERVACIONES</i>
Ley Nacional de derechos de padres e hijos durante el nacimiento.	N° 25929	Vigente
Normas de Organización y Funcionamiento de Servicios de Neonatología	Resolución Ministerial N° 306/2002	Vigente
Servicios de Maternidad	Resolución Ministerial N° 348/2003	Vigente

4. DEFINICIONES

Adopte las definiciones según O'Mahony F, Hofmeyr G, Menon. Elección de instrumentos para el parto vaginal asistido (Revisión Cochrane traducida). The Cochrane Library 2010.

5. DESCRIPCIÓN

La ejecución de los ensayos se producirá sobre una maqueta, construida de manera tal de simular la expulsión del bebé. Las fuerzas intervinientes serán registradas en las cuatro áreas siguientes:

- Mango, instalación de cuatro sensores strain gage en configuración puente completo.
- Espátula izquierda, lado convexo, ubicación de dos strain gage en configuración medio puente.
- Zona intermedia, instalación de dos strain gage en configuración medio puente.
- Cuello del bebé, instalación de la celda de carga, con registro de esfuerzos.

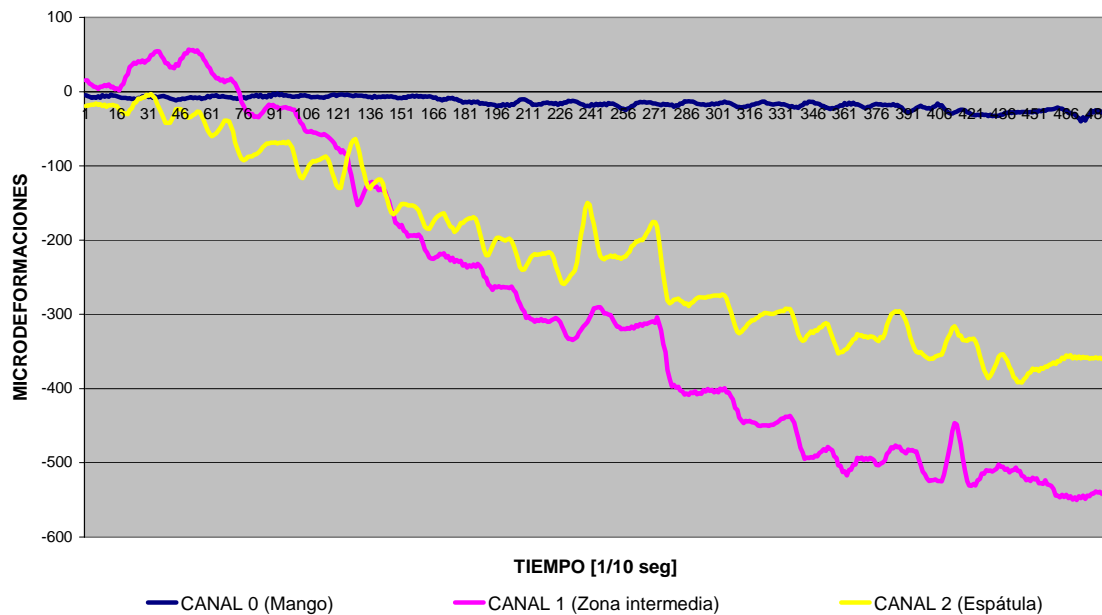
Un tornillo de fuerza solidario al mango del fórceps causará la carga de tracción que se transmitirá al fórceps y a la cabeza del niño durante el esfuerzo. La carga se verá registrada por la celda de carga solidaria al cuello del niño. Los registros de carga serán obtenidos en el cabezal lector de la celda, mientras que las microdeformaciones registradas por el equipo de adquisición de datos National Instruments en los canales 0, 1 y 2.

Proceso de Mediciones:

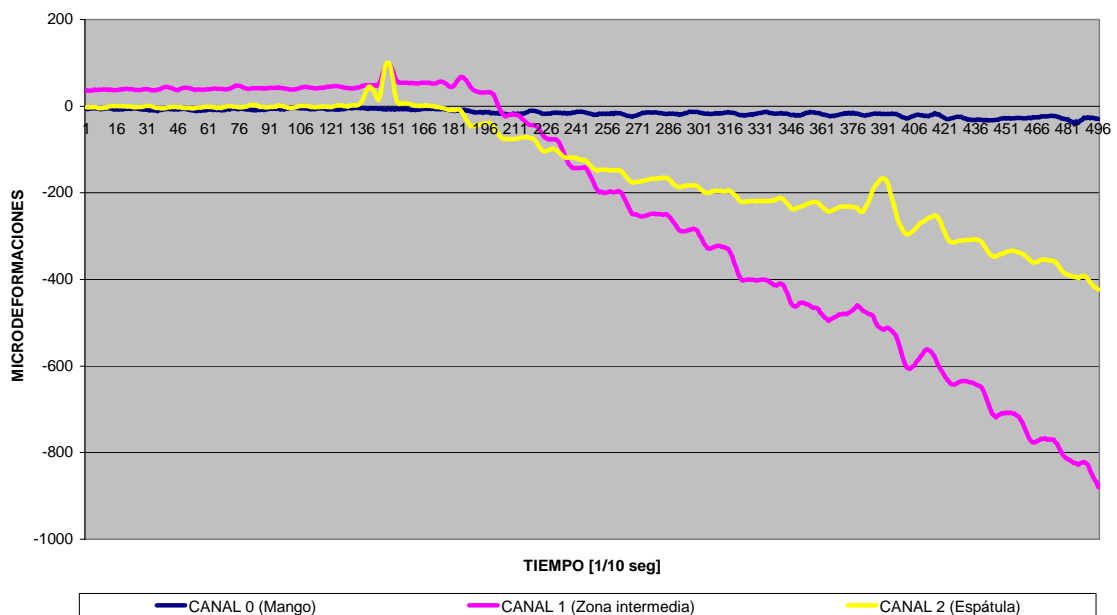
- Instalación del fórceps y cabeza del maniquí.
- Encendido de los equipos, puesta a cero del cabezal lector.
- Girar la tuerca del tornillo de fuerza hasta lograr una carga en el cabezal lector de un valor de 1 kg de tracción (asignación de precarga). De esta forma aseguro la alineación del fórceps y la eliminación de los juegos.
- Una vez asignada la precarga, se procede a colocar en cero el sistema de adquisición de datos.
- A partir del momento en que se gira el tornillo de fuerza originando el proceso de carga y al mismo instante el equipo de adquisición de datos tomará en forma automática un dato cada 100 mseg (10 datos por segundo). Registrando en formato Excel las microdeformaciones en los canales 0, 1 y 2.
- Se llevará el mecanismo a una carga máxima de 24 kg.
- Repetir el proceso colocando en la espátula izquierda la almohadilla neumática.

Resultados de ensayos:

MICRODEFORMACIONES SIN ALMOHADILLA



MICRODEFORMACIONES CON ALMOHADILLA



Nota: se observa que al utilizar la almohadilla la pendiente de la gráfica, que manifiesta los esfuerzos en el mango y en la cuchara no siguen trayectorias paralelas. Indicando que a mayor esfuerzo en el mango las presiones sobre el niño son amortiguadas. Tomo como referencia las variaciones de los esfuerzos y no el tiempo en que fue llevado a cabo el ensayo. Debido a que la aplicación de la carga fue realizada en forma manual, de esta manera no puedo asegurar que en ambos ensayos la velocidad de ejecución sea repetitiva.

A continuación presento la adquisición de datos en el intervalo entre 440 y 445 décimas de segundos correspondiente a la última zona de la curva, donde la carga se estabiliza.

Adquisición de datos sin Almohadilla:

TIEMPO	CANAL 0 [$\mu\epsilon$]	CANAL 1 [$\mu\epsilon$]	CANAL 2 [$\mu\epsilon$]
440	-15,506	-505,481	-353,817
441	-15,506	-509,58	-357,916
442	-15,506	-507,628	-362,211
443	-15,506	-512,703	-370,995
444	-15,506	-510,165	-375,485
445	-15,506	-509,97	-384,465

Adquisición de datos con Almohadilla:

TIEMPO	CANAL 0 [$\mu\epsilon$]	CANAL 1 [$\mu\epsilon$]	CANAL 2 [$\mu\epsilon$]
440	-15,983	-642,478	-308,295
441	-15,983	-644,226	-307,819
442	-15,983	-646,45	-310,521
443	-15,983	-649,468	-313,223
444	-15,983	-658,84	-321,012
445	-15,983	-671,23	-327,052



Tomo como referencia el valor de tiempo de 443 décimas de segundos en ambos ensayos, es decir desprovista y con almohadilla.

Cálculo de los esfuerzos

Esfuerzo en el mango Puente Completo:

$$\varepsilon_{eq} = 15,506 \mu\varepsilon \quad \sigma = E \cdot \varepsilon \quad E = 1000000 \frac{kg}{cm^2}$$

$$\varepsilon_{eq} = 2,6 \cdot \varepsilon_{real} \rightarrow \varepsilon_{real} = \frac{\varepsilon_{eq}}{2,6} = \frac{15,5 \mu\varepsilon}{2,6} = 5,96 \mu\varepsilon$$

$$\sigma = 1000000 \cdot 5,96 \cdot 10^{-6} = 5,96 \frac{kg}{cm^2}$$

$$\phi_{mango} = 1,8cm \rightarrow \Omega = \frac{\pi \cdot \phi^2}{4} = 2,54cm^2$$

Esfuerzo sobre el mango cuchara derecha:

$$F = \sigma \cdot \Omega \rightarrow F = 5,96 \frac{kg}{cm^2} \cdot 2,54 cm^2 = 15,13 kg$$

Suponiendo que ambos trabajan al mismo tiempo:

$$F = 30,2kg$$



Verificación de la tensión en la cuchara:

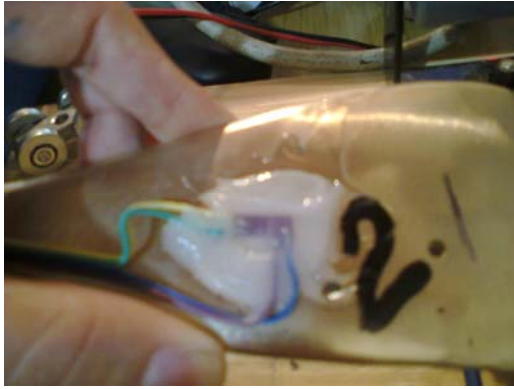
Caso sin almohadilla:

Intervalo: 443, Canal 0 = 15,5 $\mu\varepsilon$, F = 15,13kg. Por lo tanto

Para un esfuerzo total de 31 kg:

Tensión en la cuchara en las fibras donde están pegados los strain gage CANAL 2:

Microdeformaciones en medio puente:



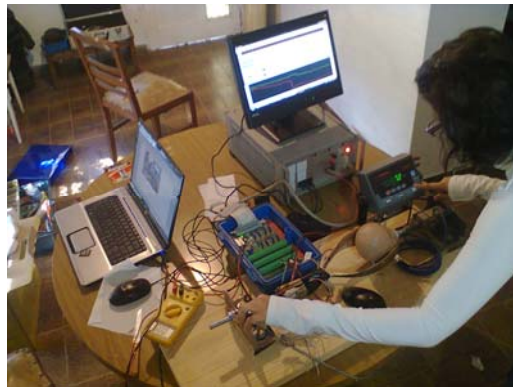
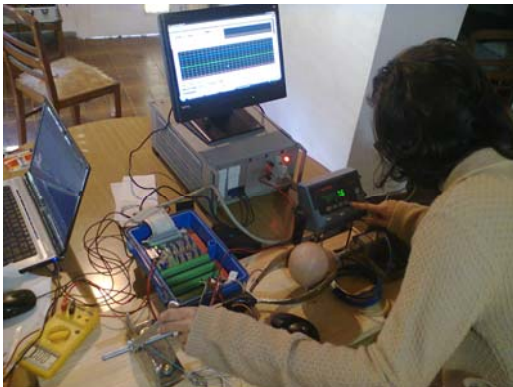
$$\varepsilon_{eq} = 370,9 \mu\varepsilon$$

$$\varepsilon_{eq} = 1,3 \cdot \varepsilon_{real} \rightarrow \varepsilon_{real} = \frac{\varepsilon_{eq}}{1,3} = \frac{370,9 \mu\varepsilon}{1,3} = 285,3 \mu\varepsilon$$

$$\sigma = E \cdot \varepsilon$$

$$\sigma = 1000000 \cdot 285,3 \cdot 10^{-6} = 285,3 \frac{kg}{cm^2}$$

$$CARGA = 31 kg \rightarrow \sigma = 285,3 \frac{kg}{cm^2}$$



Con almohadilla:

Intervalo: 443, Canal 0 = 15,98 $\mu\varepsilon$, F = 15,98 kg

Para un esfuerzo total de 32 kg:



Tensión en la cuchara en las fibras donde están pegados los strain gage CANAL 2:
Microdeformaciones en medio puente:

$$\varepsilon_{eq} = 313,2 \mu\varepsilon$$

$$\varepsilon_{eq} = 1,3 \cdot \varepsilon_{real} \rightarrow \varepsilon_{real} = \frac{\varepsilon_{eq}}{1,3} = \frac{313,2 \mu\varepsilon}{1,3} = 240,9 \mu\varepsilon$$

$$\sigma = E \cdot \varepsilon$$

$$\sigma = 1000000 \cdot 240,9 \cdot 10^{-6} = 240,9 \frac{kg}{cm^2}$$

$$CARGA = 32 kg \rightarrow \sigma = 240,9 \frac{kg}{cm^2}$$

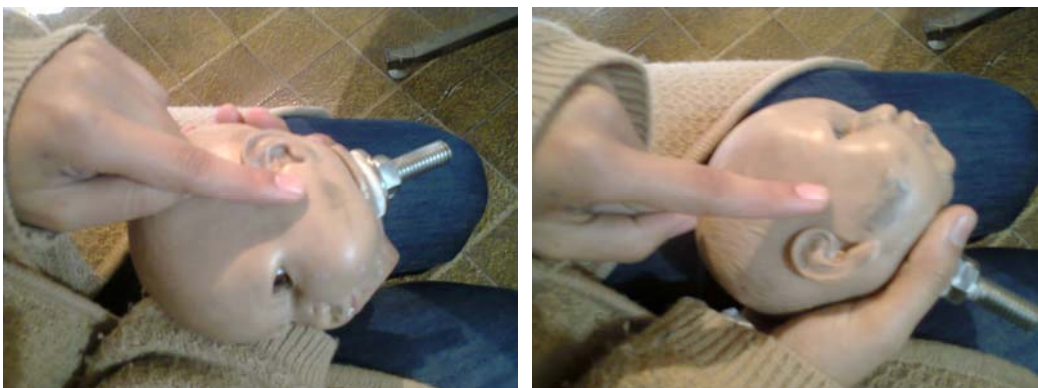
Se observa que los mayores esfuerzos se producen por un efecto de concentración de tensiones en el área que involucra las orejas y la mandíbula del bebé. Cuando se ejecuta la extracción, la cabeza se desplaza hacia la zona final de la rama. Originando altas tensiones en el área mencionada. Estas últimas relacionadas con las tensiones registradas en el strain gage CANAL 2.

Con el empleo de las almohadillas neumáticas consigo que las presiones se distribuyan, sobre una superficie mayor que se acomoda al perfil del niño. Logrando disminuir las presiones que se originan por áreas puntuales (orejas y mandíbula). Evitando de esta forma lesiones al bebé. La disminución de las presiones va a ser proporcional a la variación de tensiones registradas en el CANAL 2 con y sin almohadilla para una misma carga de extracción.

En la simulación con la maqueta se percibe una reducción de la concentración de tensiones del orden de 15 %.

$$\Delta \sigma_{\%} = \frac{\sigma_{2 \sin alm.} - \sigma_{2 \text{conalm.}}}{\sigma_{2 \sin alm.}} = \frac{285,3 - 240,9}{285,3} = 0,155$$

Vista del cráneo después de realizar el primer ensayo:



Después de concluir el primer ensayo con una carga aproximada de 30 kg, ejercida en un tiempo de 50 segundos. Se mira los daños sobre el rostro del niño.

Al proceder con el segundo ensayo, coloco una simulación de una almohadilla neumática sobre la rama que posee los sensores pegados. Trabajé, al igual que en el primero, con una carga aproximada de 30 kg en un tiempo de aplicación de 50 segundos. En las imágenes posteriores se detallan la aplicación de la almohadilla.

Vistas del conjunto cráneo y espátulas

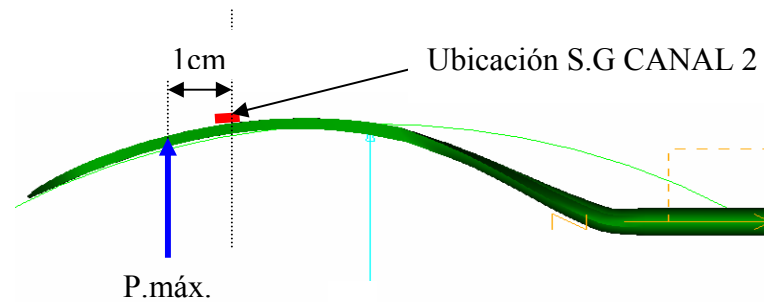


Zona de contacto con y sin almohadilla

La colocación de los strain gage (CANAL 2) tiene la finalidad de calcular los esfuerzos hertzianos generados por la presión de la oreja sobre la rama. En efecto precisar la disminución de presión que se producen en el bebé al utilizar una almohadilla inflable.

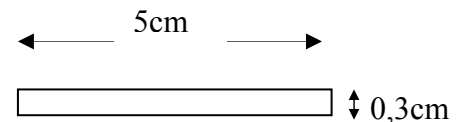
Determinación de la presión ejercida sobre el cráneo

A continuación muestro en forma esquemática la ubicación de los strain gage en la cuchara (canal 2) y la localización del punto de contacto entre el cráneo y la cuchara.



$$\sigma_{registrada} = \sigma_{flexion} - \sigma_{hertziana}$$

$$\sigma_{flexion} = \frac{m_f}{W_x}$$



Donde

$$W_x = \frac{b \cdot h^2}{6} = \frac{5 \cdot 0,3^2}{6} = 0,075 \text{ cm}^3$$

$$m_f = p_{max} \cdot L$$

$$\sigma_{flexion} = \frac{p_{max} \cdot L}{0,075}$$

Debido a la ubicación de los strain gage dispuestos en la cuchara (correspondientes al CANAL 2) y del espesor de la misma, puedo decir que se generarán tensiones debida a los esfuerzos Hertzianos. Estos deberán ser tenidos en cuenta para el cálculo de la presión de compresión del cráneo.

Esfuerzos Hertzianos

La presión de la huella de contacto crea un estado de tensiones tridimensionales sobre la cuchara. Los tres esfuerzos aplicados son: σ_x , σ_y y σ_z . Las tensiones son máximas en la superficie de contacto y disminuyen rápidamente de manera lineal con la profundidad. Se conocen con el nombre de tensiones hertzianas. Considerando solamente los esfuerzos como varían en el eje Z puede encontrar el valor de las tensiones mediante las siguientes ecuaciones:

$$\sigma_z = p_{max} \cdot \left(-1 + \frac{z^3}{(a^2 + z^2)^{3/2}} \right)$$

$$\sigma_x = \sigma_y = \frac{P_{\max}}{2} \cdot \left(- (1 + 2\nu) + 2 \cdot (1 + \nu) \cdot \left(\frac{z}{(a^2 + z^2)^{1/2}} \right) - \left(\frac{z}{(a^2 + z^2)^{1/2}} \right)^3 \right)$$

Z : espesor de la cuchara (0,3 cm)

A: diámetro de contacto (orejas 3 cm)

v: coeficiente de poisson (0,3)

Los valores de $\sigma_{\text{registrados}}$ los obtengo de los strain gage pegados (CANAL 2).

Primer Ensayo (sin almohadilla):

$$\sigma_{xh} = \sigma_{yh}$$

$$\sigma_{xh} = \sigma_{yh} = \frac{P_{\max}}{2} \cdot \left(- (1 + 2 \cdot 0,33) + 2 \cdot (1 + 0,33) \cdot \left(\frac{0,3}{(3^2 + 0,3^2)^{1/2}} \right) - \left(\frac{0,3}{(3^2 + 0,3^2)^{1/2}} \right)^3 \right)$$

$$\sigma_{\text{registrada}} = \sigma_{\text{flexion}} - \sigma_{\text{hertziana}}$$

$$\sigma_{\text{registrada}} = \frac{P_{\max} \cdot L}{0,075} - \frac{P_{\max}}{2} \cdot (-1,66 + 0,266 - 0,001)$$

$$\sigma_{\text{registrada}} = \frac{P_{\max} \cdot 1}{0,075} - \frac{P_{\max}}{2} \cdot (-1,4) = 14,07 \cdot P_{\max}$$

Despejando $P_{\max} = \sigma_{\text{registrada}} / 14,07$

$$P_{\max} = 285,3 / 14,07$$

$$P_{\max} = 20,37 \text{ Kg} / \text{cm}^2$$

Segundo Ensayo (con almohadilla):

Supongo que el área de la almohadilla aumenta la superficie de contacto entre el rostro del niño y la cuchara en un 60 %, por lo tanto con un diámetro de 4cm.

$$\sigma_x = \sigma_y = \frac{P_{\max}}{2} \cdot \left(- (1 + 2 \cdot 0,33) + 2 \cdot (1 + 0,33) \cdot \left(\frac{0,3}{(4^2 + 0,3^2)^{1/2}} \right) - \left(\frac{0,3}{(4^2 + 0,3^2)^{1/2}} \right)^3 \right)$$

$$\sigma_{\text{registrada}} = \sigma_{\text{flexion}} - \sigma_{\text{hertziana}}$$

Despejando

$$p_{\max.} = \sigma_{\text{registrada}} / 14$$

$$p_{\max.} = 240,9 / 14$$

$$p_{\max.} = 17,12 \text{ Kg} / \text{cm}^2$$

Logrando una reducción en la presión del 16 %.

$$\varepsilon_{eq} = \frac{P_{\text{sin alm.}} - P_{\text{conalm.}}}{P_{\text{sin alm.}}} = \frac{20,37 - 17,12}{20,37} = 0,16$$

Observación: como lo muestra la tabla de adquisición de datos con almohadilla, se produce un aumento de microdeformaciones y en consecuencia tensiones en el CANAL 1 (zona intermedia).

Tensiones registradas en el CANAL 1 (zona intermedia):

Tensión en la zona intermedia donde están pegados los strain gage CANAL 1:
Microdeformaciones en medio puente:



$$\varepsilon_{eq} = 649,4 \mu\varepsilon$$

$$\sigma = E \cdot \varepsilon$$

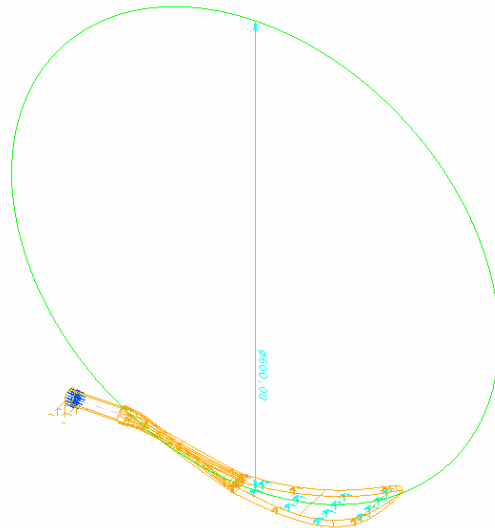
$$\varepsilon_{eq} = 1,3 \cdot \varepsilon_{real} \rightarrow \varepsilon_{real} = \frac{\varepsilon_{eq}}{1,3} = \frac{649,4 \mu\varepsilon}{1,3} = 499,5 \mu\varepsilon$$

$$\sigma = 1000000 \cdot 499,5 \cdot 10^{-6} = 499,5 \frac{\text{kg}}{\text{cm}^2}$$

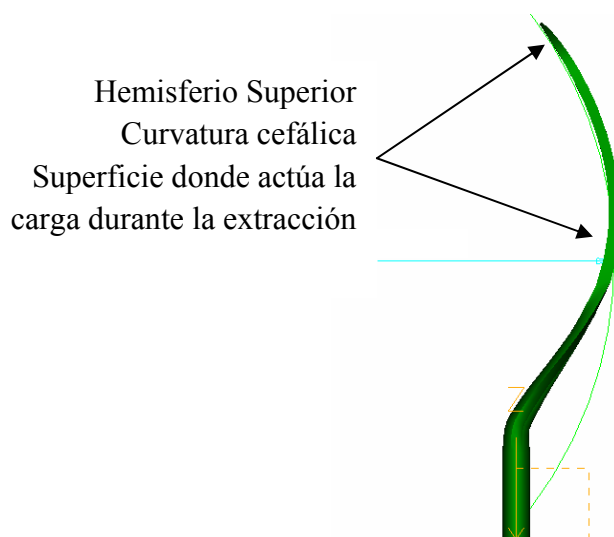
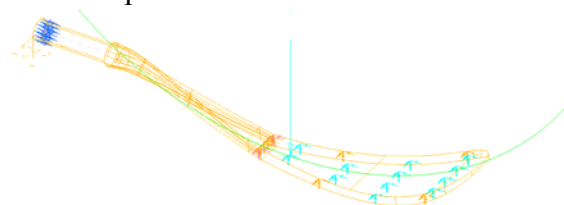
$$\text{CARGA} = 32 \text{ kg} \rightarrow \sigma = 499,5 \frac{\text{kg}}{\text{cm}^2}$$

En la zona más crítica del instrumento, las tensiones máximas para una carga de tracción de 30 kg, son del orden de los 500 kg/cm². Si bien se produce un aumento de tensión al colocar la almohadilla (se incrementa el momento flector), éste no provoca un elevado valor de tensión manteniéndose entre los límites del diseño.

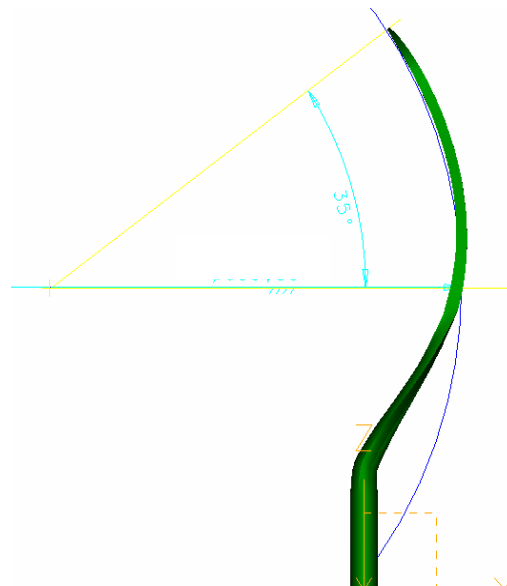
Distribución de presiones sobre la curva cefálica en función del ángulo de contacto



El dispositivo diseñado en función de la curvatura cefálica con un diámetro de 300mm. En el momento de la extracción se generarán presiones sobre la curvatura cefálica, ubicadas sobre el hemisferio superior del centro de curvatura del instrumento obstétrico.



Una vez obtenido el esfuerzo de tracción que realiza el obstetra, por medio de los strain gage, se relaciona éste esfuerzo con la curvatura hemisférica cefálica de contacto, que como se observa en la figura determina un ángulo de contacto de 35°.



El objetivo es dar como resultado la distribución de presiones sobre el fórceps en función del ángulo β . Y comparar este valor de presión con la presión que soporta el cráneo del bebé en el momento de la extracción.

Para que el obstetra pueda cuantificar si en el momento de la extracción se está provocando algún daño al bebé y localizar el lugar del daño.

$$F = P \cdot C \cdot \text{sen} \beta$$

F: esfuerzo que recibe el cráneo del bebé

P: esfuerzo que ejecuta el médico en el momento de la extracción

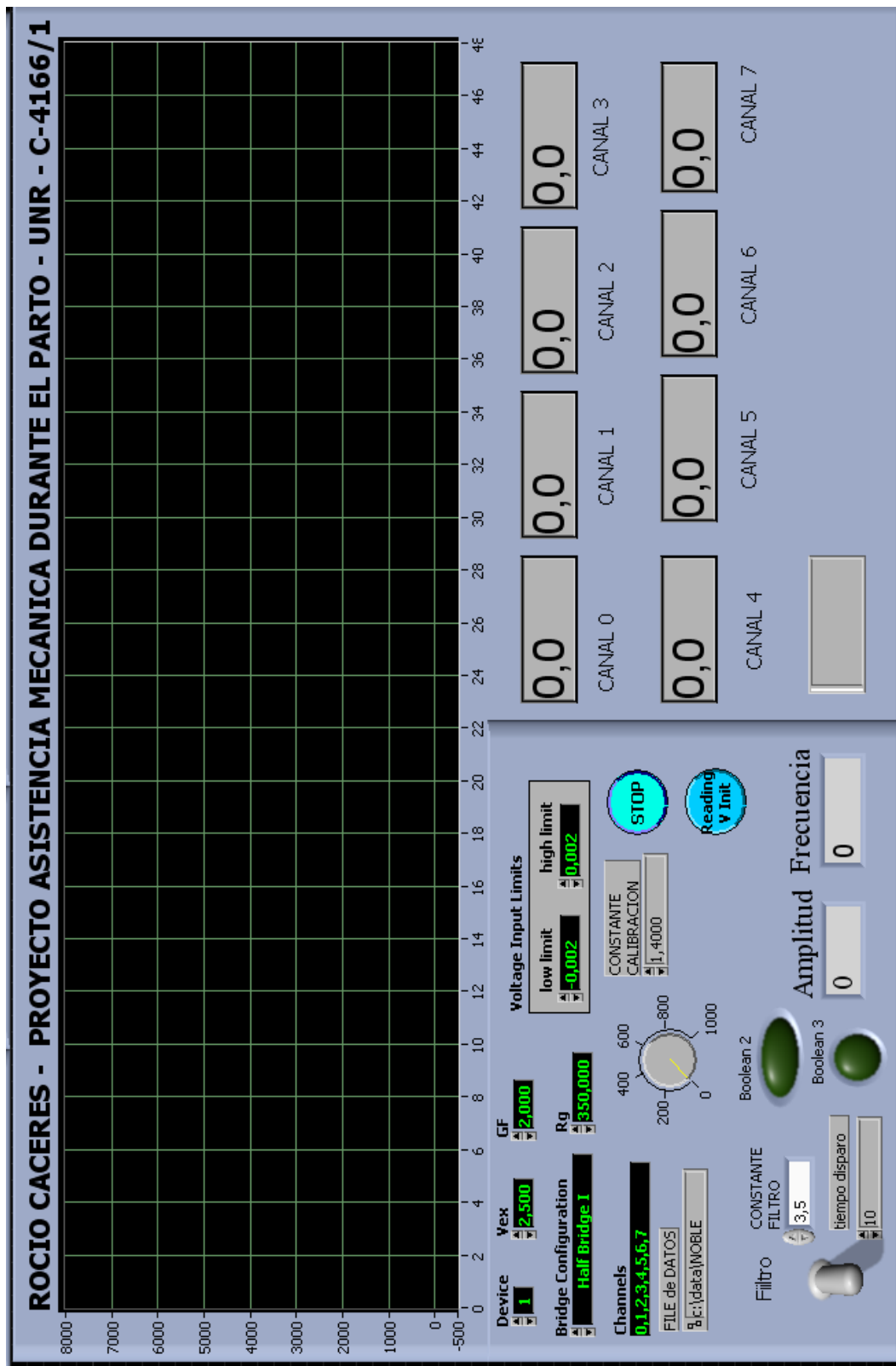
C: constante que relaciona el esfuerzo de tracción con respecto al esfuerzo que percibe el bebé.

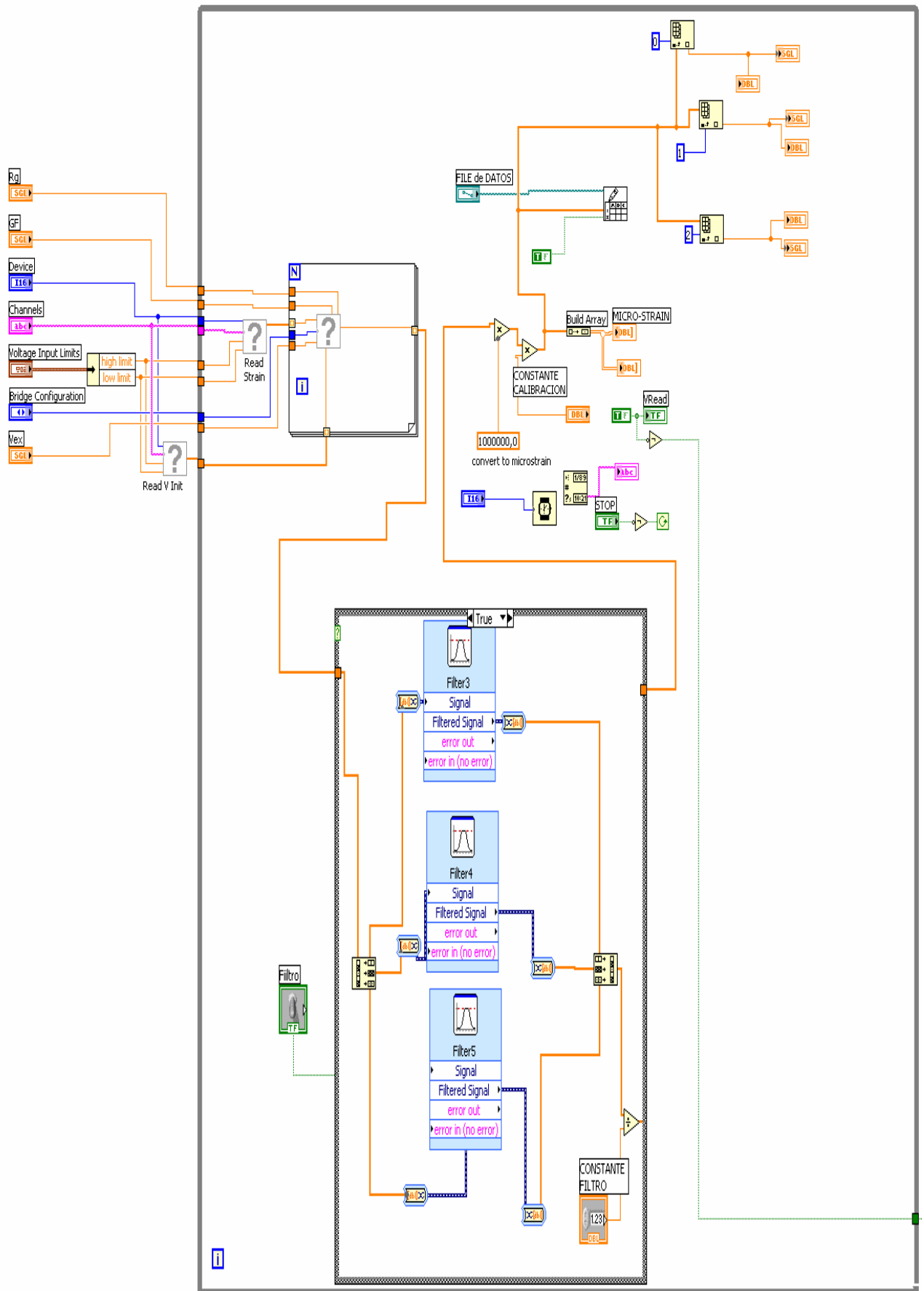
Fuerza ejercida por el obstetra 10 kg	
Angulo de contacto entre la cabeza y eje horizontal [°]	Fuerza de Compresión sobre el cráneo [Kg]
10	23,36
20	19,58
30	17,32
40	15,96
50	15,31

Programa en LabView empleado en la adquisición de datos durante el ensayo.

Realice este programa en labview para visualizar los tres canales a tiempo real mientras se realizaba el ensayo. A continuación muestro el panel frontal y la programación

gráfica. En el mismo implemente un filtro pasa bajo para eliminar y filtrar los ruidos armónicos de líneas (50 Hz, 100 Hz, etc.).





Determinación del porcentaje de dilución de oxígeno en sangre:

Variable:

Medir el porcentaje de oxígeno en sangre del bebé durante la etapa final del parto. La condición más crítica de la etapa de parto es durante la expulsión del niño. El propósito es cuantificar el oxígeno disuelto en sangre mientras se encuentra en el cuello uterino, debido a que en estas condiciones ocurre el inconveniente de la estrangulación de cordón.

Relación del problema con la ingeniería:

Analizando la problemática advierto que existen diferentes maneras de medir el oxígeno en sangre:

- a) Extracción localizada y por análisis mediante microscopía óptica determinando el número de hematocritos (glóbulos rojos), en plasma.
- b) Determinación del porcentaje de oxígeno en función de la absorción de luz (medio Óptico).

Entre las dos posibilidades, noto que la primera es muy invasiva para el bebé, por lo cual desarrollo la segunda.

La idea del trabajo es desarrollar un dispositivo uterino que ingrese por la vagina y escanee la cabeza del bebé, una vez rota la bolsa amniótica, obteniendo como resultado el oxígeno en sangre del bebé.

Empleando el principio de funcionamiento basado en un sensor óptico ya que la absorción de la sangre a una cierta longitud de onda es dependiente de la saturación de oxihemoglobina (emitiendo una luz a esta longitud de onda y absorbiendo en un receptor).

Ecuaciones involucradas en la técnica -Basada en la ley de Beer Lambert

La ley de Beer-Lambert relaciona la intensidad de luz entrante en un medio con la intensidad saliente después de que en dicho medio se produzca la absorción. La relación entre ambas intensidades puede expresarse a través:

$$O_2 + Hb \rightarrow HbO_2$$
$$\frac{I_1}{I_0} = e^{-A}$$
$$A = \alpha \cdot l \cdot c$$

$$A = - \log_{10} \frac{I_1}{I_0}$$

A: absorbancia

L: longitud atravesada por la luz en el medio.

C: concentración del absorbente en el medio.

α : Coeficiente de absorción.

$$\alpha = \frac{4 \cdot \pi \cdot k_{\lambda}}{\lambda}$$

λ : Longitud de onda de la luz absorbida.

K_{λ} : coeficiente de extinción.

La ley explica que hay una relación exponencial entre la transmisión de luz a través de una sustancia y la concentración de la sustancia, así como también entre la transmisión y la longitud del cuerpo que la luz atraviesa.

La absorbancia de una solución aumenta a medida que aumenta la atenuación del haz.

Contenido O₂: (Cont. O₂ml/dl) = Hb (g/dl) x SO₂(%) x 1.34 / 100 + 0.023 x PO₂ (KPa)

Variable	Sangre arterial
Presión de O ₂ (mmHg)	80-100
Presión de CO ₂ (mmHg)	35-45
pH (unidades)	7,35-7,46
P ₅₀ (mmHg)	25-27
Concentración de hemoglobina (g/dl)	14,0-15,0
Contenido de oxígeno (ml/dl)	19,8
Oxígeno combinado con la hemoglobina	19,5
Saturación de la hemoglobina (%)	97,5
Contenido de dióxido de carbono (ml/dl)	49
Compuestos carbamínicos (mmol/l)	2,2
Concentración de CO ₂	35 - 45 mmhg
Concentración de bicarbonato	22 - 28 meq/L (fuente: UCV)
Dióxido de carbono disuelto en sangre	2,6

La presión parcial de oxígeno (PO₂) me permite conocer el grado de oxigenación con el que la sangre llega a los tejidos, si bien ésta sola mide el 3 % del total de oxígeno que lleva la sangre.

El 97% pertenece al oxígeno que es transportado por la hemoglobina. Teniendo un valor medio de 80-100 mmHg.

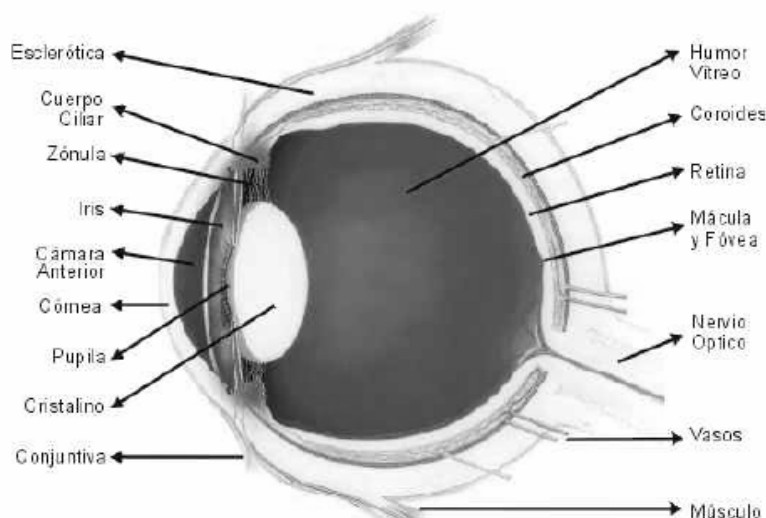
Los glóbulos rojos o eritrocitos, transportan el oxígeno y dióxido de carbono, son como bolsitas llenas de hemoglobina (una proteína) que esta constituida por anillos y en su centro esta unido por un átomo de hierro. Cuando el glóbulo rojo esta cargado de oxígeno se ve roja, si esta lleno de bióxido de carbono se ve azul. El oxígeno combinado con la hemoglobina dando lugar a la oxihemoglobina es transportado a las células corporales por los glóbulos rojos.

Hemoglobina: Es el pigmento rojo que da el color en la sangre. Cuya función exclusiva es transportar casi todo el oxígeno y la mayor parte del dióxido de carbono. La hemoglobina se une químicamente con el oxígeno, los átomos de oxígeno están unidos a los átomos de hierro en la molécula de la hemoglobina.

Análisis Termográfico

Sistema humano de visión:

La vista es uno de los sentidos más complejos y especializados del cuerpo humano, por medio de la visión, el ser humano es capaz de captar la forma, el volumen, los colores, la luminosidad, el tamaño y demás cualidades de los objetos que lo rodean, lo cual corresponde a tres cuartas partes del total de las percepciones de la persona.



La versatilidad de la visión humana se debe a la interacción de diferentes componentes, de los cuales cabe resaltar los siguientes:

Córnea: Es la membrana dura y transparente, se encuentra situada en la cobertura externa del globo ocular.

Coroides: Es la membrana intermedia pigmentada, oscurece el ojo para que se destaque la imagen.

Cristalino: Es el lente del ojo, disco biconvexo transparente que está sujeto por el ligamento suspensorio del cristalino. Esta lente tiene la particularidad de que puede modificar su curvatura para que el enfoque sea exactamente sobre la retina.

Esclerótica: Es la membrana opaca y blanca que ayuda a mantener la forma del ojo.

Iris: Es la parte de forma circular localizada entre la córnea y el cristalino, separa las cámaras anterior y posterior del ojo. La contracción del iris altera el tamaño de la pupila. Su cantidad de pigmento determina el color del ojo.

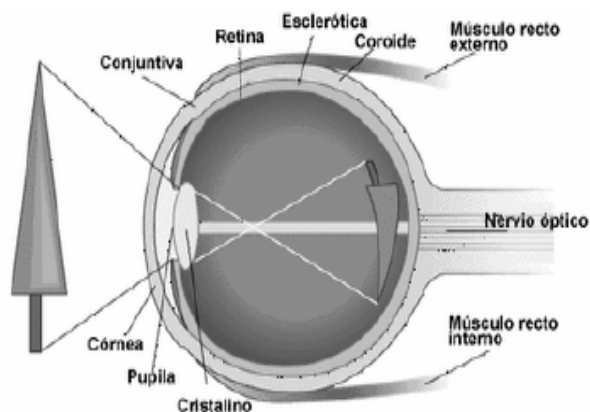
Pupila: Es la abertura circular en el centro del iris, a través de la cual penetra la luz en el ojo.

Retina: Es la membrana donde converge la luz y se forman las imágenes.

Fotorreceptor: Es toda célula o mecanismo con la capacidad de captar la luz. En el ojo humano los fotorreceptores son los conos y los bastones.

Conos: Son las células fotosensoras responsables de la visión en condiciones de alta luminosidad. Estos codifican el color visualizado, es decir, cada uno de ellos presenta una respuesta dependiendo de la longitud de onda incidente. La sensación de color se produce combinando los tres tipos de conos (rojo, verde y azul).

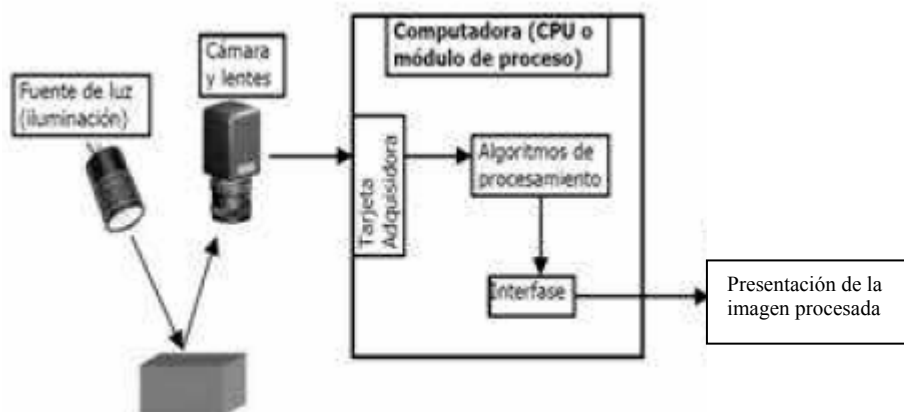
Bastones: Son células fotosensoras responsables de la visión en condiciones de baja luminosidad. Estos presentan una elevada sensibilidad a la luz; aunque se saturan en condiciones de mucha luz y no detectan los colores. El funcionamiento del sentido de la vista es similar al de una cámara fotográfica, en donde se debe enfocar una imagen visual sobre la retina.



El proceso de captación de las imágenes se puede resumir de la siguiente manera: Los rayos de luz entran a través de las pupilas y son registrados en las retinas, en donde se forman las imágenes invertidas, que luego se convertirán en impulsos eléctricos que viajarán al cerebro (al lóbulo occipital) a través de los nervios ópticos. Los campos visuales son superpuestos parcialmente, debido a que las imágenes captadas por cada ojo difieren ligeramente. La percepción en profundidad es permitida gracias a la zona de visión binocular, lo cual brinda la información necesaria para discernir la distancia del objeto con respecto al ojo. Basándose en la proximidad o distancia de un objeto, los músculos del ojo emiten una respuesta automática que modifica la forma del cristalino, que a su vez altera el ángulo de los rayos de luz incidentes; permitiendo un enfoque más agudo del objeto sobre la retina.

Sistema de visión artificial

El sistema de visión artificial (SVA) surgió a partir del desarrollo de la inteligencia artificial, con el propósito de programar una computadora para que sea capaz de “entender” una escena o las características de una imagen.



Un sistema de visión artificial se compone básicamente de los siguientes elementos:

Fuente de Luz: conseguir una correcta iluminación es de vital importancia para la implementación de un sistema de visión artificial, ya que debe proporcionar unas condiciones de iluminación uniforme e independiente del entorno, con la finalidad de extraer los rasgos de interés. Existen diferentes tipos de iluminación: direccional, difusa (sin sombras), contraluz, estroboscópica (destellos de luz a intervalos regulares) dentro del espectro visible. En esta ocasión voy a trabajar en el espectro infrarrojo, por lo tanto mi fuente de iluminación es la propia emisión de radiación infrarroja del cuerpo humano.

Sensores de Imagen: es el encargado de tomar las características del objeto bajo estudio, son componentes sensibles a la luz que modifican su señal eléctrica en función de la intensidad luminosa que perciben. En este caso la señal recibida será radiación infrarroja.

Sistema de adquisición de imágenes: es el encargado de tomar la información proveniente desde la cámara y convertirla en una señal digital para que pueda ser procesada por la computadora.

Las características más importantes del sistema de adquisición son: la velocidad de transmisión, el formato de los datos, la profundidad del píxel (cantidad de píxeles por unidad de superficie), la capacidad de captura por disparo, la velocidad de transferencia de la imagen desde la memoria de la tarjeta de adquisición de imágenes a la memoria de la computadora.

Análisis del Proceso: Una vez adquirida la imagen, las aplicaciones del proceso operan sobre la señal y extraen la información útil de la misma. Para de esta manera diagnosticar las zonas de desgarros y cortes.

El proceso de adquisición de las imágenes desarrollado es similar al sistema humano de visión. Adquiero la imagen por medio de una cámara termográfica, a través de un sistema de sensores sensibles a la radiación infrarroja.

El sistema de adquisición que se ocupa de la conversión analógica a digital de la señal, para que ésta pueda ser procesada. La información digital es utilizada como dato de entrada para el programa realizado en LabView que se ejecuta en la computadora, que se encargará de efectuar los cálculos correspondientes.

Procesamiento:

La imagen es una función bidimensional que representa la intensidad de luz: $f(x, y)$. Donde x e y son las coordenadas espaciales, siendo la función un valor proporcional al brillo en el punto (x, y) . La imagen digital es una imagen cuyos valores de brillo y coordenadas son discretos. Una imagen digital es definida como una matriz cuyos valores de filas y columnas identifican un punto en la imagen y su valor representa la intensidad luminosa en ese punto. El tamaño de la matriz es lo que define la resolución de la imagen, es decir con cuantos píxeles representaremos la imagen.

En el caso de que las imágenes sean en escala de grises, cada elemento de la matriz representa el valor de gris. El valor que puede tomar cada elemento va desde 0 (negro) hasta 255 (blanco), 256 escalas de intensidad. Esta restricción se basa en que el ojo humano es lo suficientemente sensible para detectar 256 diferentes niveles de intensidad de un color, además que 256 es un valor manejable por la computadora ya que puede ser representado con un byte, ejemplo 2^8 . El número de bits que se usen para codificar el valor de un píxel es lo que se conoce como la definición de la imagen.

Para representar imágenes a color se pueden usar diferentes modelos de colores, tales como el RGB (rojo, verde, azul), CMY (cían, magenta, amarillo), etc.

Cuando la imagen se la representa con mapas de bits (bitmap) usando el modelo de color RGB, cada elemento de la matriz es un valor de 3 bytes, uno para cada color (rojo, verde, azul), cuya combinación es el color del píxel. Esta característica se la menciona como planos de la imagen, cuando se trabaja con imágenes en escala de grises se usa un solo plano, a diferencia de cuando se desee emplear imágenes a color que se requieren de tres planos, sin importar el modelo de color que se use porque siempre se usan tres parámetros.

Representación vectorial de los colores:

En los diferentes modelos de color, estos se representan como combinaciones lineales de tres factores. En el modelo RGB son la combinación del rojo, verde y azul; en el

CMY son el cian, magenta y amarillo. Para facilitar el análisis matemático, los colores se los representan como vectores.

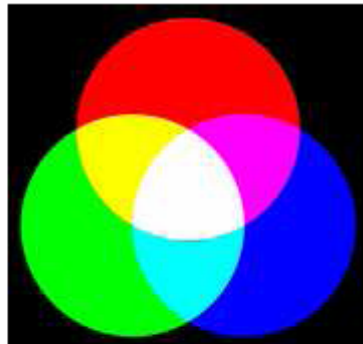
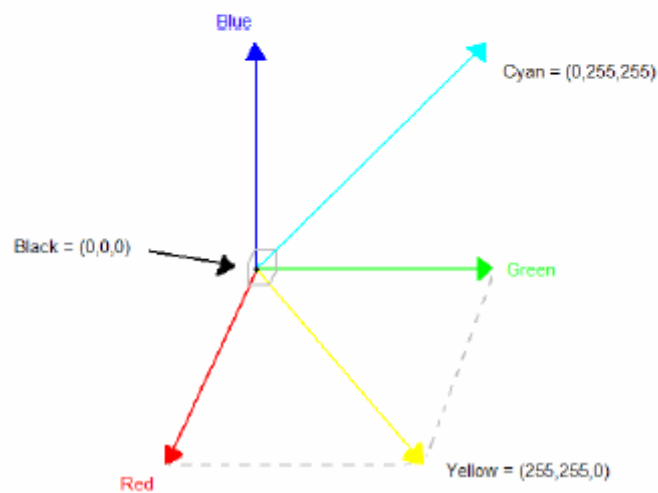


Imagen 2-16 Modelo RGB (21)



Por ejemplo, en el modelo RGB la base vectorial del espacio de color la constituyen los colores rojo, verde y azul; resultando que cualquier color puede ser expresado como una combinación lineal de la base.

$$\text{Color} = a \cdot \text{Rojo} + b \cdot \text{Verde} + c \cdot \text{Azul}$$

$$\text{Color} = (a, b, c)$$

Donde a, b, y c son valores enteros que pertenecen al intervalo [0,255]. Así, por ejemplo un tono de amarillo se lo puede expresar:

$$\text{Amarillo} = 255 \cdot \text{rojo} + 255 \cdot \text{verde} + 0 \cdot \text{azul}$$

$$\text{Amarillo} = (255, 255, 0)$$

Representar a los colores a través de vectores hace posible utilizar herramientas y conceptos del álgebra vectorial.

En este proyecto en particular, la distribución de la irrigación sanguínea en el bebé y en la madre, son variables ya que la misma presenta alteraciones en las áreas de desgarros. Durante el trabajo de parto se produce un aumento de la irrigación sanguínea en los músculos de la pelvis y en el abdomen. Esto es proporcional al número de contracciones y a la dilatación uterina. Por lo tanto de esta forma tendría un diagnóstico de las condiciones del parto y del estado muscular.

Relación del problema con la ingeniería:

Los métodos de medición de temperatura los podemos dividir en dos grupos:

- A) de contacto por transferencia de calor
- B) por radiación infrarroja (radiación de cuerpo negro)

Dadas las características, elijo el método no invasivo de radiación en el espectro infrarrojo. Consiste en determinar la radiación infrarroja emitida por un cuerpo en función del coeficiente de EMISIVIDAD.

Para el caso en estudio definiré la temperatura superficial o de piel, en función de radiación infrarroja, relacionada con la radiación de cuerpo negro y con el coeficiente de emisividad de la piel (0.95).

Como resultado generaré una imagen infrarroja del área en observación, donde las temperaturas serán proporcionales al caudal de circulación en los vasos sanguíneos. Esto se logra en forma precisa ya que el 80 % del cuerpo humano esta formado por agua, esta última posee una emisividad extremadamente estable, independiente del valor de temperatura.

Ley de Stefan-Boltzmann

Todos los cuerpos que están a una temperatura por encima del cero absoluto (- 273°C) emiten energía radiante, la cual está sujeta a la temperatura del cuerpo y a un factor que depende del material, de la rugosidad y color de la superficie llamado emisividad. Para calcular la energía radiante emitida E se emplea la siguiente ecuación:

$$E = \varepsilon \cdot \sigma \cdot T_e^4$$

ε : emisividad

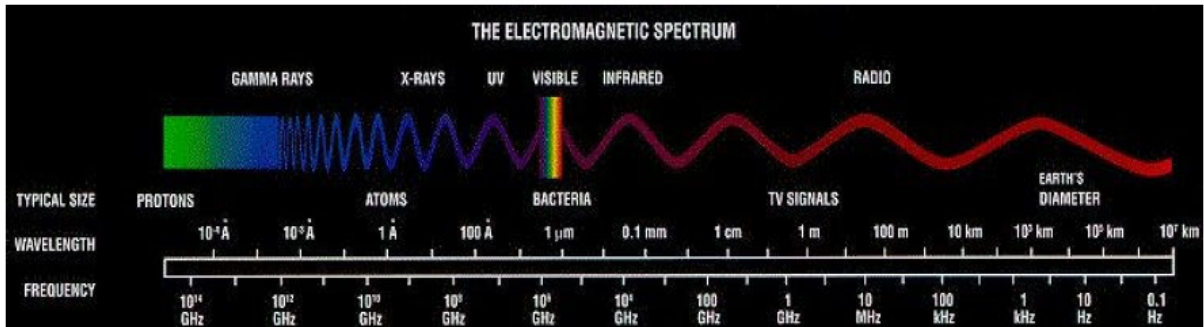
σ : constante de Stefan Boltzmann

t: temperatura del objeto en grados Kelvin

Las cámaras termográficas miden la energía radiante emitida por los cuerpos y conociendo la emisividad del mismo pueden calcularse la temperatura.

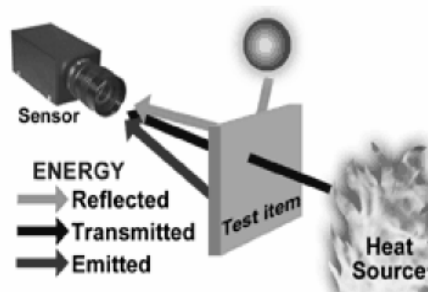
Espectro Infrarrojo

Todo elemento emite energía desde su superficie. Esta energía se propaga en forma de ondas electromagnéticas que viajan a la velocidad de la luz a través del aire o por cualquier otro medio de conducción. La cantidad de energía se encuentra en relación directa con su temperatura. La temperatura de los cuerpos determina el tipo de luz que emite.

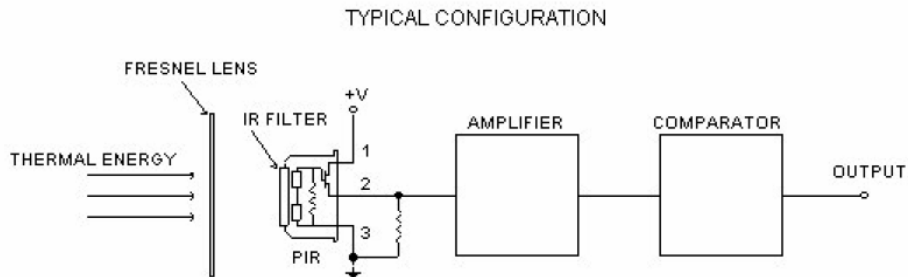


El trabajo se realizaría con una cámara termográfica de alta definición y vincularía el pixelazo termográfico con la temperatura y la circulación sanguínea. Para lo cual se calcularía la matriz que relaciona estas variables.

Básicamente la idea es vincular la imagen termográfica en función de la temperatura, con una imagen en función del caudal sanguíneo.



Típica configuración del sistema de conversión de la radiación infrarroja en luz visible apta para la interpretación por el ojo humano



La termografía es una técnica que permite medir temperaturas a distancias con exactitud y sin necesidad de contacto físico. Mediante la captación de la radiación infrarroja del espectro electromagnético, se convierte la energía radiada en información sobre temperatura.

Gracias a la física podemos convertir las mediciones de la radiación infrarroja en mediciones de temperatura. La temperatura medida más elevada aparece en color blanco. Se parte de un vector de entrada del cual se conoce su vector de salida deseada o al menos una aproximación de él.

Imágenes por radiación infrarroja

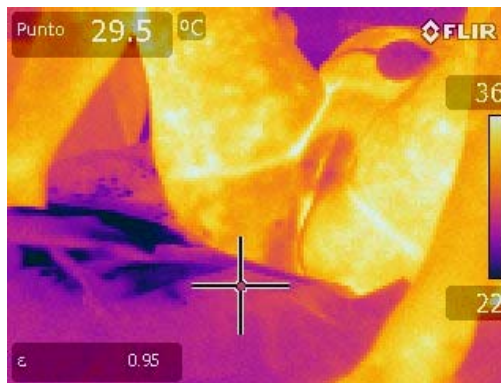
A continuación se observan imágenes tomadas en el espectro visible y en el espectro infrarrojo durante el preparto, parto y post-parto.

Imágenes de preparto

Espectro Visible

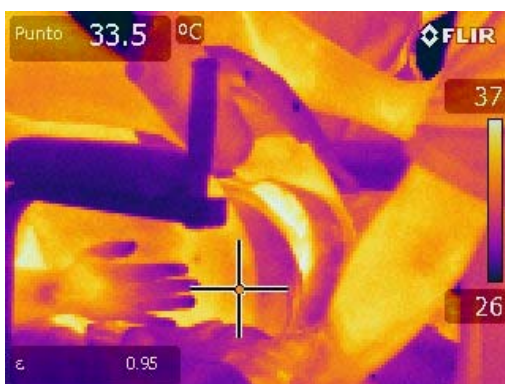


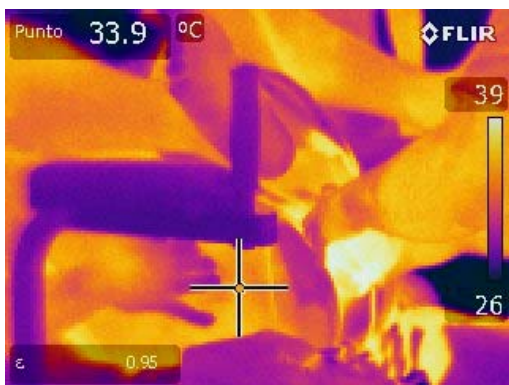
Espectro infrarrojo



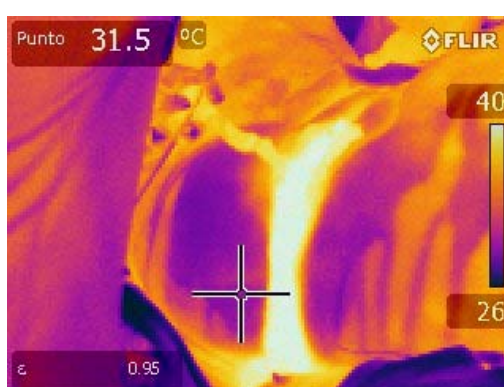
Se observan zonas claras correspondientes a temperaturas de 36°C, debido al proceso de irrigación sanguínea.

Imágenes de Parto:

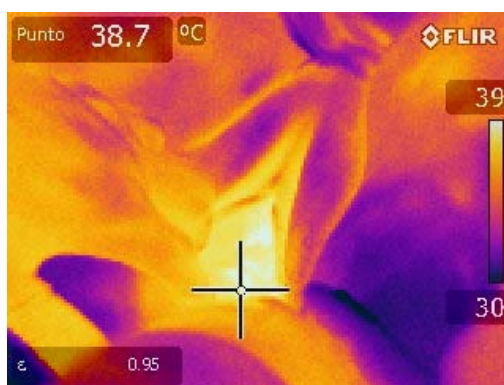




Post- parto y Desgarro



Áreas de desgarro indicadas por el obstetra:

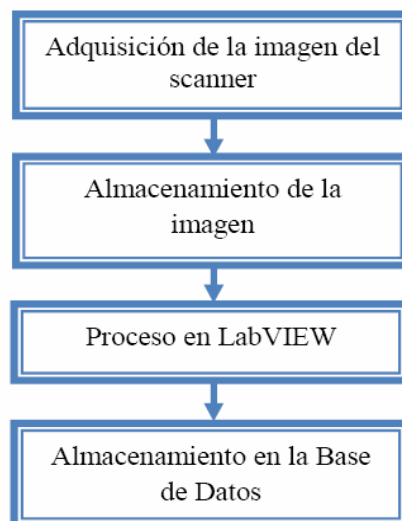


Se perciben zonas donde la temperatura asciende los 40°C, estas áreas coinciden con las zonas de desgarros donde se rompen los vasos sanguíneos. Bajo estas circunstancias desarrollo un software de análisis en lenguaje gráfico orientado a objetos. Para este caso utilizo un compilador LabView 8 con la interfase gráfica IMAQ.

El objetivo de este proyecto es desarrollar una interfase gráfica que tome la imagen termográfica en forma JPG derive y aplique filtros de evaluación para identificar y acotar las zonas de desgarros ocurridos durante el parto.

Desarrollo del Software

La idea es realizar un software que me permita identificar las zonas de desgarros a tiempo real. Para esto desarrolle el siguiente diagrama lógico de tarea.



Adquisición de la imagen:

El proceso de adquisición de imágenes lo logro empleando una cámara termográfica marca FLIR modelo E30. Con un grado de resolución termográfico de 0,1°C, y una resolución de pixelazo de 360 x 250.

Velocidad de refresco de adquisición opcional entre 7 a 30 Hz. Durante el escaneado de la imagen la velocidad de refresco de pantalla adoptada es de 30 Hz, obteniendo de esta forma una imagen continua al ojo humano pero con el agravante de trabajar con archivos de datos de gran tamaño.

La idea es trabajar con imágenes a tiempo real, con lo cual el equipo médico contara con un monitor donde se observa el proceso de parto. Para que esto se cumpla, el refresco de pantalla que se presenta al equipo médico debe superar la velocidad de respuesta del ojo humano que en promedio es un valor de 25 imágenes por segundo. En este caso opte por una velocidad de refresco de 30 imágenes por segundo alcanzando el efecto de visualizar un monitoreo continuo en la pantalla. En resumen estoy haciendo una adquisición de imágenes a razón de 30 cuadros por segundo.

Almacenamiento de la Imagen

Las imágenes obtenidas son almacenadas en formato JPG a razón de 30 cuadros por segundo (30 Hz). Las cuales son transformadas dentro de la cámara en una sucesión de imágenes en formato JPG y transmitida a través de la interfase USB en formato AVI.

El almacenamiento de las imágenes se realiza en el buffer de la computadora y el programa de procesamiento de imágenes programado en LabView captura las imágenes en formato JPG desde el buffer de la computadora.

Dada la complejidad y el requerimiento informático necesario debido a la capacidad de memoria RAM y a la velocidad del procesador en este proyecto haremos el procesamiento de un conjunto de imágenes en formato JPG, no realizando el procesamiento a tiempo real debido al costo económico de un Hardware de estas características.

Proceso en LabView8

En el presente proyecto emplee el módulo de desarrollo de Visión debido a que posee cientos de funciones que se pueden utilizar con LabVIEW, NI LabWindows/CVI, C/C++ o Visual Basic, lo cual permite desarrollar poderosas aplicaciones de inspección, alineación, identificación y mediciones en imágenes.

Dentro del compilador LabView trabajé usando las funciones y subrutinas (programación orientada a objetos) del paquete IMAQ.

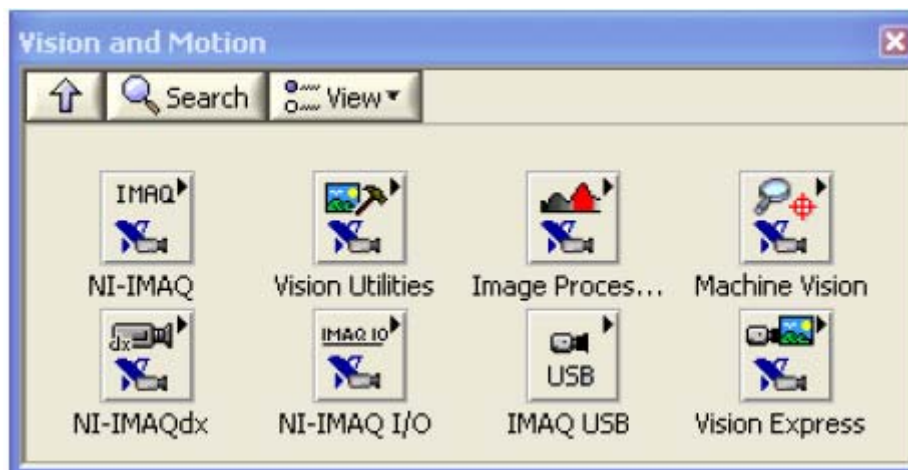
Adquisición y procesamiento de imágenes a través del paquete IMAQ

Procederé a realizar una aclaración respecto al nombre IMAQ (Image Acquisition).

Durante las versiones 6 y 7.1 de LabVIEW se llamaba IMAQ Vision a la librería que poseía las funciones de procesamiento digital de imágenes y que permitían implementar las funcionalidades de una visión artificial. A partir de la versión 7.1.1 se procedió a llamar a esta librería NI Vision.

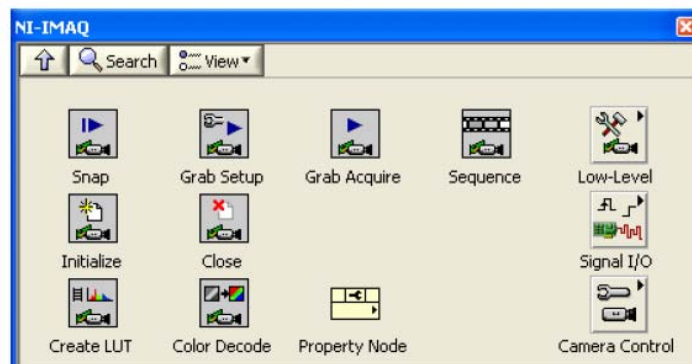
Actualmente existe un paquete que se denomina NI-IMAQ que contiene las librerías que controlan la adquisición de imágenes y los instaladores que permiten utilizar dispositivos de adquisición de imágenes de National Instruments o de estándares reconocidos como las cámaras IEEE (norma de estandarización eléctrica de los EE.UU). En este proyecto de investigación se hace referencia a IMAQ Vision como si se tratase de NI Vision, que originalmente son lo mismo.

Dentro del paquete IMAQ tenemos las siguientes funciones:

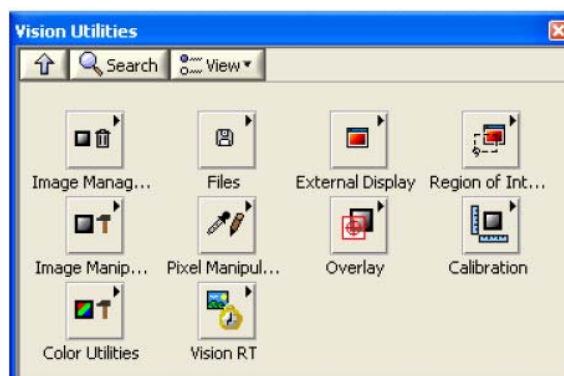


El conjunto de librerías me facilita IMAQ Vision para el diagrama de bloques son las siguientes:

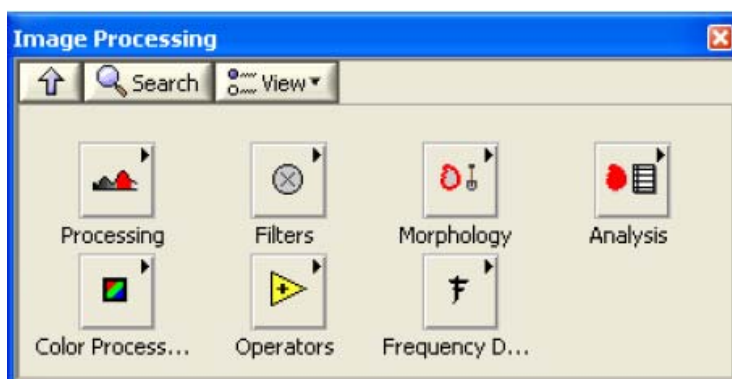
- ✓ **Ni-IMAQ:** Posee los instrumentos virtuales (Virtual Instruments, VI) que establecen el sistema de adquisición y captura las imágenes.



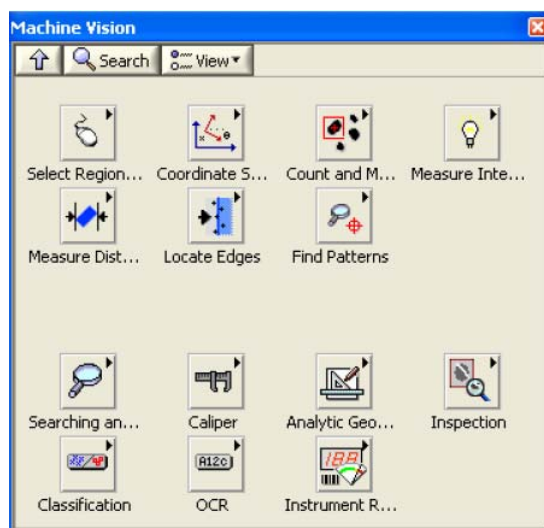
- ✓ **Vision Utilities:** Proporciona los instrumentos virtuales que permiten crear y manipular imágenes en NI Vision, leer y escribir imágenes en diferentes formatos, establecer regiones de interés, manipular los píxeles, sobreponer líneas o rectángulos, calibrar para realizar conversiones de medidas de píxeles a medidas del mundo real.



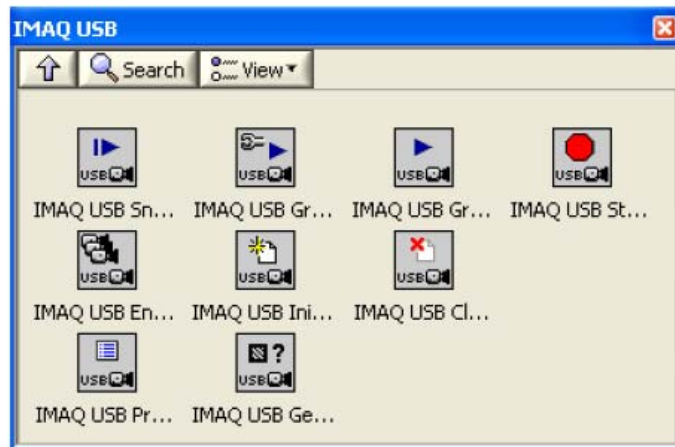
- ✓ **Image Processing:** Presenta un conjunto de instrumentos virtuales que se utilizan para analizar, filtrar y procesar imágenes de NI Vision.



- ✓ **Machine Vision:** posee instrumentos virtuales que se emplean en la visión artificial para realizar inspecciones de objetos, búsqueda de patrones, localización de bordes, análisis de partículas, selección dinámica de regiones de interés, etc.

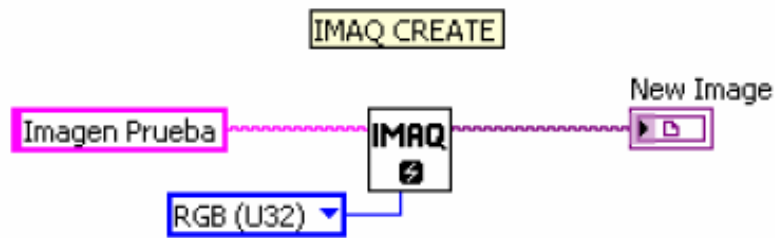


- ✓ **IMAQ USB:** proporciona los instrumentos virtuales necesarios para establecer el funcionamiento y adquisición de imágenes a través de puertos de cámaras USB.

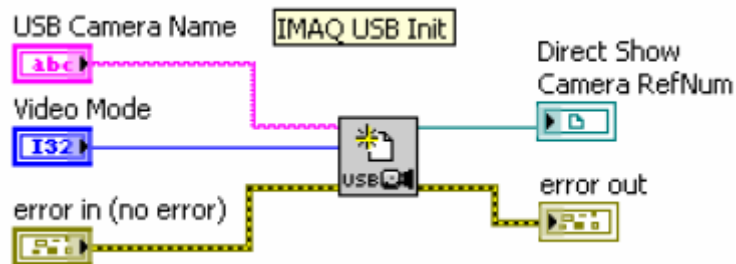


Adquisición de Imágenes a través del paquete IMAQ

A modo de ejemplo muestro como se hace una adquisición de datos trabajando con LabView y la interfase IMAQ para después explicar el programa que interesa en este proyecto.

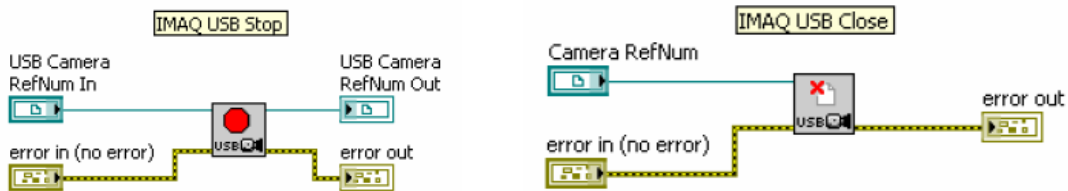


Con esta rutina de programación invoco la interfase IMAQ para que lea una imagen de prueba en un formato RGB con una resolución de 32 bits. Creando una nueva imagen de la original.

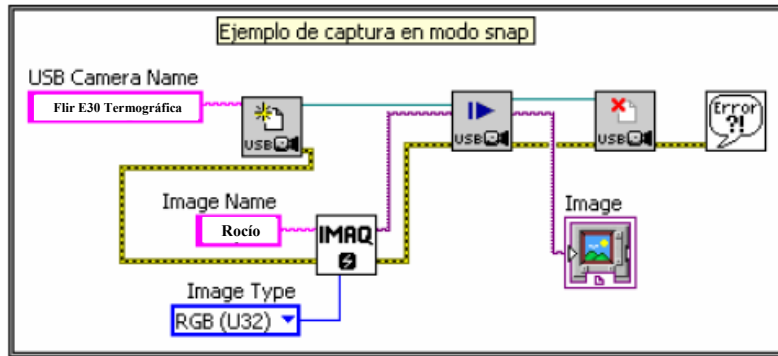


En esta programación se presenta como se realiza la entrada de los datos en formato JPG que salen por la interfase USB de la cámara y son presentados en el display de la computadora.

La rutina IMAQ USB Init me permite inicializar el puerto USB de la computadora.

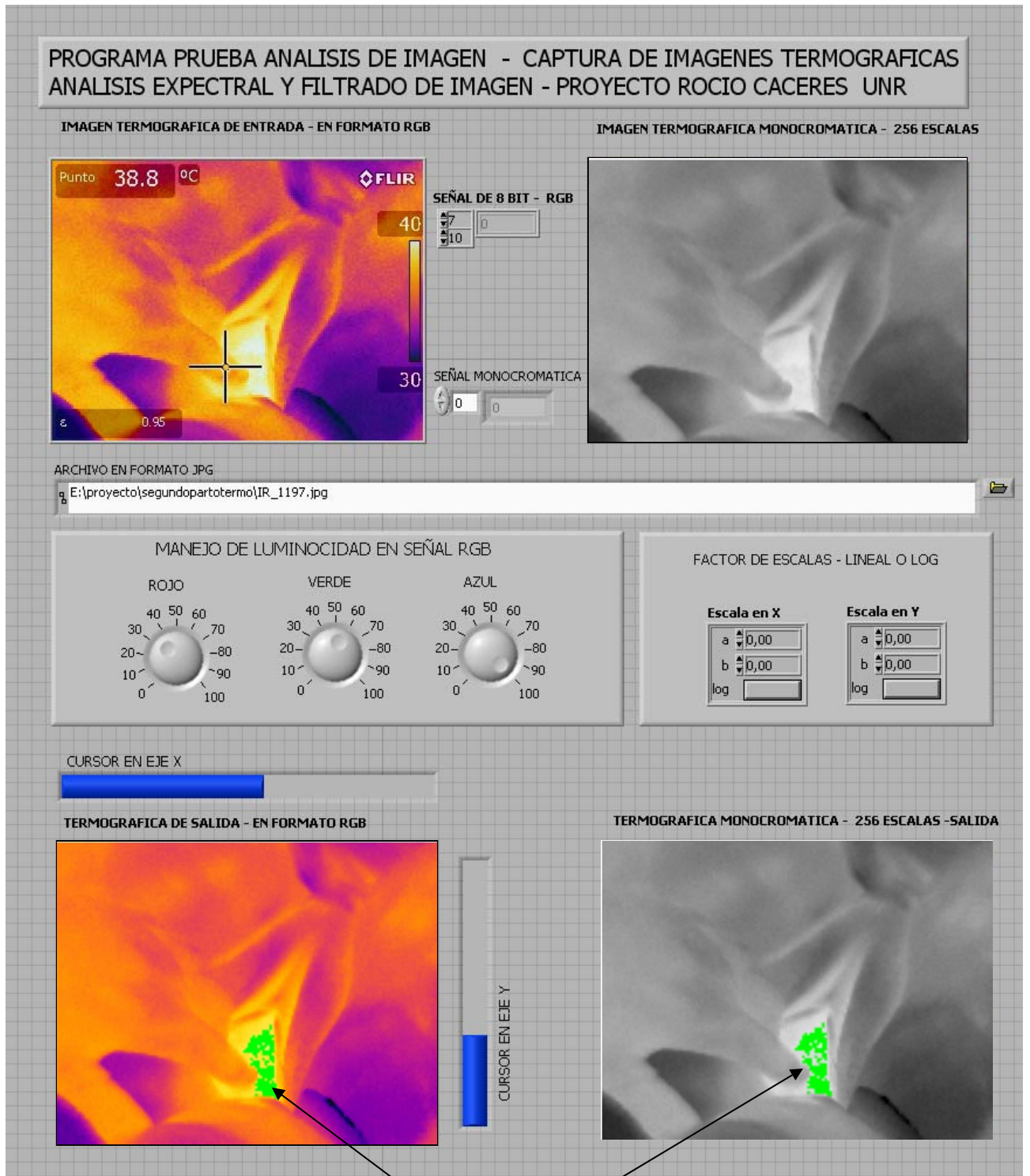


Con estas dos rutinas paramos la adquisición de datos por el puerto y cerramos el puerto USB. A continuación con lo visto anteriormente realizo una programación para adquirir una imagen en modo Snap. Este último es un tipo de captura en la cual se realiza una sola toma de imagen y esta es almacenada en el buffer de memoria. Este modo de adquisición debe ser utilizado cuando se desee adquirir una sola imagen, y demás aplicaciones que se ejecuten a una baja velocidad.



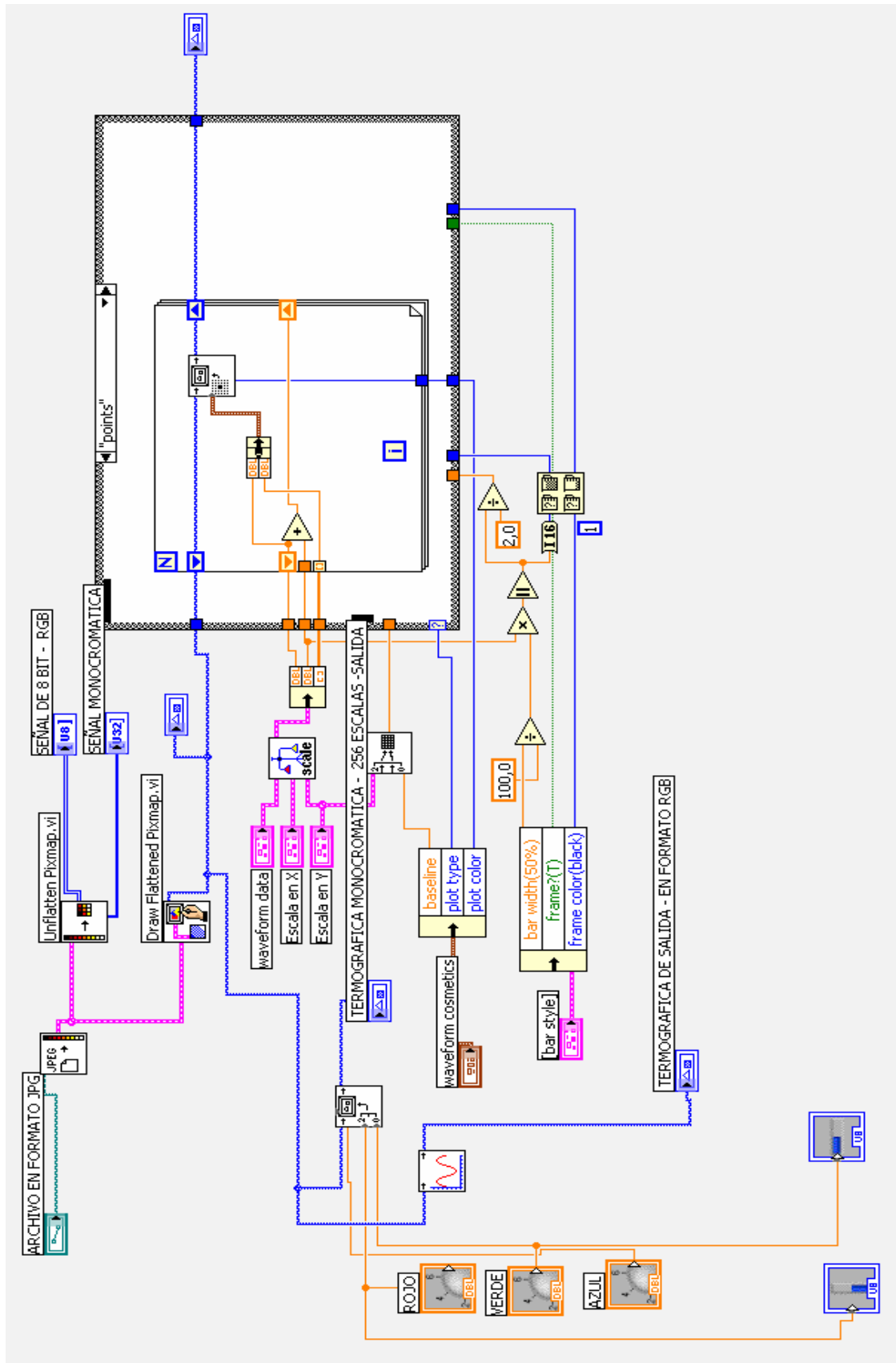
La programación utilizada se observa a continuación:

Vista del Panel Frontal de la programación en LabView 8:



Zona de elevada temperatura
40 ° C indica área de desgarro

Vista del Diagrama Lógico de la programación en LabView 8:



Desarrollo de imágenes procesadas

Durante las visitas a la sala de parto, realice adquisición de imágenes de dos mujeres en el proceso de parto. De las cuales una presentó desgarros que fueron indicados por el obstetra. Pude contemplar y lo documento más adelante que en los sectores de desgarros se produce un incremento de temperatura debido a la rotura de vasos y a la elevación de la irrigación sanguínea.

En esta área se percibe que el tamaño de la superficie de la región afectada coincide en forma directa con el crecimiento de temperatura en esa zona.

A continuación elaboro el estudio de imágenes termográficas trabajando con niveles de isotermas para cuantificar las áreas de desgarros en función de la temperatura. Y de esta forma demostrar lo dicho anteriormente.

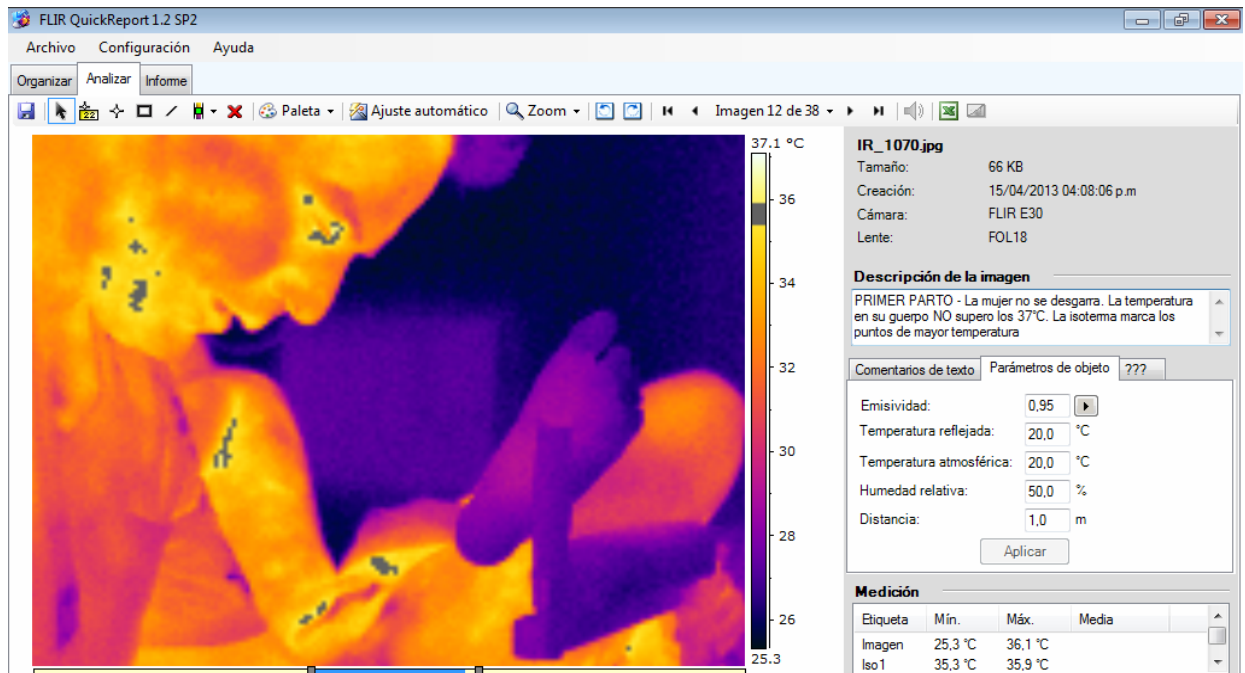
Análisis Termográfico realizado con software FLIR 1.2 SP2

Elaboré el análisis Termográfico para evaluar los dos partos uno que presento desgarros y el otro no. Examinando con un filtro isotérmico se puede delimitar la zona de interés.

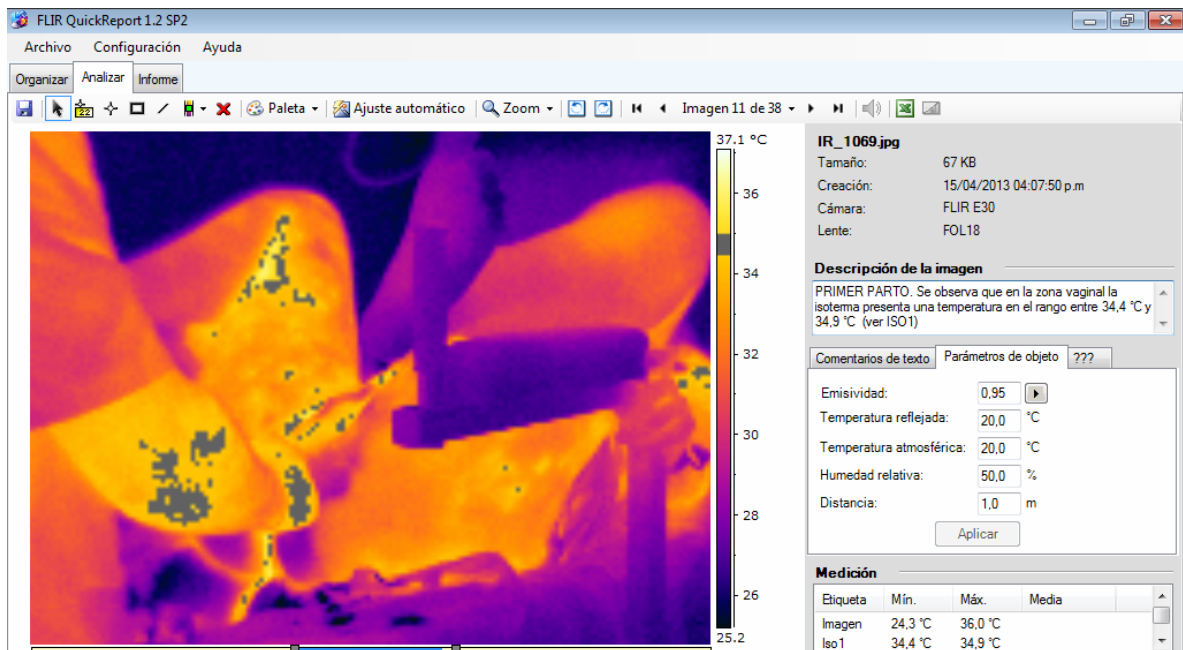
Caso 1: Ausencia de desgarros

Se percibe que la temperatura en la zona vaginal de la mujer en ningún momento supera los 36 ° C. Poniendo en evidencia que cuando no se produce lesión de los vasos sanguíneos, no se registra un crecimiento de temperatura en la zona. Se estudio la imagen con distintos filtros y en todos ellos se registro la misma condición.

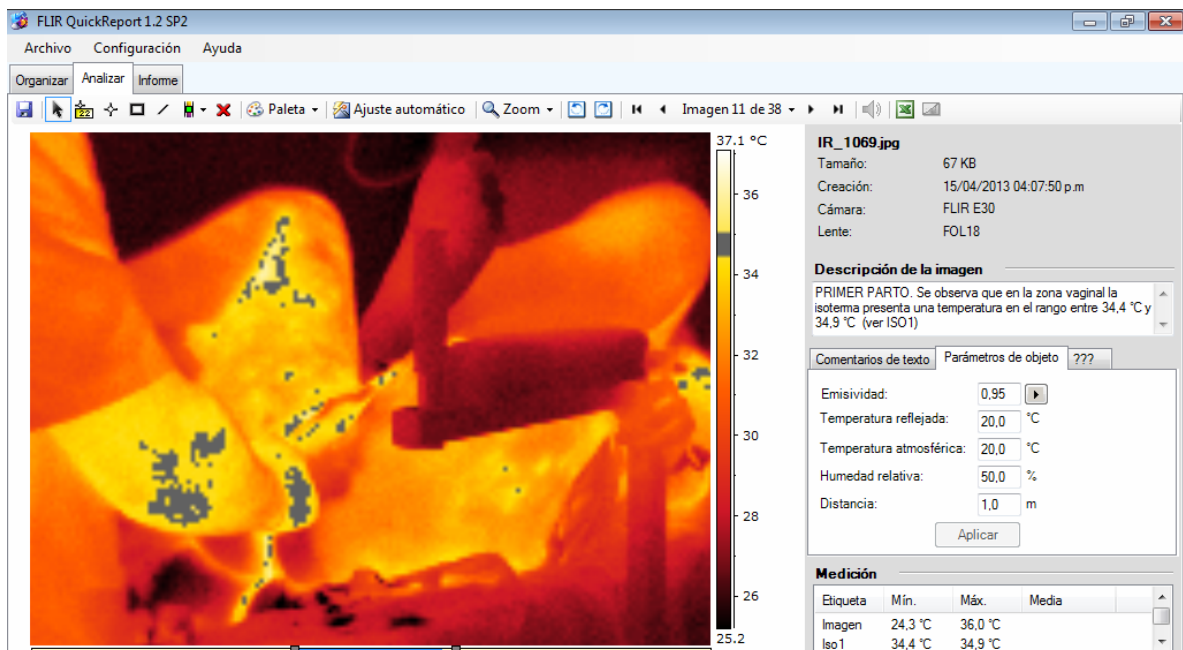
Filtro Iron imagen N° 1:



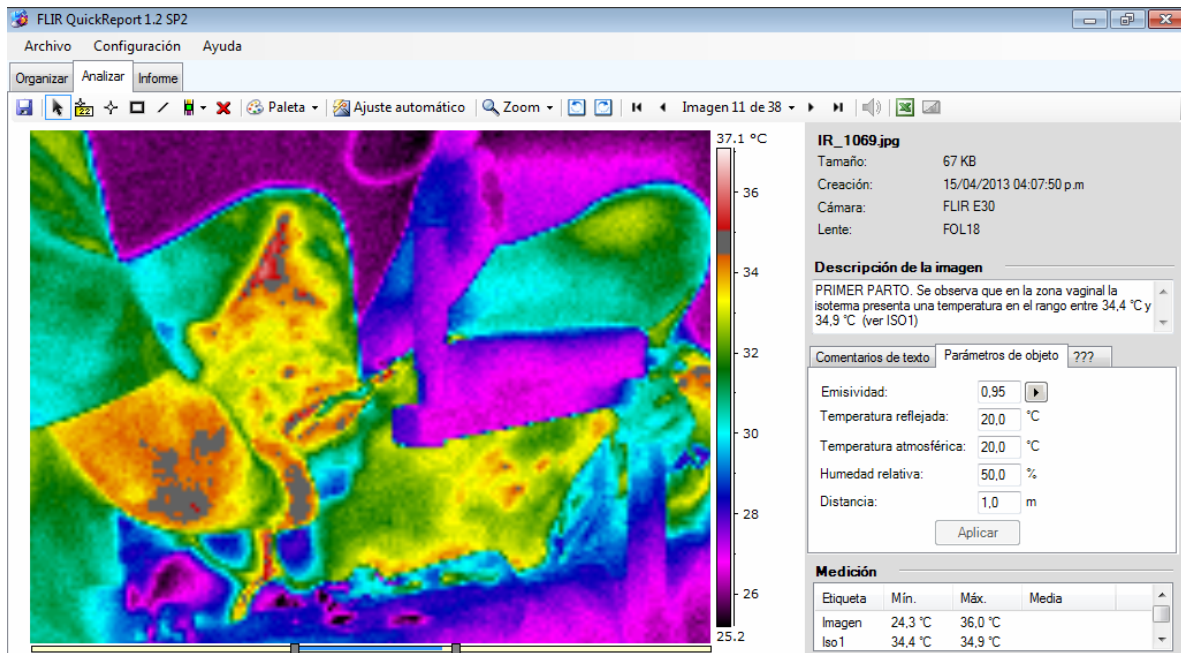
Filtro Iron imagen N° 2:



Filtro Glowbow imagen N° 2:



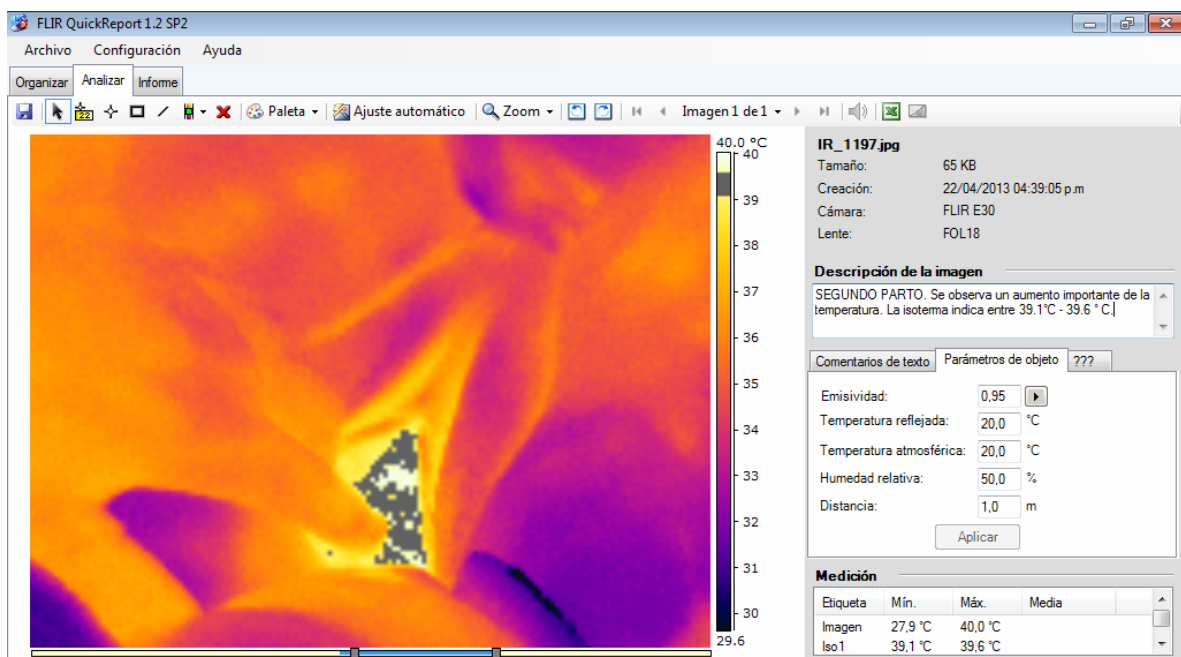
Filtro Medical imagen N° 2:



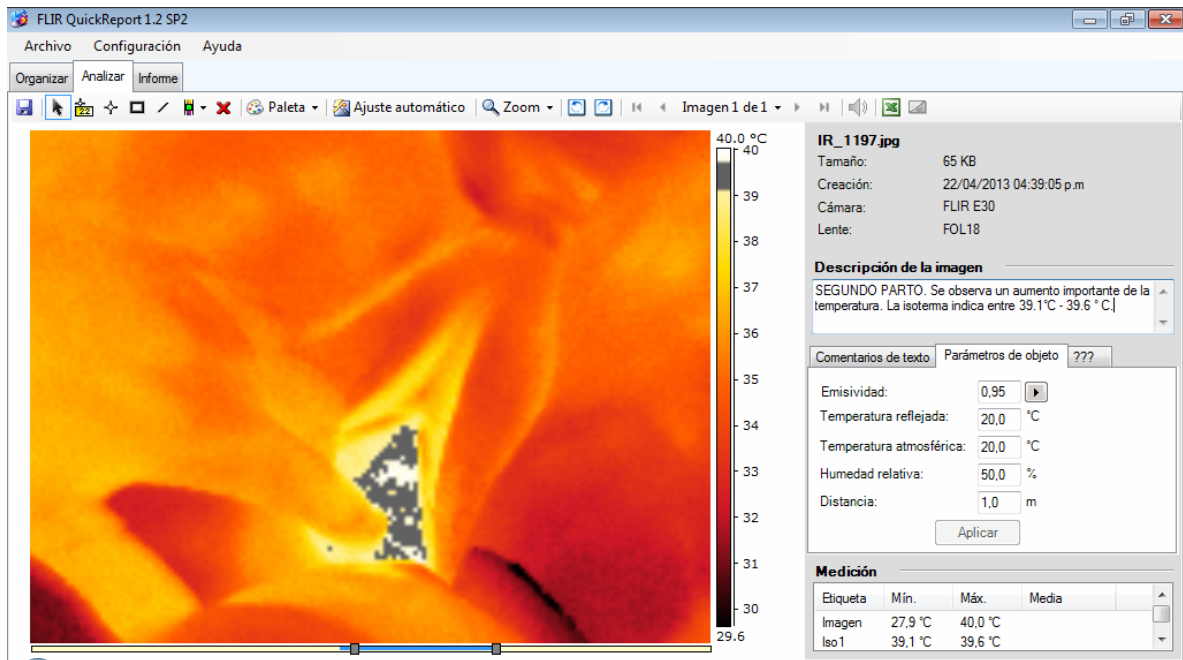
Las próximas imágenes corresponden a una paciente que sufrió un desgarro en la zona vaginal. Se muestra en esta zona que una vez colocado el filtro de isotermas el intervalo de temperatura registrado permanece entre 39,1 °C y 39,6 °C. Contrastando con la imagen N° 2 la variación de temperatura registrada en la zona de desgarro es de 4,7 °C. Poniendo en evidencia que cuando se produce un desgarro, el acrecentamiento de temperatura es fácilmente registrable.

Caso 2: Aparición de desgarro

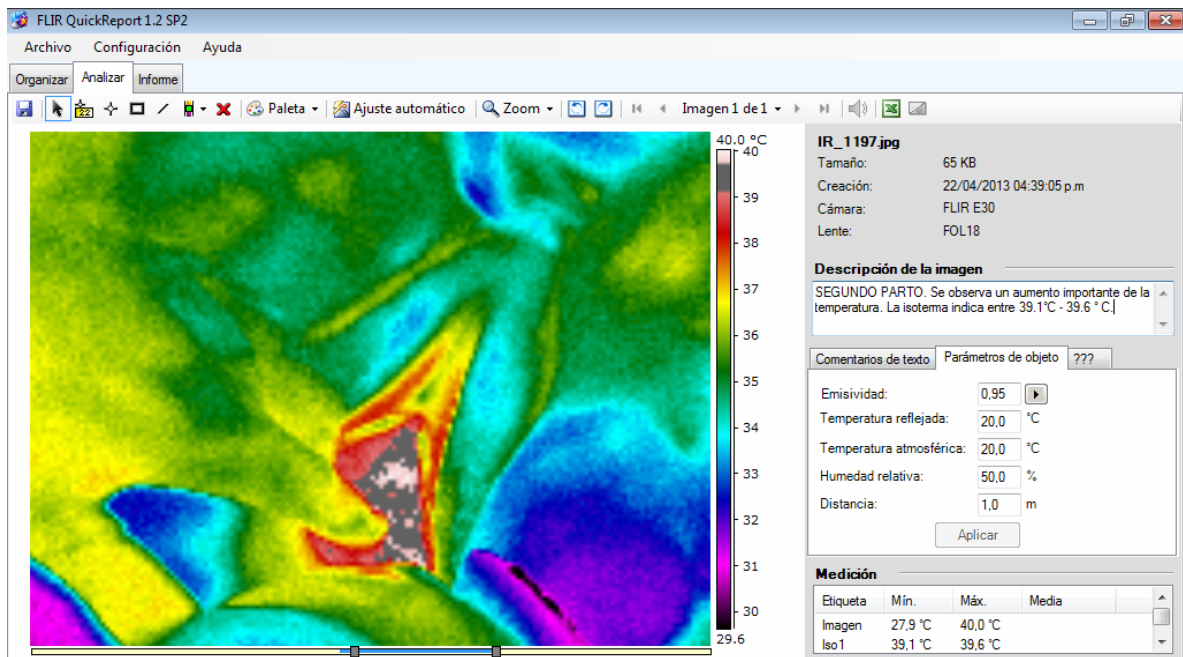
Filtro Iron imagen N° 3:



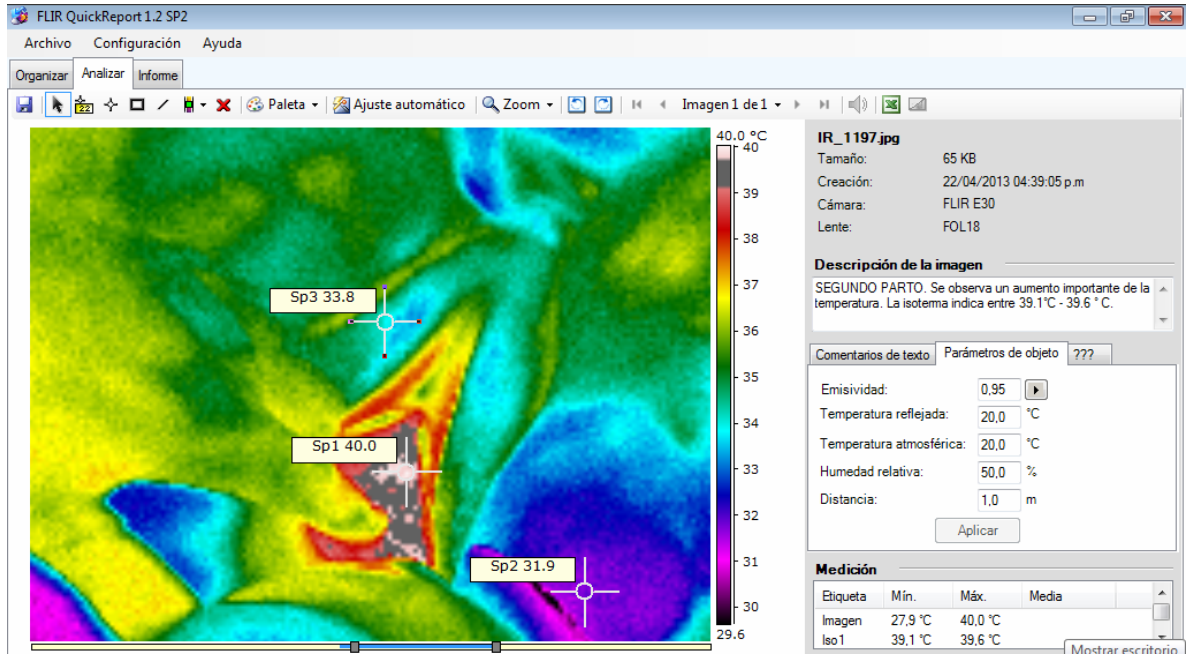
Filtro Glowbow imagen N° 3:



Filtro Medical imagen N° 3:



En la imagen posterior con la cruz localizadora especifico la temperatura puntual en diferentes áreas del cuerpo.



Análisis Ultrasonico

Medir a tiempo real la posición del bebé cuando se encuentra en la etapa final del parto. En esta condición es fundamental determinar la posición y ubicación del niño en el ingreso al cuello uterino ya que un enclavamiento puede traer problemas que ocasionarían una cesaría.

El propósito es escanear a tiempo real la ubicación del niño. Para esta finalidad, existen tres métodos posibles:

- Escaneo por tomografía computada
- Escaneo por resonancia magnética
- Escaneo ultrasónico

El primer caso resulta imposible de ejecutar, debido al alto porcentaje de radiación generada por el equipo de RX.

En el segundo caso, escaneo por resonancia, es irrealizable ya que durante el trabajo de parto se emplean instrumental metálico que influyen en el proceso de resonancia, esto enmascara la imagen.

El último caso es el menos invasivo para el bebé.

Si bien existen técnicas ultrasónicas de escaneo en embarazos, se realizan desde la parte superior del vientre y es impracticable su procedimiento durante la tarea de parto.

El alcance en la última etapa del parto es identificar la posición y ubicación del bebé, para tomar la decisión de esperar a futuras contracciones o producir la extracción por fórceps.

Relación del problema con la ingeniería:

El método más usado para el escaneo ultrasónico es el pulso eco emisor receptor. Consiste en la emisión de un pulso eléctrico a un palpador piezoeléctrico (cristal de cuarzo), este se excitará y vibrará con la frecuencia natural propia del palpador. Esta vibración se convertirá en un pulso ultrasónico que se transmitirá en medios líquidos y sólidos. El frente de onda ultrasónico (ondas longitudinales) se transmitirá en la misma dirección generada, hasta encontrar un cambio en el módulo de elasticidad de la sustancia o una variación en la forma.

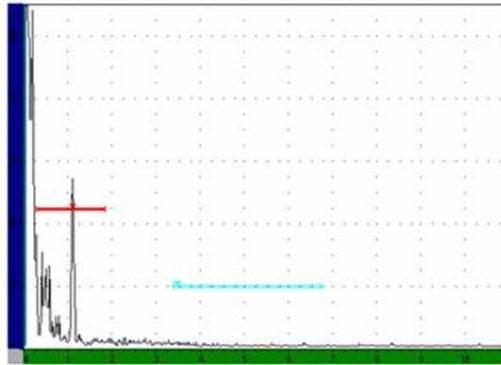
En estas condiciones se produce el rebote del frente de onda ultrasónica (eco).

Regresará por el camino ya recorrido e impactará sobre el cristal piezoeléctrico, generando un pulso eléctrico proporcional a la energía del eco.

Scan A

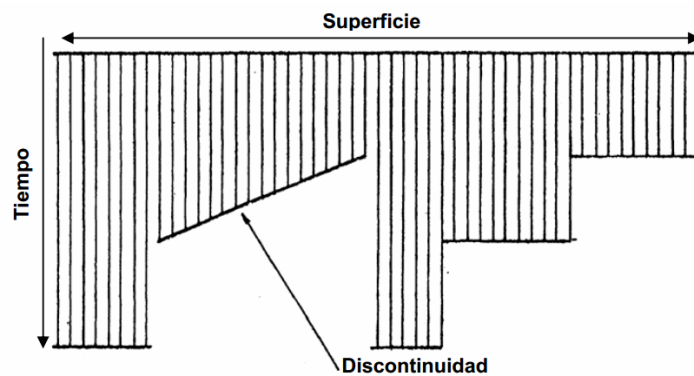
En la presentación Scan A el sonido viaja y al rebotar se analiza la onda. La cual puede ser completa o media onda, en la siguiente figura se observa que la altura del pico está relacionada con el tamaño del área de interés y la distancia horizontal vincula el recorrido sónico seguido por la onda dentro del cuerpo. Los patrones de calibración

permitirán posicionar la zona de interés con precisión y los patrones de referencia posibilitarán establecer un nivel de comparación para estimar.



Scan B

El Scan B es la representación gráfica de las discontinuidades obtenidas mediante ultrasonido, frente a la distancia recorrida por el palpador, o frente al tiempo. De esta manera se logra, un corte transversal del cuerpo inspeccionado.



Scan C

El C-Scan o barrido C es una presentación de la información de manera bidimensional, con un código de pseudo-colores que representa la profundidad. Esta representación puede ser obtenida por un palpador monocristal con un manipulador robotizado o mediante el empleo de un arreglo de varios cristales. Excitados por grupos de tal manera que constantemente obtienen un corte transversal del cuerpo debajo de él y que va avanzando manual o automáticamente para obtener el mapa bidimensional.

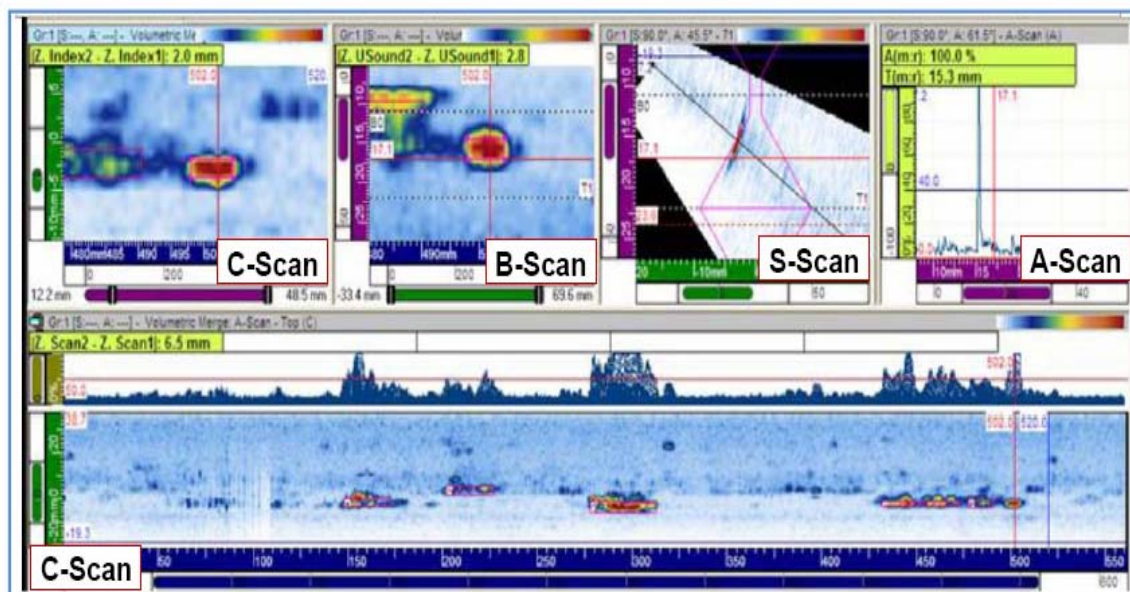
Phase Array - Scan S

Ultrasonidos phased array es un método avanzado de pruebas de ultrasonido que tiene utilidad en la imagen médica y ensayos no destructivos industrial. Las aplicaciones más comunes son no invasivas para examinar el corazón o para encontrar defectos en los materiales manufacturados tales como soldaduras.

Para escanear un gran volumen de material, un palpador convencional debe ser desplazado físicamente para barrer el haz a través de la zona de interés.

En contraste, el haz sónico de un palpador de red en fase (Phase Array) se puede mover electrónicamente. Sin desplazar el palpador multicristal puede ser barrido a través de un amplio volumen de material o cuerpo a alta velocidad. El haz es controlable por un palpador de red en fase que se compone de múltiples cristales pequeños, cada uno de los cuales se puede pulsar de forma individual en un tiempo calculado por el equipo.

Ejemplo de la tecnología Scan A, Scan B, Scan C, Scan S (Phase Array):



Principio de funcionamiento

Los palpadores de AP se componen de pequeños transductores ultrasónicos, cada uno de los cuales se puede pulsar de forma independiente. Mediante la variación de la temporización, por ejemplo sometiendo a impulsos los elementos uno por uno a lo largo de una fila, un patrón de interferencia constructiva se establece. Dando como resultado un rayo en un ángulo en conjunto. En otras palabras, el haz se puede dirigir electrónicamente. Los datos de varias vistas se juntan para hacer una imagen visual que señala un corte a través del cuerpo.

El sistema más comúnmente utilizado para la ultrasonografía médica.

Elementos de sonda múltiple producen una fuerte orientación del haz dirigitible, de alta resolución. Creando una imagen que muestra una parte a través del objeto.

En comparación con los sistemas de ensayos ultrasónicos convencionales, de un solo elemento, los instrumentos y sondas de los PA son más complejos y caros.

El principio, permite crear una imagen bidimensional de la forma escaneada.
Las fórmulas que rigen este método son:

a) Ecuaciones de velocidad de propagación de la onda longitudinal ultrasónica

$$v = \sqrt{\frac{E}{\rho} \cdot \frac{1 - \mu}{(1 + \mu)(1 - 2 \cdot \mu)}}$$

Dónde: E = módulo de elasticidad del medio

μ = módulo de Poisson

ρ = densidad del medio

b) Ecuaciones de la Ley de Refracción / Reflexión – Ley de Snell

Esta ley demuestra que la relación entre los senos de los ángulos de incidencia y refracción es directamente proporcional a la relación entre las velocidades acústicas de los medios en interfase.

$$\text{Sen}\alpha / \text{Sen}\beta = V_1 / V_2$$

El trabajo de escaneo se realizará con una matriz de sensores piezoeléctricos localizados en una camilla en la parte inferior de la espalda de la mujer. La cual estará recostada sobre esta zona durante la tarea de parto.

El cuerpo de la mujer descansará sobre una almohadilla, conteniendo ésta última en su parte interior gel acoplante. Entre la almohadilla y el cuerpo de la paciente se deberá colocar vaselina para lograr un eficiente acople ultrasónico.

La almohadilla estará posicionada sobre una superficie de plexiglas que al igual que en el caso anterior se distribuirá vaselina para reestablecer el acople ultrasónico.

Por debajo del plexiglas se colocará el palpador de arreglo de fases (Phase Array). Estos sensores situados en forma matricial generan una imagen a tiempo real de la posición y ubicación del bebé durante el trabajo de parto.

Se emplea en la zona de exploración una superficie de plexiglas ya que este material posee baja impedancia acústica y sus propiedades acústicas están ampliamente experimentadas dentro del área de la emisión ultrasónica. También se utiliza para la fabricación de los palpadores como superficie de contacto entre el cristal piezoeléctrico y el espécimen a escanear.

Dentro de los plásticos de ingeniería podemos encontrarlo como polimetilmetacrilato, también conocido por sus siglas PMMA. La placa de acrílico se obtiene de la polimerización del metacrilato de metilo y la presentación más frecuente que se encuentra en la industria del plástico es en gránulos o en placas.

Compite en cuanto a aplicaciones con otros plásticos como el policarbonato (PC) o el poliestireno (PS), pero el acrílico se destaca frente a otros plásticos transparentes en cuanto a resistencia a la intemperie, transparencia y resistencia al rayado.

Se distingue el metacrilato como nombre común para las planchas o placas de polimetilmetacrilato, siendo el nombre químico mucho más genérico a todo tipo de

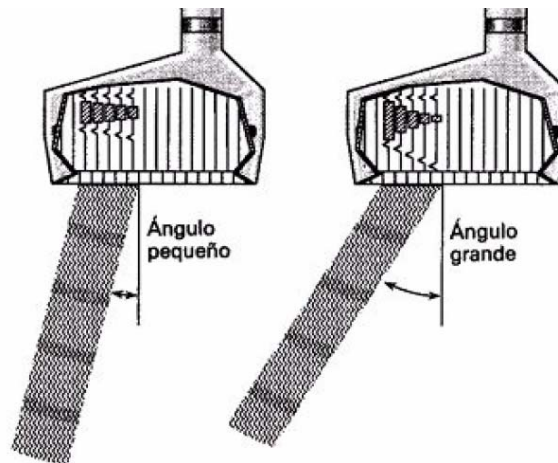
elemento (no sólo placas) formado con este material (resinas, pastas, gránulos, adhesivos, emulsiones). Algunas marcas comerciales: Plexiglas, Vitroflex, Lucite, Altuglas.

Propiedades Acústicas del Plexiglas utilizado en la zona de exploración:

	PLEXIGLAS® GS 233; 222; 209; (0F00; 0F00; 0Z09)	PLEXIGLAS® XT 20070; 29070 (0A000; 0A070)	PLEXIGLAS RESIST® 45; 65; 75; 100	Unidad	Prueba estándar
Velocidad del sonido (a temperatura ambiente)	2700–2800	2700–2800	–	m/s	–
Índice de aislamiento contra ruidos aéreos en los siguientes espesores:					
4 mm	26	26	–		
6 mm	30	30	–		
10 mm	32	32	–	dB	–

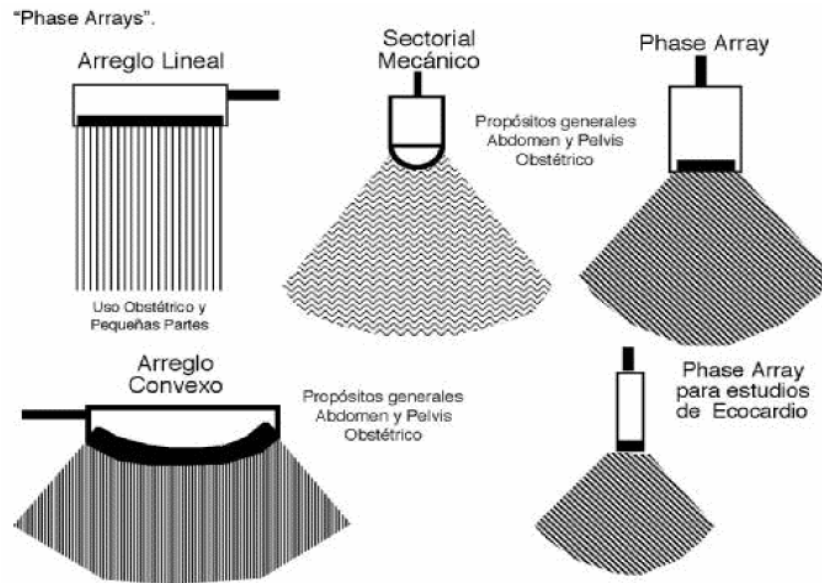
Técnicas del escaneo del Sistema:

Principio de barrido del Palpador Multicristal empleando la técnica del Phase Array.



En la actualidad los ecógrafos con matriz en fase son los más empleados. Similares a los de matriz lineal segmentaria, pero el control electrónico de la emisión y recepción da lugar a un barrido sectorial. El barrido del sector se obtiene por excitación segmentaria de los transductores y por la incorporación de un retraso en la excitación de cada elemento transductor que se denomina fase. El examen con matriz en fase produce un barrido sectorial que tiene un ángulo máximo de 90°. La cantidad de líneas de barrido, la tasa de cuadros y la profundidad de barrido son interdependientes y seccionables por el operador.

Vista general de los sistemas de escaneado, en mi caso adopte la tecnología de Phase Array:



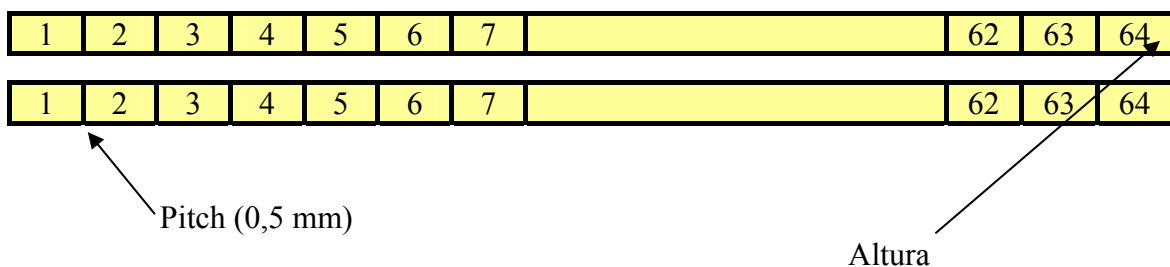
Para el escaneado del volumen de la zona pélvica, opte por un palpador de 64 x 128 canales.

Los palpadores en Phase Array se seleccionan en función del pitch (distancia entre cristales) y la altura para este caso por ser de uso medicinal se establece un pitch de 0,5 mm y una altura de 5mm. Logrando con esta combinación un haz de barrido que permite escanear la zona pélvica del paciente a una altura aproximada de 20 - 25 cm, desde el origen del haz ultrasónico.

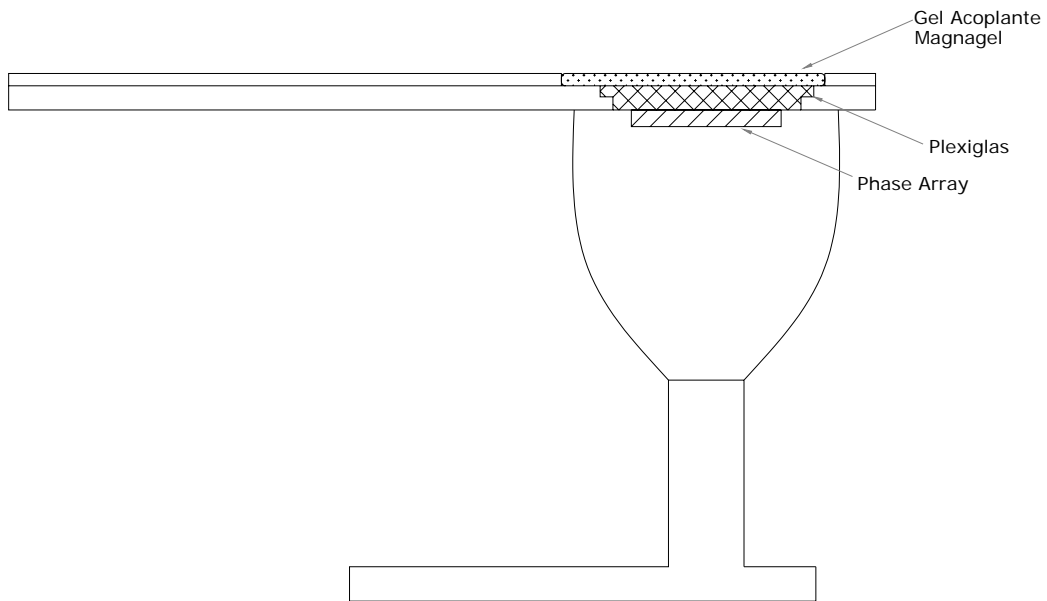
Existe un compromiso entre la resolución espacial y la profundidad a la que los ecos pueden ser obtenidos. En la práctica, se considera que un palpador de 3,5 MHz obtendrá un campo útil de hasta 20 -25 cm, una sonda de 5 MHz 10- 15 cm y una de 10 MHz, un campo útil de 3- 4 cm. La mejor resolución espacial se obtendrá cuando la longitud del pulso sea corta (mejor resolución axial), y cuando el ancho del haz en el plano de exploración y el grueso del corte sean estrechos, para alcanzar la mejor resolución lateral.

En este caso se empleará una frecuencia de 3,5 MHz.

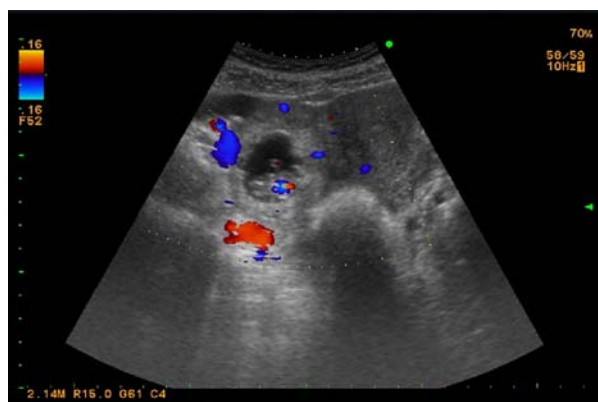
Configuración de la disposición de los cristales dentro del palpador de 64 x 128:

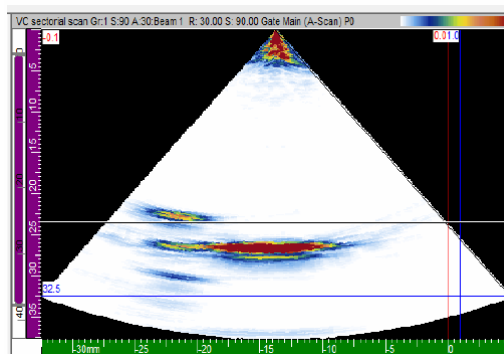


Modelo de camilla de parto con disposición del cabezal palpador:



Imágenes a detectar en el Scan a tiempo real:





Izquierda: imagen con tratamiento computarizado

Derecha: imagen Phase Array

Análisis Económico

Recursos Financieros Necesarios

Los recursos financieros iniciales necesarios para la implementación del Taller, son de 40.540\$, los cuales son fondos propios, debido a que el monto es accesible. A continuación se detallan los costos:

COSTO DE INVERSIÓN FIJA	
Descripción	Valor Anual
Equipo para taller y herramientas	\$ 20.400
Equipo de oficina	\$ 5.650
SUBTOTAL	\$ 26.050
Prototipo	\$ 14.540,00
COSTO TOTAL	\$ 40.590,00

Equipos para taller y herramientas	
Descripción	Valor
Amoladora de Mano 3/4 HP	\$ 1.200
Agujereadora de Barra mandril 16 mm	\$ 2.800
Compresor de 1/2 HP 100l	\$ 800
Barra de trabajo universal	\$ 2.200
Juego de muelas 3-16 mm	\$ 1.100
Juego de machos rosca métrica	\$ 500
Soldadura Inerter 100 Amp. TIG	\$ 5.600
Prensa 10T manual	\$ 3.200
Herramientas de taller	\$ 3.000
SUBTOTAL	\$ 20.400

$$CP = MP + MOD + CIF$$

Los costos totales de producción serán igual a la suma de los costos de materia prima, mano de obra directa y costos indirectos de fabricación.

Establecer que los egresos del proyecto son los calculados mediante la suma de los gastos involucrados en el mismo, es decir:

$$Egresos = CP + Gv + Ga + Cf + CI$$

CP= Costos de Producción

Gv= Gastos de venta

Ga=Gastos de administración

Gf=Gastos financieros

CI=Costos de Inversión

Costo Fabricación del Prototipo

	Horas	\$ Hs/ hombre	Material (kg)	Costo del material	Costo \$
Estudio Diseño y Construcción del prototipo					
Tiempo de investigación	60	30	-	-	1800
Diseño prototipo	40	50	-	-	2000
Construcción del modelo prototipado					
Tiempo de máquina	10	150	-	-	1500
Material ABS			0,8	250	200
Construcción del modelo					
Fabricación del modelo en matriz	6	100	-	-	600
Material de Fundición: Bronce	-	-	4	50	200
Mecanizado por amolado	4	60	-	-	240
Ingeniería de sensores	10	100	-	-	1000
Instalación	-	-	8	200	1600
Medición	4	100			400
Construcción del dispositivo de extracción					
Base Dispositivo	-	-	1	270	270
Cabeza	-	-	1	230	230
Fuerza	-	-	1	350	350
Mano de obra	10	30	-	-	300
Ensayos	6	100	-	-	600
Lectura e interpretación de resultados	16	50	-	-	800
Almohadilla-Desarrollo					
Desarrollo del modelo	30	10	-	-	300
Construcción del molde	30	10	-	-	300
materia prima caucho siliconado	-	-	250	1	250
Construcción de la matriz	100	8	-	-	800
Informe y resultado	8	100	-	-	800
Total					14540

Sabiendo que en Rosario hay aproximadamente 20.602 partos por año y considerando que el 9 % se utilizan el fórceps. Dando como resultado 1855 partos con fórceps. Mi objetivo sería vender 490 fórceps.

La Tabla Nº 2: Nacidos vivos y Tasa Bruta de Natalidad por departamento. Provincia de Santa Fe. Año 2010.

Departamento	Nacidos Vivos	Tasa Bruta de Natalidad por 1.000 habitantes	Población
9 de Julio	579	19,42	29.810
Belgrano	652	14,80	44.048
Caseros	1.120	14,09	79.491
Castellanos	2.758	15,21	181.381
Constitución	1.109	12,97	85.483
Garay	338	16,18	20.889
General López	2.895	14,84	195.043
General Obligado	3.064	17,14	178.711
Iriondo	994	14,90	66.702
La Capital	9.529	18,26	521.759
Las Colonias	1.462	13,69	106.761
Rosario	20.602	17,19	1.198.528
San Javier	560	18,26	30.668
San Cristóbal	1.083	16,26	66.623
San Jerónimo	1.222	15,25	80.155
San Justo	655	16,08	40.735
San Lorenzo	2.715	17,06	159.184
San Martín	952	14,96	63.640
Vera	970	18,97	51.125
Total Provincia	53.267	16,64	3.200.736

Fuente: Ministerio de Salud. Dirección Provincial de Planificación, Control de Gestión y Estadística. Dirección General de Estadística de Salud. Provincia de Santa Fe. INDEC – IPEC, Censo Nacional de Población, Hogares y Vivienda 2010 (datos provisorios).

Construcción del Forcéps					
Cantidad 100	hs	\$ Hs/ hombre	Material (kg)	Costo del material	Costo \$
Construcción del molde para fundición por colada	10	30	-	-	300
Material de fundición : AISI 316L	-	-	200	56	11200
Tratamiento Térmico distensionado	1	200	-	-	200
Proceso de Mecanizado					
Esmerilado superficial	100	30	-	-	3000
Mecanizado del enganche	10	20	-	-	200
Mecanizado de las empuñaduras	3	20	-	-	60
Pulido superficial	20	30	-	-	600
Inspección final metrológica y ensayo no destructivo	6	50	-	-	300
Total					15860

Análisis de Proyecciones Financieras

Las proyecciones se realizarán para un período de diez años, los porcentajes de incremento para las proyecciones financieras se determinan en base a datos obtenidos en estudios económicos. Los cuales se detallan a continuación:

DESCRIPCIÓN	PORCENTAJE
Crecimiento Anual de Material Prima	5%
Crecimiento Anual de Insumos	5%
Crecimiento Anual de Materiales	3%
Crecimiento Anual de Sueldos	10%
Crecimiento de Producción del Proyecto Anual	10%
Incremento De Gastos Indirectos	5%
Incremento De Gastos de Publicidad	3%

ANÁLISIS Y PROYECCIONES FINANCIERAS										
CONCEPTO	AÑO 1	AÑO 2	AÑO 3	AÑO 4	AÑO 5	AÑO 6	AÑO 7	AÑO 8	AÑO 9	AÑO 10
INGRESOS POR VENTAS										
INGRESOS	\$ 490.000,00	\$ 539.000,00	\$ 592.900,00	\$ 652.190,00	\$ 717.409,00	\$ 789.149,90	\$ 868.064,89	\$ 954.871,38	\$ 1.050.358,52	\$ 1.155.394,37
MATERIA PRIMA DIRECTA										
MATERIAL PARA FUNDICIÓN	\$ 56.000,00	\$ 58.800,00	\$ 61.740,00	\$ 64.827,00	\$ 68.068,35	\$ 71.471,77	\$ 75.045,36	\$ 78.797,62	\$ 82.737,50	\$ 86.874,38
OTROS MATERIALES	\$ 6.000,00	\$ 6.300,00	\$ 6.615,00	\$ 6.945,75	\$ 7.293,04	\$ 7.657,69	\$ 8.040,57	\$ 8.442,60	\$ 8.864,73	\$ 9.307,97
TOTAL MP DIRECTA	\$ 62.000,00	\$ 65.100,00	\$ 68.355,00	\$ 71.772,75	\$ 75.361,39	\$ 79.129,46	\$ 83.085,93	\$ 87.240,23	\$ 91.602,24	\$ 96.182,35
MANO DE OBRA DIRECTA										
SALARIO NOMINAL INSPECTOR	\$ 60.000,00	\$ 66.000,00	\$ 72.600,00	\$ 79.860,00	\$ 87.846,00	\$ 96.630,60	\$ 106.293,66	\$ 116.923,03	\$ 128.615,33	\$ 141.476,86
SALARIO NOMINAL TÉCNICO	\$ 40.000,00	\$ 44.000,00	\$ 48.400,00	\$ 53.240,00	\$ 58.564,00	\$ 64.420,40	\$ 70.862,44	\$ 77.948,68	\$ 85.743,55	\$ 94.317,91
SALARIO NOMINAL AYUDANTE	\$ 26.400,00	\$ 29.040,00	\$ 31.944,00	\$ 35.138,40	\$ 38.652,24	\$ 42.517,46	\$ 46.769,21	\$ 51.446,13	\$ 56.590,74	\$ 62.249,82
TOTAL MO DIRECTA	\$ 126.400,00	\$ 139.040,00	\$ 152.944,00	\$ 168.238,40	\$ 185.062,24	\$ 203.568,46	\$ 223.925,31	\$ 246.317,84	\$ 270.949,63	\$ 298.044,59
GASTOS INDIRECTOS DE FABRICACIÓN										
AGUA	\$ 1.200,00	\$ 1.260,00	\$ 1.323,00	\$ 1.389,15	\$ 1.458,61	\$ 1.531,54	\$ 1.608,11	\$ 1.688,52	\$ 1.772,95	\$ 1.861,59
ELECTRICIDAD	\$ 3.600,00	\$ 3.780,00	\$ 3.969,00	\$ 4.167,45	\$ 4.375,82	\$ 4.594,61	\$ 4.824,34	\$ 5.065,56	\$ 5.318,84	\$ 5.584,78
MANTENIMIENTO	\$ 900,00	\$ 945,00	\$ 992,25	\$ 1.041,86	\$ 1.093,96	\$ 1.148,65	\$ 1.206,09	\$ 1.266,39	\$ 1.329,71	\$ 1.396,20
TOTAL GASTOS IND DE FAB.	\$ 5.700,00	\$ 5.985,00	\$ 6.284,25	\$ 6.598,46	\$ 6.928,39	\$ 7.274,80	\$ 7.638,55	\$ 8.020,47	\$ 8.421,50	\$ 8.842,57
GASTOS ADMINISTRATIVOS										
SERVICIOS BASICOS	\$ 8.200,00	\$ 8.446,00	\$ 8.699,38	\$ 8.960,36	\$ 9.229,17	\$ 9.506,05	\$ 9.791,23	\$ 10.084,97	\$ 10.387,51	\$ 10.699,14
MATERIAL DE OFICINA	\$ 1.670,40	\$ 1.720,51	\$ 1.772,13	\$ 1.825,29	\$ 1.880,05	\$ 1.936,45	\$ 1.994,54	\$ 2.054,38	\$ 2.116,01	\$ 2.179,49
ALQUILER	\$ 5.000,00	\$ 5.150,00	\$ 5.304,50	\$ 5.463,64	\$ 5.627,54	\$ 5.796,37	\$ 5.970,26	\$ 6.149,37	\$ 6.333,85	\$ 6.523,87
SECRETARIA	\$ 24.000,00	\$ 24.720,00	\$ 25.461,60	\$ 26.225,45	\$ 27.012,21	\$ 27.822,58	\$ 28.657,26	\$ 29.516,97	\$ 30.402,48	\$ 31.314,56
TOTAL GASTOS ADM.	\$ 33.870,40	\$ 40.036,51	\$ 41.237,61	\$ 42.474,74	\$ 43.748,98	\$ 45.061,45	\$ 46.413,29	\$ 47.805,69	\$ 49.239,86	\$ 50.717,06
GASTOS DE VENTA										
PUBLICIDAD Y MARKETING	\$ 4.000,00	\$ 4.120,00	\$ 4.243,60	\$ 4.370,91	\$ 4.502,04	\$ 4.637,10	\$ 4.776,21	\$ 4.919,50	\$ 5.067,08	\$ 5.219,09
TOTAL MP DIRECTA	\$ 4.000,00	\$ 4.120,00	\$ 4.243,60	\$ 4.370,91	\$ 4.502,04	\$ 4.637,10	\$ 4.776,21	\$ 4.919,50	\$ 5.067,08	\$ 5.219,09
FLUJO DE CAJA	\$ 258.029,60	\$ 284.718,49	\$ 319.835,54	\$ 358.734,74	\$ 401.805,97	\$ 449.478,63	\$ 502.225,61	\$ 560.567,65	\$ 625.078,22	\$ 696.388,71

Gastos de Materiales

A continuación se muestran los gastos por concepto de materia prima:

CONSUMO ANUAL DE MATERIA PRIMA			
Descripción	Cantidad	P. Unitario	Valor
Acero Inox. AISI 316L	1000	\$ 56,00	\$ 56.000,00
Material para molde	200	\$ 22,50	\$ 4.500,00
Lijas	30	\$ 50,00	\$ 1.500,00
SUBTOTAL			\$ 62.000,00

Gastos Administrativos

En las tablas siguientes se muestran los gastos por concepto de servicios básicos y los gastos administrativos por concepto de material de oficina.

SERVICIOS BASICOS (GASTOS ADM)	
Descripción	Valor Anual
Agua	\$ 2.400
Teléfono	\$ 1.800
Energía Eléctrica	\$ 3.600
SUBTOTAL	\$ 7.800

CONSUMO DE SUMINISTROS DE OFICINA (GASTOS ADM)	
Descripción	Valor Anual
Orden de Pedido	\$ 225,50
Tinta de Impresora	\$ 528,90
Corrector y Biromes	\$ 125,25
Borrador	\$ 12,90
Factura de Venta	\$ 36,80
Tarjeta de Presentación	\$ 65,25
Resma A4	\$ 260,30
Archivador	\$ 350,00
Cuaderno Profesional	\$ 65,50
SUBTOTAL	\$ 1.670,40

Determinación de Indicadores Financieros

Para determinar la viabilidad económica del proyecto se deben calcular los llamados indicadores económicos los cuales se determinan a partir de la determinación de los flujos de caja, que se detallan a continuación:

Valor Actual Neto (V.A.N)

Es un procedimiento que permite calcular el valor presente de un determinado número de flujos de caja futuros, originados por una inversión. La metodología consiste en descontar al momento actual (es decir, actualizar mediante una tasa) todos los flujos de caja futuros del proyecto. A este valor se le resta la inversión inicial, de tal modo que el valor obtenido es el valor actual neto del proyecto.

$$VAN = -CI + \sum_{n=1}^n \frac{FNE_n}{(1+i)^n}$$

Dónde:

CI= Capital inicial de la inversión

FNE= Flujo neto de caja. Es igual a la diferencia entre los ingresos totales y costos totales de ese año. $FNE_n = IT_n - CT_n$

N=número de periodos a ser evaluados o duración de la inversión, es decir, número de años que transcurren desde que se efectúa la inversión inicial hasta que se produce el último ingreso.

I= tipo de interés

En mi caso tomare un $i = 10\%$.

El VAN se va a calcular a 10 años, que son los años estimados de duración del proyecto.

$$VAN = -40590 + \frac{258429,6}{(1+0,1)^1} + \frac{285130,48}{(1+0,1)^2} + \frac{320259,9}{(1+0,1)^3} + \frac{359171,8}{(1+0,1)^4} + \frac{402256,1}{(1+0,1)^5} + \frac{449942,3}{(1+0,1)^6} + \frac{502703,2}{(1+0,1)^7} + \frac{561059,6}{(1+0,1)^8} + \frac{625584,9}{(1+0,1)^9} + \frac{696910,6}{(1+0,1)^{10}} = 2470625,8\$$$

El valor del VAN representa la ganancia neta generada por un proyecto. Resultará viable siempre que este índice sea positivo.

VAN (10 %)	
AÑOS	FLUJO NETO
0	\$ 40590
1	\$ 258.429,60
2	\$ 285.130,49
3	\$ 320.259,90
4	\$ 359.171,83
5	\$ 402.256,18
6	\$ 449.942,34
7	\$ 502.703,23
8	\$ 561.059,60
9	\$ 625.584,93
10	\$ 696.910,62

Tasa Interna de Retorno

$$VAN = 0 = -CI + \sum_{n=0}^n \frac{FNE_n}{(1+r)^n}$$

La tasa interna de retorno o tasa interna de rentabilidad (TIR) de una inversión, esta definida como la tasa de interés con la cual el valor actual neto es igual a cero.

La tasa Interna de Rendimiento es el tipo de interés que hace VAN=0.

$$TIR = t_{ia} + \frac{CI - FNE_{aia}}{FNE_n}$$

TRI = Tiempo Recuperación de la Inversión

t_{ia}= Año inmediato anterior en que se recupera la inversión.

CI = Capital Inicial de la Inversión.

FNE_{aia} = Flujo Neto Efectivo del año anterior en que se recupera la inversión.

FNE_n= Flujo Neto Efectivo del año en que se recupera la inversión. Para expresar el número de meses en el resultado obtenido en la ecuación.

Por el teorema del binomio:

$$(1+r)^{-n} \approx 1 - n \cdot r$$

$$CI = FNE_1 \cdot (1-r) + \dots + FNE_n \cdot (1 - n \cdot r)$$

$$CI - (FNE_1 + \dots + FNE_n) = -r \cdot (FNE_1 + \dots + n \cdot FNE_n)$$

$$r = \frac{-I + \sum_{i=1}^n FNE_i}{\sum_{i=1}^n i \cdot FNE_i}$$

$$r = \frac{-40590 + 258429,6 + 285130,48 + 320259,9 + 359171,8}{258429,6 \cdot 1 + 285130,48 \cdot 2 + 320259,9 \cdot 3 + 359171,8 \cdot 4 + 402256,1 \cdot 5}$$

$$\frac{+ 402256,1 + 449942,3 + 502703,2 + 561059,6 + 625584,9 + 696910,6}{+ 449942,3 \cdot 6 + 502703,2 \cdot 7 + 561059,6 \cdot 8 + 625584,9 \cdot 9 + 696910,6 \cdot 10} = 15,49\%$$

La TIR informa sobre la tasa de rendimiento generada por un proyecto. El proyecto será rentable si el VAN es positivo y la TIR es mayor que el costo de oportunidad. Ambas premisas se cumplen con lo cual el proyecto es rentable.

Conclusiones:

- La almohadilla neumática reduce la presión sobre el cráneo en un orden del 20% por consiguiente, impide lesionar al niño.
- La fuerza involucrada en la extracción es función de la curvatura cefálica del fórceps. Variando en un 34 % según el área de contacto entre el fórceps y la cabeza.
- El proceso de construcción adecuado es el forjado, visto que las dimensiones del fórceps son de bajo espesor y cualquier discontinuidad propia de un proceso de fundición provoca una concentración de tensiones muy elevadas pudiendo producir fisuras o roturas.
- Material de construcción: para la opción metálica demuestro que el acero inoxidable es el más apropiado y dentro del grupo, los aceros austeníticos, AISI 316 L o AISI 312. Por tratarse de aceros austeníticos poseen la propiedad de ser no magnéticos. Dando como ventaja la imposibilidad de atraer cuerpos metálicos, resultando más sencillo su esterilización.
- Material de construcción descartable: del ensayo realizado con la maqueta observe la importancia de contar con un material de alto módulo de elasticidad, puesto que durante la extracción se produce la deformación de las ramas, impidiendo la fijación del cráneo. En consecuencia construir un fórceps con un material termoplástico sería imposible debido a su bajo módulo de elasticidad. No obstante sería favorable construirlo con un material plástico termorígido como ser resina epoxi / fibra de carbono o resina epoxi/ kelblar. Con estos materiales compuestos se logra módulo de elasticidades mayores a los del acero inoxidable con una reducción del peso de cuatro veces. Las desventajas de este material son su elevado costo de fabricación y su difícil esterilización.
- Los materiales plásticos termorígido presentan el inconveniente que con el tiempo se produce la sublimación de la resina epoxi dejando expuestas las fibras, las cuales pueden romperse e incrustarse en el cuerpo del paciente. Por este motivo planteo la construcción con este material como descartable, teniendo en cuenta una vida útil limitada.
- Específicamente puedo decir que el fórceps Tarnier (sin superficie central) incrementa la presión sobre el cráneo ya que reduce el área de contacto. A pesar que no presiona las orejas del bebé incrementa la presión de contacto. Una mejora a este fórceps sería el uso de almohadilla neumáticas ya que se logra disminuir la presión sobre la orejas y aumentar la superficie de contacto entre la cuchara y el cráneo. Dos condiciones que mejoran la asistencia mecánica durante el parto.

Bibliografía:

Karl Hoffmann- An introduction to Measurements using Strain Gages
Publisher: Hottinger Baldwin Messtechnik GmbH, Darmstadt

Catalogue KYOWA Electronic Instruments

Data Acquisition Basics Manual – National Instruments

Adquisición de Datos-Soluciones en control S.R.L- Medir para Conocer Y Controlar-
Ing. Carlos Chicala

Krautkramer and Krautkramer, Ultrasonic testing of materials.

Diseño de Máquinas Robert L. Norton

Diseño de Máquinas A.S Hall A.R Holowenco y H. G Laughlin

Diseño en Ingeniería Mecánica Joseph Edgard Shigley, Larry D. Mitchell

Elementos de Máquinas Cálculo, diseño y construcción Ing. G. Niemann

ASME Welding Handbook

Celli B, Franco G. Resultados obtenidos con el uso del fórceps y con las espátulas de
Thierry. Rev ObstetVenez;.Díaz M.