

TRANSDUCTORES INDUCTIVOS.

* La inductancia simple.

La inductancia de una bobina depende:

- a).- Su geometría,
- b).- La permeabilidad del medio en que está localizada,
- c).- De su número de vueltas.

La inductancia de una bobina de una sola capa, con núcleo de aire, en microhenries puede ser calculada como:

$$L = \frac{r^2 n^2}{9r + 10l}$$

Donde r y l son el radio y la longitud de la bobina en pulgadas, y n es el número de vueltas, esto es exacto cuando la longitud de la bobina es mucho mayor a su radio.

Así, si en alguna forma se deforma la geometría de la bobina (estirándola o comprimiéndola), podemos obtener un transductor que produzca un cambio en una señal eléctrica (inductancia) en base a la deformación (desplazamiento) en la bobina.

Esto es raramente aplicado por el pequeño valor de la inductancia y sus cambios.

La inductancia se incrementa si el núcleo presenta una mejor permeabilidad que el aire.

Prácticamente, el control de la inductancia se logra alterando la permeabilidad del medio.

Insertando un material magnéticamente permeable y variando su posición en la bobina, lográndose un transductor de desplazamiento.

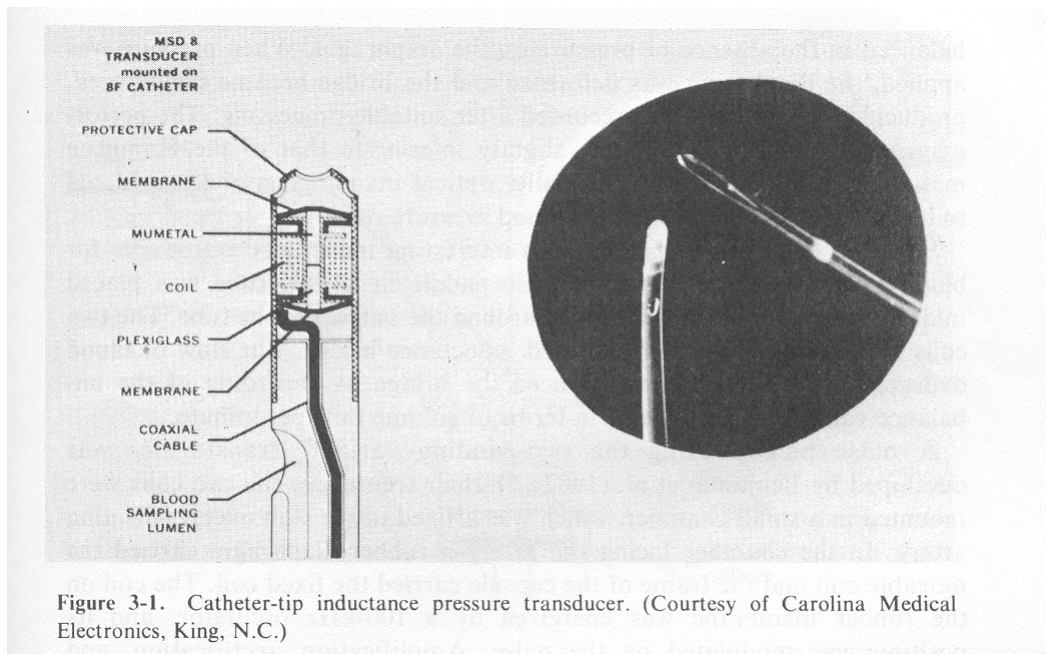


Figure 3-1. Catheter-tip inductance pressure transducer. (Courtesy of Carolina Medical Electronics, King, N.C.)

*Inductancia mutua.

Quando 2 bobinas están conectadas en serie y los campos magnéticos que producen se entrelazan, la inductancia L es igual a L_1+L_2+2M , donde L_1 y L_2 son las inductancias de las bobinas individuales y M la inductancia mutua entre ellas, que depende del acoplamiento entre las bobinas.

El acoplamiento puede variarse insertando / moviendo un núcleo magnéticamente permeable o moviendo una bobina con respecto a la otra.

También si las 2 bobinas no están conectadas, se tendría un transformador, con un primario y un secundario. Al primario se le conectaría una fuente de excitación y en el secundario se induciría un voltaje cuya magnitud dependería del acoplamiento magnético, que puede ser variado moviendo en su interior un material magnéticamente permeable o la posición entre las bobinas.

Esto ha sido ampliamente utilizado en transductores de presión sanguínea, indirectamente como medidores de flujo sanguíneo y en casos de desplazamiento monitoreo de expansión y contracción del ventrículo izquierdo y su medición indirecta de diámetro y volumen del corazón.

***LVDT (Linear Variable Differential Transformer).**

Cuando se utilizan 3 bobinas se tiene un transformador diferencial. Lo más común es tener 2 de las bobinas conectadas en serie inverso en los extremos de la tercera bobina de excitación. En el núcleo de las 3 bobinas se introduce un material magnéticamente permeable y con capacidad de desplazamiento.

A esta configuración se le conoce como **LVDT** y ha sido ampliamente utilizado en la industria.

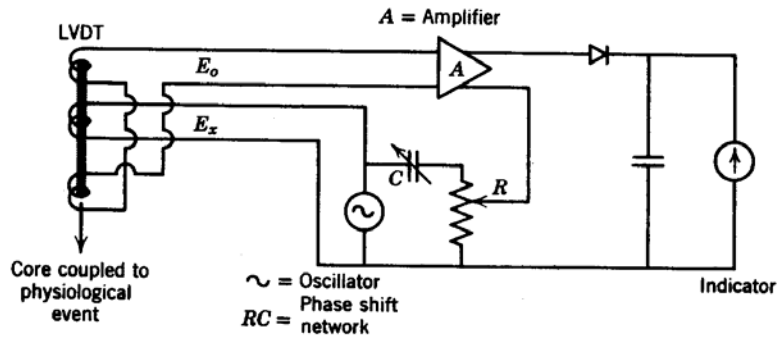
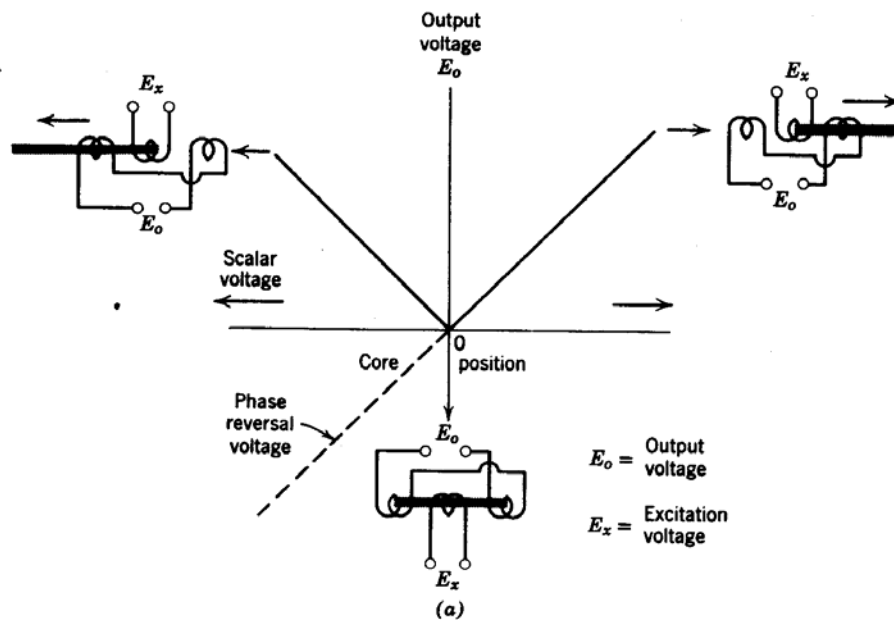


Figure 3-2. The linear variable differential transformer (LVDT): (a) output versus core position; (b) phase-sensitive detector for LVDT.

CLASE 9 -- INGENIERÍA BIOMÉDICA

La bobina central recibe una excitación de corriente alterna, lo cual produce un campo magnético que enlaza las 2 bobinas adyacentes. Cuando el núcleo ferromagnético está centrado, debido a que las bobinas están conectadas en serie inverso, el voltaje inducido en las bobinas se cancelan obteniendo una salida de cero. Si se mueve la posición del núcleo los voltajes inducidos en las bobinas cambian ofreciendo una salida proporcional al desplazamiento.

Aplicación del tubo Bourdon con LVDT como transductor de presión.

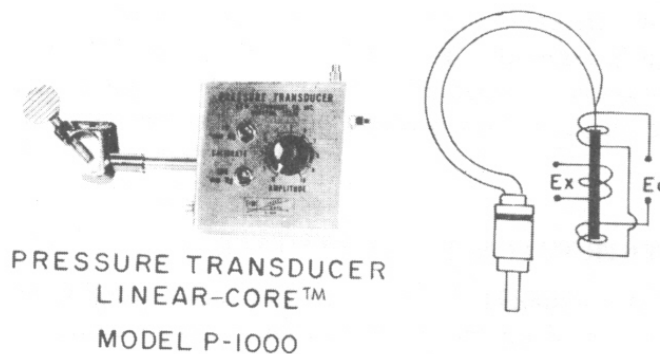


Figure 3-3. LVDT pressure transducer, linear core model P-1000. (Courtesy of Narco Bio-Systems, Houston, Tex.)

Por su pequeño tamaño y masa del núcleo, los LVDT producen una carga insignificante en el evento a medir, además es robusto, presenta un muy amplio ancho de banda y es muy poco sensible a cambios de temperatura. Su sensibilidad se incrementa aumentando la frecuencia de alimentación al devanado de excitación, logrando sus valores más altos en el rango de Khz.

* El medidor electromagnético de flujo.

Michael Faraday (1832) descubrió las leyes físicas de la inducción electromagnética que establecen que si un conductor se mueve

CLASE 9 -- INGENIERÍA BIOMÉDICA

en un campo magnético estacionario o si un conductor estacionario esta expuesto a un campo magnético variable, se inducirá un voltaje en él.

Si el conductor se mueve, la dirección de movimiento deberá ser perpendicular al flujo magnético con la finalidad de maximizar el voltaje inducido. La magnitud del voltaje inducido dependerá de la velocidad del conductor, su longitud y la intensidad del campo magnético.

Faraday también se dio cuenta que se inducirá un voltaje en un electrolito acuoso que fluye en un campo magnético constante, y que su magnitud dependería de su velocidad. Este es el principio del transductor electromagnético de flujo.

Inicialmente se presentaron 2 problemas:

- a).- Tamaño de la señal, en el rango de microvolts.
- b).- Inestabilidad en los electrodos, lo cual generaba cambios en el potencial con respecto al tiempo.

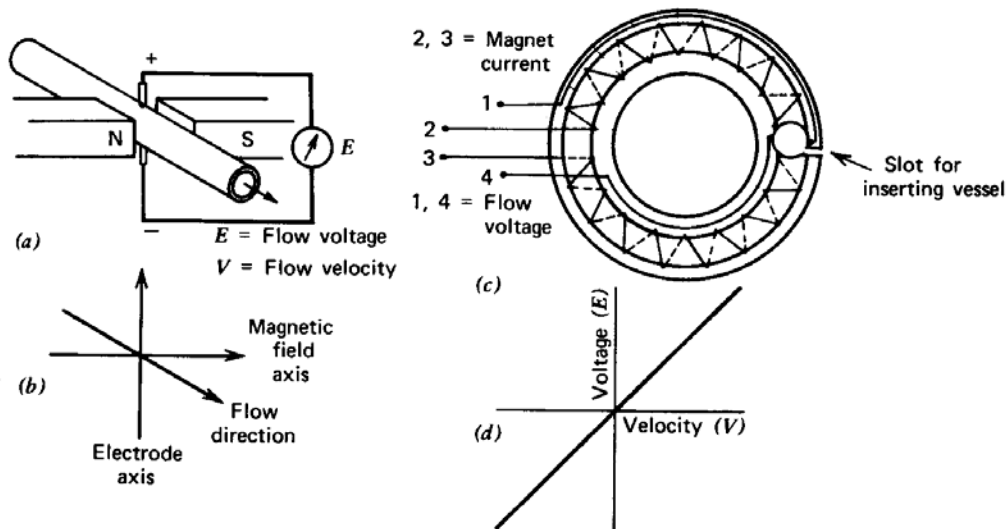


Figure 3-4. Basic principle of operation of an electromagnetic flowmeter: (a) and (b) direction of the electrodes and magnetic field with respect to flow; (c) practical arrangement for a perivascular flow probe; (d) linear relationship of the flow voltage, E to flow velocity, V .

Ambos problemas se superaron al llegar amplificadores de alta ganancia e impedancia de entrada y rechazo al ruido, logrando, al tomar un mínimo de corriente también se resolvió el problema de inestabilidad en electrodos.

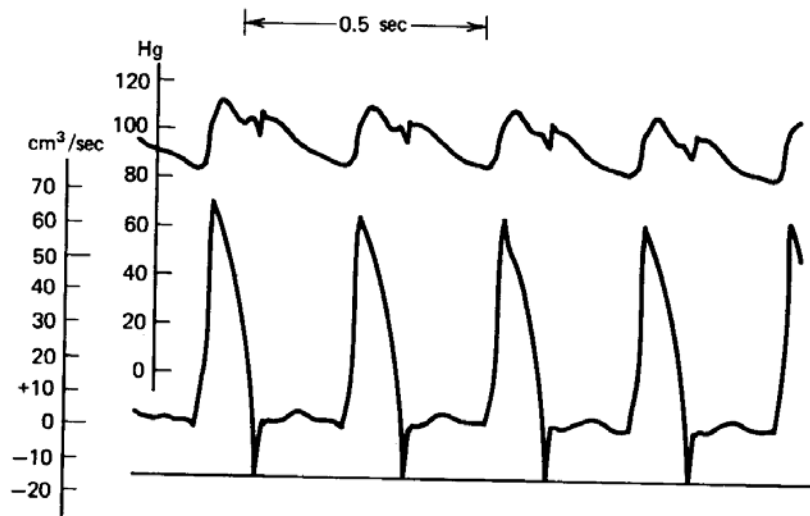


Figure 3-5. Aortic blood pressure (upper) and flow velocity (lower) recordings in the aorta of a dog. [From E. Wetterer, *Z. Biol.* 99:158-162 (1938). By permission.]

Los nuevos medidores de flujo electromagnéticos utilizan señales senoidales, cuadradas y trapezoidales a diferentes frecuencias para excitar la bobina que genera el campo magnético, mejorando el ancho de banda (respuesta) y amplitud de la señal de flujo. Esto presentó numerosas ventajas al medir flujo sin tener que abrir la vena o arteria, reduciendo también el tamaño del transductor.

Actualmente hay 2 tipos de transductores electromagnéticos: El tipo de flujo a través de un tubo de plástico rígido (flor-through type) y el transductor perivascular.

En el primer tipo hay que abrir la arteria o vena y hacer pasar por un tubo de plástico rígido la sangre, por lo que se requiere la aplicación de anticoagulantes. Como el área del tubo es conocida, el cálculo del flujo es más exacto.

En el segundo tipo, el perivascular, no se requiere abrir la arteria o vena por lo que no se requiere aplicar anticoagulantes, pero se presenta cierta distorsión por flujo del potencial producido a través de la superficie de la arteria o vena.

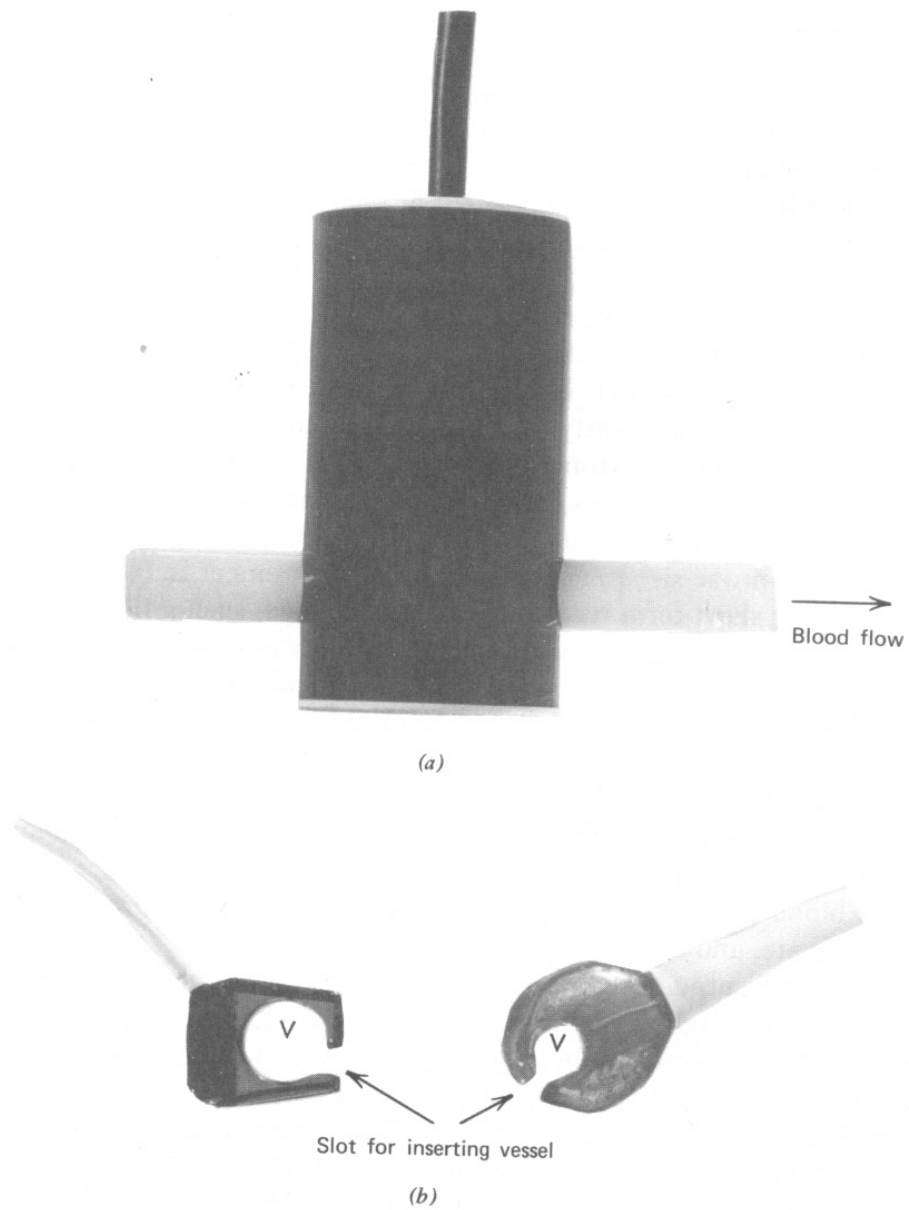


Figure 3-11. Transducers (flow probes) for electromagnetic flowmeters: (a) flow-through type; (b) two perivascular probes (vessel occupies region *V*). (Courtesy of Carolina Medical Electronics, King, N.C.)

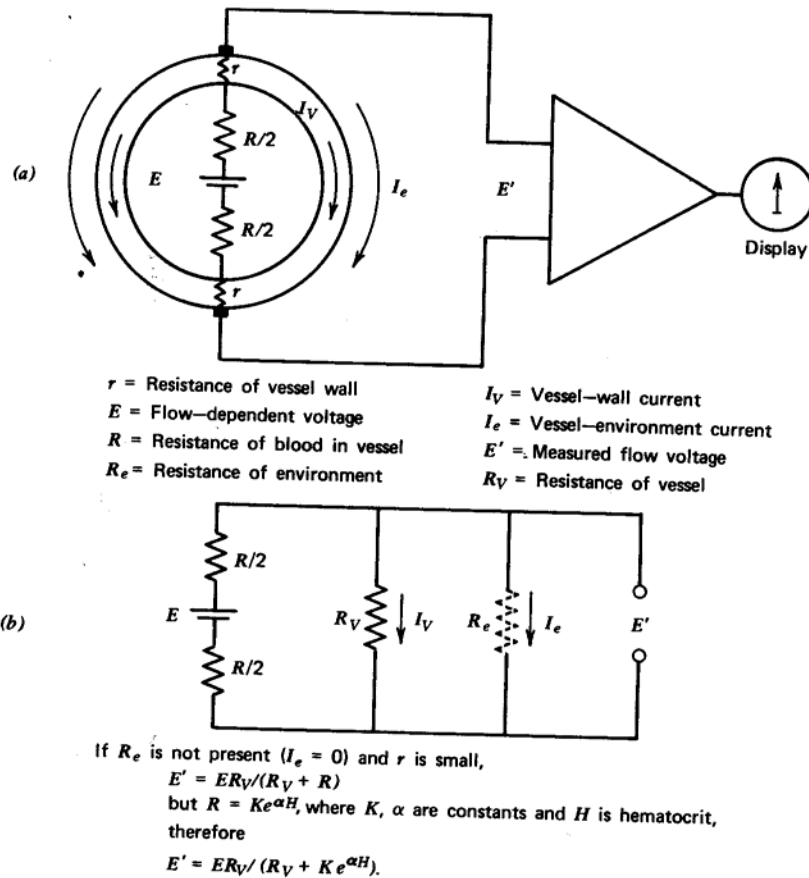


Figure 3-12. Current pathways due to flow-induced voltage (E) and the effect of hematocrit (H).

***Magnetoreografía (Magnetorheography).**

El método para detectar flujo sanguíneo utilizando un campo magnético intenso dentro del cuerpo y electrodos de placa o aguja para detectar voltaje se conoce como magnetoreografía.

Se han utilizado intensidades de campo magnético constante de hasta 10,000 gauss (la intensidad del campo magnético de la tierra es 1 gauss).

Se obtienen mejores niveles de señal con campos magnéticos variables, pero los campos magnéticos variables de alta intensidad inducen voltajes que producen corrientes eléctricas en los tejidos y electrolitos, generando estimulación y calentamiento, lo cual altera el estado del flujo que se desea medir.