

カメラ型汎用寸法計測装置*：その生理学的応用

坂口正雄**・青木博夫***

1. はじめに

従来より、物体の寸法を非接触で測定する試みはしばしば行われてきた。われわれは光電変換器として注目されているイメージセンサの高分解能と安定性に着目して、非接触型寸法測定装置を開発した⁽¹⁻³⁾。さらに、市販の一眼レフカメラに3個のイメージセンサを平行に設置してカメラ型汎用寸法計測装置を試作した⁽⁴⁾。

本装置は被測定対象の長軸方向の3点の寸法が同時測定できるとともに測定状況をオシロスコープ画面で常時モニタできる。また、装置出力がマイクロコンピュータに接続されており、寸法の絶対値、一定計測ごとの平均値、最大、最小値がディスプレイ装置に表示され、デジタル的モニタができる。イメージセンサの原理的な分解能は $28\mu\text{m}$ であるが、カメラを顕微鏡などの拡大光学系と併用すれば数 μm 程度の微小寸法計測への適用も可能である⁽⁵⁾。

本稿は装置の概要と動作特性ならびにイヌ腸間膜に適用して得た生理学的実験結果を示す。

2. 装置の構成

本装置は(1)一眼レフカメラ、(2)カメラの焦点面に設置した3個のイメージセンサならびにビデオ信号処理回路、(3)マイクロコンピュータ、(4)画像表示用オシロスコープに大別できる。

3個の自己走査型イメージセンサ(松下電子MEL 512 KV)が一眼レフカメラ(アサヒベントックス SV, F1.4, $f=55\text{mm}$)のフィルムガイドレール上に置いた補助板の矩形の穴にその短軸と平行に10mm間隔で3行平行に設置されている(図1A)。補助板を35mmフィルムと交換すれば、直ちに写真撮影が可能である。

イメージセンサには512個の素子からなるフォトダイオードアレイ($28\mu\text{m}$ 間隔, 受光部 $28\times 464\mu\text{m}$)とMOSシフトレジスタが集積されている。イメージセンサ1のレジスタにスタートパルス印加することで、第1行(1-512ビット)が自動的に走査され、つづいて第2行(513-1024ビット)、第3行と順次走査してゆき1536ビットで1回の走査が完了する。これにより光入力はフォトダイオードごとに電気信号に変換され、図1Bに示す各行の直列した連続パルス列となる(VID)。カメラ撮影像が図1Aの場合、第1行のフォトダイオードアレイとビデオ信号の対応は①③の透明部分にパルスが出現し、②の不透明部分はパルスが欠落する。第2行、第3行のビデオ信号はVID上の513-1024ビット、1025-1536ビットに

* 昭和57年3月 電子通信学会, 医用電子・生体工学研究会において発表

** 電気工学科助教授

*** 電気工学科助手

原稿受付 昭和57年9月29日

示される。

イメージセンサ受光面上の投影像の画像表示はオシロスコープを3次元動作させて実現した。イメージセンサの各1行の走査時間ならびに全走査時間はそれぞれ 1.8 m sec, 5.4 m sec と比較的長い。そのため、オシロスコープ水平軸および垂直軸入力信号 (X, Y) はデジタル的に作成した階段波形電圧である (図 1 B)。オシロスコープ輝度変調信号は VID を低域フィルタで平滑後反転増巾して得ている。以上の信号処理により、A 図に示すカメラ撮影像はオシロスコープ画面に3行の画像として表示される (図 1 C)。

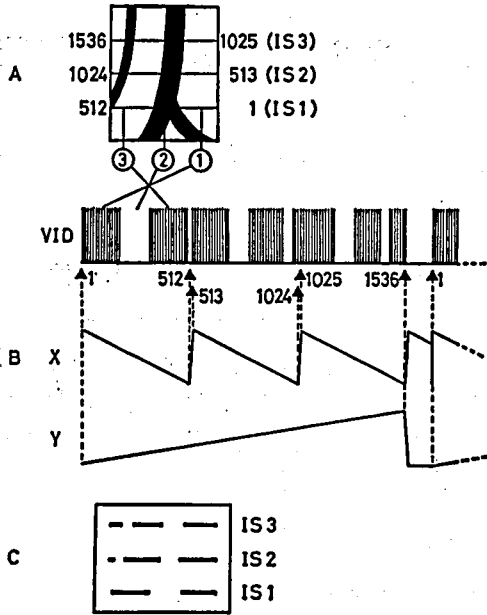


図1 画像表示タイムチャート

図2はビデオ信号処理回路のブロック図である。サーキットボード1にはイメージセンサフォトダイオードアレイ駆動回路およびフォトダイオード出力信号検出用差動増巾器が組み込まれている。駆動回路はクロックパルス発生器, MOSドライバおよびイメージセンサ1のスタートパルス (SP1) 作成カウンタなどで構成される。イメージセンサ1の最終ビット出力を反転して得たエンドオブスキャン信号 (ES1) はイメージセンサ2のスタートパルス (SP2) となる。同様にしてイメージセンサ3が走査され、3個のイメージセンサが継時的に作動する。

オシロスコープ水平軸入力信号 (X) はクロックパルスが512進のダウンカウンタに導びかれ D/A変換器を経て作成され

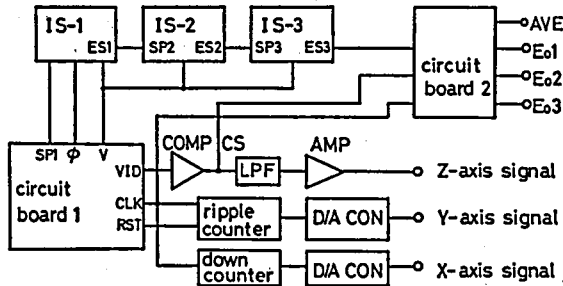


図2 ビデオ信号処理回路ブロック図

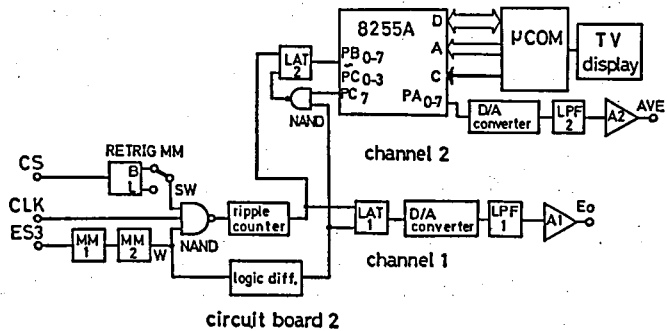


図3 寸法計測回路ブロック図

る。同様にして、垂直軸入力信号(Y)はアップカウンタと D/A 変換器により作成される。サーキットボード1で得たノイズの少ない1536ビットのビデオ信号(VID)は高速比較器(COMP)により波形整形を受ける(CS)。これにより走査およびクロックパルス変化時に生じるスパイク雑音、フォトダイオードの不均一性等によるビデオ信号のばらつきが除去できる。さらにCSは低域フィルタと反転増巾器を経てオシロスコープ輝度変調信号(Z)となる。

寸法計測はサーキットボード2によって行われる(図3)。パルス列の比較器出力CSが再トリガマルチバイブレータに導びかれ方形波に変換される(B, L)。Bは不透明な被測定物寸法信号であり、Lは透明部分の寸法信号である。スイッチによる選択でいずれかの寸法測定が可能である。カメラの撮影像がいくつかの被測定対象を含む場合においても、ビデオ信号の時間軸上にウィンドウ信号(W)を発生させて被測定対象をしぼることができる。すなわち、エンドオブスキャン信号(ES3)によって動作時間可変型モノマルチバイブレータ(MM1)をトリガし、これにより得た方形波の立ち下りを利用して次段のモノマルチバイブレータ(MM2)を作動すれば、任意の時点で任意の時間幅を持つウィンドウ信号(W)が得られる。スイッチで選択したBあるいはLとウィンドウ信号W、1MHzクロックパルスCLKの3信号の論理積で得たパルス列はリプルカウンタで計数後チャンネル1に導びかれてアナログ信号に変換される(E₀)。以上に述べたCSからチャンネル1にわたる回路がイメージセンサ1~3に対応して3回路用意されておりそれぞれ独立に使用できる。

チャンネル2(図3)に示したマイクロコンピュータによるデータ処理は、イメージセンサ1のビデオ信号を対象にしている。マイクロコンピュータ(シャープMZ80K)のデータバスは8ビットである。したがって、12ビットのリプルカウンタ出力は2回に分割してマイクロコンピュータへ入力される。2回にわたるデータ入力中にその内容が変化しないように、マイクロコンピュータ読み込み専用のラッチ回路(LT2)を付加した。汎用インターフェースIC(8255A)はI/Oポートを3個内蔵している。ポートBとポートCの半分(4ビット)がデータ入力に使用され、ポートAからはマイクロコンピュータで処理した寸法平均値が出力される。平均値信号はD/A変換器、低域フィルタ、直流増巾器を経てアナログ出力される(AVE)。マイクロコンピュータにとり込まれたデータは実寸法に変換・表示されるとともに測定回数ごとの平均値、最大、最小値が計算され、ディスプレイ装置にそれぞれ表示される。

図4はデータ処理のフローチャートである。プログラムはBASICによって作成した。カウンタからのデータ入力部分は機械語を使用し、処理速度の向上をはかりBASICのデータ文で与えた。

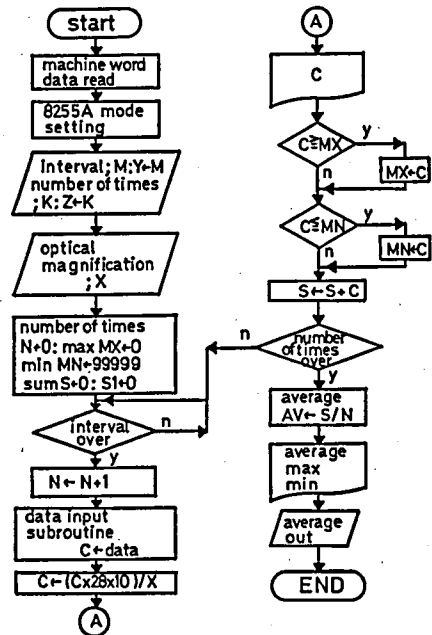


図4 寸法表示フローチャート

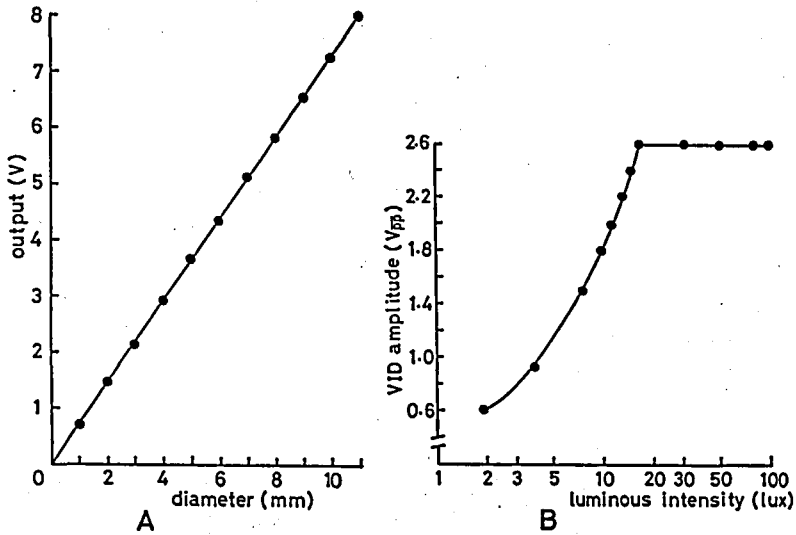


図5 装置動作特性

イメージセンサのフォトダイオードアレイのピッチは $28\mu\text{m}$ である。したがって、リプルカウンタの計数値を28倍すれば実寸法が得られる。顕微鏡などの拡大光学系を利用した場合は光学系倍率でさらに除算する。平均値 AV は読み込んだデータを X_i 、回数を N とすれば、 $AV = (\sum_{i=0}^N X_i) / N$ となる。最大値 MX と最少値 MN はあらかじめ MX に0、 MN に99999を代入しておき、読み込んだ測定値と比較して MX 、 MN を得る。キーボードからのデータ入力、測定間隔時間、測定回数、光学系倍率の3定数である。



図6 ビデオ信号(A)とオシロスコープ画像(B)

3. 動作特性

本装置の性能を調べるため、外径1—10mmのワイヤを被測定物としてイメージセンサの受光面上に直接置いてその外径測定を行った。ワイヤ外径と装置出力の関係が図5 Aに示してある。感度は 0.75 V/mm であった。図5 Bはイメージセンサ受光面上の照度とビデオ信号振幅値の関係である。本装置は15lux以上の飽和領域で使用し、約100luxにおよぶ範囲でひずみの少ない飽和ビデオ信号が得られた。図6は水平軸に対し 50° の角度で置いた $500\mu\text{m}$ のワイヤを4.8倍の拡大率で撮像した時のビデオ信号(A)とオシロスコープ画像(B)である。ワイヤの置かれた状況が把握できる。フォトダイオードアレイと被測定物投影像の交叉角度は 90° が理想的である。画像をモニタしながら交叉角度の修正が可能であるが、交叉角度 (θ) を画像上で測定すれば、真の寸法値 d は $d = (D/a)\sin\theta$ (ただし、フォトダイオ

ートアレイ上の影の長さ：D、光学系の拡大率：a) となる。

マイクロコンピュータディスプレイ装置に表示される数値は、小数点以下3桁、ミリメートル単位であり、4桁以下は切り捨てられる。平均値のアナログ回路の感度は0.68V/mmであった。

4. 生理学的实验への応用

本装置をイヌ腸間膜を用いた生理学的实验に応用した。实验には体重10—15kgのイヌ10頭を用いた。動物をsodium pentobarbital (30mg/kg i. v.)で静脈麻酔後、人工呼吸器(ハーバード613)による調節呼吸下においた。一側の総頸動脈にポリエチレンカテーテルを挿入し、大動脈側圧を圧トランスジューサ(東洋ポールドウインMPV-0.5-290)を用いて測定した。生理食塩水の輸液は大腿静脈に挿入したカニューレを通じ、最初の1時間は200ml/h、以後は100 ml/hの割合で行った。腹部正中切開後、空腸の一部を引き出し、臓器槽内のドーナツ型ゴムブロック上に腸間膜が広がるようにしてのせ、視野膜面を固定した(図7)。

図8は腸間膜リンパ管の写真撮影像ならびにビデオ信号、オシロスコープ画像である。イメージセンサは容易に35mmフィルムと交換でき、写真撮影が可能である。図8Aは10倍の拡大率で腸間膜リンパ管を写真撮影した。約380μmのわん曲したリンパ管が不透明な脂肪組織内を走行しているのが観察される。フィルムの代りにイメージセンサを装着してリンパ管像を

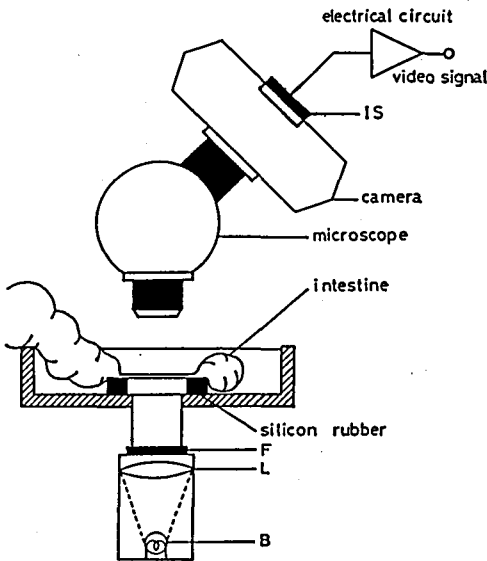


図7 動物実験模式図

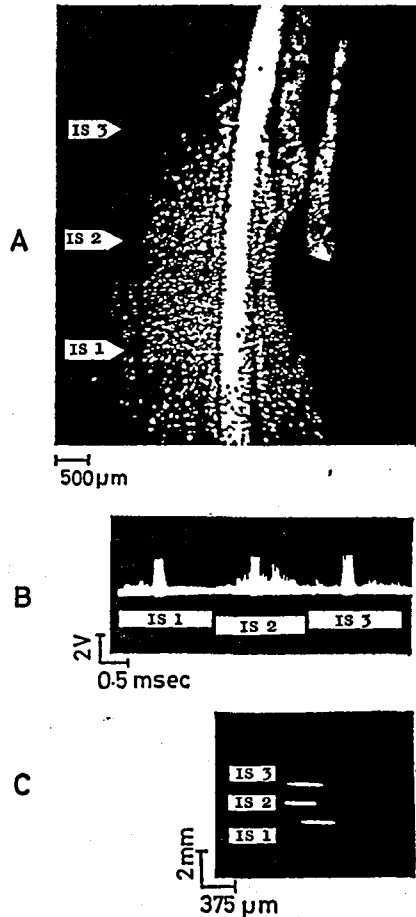


図8 腸間膜リンパ管像とオシロスコープ画像

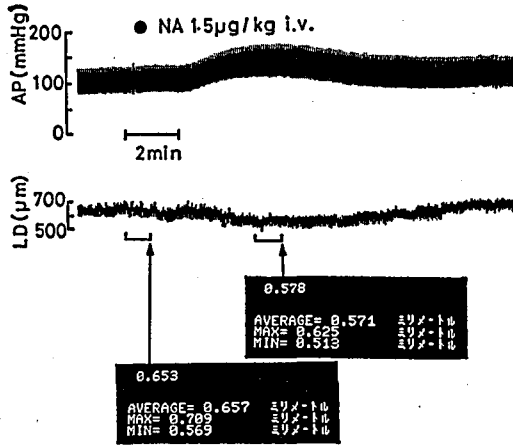


図9 noradrenaline (NA) 投与時の大動脈血圧 (AP) 変化とリンパ管外径 (LD) 変化

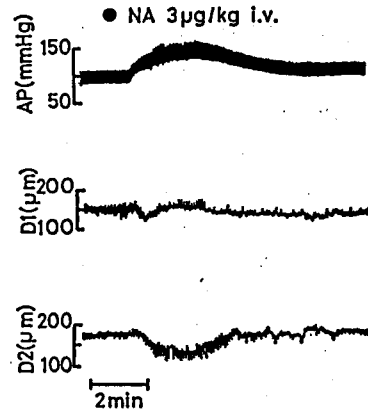


図10 noradrenaline (NA) 投与時の大動脈血圧 (AP) 変化と細静脈外径 (D1, D2) 変化

撮影しそのビデオ信号を示した (図8 B). リンパ管の両側は不透明な脂肪組織に対応してパルスが欠落している. ビデオ信号をオシロスコープ画像で表示すると, リンパ管のわん曲している模様があがえる (図8 C).

dl-noradrenaline hydrochloride (NA) (三共)を大腿静脈のカニューレを通じてone-shotで投与した際の腸間膜リンパ管外径に対する影響を図9に示した. NA投与により平均大動脈血圧は約100mmHgから125mmHgに上昇し, リンパ管外径は平均値0.657mmからNA投与約5分後に平均値0.571mmに短縮した.

図10は, 図9と同様にしてNA (3µg/kg i. v.) を投与した際の腸間膜静脈に対する反応性を調べた. 小腸壁に近い細静脈外径D1は大動脈血圧の上昇に付随して短縮し, 1分後に対照レベルに復する. 一方, D1に対し200µm離れた細静脈外径D2においては, D1の変化に約20秒遅れて短縮ははじめ, 0.175mmの静脈外径は最小値0.130mmにまで短縮し, 1分後漸次対照レベルに戻る.

5. 考 察

本稿に述べたカメラ型汎用寸法計測装置の特長はつぎのように要約される. (1)一眼レフカメラの焦点面に3個のイメージセンサを設置して, 撮影像を三行のオシロスコープ画像として表示できる. (2)被測定対象の長軸方向の3点の寸法が画像モニタしながら同時測定できる. (3)顕微鏡のような拡大光学系と併用すれば数µmの寸法が弁別できる. (4)マイクロコンピュータによるデータ処理がなされ, 寸法値, 平均値, 最大, 最小値をデジタル的にモニタできる. 本装置は生理学的実験に応用された. 小腸壁近くに存在するイヌ腸間膜リンパ管の外径変化はリンパ管自体の収縮よりもむしろリンパ産生を反映するものであろう. なぜなら, これらのリンパ管には非常にわずかな平滑筋が含まれているにすぎず, 自動性も示さないからである⁽⁶⁾. 図9に示すようにリンパ管外径の短縮はNA投与によって引き起こされるが, このことはおそらく細動脈の収縮による毛細管床のろ過減少を反映している.

謝 辞

本研究にあたりご指導，ご助言をいただいた信州大学医学部東 健彦教授ならびに大橋俊夫助教授に感謝します。さらに，昭和56年度卒業研究としてご助力いただいた横沢 浩氏（現在(株)御代田精密）に謝意を表します。

なお本研究の一部は文部省科学研究費（567017）の助成によって行われた。

参 考 文 献

- (1) 坂口正雄，大橋俊夫，東 健彦：イメージセンサによる血管径測定法とその脈管生理学的応用。心臓，10：1123，1978
- (2) Sakaguchi, M., Ohhashi, T., Azuma, T. : A photoelectric diameter gauge utilizing the image sensor. Pflügers Arch., 378 : 263, 1979
- (3) Sakaguchi, M., Ohhashi, T., Azuma, T. : A camera-type diameter gauge applicable to small blood and lymph vessels. Pflügers Arch., 388 : 261, 1980
- (4) 坂口正雄，横沢 浩，青木博夫，大橋俊夫，東 健彦：画像表示型汎用脈管計測装置の試作。電子通信学会技術報告，MBE 81-104：209，1982
- (5) 坂口正雄，大橋俊夫，東 健彦：イメージセンサによる微小血管径測定法。呼吸と循環，29：1043，1981
- (6) Yoffey, J. M., Courtice, F. C. : Lymphatics, Lymph and the Lymphomyeloid complex. pp.1-205, Academic Press, New York, 1970