

**CARACTERÍSTICAS TÉCNICAS Y PRESTACIONES DE LOS SISTEMAS OPTOELECTRÓNICOS MÁS DIFUNDIDOS EN EL CAMPO DE LA BIOMECÁNICA DEL MOVIMIENTO HUMANO. ESTADO ACTUAL DE CONOCIMIENTOS**

Gianikellis, K.

Facultad de Ciencias del Deporte  
Universidad de Extremadura

**RESUMEN**

El objetivo de este estudio es presentar, en líneas generales, el estado actual de conocimientos respecto a las características y prestaciones de los sistemas optoelectrónicos más ampliamente utilizados hoy en día para describir, analizar y evaluar cinemáticamente el movimiento humano. La evolución continua de las distintas tecnologías empleadas en el desarrollo de estos sistemas y la cada vez mayor oferta por parte de las casas comerciales requieren establecer procesos estandarizados y criterios objetivos que permitan evaluar de forma comparativa estos sistemas. En definitiva, facilitar la selección de un sistema optoelectrónico en función de las necesidades de la investigación, sus prestaciones y su precio.

**PALABRAS CLAVE:** Fotoinstrumentación, sistemas optoelectrónicos, análisis cinemático, Biomecánica

**ABSTRACT**

Comparisons between the merits of many different motion analysis systems is a very difficult task because their published specifications are obtained in a widely varying conditions and in some cases refer only to the performance of small components of an integrated system. The main purpose of this study is the introduction of the reader to the most important tecnologic characteristics that define the performance of the modern optoelectronic systems on the basis of data acquisition and signal processing. The evolution of these systems during the last two decades brought about a need for determination of objective criteria and standardized procedures that allow potential users evaluate different systems before spend money. In short, the decision for an optoelectronic system should be made on the basis of the investigations' particular purposes, systems' performance and price.

**KEY WORDS:** Photoinstrumentation, optoelectronic systems, cinematic analysis, Biomechanics

La *fotoinstrumentación* ha sido durante más de un siglo la técnica por excelencia aplicada al análisis biomecánico del movimiento humano. La *fotogrametría* como parte de la fotoinstrumentación consiste en “*un conjunto de técnicas que permiten obtener información respecto a las dimensiones, posición y orientación de un objeto físico y de su entorno, por medio de filmación medida y cálculos matemáticos sobre dichas medidas*”, donde las coordenadas espaciales de los puntos materiales de interés (puntos anatómicos) se calculan a partir de las coordenadas planas de las imágenes de los puntos digitizados registradas simultáneamente por al menos dos cámaras (Woltring, 1992). La digitización manual de los marcadores en cada fotograma o escena ha impulsado, entre otras cosas, el desarrollo de sistemas automáticos de digitización. Durante los primeros años de la década de los `70 se emplean los sistemas optoelectrónicos, basados en el uso de cámaras capaces de detectar la posición de marcadores pasivos o activos en función de su luminosidad. Estos sistemas se emplean cada vez más en el campo de la Biomecánica del movimiento humano al menos en condiciones de laboratorio. Hoy en día, son muy conocidos los sistemas *ELITE*, *VICON VX*, *PRIMAS*, *ExpertVision*, *SELSPOT II*, *OPTOTRAK 3D*, *CODA-MPX30* que se clasifican en familias en función del *tipo de sensores* que emplean. De modo que, es necesario establecer criterios que permitan valorar objetivamente las prestaciones de cada sistema para registrar y procesar los datos registrados y, en definitiva, la calidad de la información que se obtiene de cada uno.

#### ASPECTOS DE FUNCIONAMIENTO DE LOS SISTEMAS OPTOELECTRÓNICOS

Los sistemas optoelectrónicos siempre registran la posición espacial de un número de marcadores asociados a la superficie corporal, cuyo movimiento supuestamente refleja el movimiento de los segmentos corpóreos. De modo que no pueden tomar ninguna decisión respecto a la relación que mantienen los marcadores con las características anatómicas de la estructura que se encuentra por debajo.

En un sistema optoelectrónico se pueden distinguir, principalmente, dos niveles de funcionamiento:

- el primer nivel o “*nivel bajo*” se ocupa de *coleccionar las coordenadas 2-D de varios marcadores respecto al sistema de referencia de cada sensor*. Este proceso tiene lugar en tiempo real y su complejidad depende del principio que rige la detección de las coordenadas. En este primer nivel se pueden distinguir dos partes: a) el interfase con el medio que incluye un conjunto de marcadores asociados a puntos anatómicos y b) el sensor junto con el procesador de imagen.

- el segundo nivel o “*nivel alto*” donde tienen lugar operaciones más complejas que se realizan en tiempo real o "off-line", como *la calibración 3-D, la corrección de los errores, la reconstrucción de las coordenadas 3-D, el filtrado digital y la representación de los datos según un modelo previamente definido*. En este segundo nivel de control es posible procesar la información que proviene de otros sistemas de medida electrónicos como plataformas de fuerzas o EMG que están integrados en un sistema completo de análisis biomecánico.

Toda imagen, que representa un aspecto de la realidad, se capta mediante sensores que transforman la información contenida en ella en señales eléctricas. Con el proceso de la *digitalización*, la información contenida en una imagen se convierte en una representación numérica inteligible por un ordenador digital. Los digitalizadores más utilizados, hoy en día, son los *CCD's (Charge Coupled Devise) de estado sólido* que se distinguen en :

- a) *sensores de exploración de línea* y
- b) *sensores de área*.

Los pasos previos al procesamiento de las imágenes son la captura y la digitalización de las imágenes. De modo que cada imagen se “*muestra*” en instantes concretos y cada muestra se cuantifica utilizando un número finito de bits. El método habitual para digitalizar una imagen es rastreándola, fila por fila, y muestreando cada una de ellas. El número de filas que se rastrean ( $m$ ) y el número de pixels que se muestrean por fila ( $n$ ) determinan la *resolución ( $mxn$ ) de la imagen digital*, que viene a ser el grado de discernibilidad de detalles en la imagen. Cuanto mayor es la resolución de una imagen digital más se aproxima ésta a la realidad. El siguiente punto a tener en cuenta es la *cuantificación de la intensidad o nivel de gris* de cada una de las muestras. Cuantificando cada elemento de la imagen (pixel) a través de un número finito de bits, la calidad de este proceso dependerá del *número de bits ( $2^p$ )* que se asignan a cada una de las muestras. Una vez definido el número de bits por pixel ( $p$ ), la imagen final queda representada por un mapa tridimensional de orden ( $mxn \times p$ ), de modo que, corresponda un *nivel de intensidad luminosa definido por ( $p_i$ )* a cada *punto espacial ( $m_i, n_i$ )*. Los errores que se introducen en este proceso se conocen bajo el nombre de "*errores de cuantificación*" en las medidas de los parámetros cinemáticos y se deben básicamente a la resolución del transductor optoelectrónico (cámara), la resolución del generador de coordenadas y la tecnología propia de cada sistema.

## SISTEMAS BASADOS EN CÁMARAS-TV

El primer sistema basado en cámaras-TV para registrar y analizar el movimiento de varios marcadores en tiempo real se ha desarrollado en Delft-Holanda (1967). Sobre las características básicas de este sistema, para identificar los marcadores, se ha basado el sistema multicámara de la Universidad de Strathclyde que ha dado lugar al primer sistema comercial VICON (1980) antecesor del VICON-VX (1989). Más tarde (1986), han aparecido los sistemas ELITE y ExpertVision. Hoy en día, los sistemas optoelectrónicos basados en cámaras-TV han evolucionado y mejorado sus prestaciones, de modo que: i) es posible utilizar *marcadores pasivos reflectantes* muestreados simultáneamente con *obturación electrónica e iluminación estroboscópica*, ii) las restricciones de iluminación ambiental se han “relajado” hasta poder operar con la luz del día, iii) las coordenadas de los marcadores se calculan en tiempo real reduciendo la demanda de memoria para almacenar los datos, iv) se utilizan *cámaras CCD* con obturador electrónico para aumentar el contraste de los marcadores bajo iluminación estroboscópica de infrarrojos (IR). Las cámaras CCD disponen de un sensor estable y preciso, de manera que la mayor fuente de los errores es la distorsión debida a las ópticas y no al sensor o a la electrónica del sistema, v) se consigue sincronizar cualquier número de cámaras empleadas (sistema PRIMAS), vi) la identificación de los marcadores y la representación de los datos en tiempo real, permite supervisar el ensayo y desarrollar aplicaciones con feedback. A continuación se presentan en líneas generales los sistemas optoelectrónicos más difundidos en el campo de la biomecánica basados en cámaras-TV.

*El sistema ELITE (ELaboratore di Immagini TELEvisive)* cuyo primer prototipo se ha desarrollado por el Centro de Bioingeniería de Milán (1983). Con este sistema se pueden realizar análisis cinemáticos 2-D a 50 Hz o 3-D a 100 Hz en condiciones de laboratorio o en el campo. La identificación de los marcadores se basa en el reconocimiento de su forma y dimensión y no en su luminosidad, hecho que facilita el uso del sistema en presencia de superficies más brillantes que los marcadores. Las coordenadas del centroides de cada marcador se calculan en tiempo real (duración de un fotograma) y así no se ocupa memoria para almacenar los datos originales. Como otros sistemas de visión artificial, el ELITE está organizado jerárquicamente en dos niveles :

- el primer nivel esta destinado para operaciones rápidas y repetitivas en paralelo vía hardware específicamente diseñado que involucra dos subsistemas: *el interfase con el sujeto (SI)* y *el procesador en paralelo para reconocimiento de formas (PPPR)*. El subsistema (SI) incluye todos los elementos para convertir las imágenes de los marcadores en señales eléctricas. Los marcadores hemisféricos, cubiertos de material reflectante, se iluminan por luz

estroboscópica infrarroja (820 nm) que no molesta al sujeto. Los LEDs están montados coaxialmente con el eje óptico de las cámaras, hecho que permite el máximo ritmo de reflexión de la luz infrarroja hacia la dirección que proviene. Una o más (hasta 4) CCD cámaras-TV (422 *pixels* verticales x 579 *pixels* horizontales para frecuencia de muestreo 50 Hz y 576 *pixels* verticales x 604 *pixels* horizontales para 100 Hz) detectan las imágenes y convierten esta información en señales eléctricas. La obturación electrónica de las cámaras al estar sincronizadas con las fuentes de iluminación facilita el uso del sistema en el campo. El subsistema (PPPR), que es la característica más innovadora (utiliza chips muy rápidos VLSI) del sistema ELITE, permite realizar medidas muy precisas con marcadores muy pequeños

- el segundo nivel, que está organizado por módulos de software esta dedicado : i) al cálculo de las coordenadas tridimensionales de cada marcador y la corrección de los errores debidos a las lentes y los parámetros ópticos y geométricos de cada cámara-TV que se corrigen al digitalizar una serie de puntos redundantes y dispersos en todo el volumen que define un sistema de calibración de geometría conocida, ii) a la identificación y el seguimiento de los marcadores (también los ocultos), iii) al “filtrado” y el ajuste de los datos y el cálculo de las magnitudes derivadas, iv) al cálculo de ángulos espaciales y proyectados, v) al cálculo de otros parámetros biomecánicos de interés junto con el procesamiento de la información de otros dispositivos electrónicos integrados en la cadena de medida (EMG, plataformas de fuerzas) a través de hasta 32 canales de señales analógicas.

*El sistema VICON VX (Video CONverter for Biomechanics)* se ha introducido con mucho éxito en los laboratorios de biomecánica con el nombre VICON VX (1989), gracias a sus buenas prestaciones respecto a la precisión de las coordenadas espaciales de los marcadores y la posibilidad de disponer de las trayectorias tridimensionales de los marcadores pocos minutos después del ensayo. El sistema se basa en el uso de marcadores reflectantes de forma cónica que se iluminan estroboscópicamente por luz infrarroja (coaxial). Los movimientos de los marcadores se registran con cámaras CCD con obturación electrónica. La frecuencia de muestreo puede llegar hasta los 200 Hz. Un interface de vídeo permite digitalizar la señal analógica para obtener las coordenadas bidimensionales de los marcadores en el campo de cada cámara y después a través de algoritmos estandarizados de fotogrametría (DLT) se reconstruyen sus coordenadas 3-D. El “etherbox” del sistema VICON VX es un sistema “inteligente” donde se generan y se guardan las coordenadas tridimensionales de los marcadores a partir de sus imágenes que han sido captadas por hasta siete cámaras independientes entre si y emplazadas arbitrariamente. Además, el sistema dispone de 64 canales para registrar simultáneamente señales analógicas (EMG, plataforma de fuerzas etc). La casa Oxford Metrics (Morris, 1990) propone una batería de pruebas para evaluar las prestaciones de los sistemas optoelectrónicos. Se evalúan: i) el proceso de

*calibración del volumen activo del sistema, ii) los "errores de cuantificación" (altas frecuencias), iii) los errores introducidos por los algoritmos matemáticos en la reconstrucción de las coordenadas 3-D del centroides de marcadores estáticos (bajas frecuencias), iv) la combinación de los errores antes mencionados, es decir, los errores en las coordenadas 3-D de marcadores móviles, iv) la conformidad de que el sistema optoelectrónico sea adecuado para analizar biomecánicamente un determinado patrón de movimiento humano, teniendo en cuenta tanto las prestaciones como el coste del sistema.*

*El sistema PRIMAS (Precision Motion Analysis System) con casi tres décadas de vida. Sus características más importantes son: i) marcadores reflectantes de forma circular o esférica de distinto tamaño que se iluminan estroboscópicamente por IREDS variables en función del campo de cada cámara, de modo que puedan obtenerse imágenes con intensidad parecida, ii) cámaras CCD (HCS MXR 100) con obturación electrónica que pueden muestrear a una frecuencia de 100 Hz (200 Hz si se parte la imagen) que identifican los marcadores incluso en la luz del día (tiempo de exposición 0.1 ms), iii) el procesador del sistema "PRIMAS RT Processor" define el centroides de los marcadores en tiempo real con las ventajas que esto supone en el tratamiento y almacenamiento de los datos. La definición del centroides de los marcadores es una de las características tecnológicas más importantes del PRIMAS que permite obtener datos con menos "ruido" y poder supervisar en tiempo real la evolución de los ensayos o generar feedback en tiempo real, iv) el sistema proporciona señales de sincronización para el control de otras señales externas (plataformas de fuerzas, EMG), v) el "software" de la calibración del sistema, la reconstrucción de las coordenadas 3D y la representación gráfica de los resultados está desarrollado en el lenguaje ASYST 3.1.*

*El sistema ExpertVision HiRes 3D (High Resolution 3D Motion Analysis System) es un sistema completo para análisis biomecánico en tiempo real en 2-D y 3-D. En un único módulo de "hardware" tienen lugar: i) el procesamiento de la información procedente del vídeo junto con otras señales analógicas (hasta 64 canales), ii) la identificación automática y el seguimiento de los marcadores, iii) el tratamiento conjunto de los datos cinemáticos, cinéticos y EMG. Sus principales características son: a) los marcadores reflectantes de forma esférica, b) hasta 16 cámaras CCD que pueden muestrear a una frecuencia de hasta 240 Hz con iluminación estroboscópica de infrarrojos o visible, c) *el procesador de imágenes de vídeo "HiRes"* que funciona en tiempo real para identificar los marcadores y localizar su posición con la máxima precisión en cada fotograma generando sus coordenadas aún en el caso que sus trayectorias se mezclen o los marcadores no sean visibles instantáneamente, mientras que, a través del "X,Y,Z Track Editor" se pueden observar y editar las trayectorias de los marcadores para prevenir anomalías en los datos registrados, d) 64 canales para registrar datos analógicos controlados*

por el ordenador y e) el software que está desarrollado en entorno a "Windows". La casa Motion Analysis Corporation ofrece varios programas de aplicación específica (*OrthoTrak, KinTrak, FlexTrak, FootTrak, GaitTrak, SpineTrak, LifiTrak*).

#### SISTEMAS BASADOS EN SENSORES PSD (POSITION-SENSITIVE DEVICES)

Su característica más importante es el sensor o *fotodetector PSD* cuyo principio de funcionamiento se conoce como "*foto-efecto lateral*". Se trata de sensores no-direccionables que simplemente proporcionan las coordenadas del centroides de la distribución de la luz incidente en el plano de imagen de la cámara, que consiste en un disco semiconductor cuyas superficies opuestas están cubiertas con una capa de material fotosensible, formándose así un campo de alta resolución definido por dos ejes. Cuando la luz que emite un punto luminoso (LED) encuentra, al pasar a través del sistema de lentes de cada cámara, las superficies del disco semiconductor, se generan dos señales analógicas como funciones lineales de las coordenadas X, Y del centroides de la distribución de la luz incidente. A partir de la información obtenida por dos cámaras, el sistema determina la posición espacial del punto luminoso. El problema fundamental de esta tecnología es la susceptibilidad de los sensores, al ser no-direccionables, a integrar los reflejos de la luz infrarroja sobre superficies vecinas (paredes, suelo etc).

*El sistema SELSPOT II (SElective Light SPOT recognition)*. La tecnología SELSPOT se utiliza en aplicaciones biomédicas desde hace 20 años y últimamente ha incorporado el programa *MULTILab* para el tratamiento de datos cinemáticos simultáneamente con datos de otros sistemas de medida (EMG, ELGons etc.). Las características del sistema SELSPOT II son: i) los emisores de infrarrojos (IRLEDs) (hasta 120) de diferentes tamaños que emiten luz infrarroja de frecuencia variable, pero siempre por debajo del espectro visible (950 nm para ensayos de laboratorio). Los LEDs se activan secuencialmente por la unidad de control (LCU) que controla hasta 8 LEDs , ii) hasta 16 cámaras especiales que disponen de un *fotodetector PSD*. El sistema SELSPOT II utiliza *multiplexado temporal* para identificar los marcadores que se activan y reconstruir sus coordenadas, iii) el programa *MULTILab* controla la adquisición, el tratamiento, la representación de los datos y la integración de la información analógica de 16-48 canales. Puesto que, los sensores al ser no-direccionables tienden a integrar los reflejos de la luz, parte del "ruido" introducido por estas causas se elimina por software (*MULTILab*) "filtrando" los datos. Otro inconveniente de los sistemas basados en sensores PSD es que utilizan necesariamente marcadores activos (IRLEDs), que impone "cablear" el sujeto. El cableado del sujeto supone una cierta incomodidad y en el caso de registrar al mismo tiempo EMG es posible que se produzcan interferencias entre las señales.

Las ventajas que ofrece este sistema son, básicamente, la *identificación automática de los marcadores* y la buena *resolución espacio-temporal*, si no se

utiliza un número excesivamente grande de marcadores. Los sistemas que utilizan sensores PSD se caracterizan por *su alta frecuencia de muestreo* que llega a los 10 KHz para un solo marcador. Sin embargo, la alta frecuencia de muestreo de poco puede servir si no se acompaña por un potente algoritmo de interpolación de los datos registrados.

#### SISTEMAS BASADOS EN SENSORES CCD DE EXPLORACIÓN DE LÍNEA

Los sistemas de esta familia utilizan emisores de luz infrarroja (IRLEDs) como marcadores, y su componente básico es un *sensor CCD de exploración de línea*. Las cámaras llevan incorporadas *ópticas anamórficas* compuestas por superficies cilíndricas, esféricas y planas, que transforman la imagen de un marcador en un segmento luminoso paralelo al eje de la componente cilíndrica de la lente y perpendicular al eje longitudinal del sensor CCD. De modo que, si el marcador se desplaza horizontalmente, dentro del campo de la cámara se ilumina el mismo elemento del sensor y si el marcador se desplaza verticalmente se iluminan sucesivamente diferentes elementos del sensor. El hecho de enfocar la luz en una sola dimensión implica pérdida de su intensidad, de modo que se requiere especial atención para mejorar la relación señal/"ruido". Además, la no-linealidad intrínseca de las ópticas anamórficas requiere calibración precisa del sistema y corrección de la imagen. Las ventajas de este tipo de sensores son la alta frecuencia de muestreo y la mejor resolución si se comparan con los sensores CCD de área. El precursor de esta familia de sistemas ha sido el sistema CoSTEL (Coordinate Spaziali mediante Trasduttori Elettronici Lineari) (Leo y Maccelari, 1981).

*El sistema OPTOTRAK* desarrollado por Northern Digital, se basa en *sensores de exploración de línea (1-D)* y puede configurarse según los objetivos de la aplicación. El modelo *OPTOTRAK/3010* se utiliza para aplicaciones donde el volumen activo es fijo de dimensiones (2m x 1m x 1m) y consiste en tres cámaras 1-D (con sensores CCD de 2048 fotosites cada uno) montados sobre un soporte fijo, de modo que no necesita calibración previa. La resolución nominal de este sistema asciende a 0.01 mm y es la mejor resolución entre todos los sistemas optoelectrónicos. Para aplicaciones que requieren mayor volumen activo se ofrece el modelo *OPTOTRAK/2010* que consiste en dos unidades de cámaras compuestas por dos sensores 1-D ortogonales entre sí, midiendo en dos direcciones, que llevan ópticas anamórficas. La calibración de las cámaras, en posición y orientación, se lleva a cabo siguiendo las instrucciones del software de calibración del sistema proporcionado por la casa. La resolución es la misma que antes 0.01 mm y la frecuencia de muestreo 2.5 KHz dividido por el número de marcadores utilizados.

Las características del sistema OPTOTRAK son: i) los marcadores son emisores de luz infrarroja (IREDS) de diámetro 16 mm o 4.75 mm que se identifican

automáticamente. Puesto que, la geometría de los marcadores influye sobre la precisión de las medidas, los marcadores del sistema OPTOTRAK son isotrópicos con forma geométrica simétrica, de modo, que su localización es independiente de la inclinación de la cámara. Cada uno de los 256 marcadores está asociado a una unidad estroboscópica (hasta 8 marcadores por unidad) sincronizada con las cámaras que se activa durante 250  $\mu$ s, ii) las cámaras CCD son precalibradas y disponen de un sensor de exploración de línea con 2048 elementos, que, a diferencia de los fotodetectores PSD (foto-efecto lateral), no propicia errores debidos a reflejos de la luz infrarroja. Otras componentes son las ópticas anamórficas y la circuitería electrónica de procesamiento de la señal con ganancia programable, un convertidor A/D y un procesador (RISC) que controla los sensores y calcula las coordenadas del centroides de los marcadores en tiempo real, iii) la unidad de control del sistema contiene un procesador muy potente que controla la activación secuencial de los marcadores y actúa como enlace entre las cámaras y el ordenador donde se registran los datos, iv) la unidad de adquisición de datos analógicos (DAU) es un componente opcional que sirve para registrar y procesar información analógica de 16 canales (plataformas, EMG), v) el software proporcionado para la calibración de las cámaras, el registro y la monitorización de los datos en tiempo real y el paquete informático opcional DAP (Data Analysis Package) para el tratamiento de los datos y la representación de los resultados.

#### SISTEMAS BASADOS EN SCÁNERS MECANO-ÓPTICOS

*El sistema CODA (Cartesian Optoelectronic Dynamic Anthropometer)* desarrollado en Loughborough (1981) ha evolucionado en el sistema *CODA MPX30* (1988). Esta tecnología (Mitchelson, 1988) utiliza tres escáners rotatorios, montados sobre una base fija de longitud 1 m, dos de los cuales giran respecto a un eje vertical y el otro (intermedio) respecto a un eje horizontal. Los dos escáners exteriores emiten cada uno un haz de luz coloreada (azul - rojo - infrarrojo) orientada verticalmente y “barren” en dirección horizontal el volumen activo con una frecuencia de hasta 200 Hz. El escáner intermedio emite un haz de luz horizontal y “barre” el volumen activo en la dirección vertical. Cuando el haz de luz emitida encuentra un marcador, la luz se refleja en la misma dirección y se detecta por el sensor del escáner. La identificación de cada uno de los marcadores reflectantes (hasta 10) que tienen forma prismática y disponen de un filtro monocolor se hace en función de las características espectrales de la luz reflejada. A partir de las posiciones angulares de los tres escáners y el tiempo que transcurre hasta que la luz emitida se refleja sobre sus espejos se reconstruyen, en un tiempo de 10 ms, las coordenadas espaciales de los marcadores. Este sistema tiene la ventaja de que los marcadores, aunque son pasivos y se evita el “cableado”, se identifican automáticamente sin que se reduzca la frecuencia de muestreo del sistema por el número de los marcadores empleados. Sin embargo la posición de los marcadores reflectantes no se detecta en el mismo instante de tiempo, puesto que,

las haces de luz de los escáners no iluminan al mismo instante cada marcador reflectante. Esto puede ser una limitación importante si se pretende estudiar gestos relativamente rápidos. Los autores de esta técnica sostienen que este error se corrige por software a posteriori, pero si es así, no se justifica el carácter de adquisición de las coordenadas de los marcadores en tiempo real.

### EVALUACIÓN COMPARATIVA DE LOS SISTEMAS OPTOELECTRÓNICOS

Una vez conocidas, en líneas generales, las características técnicas y las prestaciones de los sistemas optoelectrónicos, se opta por uno u otro en función de criterios objetivos, puesto que, no existen sistemas mejores o peores sino sistemas adecuados o menos adecuados para la aplicación que se pretende desarrollar. Por lo tanto la decisión para la adquisición de un sistema automático de análisis biomecánico, especialmente cuando se trata de un sistema "turn-key" (listo para funcionar), debe tomarse bajo ciertas consideraciones respecto a las características técnicas y las prestaciones de cada sistema. En líneas generales, la primera selección se hace entre sistemas que utilizan *marcadores activos* o *marcadores pasivos*. Los sistemas que utilizan marcadores activos se caracterizan por su *mayor resolución espacio - temporal* y la *identificación automática pero no simultánea de los marcadores (multiplexado en tiempo)*. Por lo tanto requieren de *rutinas de interpolación* para estimar las coordenadas de todos los marcadores en el mismo instante de tiempo. Sin embargo, las rutinas de interpolación pueden desvirtuar la alta frecuencia de muestreo del sistema y comprometer la posibilidad de obtener las coordenadas de los marcadores en tiempo real (aplicaciones feedback), puesto que tienen características de *filtro "paso bajo"*. En los sistemas basados en cámaras-TV, donde los marcadores se "muestran" simultáneamente, la identificación de los marcadores y la reconstrucción de sus coordenadas 3-D se lleva a cabo durante o después de la toma de medidas y sin variar los valores registrados por las cámaras. Así que es muy importante establecer procedimientos estandarizados y los siguientes criterios para la evaluación comparativa de los sistemas optoelectrónicos.

- El *volumen activo* ( $V$ ) para un sistema de medida es el espacio, dentro de lo cual las medidas son válidas. Se determina por el *rango de medida* ( $D$ ) que es la distancia transversal del volumen activo, o sea:

$$V = (X * Y * Z) \quad \text{y} \quad D = \sqrt{X^2 + Y^2 + Z^2}$$

- La *precisión* ( $P$ ) de un sistema de medida expresa el grado de coincidencia de las medidas repetidas en condiciones idénticas. La precisión es un estimador del *error aleatorio* que conllevan los datos registrados. En el caso de un sistema optoelectrónico se expresa por la desviación típica del "ruido" contenido en las ( $n$ ) muestras del marcador ( $i$ ) dividido por la magnitud de la dimensión correspondiente ( $X$ ) de su volumen activo. Así que:

$$P = \sqrt{P_X^2 + P_Y^2 + P_Z^2}$$

$$P_X = \frac{1}{X} \sqrt{\frac{1}{n-1} \sum_{j=1}^n (X_j - \bar{X}_i)^2}$$

$$P_Y = \frac{1}{Y} \sqrt{\frac{1}{n-1} \sum_{j=1}^n (Y_j - \bar{Y}_i)^2}$$

$$P_Z = \frac{1}{Z} \sqrt{\frac{1}{n-1} \sum_{j=1}^n (Z_j - \bar{Z}_i)^2}$$

Con,  $\bar{X}_i$  la media de los valores de la coordenada X

$\bar{Y}_i$  la media de los valores de la coordenada Y

$\bar{Z}_i$  la media de los valores de la coordenada Z

- La *exactitud* ( $A$ ) de un instrumento de medida es un estimador del *error sistemático* que expresa la desviación típica de ( $m$ ) marcadores estacionarios, distribuidos isotrópicamente en el volumen activo, respecto a sus posiciones reales dividida por la magnitud de la dimensión correspondiente ( $X$ ) de su volumen activo.

$$A = \sqrt{A_x^2 + A_y^2 + A_z^2}$$

$$A_x = \frac{1}{X} \sqrt{\frac{1}{m-1} \sum_{j=1}^m (\bar{X}_i - X_i^0)^2}$$

$$A_y = \frac{1}{Y} \sqrt{\frac{1}{m-1} \sum_{j=1}^m (\bar{Y}_i - Y_i^0)^2}$$

$$A_z = \frac{1}{Z} \sqrt{\frac{1}{m-1} \sum_{j=1}^m (\bar{Z}_i - Z_i^0)^2}$$

Donde,  $X_i^0$  el valor verdadero de la coordenada X  
 $Y_i^0$  el valor verdadero de la coordenada Y  
 $Z_i^0$  el valor verdadero de la coordenada Z

Para los sistemas que miden la posición de los marcadores, ambos parámetros, precisión y exactitud se valoran a partir de un número de medidas estadísticamente significativo de un número de marcadores adecuadamente distribuidos y estacionarios para satisfacer las condiciones idénticas en cada serie de medidas.

- La **resolución** como término en la tecnología de la medición es equivalente a la discriminación, es decir, un estimador que caracteriza la capacidad de un dispositivo para detectar pequeñas variaciones de la magnitud que mide. Para los sistemas que miden la posición, es importante distinguir entre la **definición** del sistema que indica el número de bits disponibles para expresar el valor de la medida y la **resolución (R)** que se refiere a la menor diferencia discernible en la posición de un marcador. La resolución depende del *tamaño del marcador* ( $d_m$ ) y de la *precisión del sistema* ( $P$ ). De modo que:

$$R = (R_x * R_y * R_z)$$

$$R_x = \frac{1}{X} (d_m + 4P_x)$$

$$R_y = \frac{1}{Y} (d_m + 4P_y)$$

$$R_z = \frac{1}{Z} (d_m + 4P_z)$$

Cuando se hace esta distinción, la resolución es inferior (peor) que la definición. En el caso de *marcadores estacionarios*, la posición de los marcadores es un valor constante "contaminado" solamente por los errores que introduce el propio sistema (la precisión que debe coincidir con su definición). Sin embargo, cuando se trata de marcadores *no-estacionarios*, que es casi siempre el caso, se introduce un "*error de cuantificación*" adicional debido a la resolución del transductor y la resolución del generador de las coordenadas que es uno de los factores que más influyen sobre la precisión de los sistemas optoelectrónicos. Se calcula como la desviación típica de la distancia entre dos marcadores asociados a una barra que gira con *velocidad angular* ( $\omega$ ) respecto a un eje de rotación cuya dirección coincide con la diagonal del volumen activo respecto al *rango de medida* ( $D$ ).

$$H = \frac{1}{D} \sqrt{\frac{1}{m-1} \sum_{i=1}^m (d_i - d)^2}$$

- La *linealidad* ( $L$ ) de un sistema optoelectrónico expresa el error de las ópticas de las cámaras y sus componentes internos calculando la desviación típica del error posicional de ( $k$ ) marcadores distribuidos a lo largo de cada una de las dimensiones del volumen activo, es decir:

$$L = \frac{1}{\sqrt{L_x^2 + L_y^2 + L_z^2}}$$

$$L_x = \sqrt{\frac{1}{k-1} \sum_{j=1}^k (\bar{X}_i - X_i^0)^2}$$

$$L_y = \sqrt{\frac{1}{k-1} \sum_{j=1}^k (\bar{Y}_i - Y_i^0)^2}$$

$$L_z = \sqrt{\frac{1}{k-1} \sum_{j=1}^k (\bar{Z}_i - Z_i^0)^2}$$

Donde,  $X_i^0$  el valor verdadero de la coordenada X

$Y_i^0$  el valor verdadero de la coordenada Y

$Z_i^0$  el valor verdadero de la coordenada Z

- La *frecuencia de muestreo* ( $f$ ) de una señal continua tiene que ser suficientemente elevada para asegurarse que la señal registrada tiene componentes en frecuencia fuera del ancho de banda que define la *frecuencia de Nyquist* y poder ser reconstruida con precisión a partir de sus valores discretos. El *teorema de muestreo* establece que “una señal temporal registrada limitada en banda, puede ser reconstruida a partir de sus valores discretos, si la frecuencia de muestreo ha sido al menos dos veces la frecuencia más alta contenida en el espectro de la señal” es decir  $\Delta t \leq 1/2f_{\max}$  o  $1/\Delta t \geq 2f_{\max}$  siendo  $f_N = 1/2\Delta t$  la frecuencia de Nyquist. Para disponer de una señal limitada en banda en la práctica basta pasar la señal por un filtro analógico “paso bajo” antes de la digitalización.

La violación del teorema de muestreo distorsiona las componentes en frecuencia de la señal registrada (“aliasing”). El “aliasing” es un fenómeno bien conocido en la teoría de tratamiento de señales y para evitarlo es muy importante conocer el contenido en frecuencia de la señal que se pretende analizar. En el caso que la aplicación exige el cálculo de las derivadas temporales de los datos posición - tiempo de los marcadores, que independientemente del dispositivo que se utiliza para su registro contienen cierta cantidad de información no relacionada con el movimiento analizado (“ruido”), es necesario imponer condiciones adicionales (Wood, 1982; Lanshammar, 1982b).

En general, los errores pueden ser sistemáticos debidos a la distorsión de la imagen, errores de escala, colocación errónea de los marcadores etc., que son inocuos para el cálculo de las derivadas y/o aleatorios, debidos al proceso de digitización, a los algoritmos empleados para la reconstrucción de las coordenadas tridimensionales de los marcadores etc., que resultan ser un serio problema, porque la diferenciación como proceso funciona como *filtro “paso alto”* y de esta manera el “*ruido blanco*” se amplifica y se extiende hacia las frecuencias altas. Considerando que los errores aleatorios se introducen por diferentes causas, independientes entre sí, se asume que el “ruido” tiene una distribución normal y es independiente de la señal registrada que representa un proceso determinista aunque no conocido. La carencia de información respecto a la frecuencia de muestreo adecuada para cada patrón de movimiento humano ha conducido a “muestrear” con la mayor frecuencia posible, que en el caso de utilizar sistemas de medida con marcadores activos (multiplexado) se limita por el número de marcadores empleados, de modo que puede comprometerse la precisión de las magnitudes derivadas. En un destacado estudio (Lanshammar, 1982b) se establece la siguiente relación entre la *mínima varianza* ( $S_{k \min}^2$ ) de la derivada ( $k$ ), la *frecuencia “límite superior” del espectro de la señal registrada* ( $w_s$ ), la *varianza (error) de los datos de posición* ( $S_p^2$ ) que están “contaminados” con “ruido blanco” y la *frecuencia de muestreo* ( $1/T$ ):

$$s_k^2 \geq s_{kmin}^2 = \frac{s_f^2 * T * w_s^{2k+1}}{p(2k+1)} \quad \text{y} \quad T_{max} = \frac{s_{kmin}^2 * p(2k+1)}{s_f^2 * T * w_s^{2k+1}}$$

En estas fórmulas se puede observar que el “ruido” introducido en los valores de la velocidad y de la aceleración se amplifica y para contrarrestar esta amplificación del “ruido” en las magnitudes derivadas, las señales temporales de la posición de los marcadores se tienen que “muestrear” a una frecuencia muy superior a la establecida por el teorema de muestreo.

- La *resolución espacio - temporal* ( $Q$ ) que expresa la relación entre la *frecuencia de muestreo* ( $f$ ) y la *precisión* ( $P$ ) del sistema de medida se ha establecido como criterio, debido a que en la ecuación anterior hay un término de *resolución espaciotemporal* ( $s_f^2 * T$ ) que depende del sistema de medida y otro término  $\frac{w_s^{2k+1}}{p(2k+1)}$  que depende del *patrón del movimiento registrado* (Furneé, 1990). Es decir:

$$Q = \frac{\sqrt{f}}{P} \quad \text{de manera que,}$$

$$P_k^2 \geq P_{kmin}^2 = \frac{P^2 * T * w_s^{2k+1}}{p(2k+1)} = \frac{1}{Q^2} * w_s^{2k+1}$$

Se puede apreciar que *para obtener altos valores para la resolución espacio - temporal* ( $Q$ ) *la reducción de los errores aleatorios del sistema* (mayor precisión) *es más eficaz que el incremento de la frecuencia de muestreo.*

- Para los sistemas que *no muestrean los marcadores simultáneamente* se calcula el *error máximo en amplitud* ( $e_{max}$ ) introducido para cada componente senoidal de la señal de *frecuencia* ( $w$ ), debido al *desfase* ( $t$ ) entre el marcador intermedio en el conjunto de los marcadores muestreados y del primero o último en activarse. Este error se calcula según la expresión:

$$e_{max} = 2a * \text{sen} \left( p * t * \frac{w}{w_s} \right)$$

donde ( $\epsilon_{\max}$ ) y ( $\tau$ ) representan fracciones de la amplitud de la señal (A) y del período de muestreo ( $T_s$ ) respectivamente, siendo la frecuencia de muestreo  $\omega_s=2\pi/T_s$ . La amplitud de la señal (A) se representa como fracción (a) del volumen activo del sistema.

- Para un sistema *que muestrea todos los marcadores simultáneamente* se calcula el *error máximo en la posición* ( $e_{a,\max}$ ) de un marcador cuyo movimiento es muy rápido, en función del tiempo de apertura que es el tiempo transcurrido para tomar una muestra de la señal. Para un *tiempo de apertura* ( $t_a$ ), el error máximo cometido respecto en la posición del marcador, normalizado como antes respecto a la amplitud de la señal y el volumen activo, se obtiene según la fórmula:

$$e_{a,\max} \approx a * \text{sen} \left( w * \frac{t_a}{2} \right)$$

Una vez establecidos los criterios de evaluación comparativa, en las siguientes tablas se resumen las características técnicas y las prestaciones de los sistemas optoelectrónicos más difundidos en el campo de la biomecánica del movimiento humano basados en los datos presentados por Stüssi y Miller (1991).

*Tecnología, tipo de sensores para cada sistema y precio*

Sistema	Adquisición de los datos	Tipo de sensores	Precio (1991)
ELITE	Basado en TV	CCD	169.700 US \$
VICON VX	Basado en TV	CCD	106.300 US \$
PRIMAS	Basado en TV	CCD	
ExpertVision	Basado en TV	CCD	
SELSPOT II		2D-PSD	121.300 US \$
OPTOTRAK		1D-CCD	92.600 US \$
CODA MPX30	Opto-mecánico		93.200 US \$

*Tipo de marcadores, iluminación y muestreo*

Sistema	Tipo de marcadores	Iluminación	Muestreo
ELITE	Pasivos	Estroboscópica-IRs	Simultáneo
VICON VX	Pasivos	Estroboscópica-IRs	Simultáneo
PRIMAS	Pasivos	Estroboscópica-IRs	Simultáneo
ExpertVision	Pasivos	Estroboscópica-IRs	Simultáneo
SELSPOT II	Activos (LEDs)		Multiplexado en el tiempo
OPTOTRAK	Activos (LEDs)		Multiplexado en el tiempo
CODA MPX30	Pasivos	Haz de luz	No simultáneo

*Identificación y seguimiento de los marcadores*

Sistema	Identificación	Seguimiento
ELITE	Semiautomático (Posición)	Automático - (marcador/segmento)
VICON VX	Semiautomático (Posición)	Automático 3-D
PRIMAS		
ExpertVision	Semiautomático (Posición)	Automático 3-D
SELSPOT II	Automático (tiempo)	Intrínseco
OPTOTRAK	Automático (tiempo)	Intrínseco
CODA MPX30	Automático (Color)	Intrínseco

*Calibración y tiempo que requiere*

Sistema	Calibración	Tiempo necesario
ELITE	Marco 3-D	5 min
VICON VX	Marco 3-D (9 marcadores)	5 min
PRIMAS		
ExpertVision	Marco 3-D (25 marcador.)	
SELSPOT II	Marco 3-D (4 LEDs)	2 min
OPTOTRAK	Marco 3-D (20 LEDs) / Marco 2-D	unos minutos
CODA MPX30	Precalibrado	

*Características técnicas*

Sistema	Frecuencia de muestreo (Hz)	Número (max) de marcadores	Número (max) de cámaras	Número (max) de canales A/D
ELITE	50, 100	Ilimitado	4	16
VICON VX	50, 200	Ilimitado	7	64
PRIMAS	100	25		
ExpertVision	60, 200	30	4	32
SELSPOT II	10000 dividido por número de (cámaras x marcadores)	120	16	64
OPTOTRAK	5000 dividido por número de marcadores	256	24	16
CODA MPX30	25 - 200	10		

*Prestaciones (Performance). Precisión-Exactitud-Resolución-Linealidad*

Sistema	Precisión (% rango)	Exactitud (% rango)	Resolución Sistema	Sensor	Linealidad (%)
ELITE	1:3000	0.03	256x256	1:65536	
VICON VX	1:10000	0.05	600x800	1:5000	0.013 (media)
PRIMAS	1:13000 (2-D)	0.05	288x604	1:10000	
ExpertVision	1:2100	0.1	256x240	1:1000	0.2
SELSPOT II		0.75 (0.1 posible)	4096x4096	1:4000	0.1 (X) / 0.2 (Y)
OPTOTRAK	0.1 mm	0.05	2048x2048	1:10000	
CODA MPX30	1:6300	0.05		1:7300	0.2 (0.05 posible)

*Software disponible para cada sistema*

Sistema	Calibración	Registro de los datos y Sistema Operativo	Tratamiento de los datos	Salidas gráficas
ELITE	ELITE	ELITE MS-DOS	ELITE	ELITE
VICON VX	VICON	VICON VMS / RSX	AMASS	VICON
PRIMAS	PRIMAS	PRIMAS MS-DOS	ASSYST	ASSYST
ExpertVision				
SELSPOT II	MULTIlab	MULTIlab MS-DOS, RSX / VMS	MULTIlab	MULTIlab
OPTOTRAK	OPTOTRAK	OPTOTRAK MS-DOS, OS/2	OPCION	OPCION
CODA MPX30	CODA	CODA MS-DOS	Charnwood Dynamics	Charnwood Dynamics

## REFERENCIAS

- ATHA, J. (1984). Current techniques for measuring motion. *Applied Ergonomics*, 15, 4, 245-257.
- CAPPOZZO, A.; TOMMASO, L.; MACELLARI, V. (1983). The CoSTEL kinematics monitoring system: performance and use in human movement measurements. In *Biomechanics VIII-B* (edited by Hideji Matsui and Kando Kobayashi), pp. 1067-1073. Champaign: Human Kinetics Publishers.
- CAPPOZZO, A. (1991). Three-dimensional analysis of human walking: Experimental methods and associated artifacts. *Human Movement Science*, 10, 589-602.
- FURNÉE, E.H. (1989). Opto-electronic movement measurement systems: Aspects of data acquisition, signal processing and performance. *Proceedings in Gait Analysis* (edited by U. Boenick and M. Näder), 112-129. Berlín.
- LANSHAMMAR, H. (1982-b). On precision limits for derivatives numerically calculated from noisy data. *Journal of Biomechanics*, 15, 6, 459-470.
- LEO, T.; MACELLARI, V. (1981). On line microcomputer system for gait analysis data acquisition, based on commercially available optoelectronic devices. In *Biomechanics VII-A* (edited by A. Morecki, K. Fidelus, K. Ketzior, A. Wit), 163-169. Baltimore : University Park Press.
- MITCHELSON, D.L. (1988). Automated three-dimensional movement analysis using the CODA-3 system. *Biomedizinische Technik*, 33, 179-182.

- MORRIS, J.R.W. (1990). A standard test protocol for assessment of 3D kinematic system accuracy exemplified on its application to the VICON system. *Proceedings in Gait Analysis* (edited by U. Boenick and M. Näder), 41-49. Berlín.
- STÜSSI, E.; MÜLLER, R. (1990). Vergleichende Bewertung Kommerziell erhältlicher 3D-Kinematik-Systeme für die Gangbildanalyse. *Proceedings in Gait Analysis* (edited by U. Boenick and M. Näder), pp. 86-97. Berlin.
- WOLTRING, H.J. (1992). One hundred years of photogrammetry in biolocomotion. In A. Cappozzo, M. Marchetti, V. Tosi (Eds.), *Biolocomotion: a century of research using moving pictures*. 199-225. Rome: Promograph.
- WOOD, G.A. (1982). Data smoothing and differentiation procedures in biomechanics. In *Exercise and Sport Sciences*.