

UNIVERSIDAD AUTONOMA DE BAJA CALIFORNIA
INSTITUTO DE INGENIERIA
MAESTRÍA Y DOCTORADO EN CIENCIAS E INGENIERÍA



**MEDICION DE PARAMETROS BIOMETRICOS POR MEDIO DE
BARRIDO LASER DINAMICO**

TESIS
Para obtener el grado de DOCTOR EN CIENCIAS
Presenta
Julio Cesar Rodríguez Quiñonez

Director: Dr. Oleg Sergiyenko

Mexicali, B.C.

AGOSTO DE 2013

UNIVERSIDAD AUTONOMA DE BAJA CALIFORNIA
INSTITUTO DE INGENIERIA
MAESTRÍA Y DOCTORADO EN CIENCIAS E INGENIERÍA



**MEDICION DE PARAMETROS BIOMETRICOS POR MEDIO DE
BARRIDO LASER DINAMICO**

TESIS
Para obtener el grado de DOCTOR EN CIENCIAS
Presenta
Julio Cesar Rodríguez Quiñonez

Director: Dr. Oleg Sergiyenko

Dedicatorias y Agradecimientos

Le dedico esta tesis a mis padres, quienes me han servido de guía durante el transcurso de los años, ejemplos de dedicación, responsabilidad y compromiso.

Le agradezco al Dr. Oleg Sergiyenko el haber dirigido la presente tesis y el haberme instruido durante el camino de mi formación como investigador.

Le agradezco al Dr. Moisés Rivas su apoyo durante todo el doctorado, el fungir como facilitador y apoyarme en el desarrollo del proyecto propuesto.

Le agradezco al Dr. Benjamín Valdez Salas y a la Universidad Autónoma de Baja California, el apoyo prestado para la asistencia a congresos y diversas publicaciones realizadas.

RESUMEN de la tesis de Julio Cesar Rodríguez Quiñonez, presentada como requisito parcial para la obtención del grado de DOCTOR EN CIENCIAS, EN EL AREA DE ELECTRONICA, Mexicali, Baja California, México. Agosto de 2013

MEDICIÓN DE PARÁMETROS BIOMÉTRICOS POR MEDIO DE BARRIDO LASER DINÁMICO

Resumen aprobado por:

Dr. Oleg Sergiyenko

La medición en 3D de la superficie del cuerpo humano o áreas anatómicas está ganando importancia en diversas aplicaciones médicas. Los escáneres tridimensionales pueden proporcionar estas mediciones; sin embargo usualmente estos escáneres tienen variaciones no lineales y típicamente estas variaciones dependen de la posición del escáner respecto a la persona. En esta tesis, presentaré un nuevo laser escáner utilizado para la medición de parámetros biométricos, explicando su desarrollo electromecánico y de software. Un análisis de la reflectancia de la luz láser sobre la piel humana se presentará para probar la viabilidad de utilizar luz láser en el escáner activo. El método de Levenberg-Marquardt se utilizará como un rectificador digital para realizar el ajuste de variaciones no lineales e incrementar la precisión de las mediciones del escáner biométrico. Un análisis comparativo con otros métodos como el de Polak-Ribiere y el método de Quasi-Newton, así como el funcionamiento general del sistema es presentado. Finalmente se realiza experimentación computacional para verificar el desempeño del sistema propuesto y la incertidumbre del método.



ABSTRACT of the thesis of Julio Cesar Rodríguez Quiñonez, presented as partial requirement for obtaining the degree of DOCTOR IN SCIENCES, ELECTRICAL AREA. Mexicali, Baja California, Mexico. August 2013.

MEASURING BIOMETRIC PARAMETERS USING DYNAMIC LASER SCANNING.

Summary approved by:

Dr. Oleg Sergiyenko
Thesis Director

The 3D measurements of the human body surface or anatomical areas have gained importance in many medical applications. Three dimensional laser scanning systems can provide these measurements; however usually these scanners have non-linear variations in their measurement, and typically these variations depend on the position of the scanner with respect to the person. In this thesis, I'm going to present a new laser scanner used for biometric measurement, explaining the electromechanical and software development. An analysis of the laser light reflection over the human skin is presented to prove the viability of the use of laser light in the active scanner. The Levenberg–Marquardt method is used as a digital rectifier to adjust non-linear variation and increases the measurement accuracy of the biometric scanner. A comparative analysis with other methods such as Polak–Ribiere and quasi-Newton method, and the overall system functioning is presented. Finally, computational experiments are conducted to verify the performance of the proposed system and its method uncertainty.

Objetivos

1. Dar una aplicación avanzada al método de la triangulación dinámica, describiendo el principio teórico, desarrollando las ecuaciones correspondientes e implementándola de manera práctica en la medición de parámetros biométricos.
2. Realizar comparaciones graficas entre la triangulación estática y la triangulación dinámica.
3. Exponer los componentes mecánicos del sistema desarrollado, presentando las partes elementales que lo integran y el funcionamiento interno del mismo.
4. Demostrar gráficamente la relación existente entre las señales de los sensores que se encuentran en la apertura de escaneo, el cuál es el fundamento grafico para el desarrollo del formalismo matemático.
5. Desarrollar el diseño electrónico del sistema, mostrando cada una de las secciones que se utilizan para resolver las sub-tareas prácticas dentro del marco general de la tarea.
6. Diseñar la programación de cada uno de los microcontroladores utilizados para el desarrollo del proyecto, proporcionando diagramas de flujo de los programas complejos.
7. Desarrollar la interface HMI (Human machine interface) del sistema, proporcionando la descripción de las librerías utilizadas para la implementación.

8. Desarrollar un análisis comparativo y grafico de diversos algoritmos matemáticos que nos permitan incrementar la precisión de las mediciones que tengan variaciones; estos algoritmos buscarán encontrar la función que mejor se aproxime a nuestros datos, de acuerdo con el criterio del mínimo error cuadrático.
9. Desarrollar un análisis de reflectancia de la luz láser sobre la piel humana, realizando mediciones experimentales para demostrar la factibilidad del sistema propuesto en personas con diversas propiedades químico-biológicas.
10. Hacer un análisis metrológico de incertidumbres del sistema desarrollado, tomando en cuenta las diferencias antes y después de aplicar métodos matemáticos para el ajuste de mediciones.

Índice

1 Estado del Arte	8
1.1 Ondas Milimétricas	8
1.2 Fotogrametría	10
1.2.1 Sistemas de Luz Estructurada	11
1.3 Láser Escáneres	12
1.4 Discriminaciones espaciales en mediciones biométricas	15
2 Triangulación Dinámica.....	16
2.1 Principio de Triangulación dinámica	16
2.2 Reflectividad sobre superficies especulares y difusas	18
2.3 Ecuaciones para el cálculo de coordenadas	19
3 Desarrollo Electrónico y Mecánico del TVS	21
3.1 Diseño mecánico del sistema.....	21
3.2 Diseño electrónico y programación de los microcontroladores	25
3.2.1 Control de los motores de pasos mediante microcontroladores (PIC STEP CONTROL)	26
3.2.2 Modulación de la rotación en la apertura de escaneo mediante PWM	29
3.2.3 Detección de la reflexión del haz de luz láser y acondicionamiento electrónico	31
3.2.3 Sensor de Cero y generación de pulsos para la apertura de escaneo	35
3.3 Obtención de pulsos para el cálculo del ángulo B e interfaz de comunicación de la apertura de escaneo con la computadora.....	36



4 Desarrollo de la interfaz HMI del sistema	38
4.1 Interfaz del usuario	39
4.2 Interfaz de comunicación con los motores de pasos	41
4.3 Interfaz de comunicación con el control de conteo de pulsos “Pic count control” ...	46
4.4 Ajuste de los ángulos con Math Scripts y cálculo de coordenadas	51
4.4 Velocidades de ejecución de los procesos de hardware y software	54
5 Mejoramiento del reconocimiento de superficies en 3D aplicado al TVS por medio de una red neuronal feedforward backpropagation.....	55
5.1 Metodologías	58
5.1.1 Método no lineal del gradiente conjugado	58
5.1.2 Método de Quasi-Newton	60
5.1.3 Método de Levenberg-Marquardt	62
5.2 Entrenamiento de la Red Neuronal y comparación entre los diversos algoritmos....	65
6 Experimentación y Análisis de las capacidades reflectivas sobre la piel humana.	72
6.1 Reflexión de la piel	72
6.1 Experimentación	73
7 Conclusiones.	80
Aportaciones realizadas directamente a nuestra disciplina	84
Referencias.	86
Anexos.....	98
Programas y Tablas con resultados experimentales	98
Publicaciones	111

Capítulo I

Estado del Arte.

Los actuales escáneres biométricos emplean diversas técnicas y tecnologías para cumplir su propósito, estas tecnologías incluyen imágenes de vídeo en 2D con medición de fase de la luz, escaneo basado en láser y arreglos lineales de ondas de radio. Los investigadores típicamente desarrollan escáneres en 3D para realizar mediciones o visualización, utilizando fotogrametría, láseres u ondas milimétricas [1].

En las siguientes secciones se describirán diversas técnicas de medición (ver Tabla 1.1) usadas en escáneres biométricos, enumerando sus aplicaciones, tipos de escáner, áreas de aplicación, así como su método de funcionamiento.

1.1. Ondas Milimétricas

Los escáneres basados en ondas milimétricas, envían una onda segura y de baja frecuencia hacia el cuerpo de una persona totalmente vestida; la mayoría de estos

Tabla 1.1. Taxonomía de los escáneres biométricos en 3D

Técnica	Medición	Visualización
Ondas Milimétricas	Ondas de Radio	
Fotogrametría	Luz estructurada Franjas de Moiré Perfilometría de medición-Fase	Corto alcance Fotogramétrica Superficie digital Fotogramétrica
Laser	Scanners Laser Laser Scanners de rango	

sistemas irradian el cuerpo con ondas milimétricas de extremadamente baja potencia, una clase de radiación no ionizada (ver Figura 1.1) no daña para los seres humanos. La cantidad de radiación emitida por las ondas milimétricas es 10^8 veces más pequeña que la cantidad de radiación emitida en el espectro infrarrojo. Sin embargo los actuales receptores de ondas milimétricas tienen un desempeño 10^5 mejor que los detectores de luz infrarroja, el restante 10^3 se puede recuperar con un sistema de contraste de temperatura. Esto hace que las ondas milimétricas sean comparables en desempeño con los sistemas infrarrojos.

Las Ondas milimétricas (MMV por sus siglas en ingles) y las ondas submilimetricas (SMW por sus siglas en ingles) en encuentran entre el espectro de las ondas infrarrojas y las microondas (ver Figura 1.1) [2], [3]. Específicamente las MMW se encuentran entre la banda de 30 – 300GHz (10 – 1 mm) y las ondas SMW entre 0.3 – 3 THz (1 – 0.1 mm). La radiación MMW y SMW puede traspasar muchos materiales dieléctricos comunes, como son el papel, plástico, madera, pelo, entre otros [4], [5], [6]. La ropa es altamente transparente para la radiación MMW y parcialmente transparente para la SMW [7].

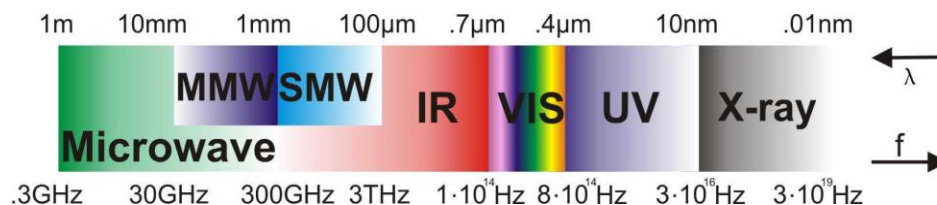


Fig. 1.1 Espectro electromagnético desde las microondas hasta los Rayos-X

Consecuentemente las aplicaciones típicas de MMW y SMW incluyen monitoreo de seguridad, inspección no invasiva e imágenes biométricas y médicas.

Es cierto que MMW y SMW abren la posibilidad de localizar posibles amenazas en el cuerpo humano así como el análisis de forma del mismo; esta posibilidad va mas allá del uso convencional del monitoreo de seguridad. Demostraciones de un nuevo sensor desarrollado por QinetiQ han proporcionado secuencias de video con una resolución de 320x240 pixeles. Sin embargo la calidad de la película muestra que la tecnología aún se encuentra en desarrollo [5].

1.2. Fotogrametría

Fotogrametría es el proceso de obtener información tridimensional cuantitativa acerca de la geometría de un objeto o superficie a través del uso de fotografías [8]. Las teorías de la fotogrametría se remontan a más de 1 siglo, sin embargo la investigación más intensa se ha llevado a cabo en los últimos 20 años, principalmente en la automatización de extracción de información de imágenes digitales. En la fotogrametría, para poder realizar una medición tridimensional exitosa, se requieren definir objetivos sobre los cuales se realiza la medición, estos objetivos deben ser visibles desde 2 ó más fotografías distintas [9], [10]. Estos objetivos pueden ser características del objeto a medir, características bien definidas en el objeto, marcas artificiales ó una combinación de ambos. La precisión de la reconstrucción está directamente relacionado con el número y la localización de los

objetivos, así como el número de fotografías y posiciones de cámara elegidos. Un complejo entramado de objetos generalmente requiere más objetivos y fotografías para una reconstrucción exitosa que los que requiere una superficie plana o semi-plana [8]. El último cambio en la fotogrametría ha sido el paso a tecnologías totalmente digitales. En particular, las cámaras digitales de bajo costo con mayor resolución de píxeles (mayores a 12 Megapíxeles), potentes computadoras y software fotogramétrico están desarrollando una gran cantidad de nuevas aplicaciones para esta tecnología [11], [12]. Dentro de la Fotogrametría, los sistemas con mayor aceptación, son los sistemas de luz estructurada.

1.2.1 Sistemas de Luz Estructurada

Structured-Light Systems en el idioma inglés; El método más sencillo de este sistema consiste en un proyector que emite un plano de franjas y una cámara colocada a un ángulo conocido respecto al proyector (ver Figura 1.2). Para obtener un mapeo cartesiano del objeto escaneado, la cámara obtiene las posiciones tridimensionales de los puntos sobre el contorno en dos dimensiones trazado sobre el objeto por la franja de luz. Con el propósito de obtener una imagen completa, es necesario escanear franja por franja la superficie deseada, ó proyectar múltiples franjas simultáneamente. Si bien, proyectando múltiples franjas conduce a una adquisición rápida de datos, dicho sistema (que proyecta múltiples franjas) debe contar con algún método para determinar que franja es que franja [13], [14], [15], [16]. Existen 3 Maneras principales de realizarlo: 1) suponiendo continuidad de la superficie de manera que las franjas adyacentes

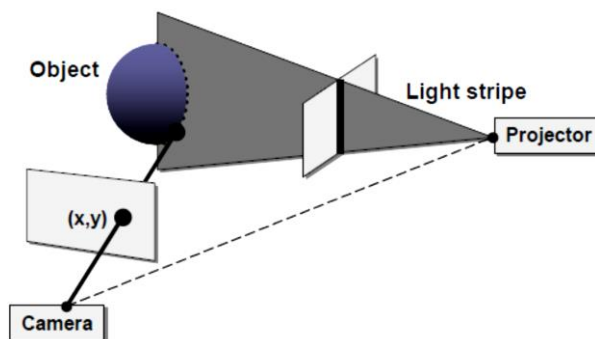


Fig. 1.2 Esquema de diseño con una sola cámara, proyección de una sola franja y cámara colocada a un ángulo determinado.

proyectadas son adyacentes en la imagen de la cámara, 2) la diferenciación de las franjas basadas en el color y 3) codificación de las franjas mediante la variación de su iluminación con el tiempo. El primer enfoque (suponiendo continuidad) permite que la profundidad se determine a partir de un único fotograma, pero falla si la superficie contiene discontinuidades. El segundo enfoque permite el escaneo de superficies más complicadas, pero no si la superficie contiene textura. El tercer enfoque es robusto cuando la superficie muestra moderada textura, pero el cálculo de la profundidad toma más tiempo de procesamiento (por la computadora), y dependiendo del diseño, puede fallar si el objeto se mueve [13], [17], [18].

1.3. Láser Escáneres

Los sistemas de escaneo láser más sencillos y de mayor fiabilidad basan su método de operación en la triangulación. La triangulación láser es una técnica activa estereoscópica, donde la distancia del objeto es calculada por medio de un posicionador de luz láser y una

cámara. Un haz de luz láser se proyecta desde un espejo sobre el objeto a ser escaneado (ver Figura 1.3). El objeto refleja la luz, la cual es detectada por una cámara localizada a una distancia conocida del emisor de la luz láser [19]. Utilizando trigonometría, la coordenada espacial en 3D (tres dimensiones) con componentes en XYZ es calculada. El dispositivo de carga acoplada (CCD por sus siglas en ingles) de una matriz en 2D (dos dimensiones) de una cámara, captura el perfil de la superficie y digitaliza todos los puntos de datos a lo largo de la proyección del láser. La desventaja de este método es que una sola cámara detecta sólo un pequeño porcentaje de la energía reflejada. La cantidad de energía detectada puede ser incrementada significativamente detectando el cono entero de reflexión. Esta mejora incrementa significativamente la precisión y fiabilidad de las mediciones. La calidad de la medición, usualmente depende de las propiedades reflectoras de la superficie escaneada, así como de las condiciones de iluminación. Las propiedades reflectoras de la superficie son dictadas por una serie de factores: a) ángulo de incidencia del haz de luz láser, b) Tipo de Material, c) rugosidad. Debido a estos factores, en algunos sistemas, el objeto medido debe ser cubierto antes de realizar el escaneo. Los sistemas más avanzados proporcionan una adaptación automática de los parámetros del láser para diferentes tipos de superficies con otras propiedades en la superficie de reflexión [19]. Simultáneamente diversas técnicas son implementadas para incrementar la precisión de dichos escáneres [20], [21], [22], [23], [24].

En la triangulación, el ángulo del vértice de la cámara puede ser determinado mirando la ubicación del punto del láser en la cámara. Estos tres valores permiten determinar el resto de las dimensiones del triángulo, y por tanto, la posición de cada punto en el espacio. La precisión de este sistema de medida puede ser muy elevada (milésimas de milímetro), pero depende del ángulo del vértice opuesto al escáner (cuanto más se aparte de 90° más baja es la precisión), lo que limita el tamaño de la escena a analizar. Dado que ese ángulo depende fuertemente de la distancia entre el emisor láser y la cámara, el aumentar el alcance supone incrementar mucho el tamaño del equipo de medida.

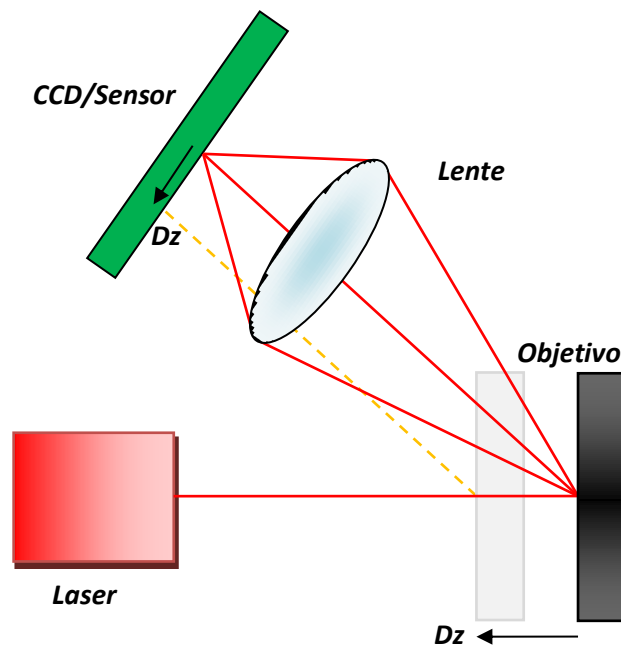


Fig. 1.3 Principio de un sensor de triangulación láser. El rayo láser se proyecta sobre el objeto. Las imágenes de la lente del láser apuntan al CCD/Sensor. Un desplazamiento del Objetivo en el eje z (Dz) provoca una compensación en CCD/Sensor.

1.4. Discriminaciones espaciales en mediciones biométricas

Debido a la naturaleza de la luz, existen discriminaciones espaciales que pueden ser realizadas en los sistemas de escaneo láser, por ejemplo, inclusive bajo las mejores condiciones de emisión, con la distancia los escáneres láser no mantienen colindancia (e.g. observe la divergencia de los escáner en sus hojas de especificaciones). De hecho, entre menor sea la intensidad de la luz del láser, mayor será la divergencia producida por la difracción. Para la mayoría de los dispositivos de escaneo, las propiedades de muestreo en tres dimensiones pueden estimarse utilizando una relación de propagación de luz gaussiana (ver Figura 1.4) y el criterio de Rayleigh. Este es calculado a una distancia de operación particular, longitud de onda y tamaño deseado del punto de incidencia del láser.

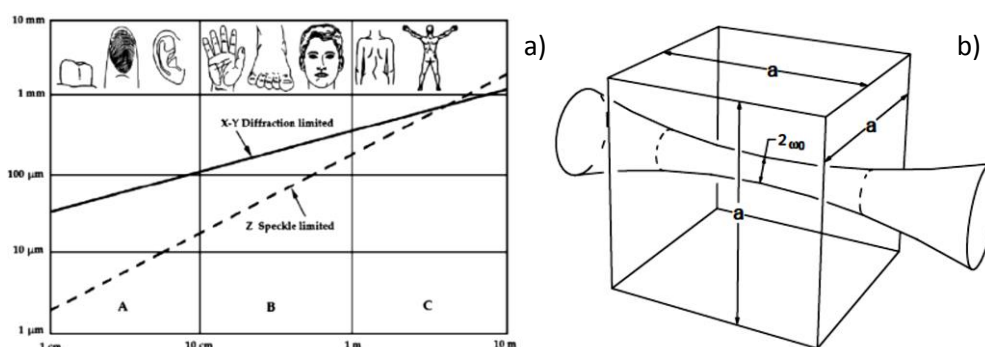


Fig. 1.4 a) Límites físicos de un escáner en tres dimensiones en función al volumen a medir deseado. La línea solida X-Y es la resolución espacial limitada por la difracción, La línea punteada Z corresponde a la incertidumbre de un escáner basado en el principio de la triangulación limitados por el punto de incidencia del láser, b) Haz de luz Gausiana [25].

Capítulo II

Triangulación Dinámica.

Tradicionalmente, la metodología más utilizada en los láseres escáner es la triangulación. Para determinar la distancia desde una referencia hasta la superficie incidente, los sistemas basados en triangulación deben conocer el ángulo de emisión del haz de luz láser, el ángulo de incidencia y la distancia entre el emisor y receptor del sistema. Típicamente la triangulación se realiza ajustando la emisión del haz de luz láser a un ángulo conocido, la luz proyectada es reflejada por la incidencia del haz de luz láser sobre la superficie y detectada por un arreglo de fotodetectores, usualmente una cámara [26], [27]. La principal desventaja de este sistema es que el receptor tiene una limitación en su campo de visión (FOV por sus siglas en ingles).

2.1. Principio de triangulación dinámica

Para incrementar el campo de visión, se desarrolló una nueva metodología denominada Triangulación dinámica, la cual es una de mis aportaciones en la presente tesis. Esta metodología al igual que en los sistemas de triangulación consiste en ajustar la emisión del haz de luz láser a un ángulo conocido; la luz proyectada es reflejada por la incidencia del haz de luz láser sobre la superficie, sin embargo en lugar de ser detectada por un arreglo de fotodetectores el sistema cuenta con una apertura de escaneo, que

realiza un barrido en el eje horizontal para detectar la luz reflejada. Por lo tanto el triángulo que se genera en la triangulación dinámica tiene solamente unos milisegundos de vida. En la Figura 2.1 se muestra, esquemáticamente el principio de funcionamiento de la triangulación y la triangulación dinámica.

La apertura de escaneo (SA por sus siglas en inglés) tiene en su interior un espejo en 45° que se encuentra constantemente rotando y refleja el plano completo de escaneo hacia el fotodetector, el cual es sensible al espectro del haz de luz láser (630nm). Por lo tanto el triángulo es generado solamente cuando el plano de escaneo coincide con el ángulo de reflexión del haz de luz láser, lo cual ocurre sobre un periodo de tiempo que va desde los 4.04ms hasta las 8.34ms ver Figura 2.2, según sean las rpm en el motor [28].

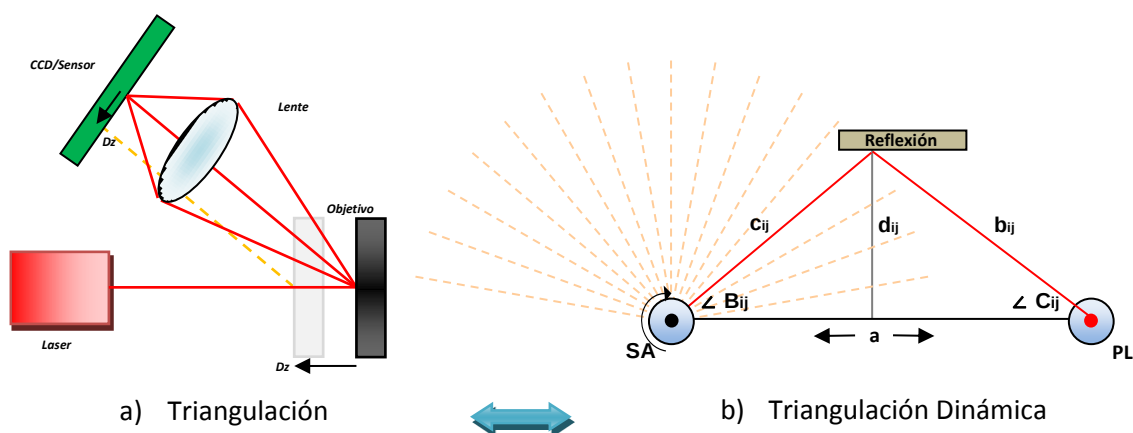


Fig. 2.1 Comparación grafica de a) triangulación y la b) triangulación dinámica, Obsérvese que ambos utilizan un sistema de posicionamiento de láser sobre el objetivo, la variación principal se encuentra en la forma de detectar estas señales.

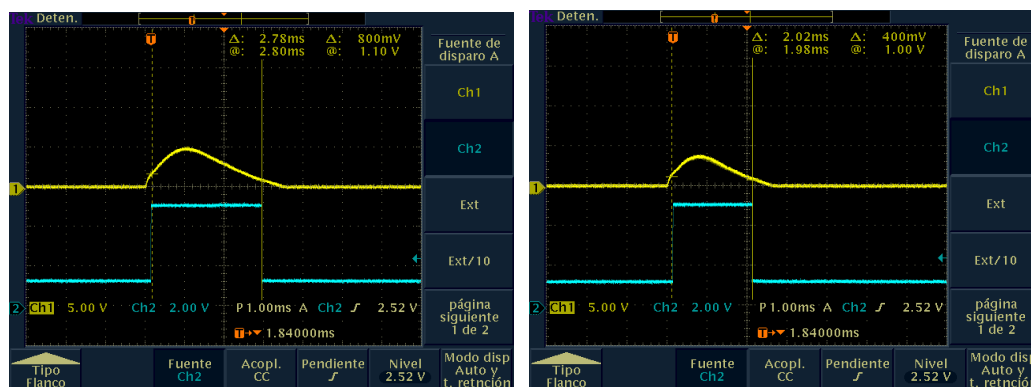


Fig. 2.2 Escaneos experimentales a diferentes velocidades, se puede observar que inclusive aumentando las rpm aún se puede tener una excelente señal acondicionada. (Escaneos realizados por el prototipo experimental [28]).

2.2. Reflectividad sobre superficies Especulares y Difusas.

Sin embargo, para detectar esta reflexión es necesario conocer que existen 2 tipos de reflexiones que se pueden presentar: especular y difusa [29]. Cuando un haz de luz se encuentra con una superficie lisa como un espejo de acuerdo con la ley de reflexión, el ángulo de reflexión de la luz será igual al ángulo de incidencia, lo que se llama reflexión especular. Por el contrario, si el haz de luz se encuentra con una superficie rugosa como la piel humana, los haces de luz se reflejarán en todas las direcciones, esto se llama reflexión difusa [30], [31]. Aunque, la luz puede ser reflejada especularmente o difusamente, muchos materiales presentan reflexión mixta tal como la que se muestra en la Figura 2.3 que es una combinación de la reflexión especular y difusa [32], [33], [34].

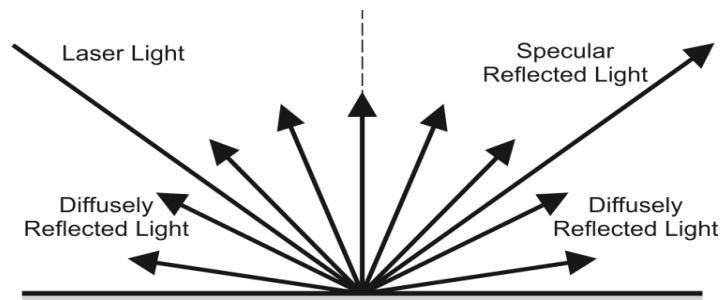


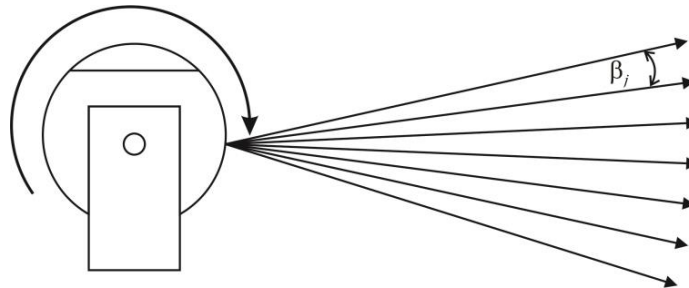
Fig. 2.3 Reflexión Mixta.

2.3. Ecuaciones para el cálculo de coordenadas

Para calcular las coordenadas utilizamos los teoremas de senos [35], [36]. Para obtener la distancia d_{ij} (ver Figura 2.1 b) la cual corresponda a la distancia desde el sistema al punto de reflexión que se escanea, se desarrolla la fórmula:

$$d_{ij} = a \frac{\sin B_{ij} \cdot \sin C_{ij}}{\sin[180^\circ - (B_{ij} + C_{ij})]} \quad (1)$$

Donde los índices i y j representan, respectivamente, el número de pasos en dirección horizontal y verticalmente durante el escaneo en 3D. Para realizar el escaneo vertical, el sistema realiza una rotación sobre su propio eje para obtener el ángulo β_j como se muestra en la Figura 2.4.

Fig. 2.4 Representación de la Vista lateral derecha del escáner y el ángulo β_j

Utilizando las coordenadas B_{ij} , C_{ij} , $\sum_{j=1}^n \beta_j$ y la distancia conocida de la base a , es posible calcular las coordenadas cartesianas para cada uno de los puntos de reflexión láser en cada paso ij dado por el sistema basándonos en las siguientes formulas derivadas de los teoremas de senos [105], [106]:

$$x_{ij} = a \frac{\sin B_{ij} \cdot \sin C_{ij} \cdot \cos \sum_{j=i}^n \beta_j}{\sin[180^\circ - (B_{ij} + C_{ij})]} \quad (2.1)$$

$$y_{ij} = a \left(\frac{1}{2} - \frac{\sin B_{ij} \cdot \cos C_{ij}}{\sin[180^\circ - (B_{ij} + C_{ij})]} \right) \text{ at } B_{ij} \leq 90^\circ \quad (2.2)$$

$$y_{ij} = -a \left(\frac{1}{2} + \frac{\sin B_{ij} \cdot \cos C_{ij}}{\sin[180^\circ - (B_{ij} + C_{ij})]} \right) \text{ at } B_{ij} \geq 90^\circ \quad (2.3)$$

$$z_{ij} = a \frac{\sin B_{ij} \cdot \sin C_{ij} \cdot \sin \sum_{j=i}^n \beta_j}{\sin[180^\circ - (B_{ij} + C_{ij})]} \quad (2.4)$$

Capítulo III

Desarrollo Electrónico y Mecánico del TVS.

El sistema técnico de visión, TVS, está diseñado para poder trabajar bajo el método teórico de la triangulación dinámica. Al igual que en la triangulación dinámica, el TVS debe rotar sobre su propio eje, contar con una apertura de escaneo (SA) y un posicionador del láser (PL). La rotación sobre su mismo eje, está dada por un sistema de flechas y engranes para permitir que el diseño sea compacto.

3.1. Diseño mecánico del sistema

El escaneo horizontal se realiza por medio de un motor de pasos que rota un espejo con un corte en 45° para proyectar el haz de luz láser, el láser del sistema se encuentra dentro del mismo, aprovechando la separación entre emisor, receptor y nuestra distancia conocida. Al igual que en la triangulación dinámica, el TVS cuenta con un receptor SA (ver Figura 3.1) con cinco elementos principales. A) Espejo rotacional con corte a 45° , cuya principal función es direccionar el haz de luz láser hacia los objetivos (dos lentes). B) Objetivos (dos lentes) su función es concentrar el haz de luz láser en el fotodetector. C) DC Motor, proporciona la fuerza y rotación del espejo. D) fotodetector, detecta la reflexión difusa de la luz láser sobre el objeto, E) Baleros de politetraflouretileno (teflón), con el

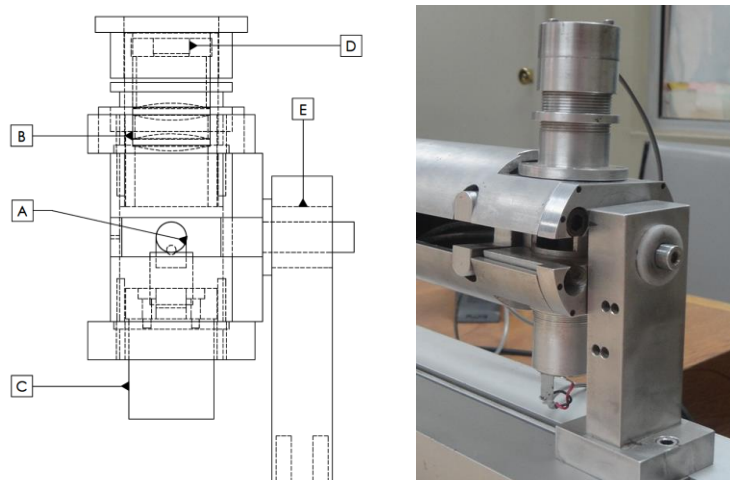


Fig. 3.1 Vista frontal del receptor y sus componentes. A) Espejo rotatorio de 45°, B) Objetivos, C) Motor de corriente directa, D) Fotodetector, E) Baleros de teflón.

coeficiente de fricción más bajo conocido; se encargan de proporcionar una rotación suave al sistema en el eje angular " β_j ".

El sistema de posicionado láser (PL), se encuentra embebido al TVS. El posicionador láser cuenta con 5 componentes principales (ver Figura 3.2), las cuales son: 1) Motor de pasos para rotación angular, 2) Motor de pasos para rotación de espejo reflector de 45°, 3) Engrane de rotación del sistema el cual incrementa la precisión del sistema proporcionando una relación de 96:1 entre la rotación del motor y la rotación del sistema, 4) Engrane de rotación del espejo reflector el cual incrementa la precisión del sistema proporcionando una relación de 96:1 entre la rotación del motor y la rotación espejo reflector en 45°, 5) Espejo, refleja el haz de luz láser hacia el objeto a ser escaneado.

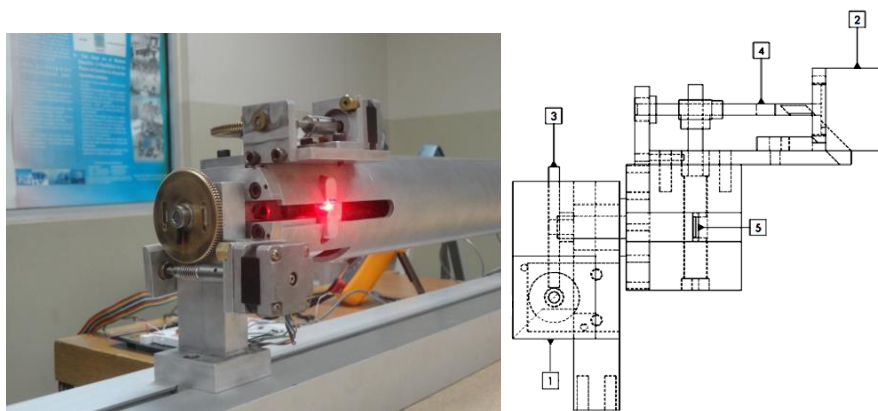


Fig. 3.2) Vista frontal del proyector del sistema. 1) Motor de pasos para rotación angular, 2) Motor de pasos para rotación del espejo, 3) Engrane de rotación del sistema, 4) Engrane para rotación del espejo, 5) Espejo con corte de 45°.

El posicionador del haz de luz láser proyecta el haz a diferentes ángulos sobre el objeto, en este caso el cuerpo humano. Simultáneamente, en el interior de la apertura de escaneo el motor de corriente directa rota un espejo que proyecta la luz detectada hacia 2 lentes que focalizan la luz hacia un fotodetector, cuando el haz de luz láser es detectado, se emite un pulso eléctrico que indica que el punto reflejado de luz láser ha sido detectado (PR sensor, Figura 3.3). Simultáneamente se genera un tren de pulsos y un sensor de cero (Figura 3.3) indica cuando se lleva a cabo cada rotación. La relación directa entre el tiempo de rotación y el tiempo en que se detecta la señal genera el ángulo en el que la apertura de escaneo detecta el haz de luz reflejado sobre el objeto. Dado que el posicionador del láser es controlado por el usuario, el ángulo es conocido en todo momento. La relación de los ángulos de PL y SA así como la distancia conocida entre ambos nos proporciona la coordenada deseada por medio del teorema de senos.

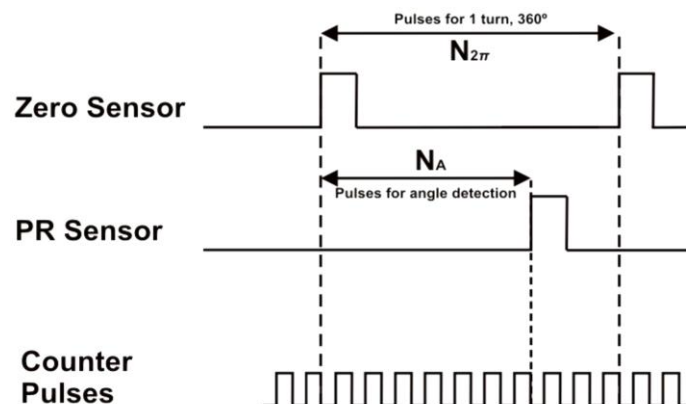


Fig. 3.3 Diagrama de tiempo de la relación entre el sensor de cero, fotoreceptor y el contador de pulsos.

La siguiente formula se utiliza para el cálculo de β_{ij} :

$$\beta_{ij} = \frac{2\pi \cdot N_A}{N_{2\pi}} \quad (7)$$

Como se muestra en la Figura 3.4, el posicionador láser y la apertura de escaneo se encuentran separados por una barra a una distancia exacta de 1 metro entre sus centros, y situado dentro de la barra se encuentra el generador del haz de luz láser.

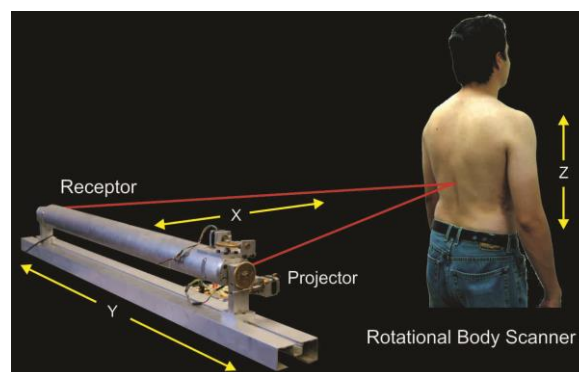


Fig. 3.4 Funcionamiento grafico del escáner sobre el cuerpo de una persona.

El Láser que se encuentra dentro de la barra que separa al posicionador láser y a la apertura de escaneo, está alineado con el espejo en 45° del posicionador láser. Las principales ventajas de este diseño son: El sistema se encuentra embebido, el eje de rotación se mantiene dentro del sistema, la resolución que se obtiene por medio de los engranes es 96 veces mejor que el utilizar solamente motores de pasos.

3.2. Diseño Electrónico y programación de microcontroladores

El desarrollo del sistema TVS Requirió de la integración de diversas tecnologías electrónicas. A continuación (ver Figura 3.5) se muestra un esquema general del funcionamiento.

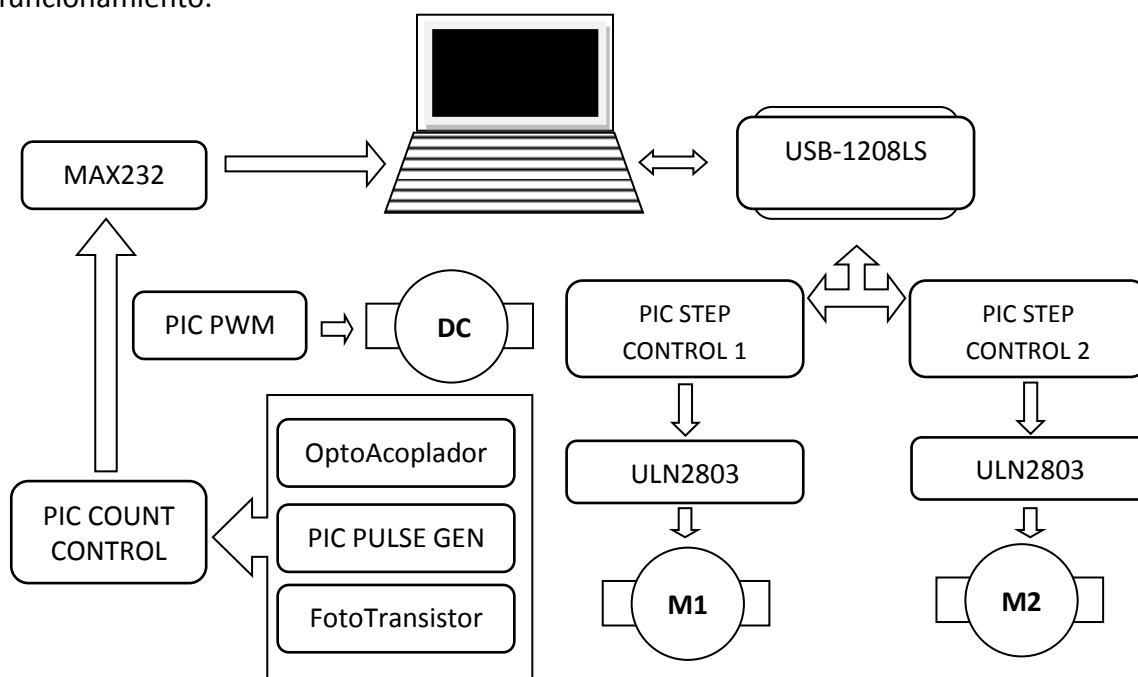


Fig. 3.5 Esquema General del funcionamiento del sistema.

3.2.1. Control de los motores de Pasos mediante microcontroladores (PIC STEP CONTROL)

Para generar el desplazamiento horizontal del láser así como el desplazamiento vertical del sistema es necesario controlar 2 motores de pasos que realizan dicha función. Para realizar la secuencia de control se utilizara la configuración Full step (Figura 3.6) [37], [38], [39] por medio de 2 microcontroladores. La principal ventaja de esta configuración es la ganancia de torque, esta ganancia es necesaria al momento de rotar el sistema [40], [41].

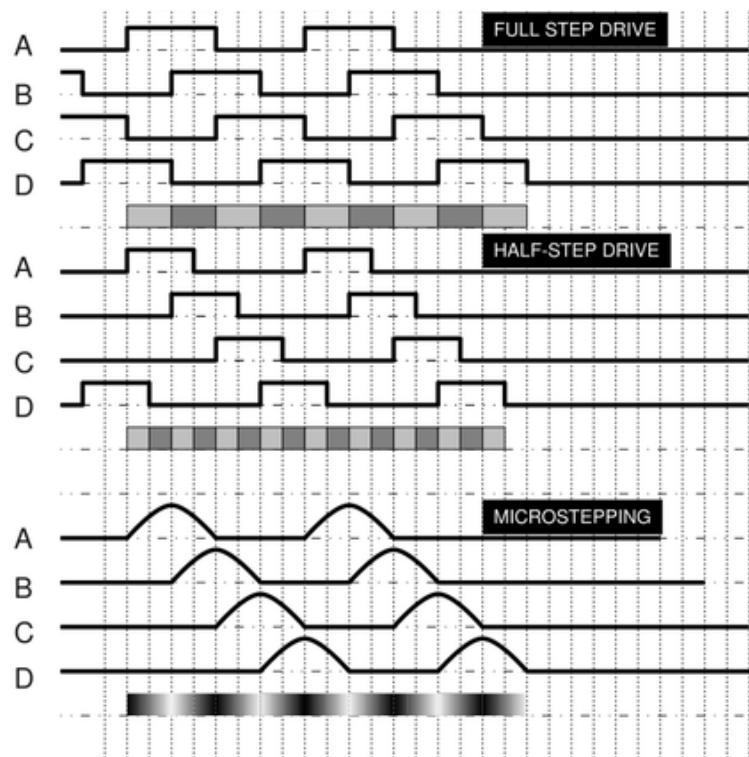


Fig. 3.6 Configuraciones de los diversos motores de pasos.

Los motores de pasos convencionales tienen un rotor de 200 dientes, o 200 pasos completos por revolución del eje del motor. En la configuración “*Full step*” (paso completo por sus siglas en inglés) La división de los 200 pasos en los 360 ° de rotación es igual a un ángulo de 1,8 ° por paso completo. Normalmente, el modo de paso completo se logra por la activación de 2 bobinas dentro del motor de pasos. En esencia un pulso digital desde el controlador es equivalente a un paso. En la configuración “*Half step*” (medio paso por sus siglas en ingles) el motor paso a paso está girando a 400 pasos por revolución [42], [43]. En este modo, una bobina se energiza y luego dos bobinas más se energizan alternadamente, haciendo que el rotor gire en la mitad de la distancia, ó 0,9 °. A pesar de que proporciona aproximadamente 30% menos torque, la configuración Half step produce un movimiento más suave que la configuración Full step. La configuración “*Microstepping*” es una tecnología relativamente nueva de motor paso a paso que controla la corriente en la bobina del motor a un grado que subdivide el número de posiciones entre los polos. Algunos motores de pasos son capaces de dividir un paso completo (1,8 °) en 256 microetapas, resultando en 51.200 pasos por revolución (0,007 ° / paso). Microstepping se usa típicamente en aplicaciones que requieren un posicionamiento preciso y un movimiento más suave en una amplia gama de velocidades. Al igual que la configuración Half step, microstepping proporciona aproximadamente 30% menos torque [44]

Para obtener una mayor resolución, utilizamos un sistema helicoidal con una flecha que ensamblada al eje del motor de pasos permite rotar el posicionador del láser en su eje horizontal, el engrane a rotar cuenta con 96 dientes, lo que nos permite obtener una resolución de 19200 pasos por vuelta, dividiendo $360^\circ/19200$ obtenemos una resolución de 0.01875° por paso, dicha resolución resulta suficiente para la medición de parámetros biométricos. Para aumentar dicha resolución solamente se debe configurar al motor de pasos para que trabaje como half step y se doblara la resolución.

Para realizar la secuencia del motor de pasos utilizamos 2 microcontroladores (Figura 3.5 PIC STEP CONTROL 1 Y PIC STEP CONTROL 2), estos microcontroladores se dedican solamente a generar una secuencia de desplazamiento para los motores de pasos y generar un pulso cada vez que se realiza un paso, este pulso es leído por el contador de la tarjeta de adquisición de datos USB-1208LS y enviado a Labview donde se traduce la cantidad de pulsos en un ángulo (Figura 3.7). La secuencia generada para los motores de pasos pasa por un puente de transistores ULN2803 para amplificar el voltaje y corriente de los microcontroladores.

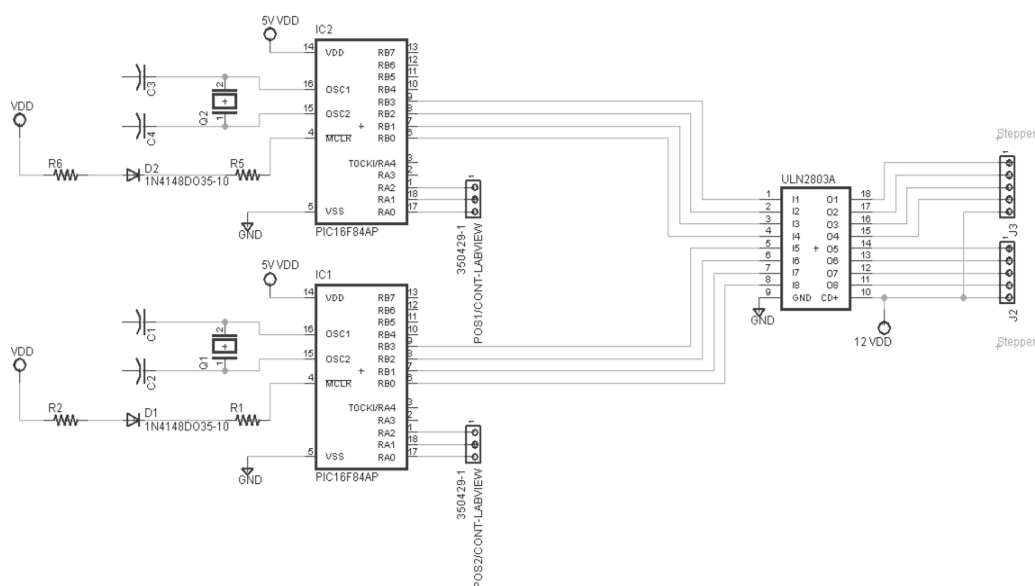


Fig. 3.7 Diagrama electrónico de la conexión de los microcontroladores Pic Step Control 1 y Pic Step Control 2, con salidas hacia Labview y salidas hacia los motores de pasos, amplificadas por el arreglo de transistores ULN2803A

Se utilizaron 2 microcontroladores PIC16F84A para realizar el control de los motores de pasos [45], [46], [47]. Ambos microcontroladores con una velocidad de reloj de 4mhz. En el Anexo 1 se puede observar la programación interna de los 2 microcontroladores.

3.2.2. Modulación de la rotación en la apertura de escaneo mediante PWM

Como ya se mencionó, la apertura de escaneo cuenta con un motor de corriente directa que se encuentra rotando constantemente, el eje de este motor se ensambla con un disco giratorio que contiene una muesca que sirve para detectar por medio de un optoacoplador cada vez que se realiza una rotación (Figura 3.8). La estabilidad de rotación de dicho motor es importante, y debido a las velocidades que puede alcanzar fue necesario desarrollar un controlador “*pulse-width modulation*” (PWM, Modulación por

ancho de pulsos por sus siglas en ingles) para tener mayor estabilidad al controlar la cantidad de energía que enviamos hacia el motor.

La Modulación por ancho de pulsos es una técnica que se utiliza para regular la velocidad de rotación de los motores eléctricos [48], [49], [50]. Mantienen el torque constante y no desaprovecha la energía eléctrica. Es utilizado en motores de corriente continua y directa. La modulación se lleva acabo al controlar los momentos de encendido y los momentos de apagado del motor. Existen diferentes técnicas para realizar el control, para modulaciones de baja frecuencia se pueden utilizar relevadores, en sistemas de alta frecuencia es común utilizar Mosfets y tiristores [51], [52], [53], [54], [55]. Actualmente la modulación de ancho de pulsos se puede realizar de forma precisa utilizando microprocesadores ó microcontroladores. Una de las ventajas del PWM es que mantiene el torque constante a diferencia de la modulación por variación de voltaje.

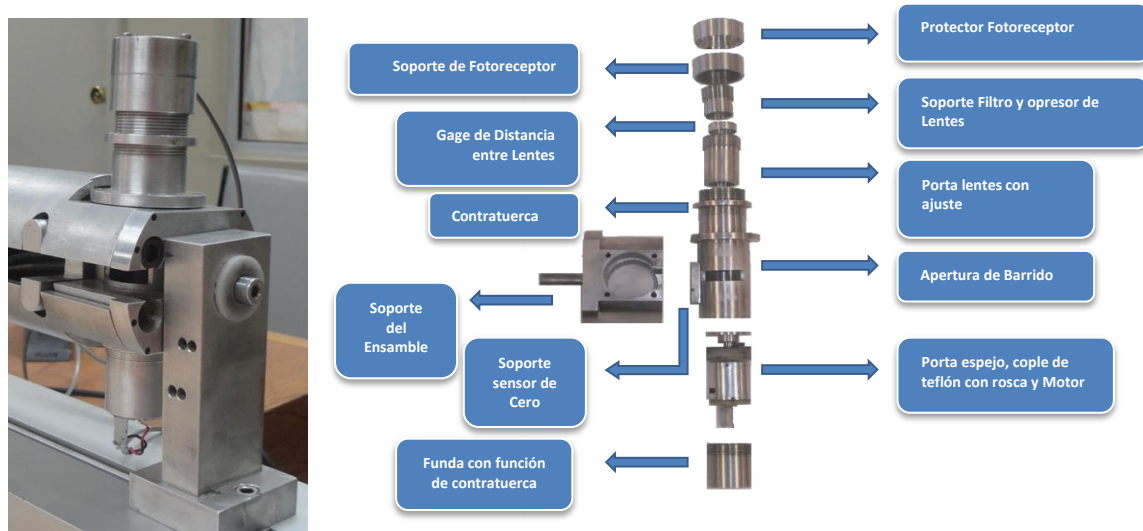


Fig. 3.8 Apertura de escaneo y vista en explosión de la apertura de escaneo con todos sus componentes.

El circuito de la Figura 3.9 fue desarrollado para controlar la velocidad de rotación de nuestra apertura de escaneo por un PWM; el circuito consiste en un microcontrolador que controla los anchos de pulsos, la salida de RB0 se conecta directamente a un transistor 2N2222 para amplificar la corriente y proporcionársela al motor DC, en el Anexo 2 se encuentra la programación interna del microcontrolador.

3.2.3. Detección de la reflexión del haz de luz láser y acondicionamiento electrónico

La apertura de escaneo detecta la reflexión de la luz láser por medio de un fototransistor, los fototransistores son transistores sensibles a la luz, la luz incide en la base del transistor y genera portadores, esta carga en la base lleva al transistor a un estado de conducción. El fototransistor puede trabajar solamente con luz y dejar que este elemento genere la corriente en la base, ó con la base conectada y controlarla simultáneamente por la conexión ó por luz [56], [57], [58].

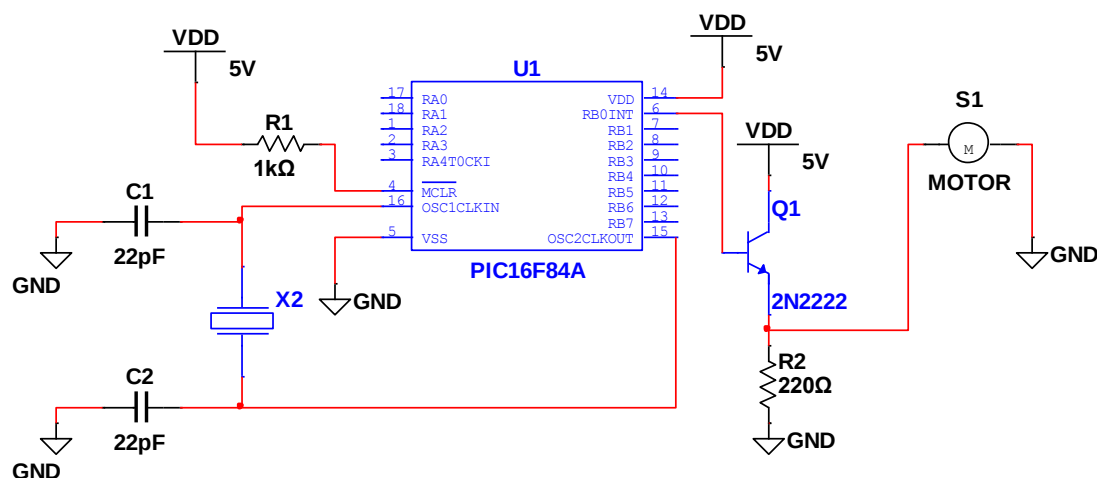


Fig. 3.9 Diagrama electrónico del circuito PWM para la modulación en la apertura de escaneo.

Como de muestra en la Figura 3.10, el fototransistor se conecta comúnmente en la configuración 1) emisor común ó 2) colector común. En el circuito conectado como emisor común, se genera una salida del circuito con una transición de alto nivel de voltaje a bajo nivel de voltaje. En el circuito conectado como colector común la transición es de bajo nivel de voltaje a alto nivel de voltaje [59].

En ambos circuitos el fototransistor puede ser utilizado en 2 modos, modo activo y modo de switch. El operar en modo activo significa que el fototransistor generara una respuesta proporcional a la cantidad de luz recibida en el componente. Cuando la cantidad de luz sobrepase el nivel, el fototransistor se satura y la salida no se incrementará más aunque el nivel de luz aumente. Esta aplicación es útil cuando se requiere detectar 2 niveles de entrada para su comparación.

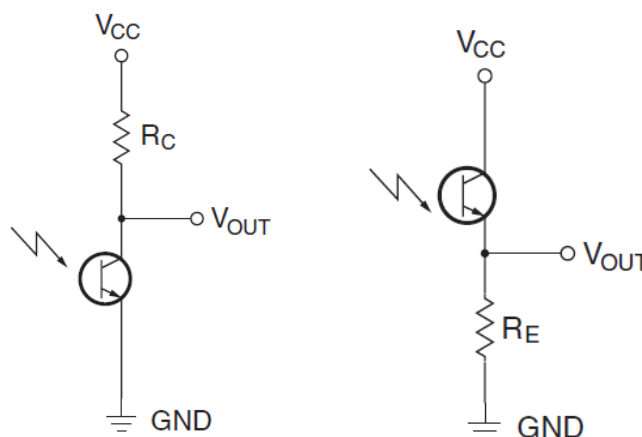


Fig. 3.10 Izq. Configuración Emisor común de un fototransistor, Der. Configuración colector común.

El operar en modo de switch significa que el fototransistor se encontrara “apagado” ó “encendido” (saturado) en respuesta a la luz. Para determinar el modo de operación solo es necesario ajustar la resistencia de carga en el fototransistor. Típicamente una resistencia de $5K_{\Omega}$ ó mayor es adecuada para operar el fototransistor en modo de switch.

Utilizando el circuito en modo emisor común y un comparador, se puede realizar un circuito que detecte el haz de luz láser reflejado. Primeramente acondicionamos el circuito del fototransistor para que trabajara en modo de switch [59].

$$\text{Active mode } V_{cc} > R_L \cdot I_{CC} \quad (3.1)$$

$$\text{Switch mode } V_{cc} < R_L \cdot I_{CC} \quad (3.2)$$

Sin embargo, la estabilidad de la señal de salida que genera un fototransistor, no es suficiente para ser utilizada como una entrada lógica en un dispositivo digital, como es el caso de un microcontrolador. Para acondicionar esta señal, se utilizó un comparador de precisión LM311, un circuito integrado diseñado para lograr un alto rendimiento en aplicaciones como detector de nivel de voltaje. Un comparador debe ser veloz; por lo que su salida ha de responder con rapidez a los cambios que se presentan en sus entradas. El LM311 es mucho más veloz que el amplificador operacional LM741 ó el 301. La salida del LM311 está diseñada para no presentar rebotes [60]. La Figura 3.11, muestra un diagrama general de cómo se realizó la conexión entre el fototransistor y el comparador LM311.

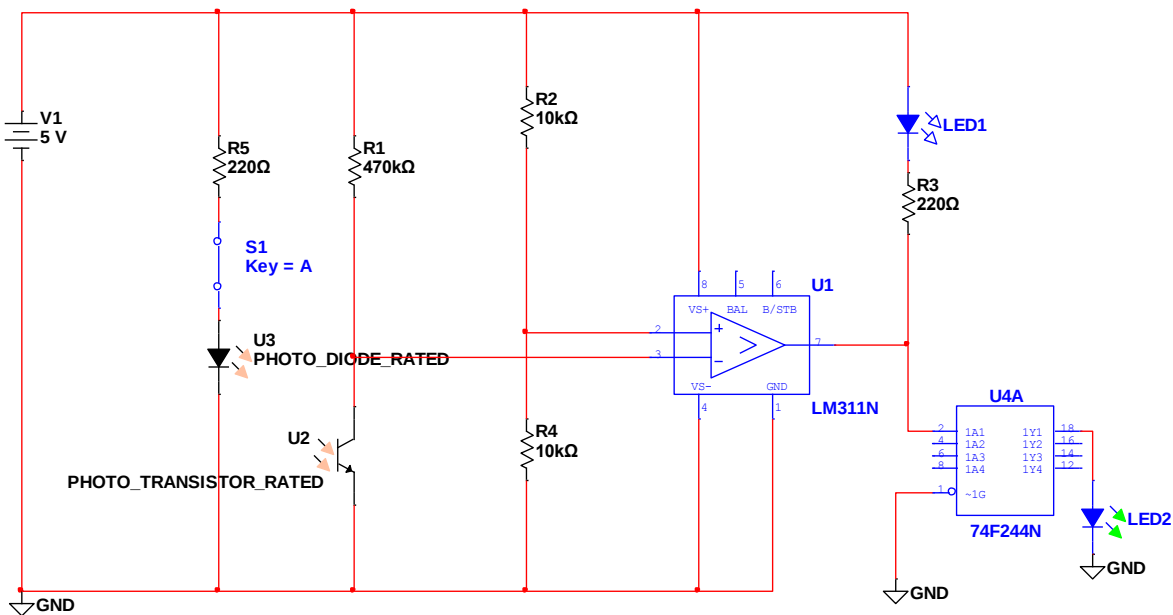


Fig. 3.11 Circuito detector de reflexión del haz de luz láser. El circuito cambia de estado cuando se detecta la reflexión.

La salida se comporta como si se tratase de un interruptor conectado entre las terminales 7 y 1. La Terminal 7 se puede conectar a cualquier valor de voltaje (en este caso utilizamos el mismo voltaje de la fuente) con magnitudes de hasta 40v, más positiva que la terminal de alimentación $-V$ (terminal 4). Cuando la entrada (+) es menos positiva que la entrada (-) el interruptor equivalente de salida del LM311 se cierra y extiende la terminal de tierra 1 hasta la terminal de salida 7. Debido a que el comparador LM311 extiende la salida de tierra a su terminal 7 y cuando la entrada (+) es más positiva que la entrada (-) origina una salida como si se encontrara en circuito abierto, se utiliza un 74F244 con tercer estado y conexión de G' a tierra para obtener un 0 lógico cuando el LM311 tenga una señal de

tierra en su salida y un 1 lógico cuando el comparador genera una salida al aire [61], [62].

La salida del 74F244 se conecta directamente al PIC COUNT CONTROL.

3.2.4. Sensor de Cero y generación de pulsos para la apertura de escaneo

La apertura de escaneo cuenta con un espejo rotatorio, este espejo con un corte en 45° proyecta todo el plano de barrido hacia el circuito detector de reflexión (Figura 3.11). Para obtener el ángulo en que se detecta la reflexión, se debe conocer el ángulo en el cual se encuentra el espejo cuando coincide con la reflexión de la luz láser; este ángulo es monitoreado por el sensor de cero, el cual es un optoacoplador que censa una muesca del disco sobre el que se encuentra rotando el espejo con corte de 45° [63], [64]. Este dispositivo (optoacoplador) se conoce también como fotoaislador, y típicamente consiste de un emisor y un fotodetector infrarrojo sellados. Los fotodetectores más comúnmente usados para los optoacopladores son los fotodiodos, fototransistores ó un rectificador fotocontrolado de silicio (Foto SCR) [65]. En la Figura 3.12 se muestra el circuito utilizado para acondicionar la señal del optoacoplador, el switch S1 representa la muesca del disco que permite que el emisor y receptor se detecten.

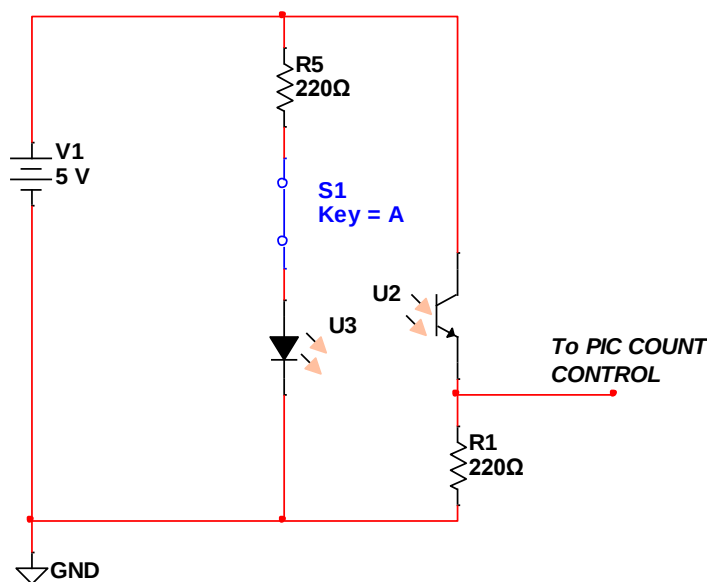


Fig. 3.12 Circuito acondicionador para el optoacoplador de la apertura de escaneo. La salida del emisor se conecta directamente a la entrada del microcontrolador PIC COUNT CONTROL.

Como ya se ha mencionado, para obtener el ángulo B se utiliza una relación del número de pulsos contenidos en una rotación del sistema y el pulso en el cual se detecta la reflexión del haz de luz láser. Estos pulsos son generados por un microcontrolador a una velocidad de 50us por pulso, dichos pulsos se generan en el PIC PULSE GEN (ver Anexo 3 para la programación).

3.3. Obtención de pulsos para el cálculo del ángulo B e interfaz de comunicación de la apertura de escaneo con la computadora

Para obtener el ángulo B es necesario contar el número de pulsos generados por el PIC PULSE GEN dentro de cada rotación detectada por el optoacoplador, así mismo se debe obtener el número de pulsos en el cual el fototransistor detecta el haz de luz láser. El

sistema de control del PIC COUNT CONTROL realiza dicha tarea. Se utilizó un microcontrolador PIC18F4550, primeramente por su capacidad de almacenamiento y segundo por la velocidad en que trabaja; trabaja con un cristal externo que funciona a una frecuencia de 20mhz y cuenta con diversas opciones de comunicación externa como son I2C, usb y serial.

EL PIC COUNT CONTROL (Anexo 4) Se encarga de contar el número de pulsos dentro de cada rotación del sistema, el número de pulsos desde el inicio de la rotación hasta que se detecta el pulso del fototransistor (ver Fig. 3.13) Después de contar los pulsos envía directamente la información hacia la computadora por medio del puerto serial y la interfaz con Labview. La obtención del ángulo se realiza directamente en Labview.

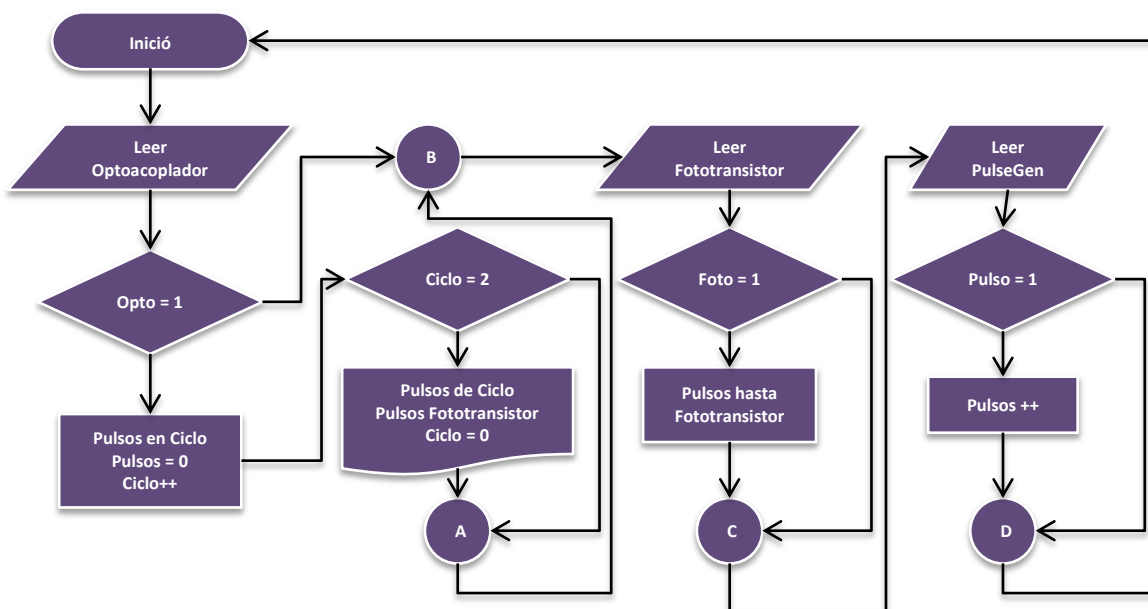


Fig. 3.13 Diagrama de flujo para el conteo de pulsos.

Capítulo IV

Desarrollo de la interfaz HMI del sistema.

Se consideraron diversos software con las paqueterías necesarias para realizar la interfaz HMI (Human machine interface) del sistema de medición propuesto, dentro del software considerado se encontraron, Visual C, Visual Basic y Labview. La paquetería Labview fue seleccionada por la cantidad de sistemas de adquisición de datos que cuenta, la posibilidad de conectar el sistema en una máquina de procesamiento dedicado, y la interfaz que es familiar para los usuarios finales del sistema.

Labview (acrónimo de Laboratory Virtual Instrumentation Engineering Workbench) es una plataforma y entorno de desarrollo para diseñar sistemas, con un lenguaje de programación visual gráfico, recomendado para sistemas hardware y software de pruebas, control y diseño, simulado o real y embebido, pues acelera la productividad. El lenguaje que usa se llama lenguaje G, donde la G simboliza que es lenguaje Gráfico. Este programa fue creado por National Instruments (1976) para funcionar sobre máquinas MAC, salió al mercado por primera vez en 1986. Ahora está disponible para las plataformas Windows, UNIX, MAC y GNU/Linux. La última versión es la 2012, con la capacidad de poderse usar simultáneamente para el diseño del firmware de un

instrumento RF de última generación, a la programación de alto nivel del mismo instrumento, todo ello con código abierto [68].

Los programas desarrollados con Labview se llaman Instrumentos Virtuales, o VIs, y su origen provenía del control de instrumentos, aunque hoy en día se ha expandido ampliamente no sólo al control de todo tipo de electrónica (Instrumentación electrónica) sino también a su programación embebida, comunicaciones, matemáticas, etc. Con la aparición de los sistemas multinúcleo se ha hecho aún más potente. Entre sus objetivos están el reducir el tiempo de desarrollo de aplicaciones de todo tipo (no sólo en ámbitos de Pruebas, Control y Diseño) y el permitir la entrada a la informática a profesionales de cualquier otro campo. Labview consigue combinarse con todo tipo de software y hardware, tanto del propio fabricante (tarjetas de adquisición de datos, PAC, Visión, instrumentos y otro Hardware) como de otros fabricantes [68].

4.1. Interfaz con el usuario

La interfaz de sistema que hemos desarrollado (Figura 4.1), tiene cuatro menús principales, el primero es el “manual control”, aquí se localiza la configuración inicial del DAQ y puertos de comunicación, en o1 y o2, se configuran los canales de salida para desplazar los motores de pasos, en c1, especificamos el contador para el conteo de señales y pulsos (ver la sección: “interfaz de comunicación con los motores de pasos”), en COM, especificamos el puerto de comunicación por el cual se recibe la información de los

microrcontroladores “PIC COUNT CONTROL”, en edge, se configura el momento en que se cuenta un pulso del generador de pulsos y por último se tiene el control manual de dirección del posicionador del láser.

En el Menú “Angle Control”, se especifica el ángulo hacia el cual se desea desplazar el sistema, con lo que al presionar el botón “move to angle” se coloca el posicionador del láser en el ángulo deseado.

En el menú “System Status” se tienen la mayoría de indicadores y salidas del sistema. En verde se proporcionan los ángulos C y B, así como los pasos que se ha desplazado el motor de pasos. En gris se encuentran indicadores de utilidad para el desarrollo del sistema. Estos indicadores son: “Desired steps”, esta variable se refiere al número de pasos que se va a desplazar el posicionador del láser para desplazar el sistema al ángulo deseado.

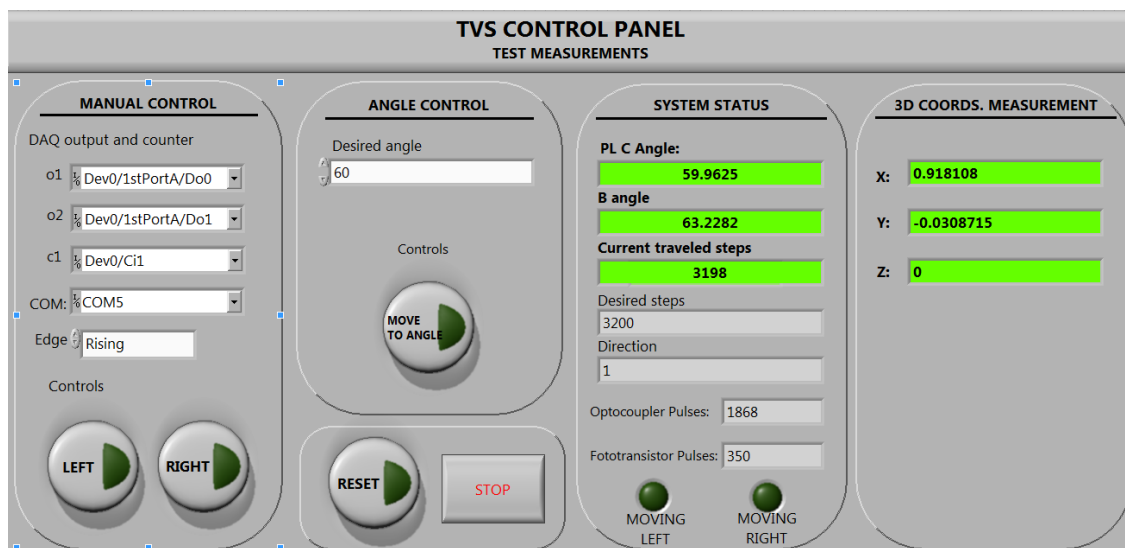


Fig. 4.1 Pantalla de control del TVS CONTROL PANEL.

“Direction”, se refiere a la dirección hacia donde se está desplazando el sistema. “Optocoupler pulses”, se refiere al número de pulsos detectados durante el ciclo de rotación de la apertura de escaneo. “Fototransistor pulses”, se refiere al número de pulsos detectados desde que se inició la rotación del sistema hasta que se detectó la reflexión del haz de luz láser sobre el objeto. “Move right y move left”, indicadores led de la dirección de movimiento del sistema. En el menú “3D Coords. Measurement” se especifican las coordenadas “X”, “Y” y “Z” obtenidas internamente por el sistema. Son las salidas de medición finales del equipo. Para leer los resultados del sistema se puede apreciar en la Figura 4.1 como se posiciona el ángulo C a 59.96° mientras que el ángulo B detecta la reflexión del haz de luz láser a un ángulo de 63.22° lo que nos indica que el objeto se encuentra a una distancia de 0.918m sobre el eje X y -0.03087m en el eje Y. Así se puede posicionar el láser en cualquier ángulo y obtener su coordenada cartesiana.

4.2. Interfaz de comunicación con los motores de pasos

Como se mencionó en el capítulo 3 la computadora controla los motores de pasos por medio de una interfaz con Labview y la tarjeta de adquisición de datos USB-1208LS, al mismo tiempo que los microcontroladores PIC STEP CONTROL generan un pulso cada vez que cambian de estado. Para configurar los canales de salida de nuestra tarjeta de adquisición de datos, utilizamos las librerías de measurement computing para crear una salida digital. El canal digital se configuró para que cada bit del canal trabajara de manera

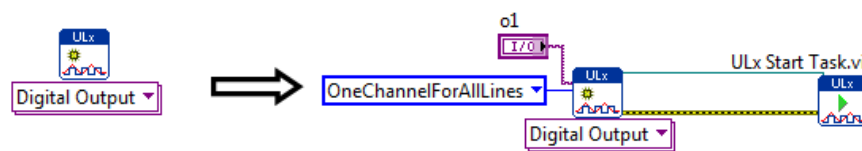


Fig. 4.2 Creación y configuración de un canal digital utilizando las librerías ULX de Labview.

individual, se configuró el canal de tipo salida y se cambia la transición de estado a ejecución (ver Figura 4.2).

Posteriormente están configuradas las salidas que generan la rotación a la izquierda y a la derecha del motor de pasos. Existen 2 maneras de generar el desplazamiento del sistema, la primera manera es mover manualmente el sistema, esto se logra presionando el botón que se encuentra en la pantalla principal del sistema, la segunda es proporcionando un ángulo y detectando hacia donde se debe desplazar el posicionador del láser dependiendo de la posición donde nos encontremos. Si el botón manual se presiona ó alguna variable de movimiento (izquierda ó derecha) es presionada, entonces el sistema se desplazara en la dirección indicada y le indicara a la variable dirección, la dirección hacia la cual se dirige el sistema. Esta variable es importante ya que dependiendo de la dirección, los pasos dados por el sistema se suman ó se restan, una vez indicado el desplazamiento este llega como entrada a nuestra función ULX write (Figura 4.3) donde se configura como salida digital de una línea y un punto, le proporcionamos la información, que en este caso es un uno lógico y éste genera la salida; tanto la señal de error como la tarea son enviadas a la función ULX clear task cuando la tarea de desplazamiento ha terminado.

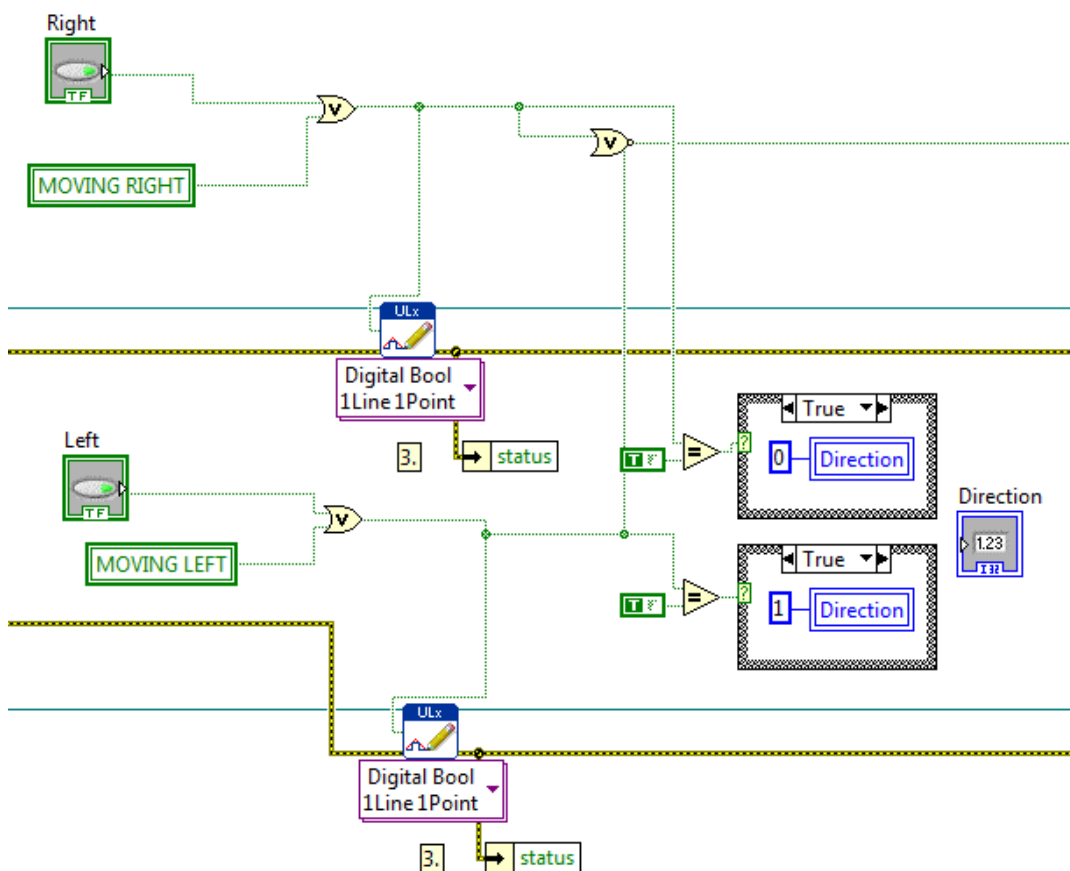


Fig. 4.3 Condiciones para modificar la dirección y generar las salidas digitales hacia los PIC STEP CONTROL.

La función ULX clear task genera una señal de error si el desplazamiento del sistema termina de manera súbita (como apagar directamente el programa, ó desconectar el sistema de adquisición de datos).

El microcontrolador que controla la secuencia del motor de pasos PIC STEP CONTROL también genera un pulso cada vez que se cambia el estado de la secuencia full step, es decir cada vez que se genera un paso, para realizar el conteo se configuro el contador de la tarjeta de adquisición de datos, creando un canal de la librería ULX y configurándolo

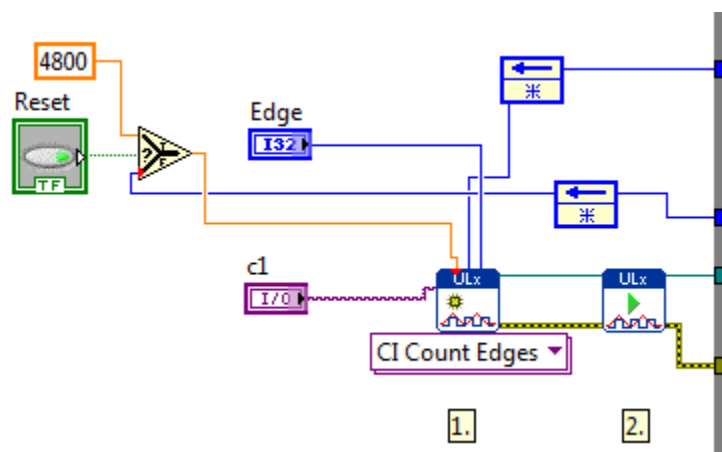


Fig. 4.4 Configuración del conteo por medio de un canal contador con la librería ULX.

para que realice el conteo (Figura 4.4), le proporcionamos las entradas de dirección, conteo inicial y el contador por el cual realizara el conteo. Posteriormente pasamos a ejecutar el conteo con el “ULX star task.vi”

Cabe señalar que los pulsos detectados por el contador pueden ser modificados de dos maneras, la primera es cuando el ULX read se configura como contador y envía el nuevo conteo al canal de conteo, la otra manera es proporcionar directamente el dato al canal recién creado. El poder proporcionar este dato de manera manual es de mucha utilidad y permite establecer un punto de origen; para fines prácticos se ha establecido que al presionar el botón de reset en la pantalla principal del sistema, el contador se reinicie a 4800 pasos, esto es, traducido en ángulos, un ángulo de 90° . Con esto se establece el punto de origen del posicionador del láser y el sistema puede comenzar a trabajar.

Internamente dentro del ciclo de conteo, el vi ULx read se encuentra leyendo constantemente los pulsos del contador y guardándolos en una variable entera de 64 bits.

Esta variable entera debe ser procesada matemáticamente para poderse traducir en el ángulo “C”. Al mismo tiempo se debe comparar constantemente el número de pasos en el cual nos encontramos para saber si debemos ó no, mover el sistema hacia el nuevo ángulo. Para realizar esto, se programó una secuencia que se encarga de desplazar el posicionador del láser al nuevo ángulo deseado (Figura 4.5)

Para presentar visualmente al usuario el ángulo en el cual se encuentra el posicionador del láser, es necesario convertir el número de pasos dados por el stepper a el ángulo “C”, dado que el stepper da 200 pasos para completar un ciclo completo y este se encuentra conectado por medio de un engranaje sin fin a un engrane de 96 dientes; se obtiene una relación de ciclo entre ambos de 96:1, por lo tanto son necesarios 19200 pasos para

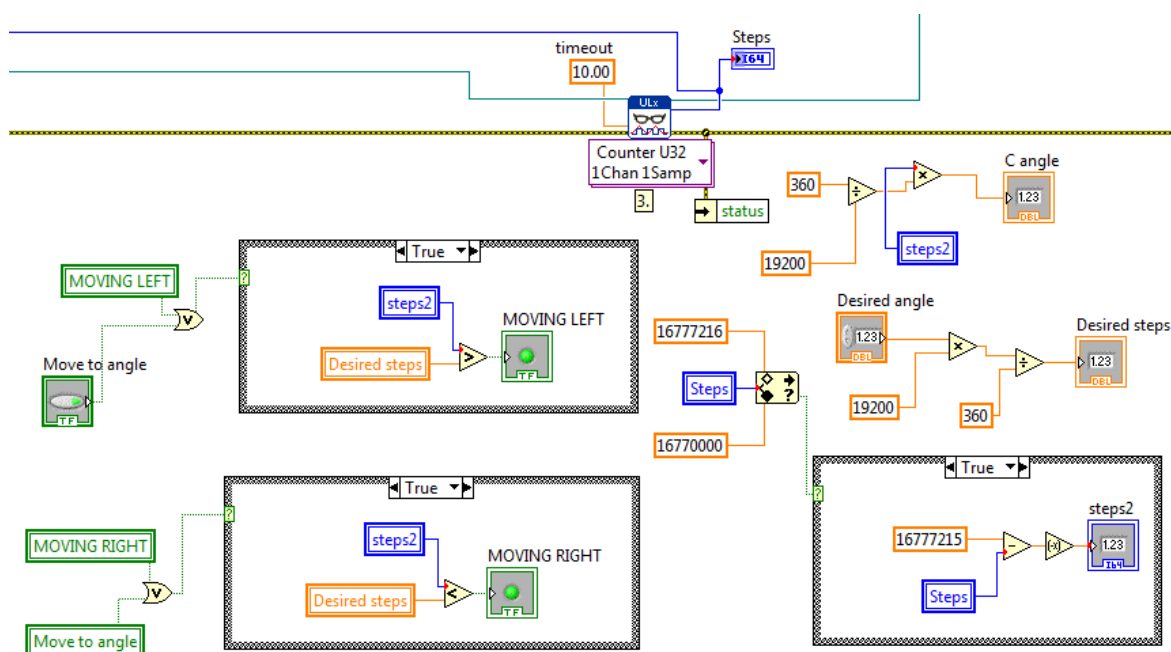


Fig. 4.5 Programación gráfica del posicionamiento del láser dado un ángulo deseado.

completar una rotación completa del posicionador del láser. Gracias al uso del sistema de engranes helicoidales, el sistema regresa a su posición de inicio tras completar los 19200 pasos [66], [67]. Conocido este dato solamente creamos una relación lineal entre el número de pasos que existen actualmente y calculamos el ángulo “C”; de la misma manera podemos indicarle un ángulo de desplazamiento al sistema y convertirlo en el número de pasos equivalentes a dicho ángulo. Dicho ángulo de desplazamiento es capturado en la pantalla principal en la entrada desired steps. El sistema toma como entrada el ángulo capturado en “desired angle” y lo transforma en nuestra variable “desired steps”, luego, cuando se presiona el botón “move to angle” se comparan los pasos deseados con los pasos actuales del motor de pasos, si el número de pasos es menor, entonces el sistema se desplazara a la derecha y no dejara de desplazarse hasta que el número de pasos sea igual, si el número de pasos es mayor entonces el sistema se desplazara a la izquierda.

4.3. Interfaz de comunicación con el control de conteo de pulsos “PIC COUNT CONTROL”

Como se mencionó en el capítulo tres, para calcular el “ángulo B” utilizamos la apertura de escaneo; internamente la apertura de escaneo se encuentra rotando constantemente, y un optoacoplador se encarga de detectar cada rotación del sistema. A este acoplador se le denomina sensor de cero; simultáneamente un tren de pulsos es generado, con lo que se obtiene una relación de $360^\circ = \Delta Pulsos$. Un fototransistor se

encarga de activarse siempre que el plano de escaneo este alineado con la luz láser reflejada sobre el objetivo y se captura el número de pulsos desde los cero grados hasta que se activó el fototransistor; la relación de numero de pulsos hasta el foto transistor y el número de pulsos dentro de los 360° nos proporciona el ángulo B. Dicho conteo de pulsos se realiza por el microcontrolador PIC COUNT CONTROL y transmite el dato vía el puerto serial. La configuración del puerto serial del microcontrolador puede verse en el anexo 4 mientras que la configuración inicial del puerto serial en Labview se realizó por medio de un Virtual Instrument Software Architecture "VISA".

La alianza de sistemas VXIplug&play se creó con el propósito de incrementar la interoperabilidad entre los distribuidores y los usuarios finales de los sistemas que trabajan con VXIbus, logrando hacer más fácil el uso de estos dispositivos a través de un nuevo estándar tanto para hardware como para software. En el corazón de esos estándares se encuentra la Arquitectura de Software de Instrumento Virtual o VISA (por sus siglas en inglés), siendo éste estándar en el que están basados todos los componentes de software VXIplug&play. En el pasado existían muchos softwares I/O diferentes para controlar los dispositivos que usan los protocolos GPIB y VXI. Ahora más de 35 compañías (incluyendo Tektronix, Agilent y National Instruments) se unieron para hacer que el software fuera intercambiable, reutilizable y que soportara el paso del tiempo [69].

Un Recurso de Instrumento de Control VISA (o INSTR) permite al controlador interactuar con el dispositivo asociado a dicho recurso. Labview instala un software denominado:

VISA Interactive Control, el cual permite visualizar y obtener información de todos los dispositivos GPIB y VXI que estén conectados actualmente a la computadora en la que se está trabajando. Usualmente, aparecerán al menos los puertos de comunicaciones (serial y paralelo) y sus distribuciones (cuantos COM seriales y cuantos LPT tiene la computadora). De lo antes mencionado, se dice que Labview ([®]National Instruments) maneja los puertos de comunicación como recursos tipo INSTR VISA. Además, al utilizar el VISA Interactive Control se observa que Labview clasifica los puertos de comunicación como dispositivos ASRL :: INSTR. Donde ASRL1 está relacionado con el COM1, ASRL2 con el COM2 y ASRL10 con el LPT1 [69].

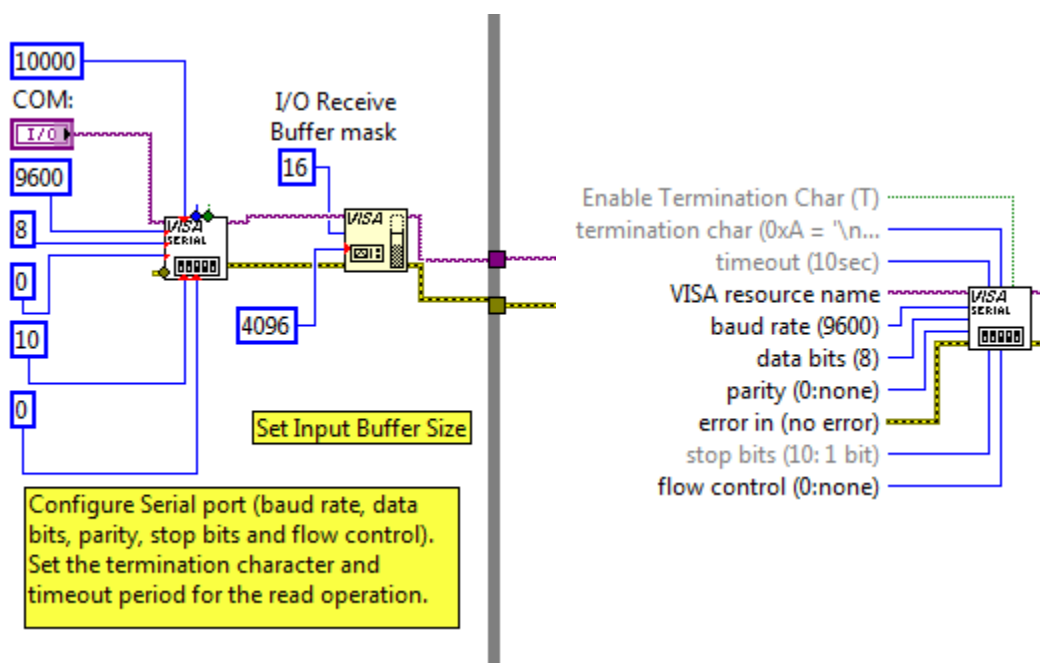


Fig. 4.6 Configuración del puerto serial en Labview por medio de la librería VISA

Para realizar la configuración del puerto de comunicación serial se utilizó la librería visa de Labview, donde se realizó una configuración estándar del puerto serial; el puerto se configuró con un time out de 10 segundos, como puerto de entrada y salida COM, un Baud Rate de 9600, 8 bits de datos, sin bit de paridad, y sin control de flujo de datos (no flow control ver Figura 4.6).

Como se menciona en el capítulo 3 el sistema prioriza las tareas y solamente lee el puerto serial cuando el posicionador del láser no se encuentra en movimiento. Durante la lectura el sistema lee 40 bytes de información y los almacena en una variable string. De la variable string podemos obtener el número de pulsos del optoacoplador y del foto transistor y calcular el ángulo B. La programación en Labview para obtener el ángulo B se aprecia en la Figura 4.7.

El string que se recibe del microcontrolador tiene el siguiente formato: **O#PulsosF#Pulsos**, donde la letra **O** denota el número de pulsos detectados por el optoacoplador y la letra **F**

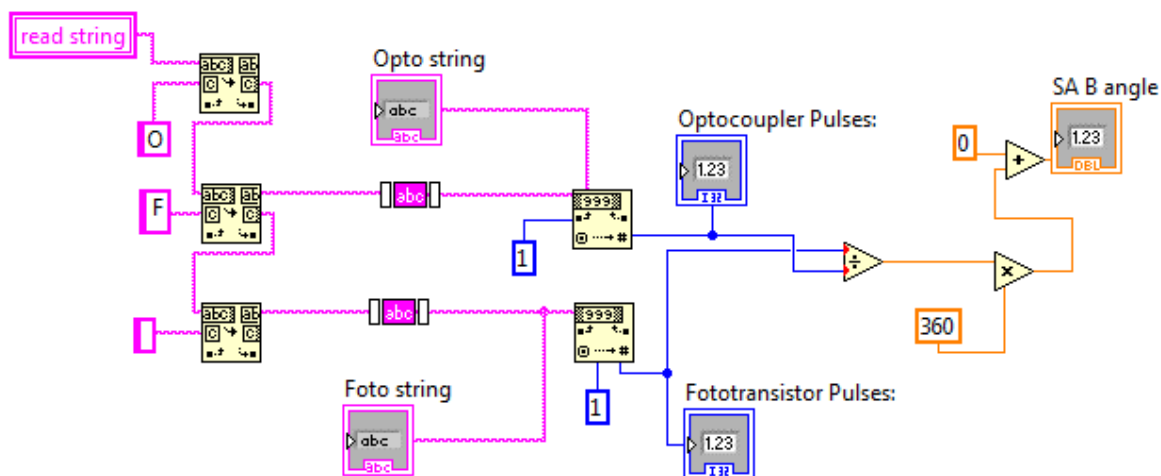


Figura 4.7 Procesamiento del string (cadena de caracteres) para la obtención del ángulo B en Labview.

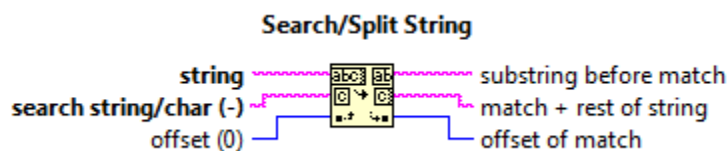


Fig. 4.8 Entradas y salidas de la función Search/Split

denota el número de pulsos detectados por el fototransistor, por lo que primeramente debemos encontrar la letra **O** dentro de la cadena de caracteres. Utilizando la función Search/Split string (Fig. 4.8) realizamos la tarea.

Dentro de la función Search/Split ingresa nuestra cadena de caracteres y se busca la letra **O**, una vez encontrada se genera un string de salida con todos los caracteres restantes desde que se encontró la letra **O** hasta el final. Con este string de salida se procede a realizar la misma operación, buscando ahora la letra **F**; una vez encontrada, se generan 2 nuevas salidas, la primera con los caracteres que se encontraron antes de encontrar la letra **F**, con lo que tenemos el string del número de pulsos detectados por el optoacoplador. La segunda salida son los caracteres desde la letra **F** hasta el final del string. Como la segunda salida aun contiene caracteres desconocidos, pasamos esta salida a una tercera función Search/String Split, donde buscamos desde el inicio hasta encontrar un espacio en blanco y tomamos esta información.

Los dos salidas resultantes de estas operaciones son el string con el número de pulsos del optoacoplador y el string con el número de pulsos del fototransistor, ambos datos son procesados por la función “trim White space” para remover cualquier carácter en blanco,

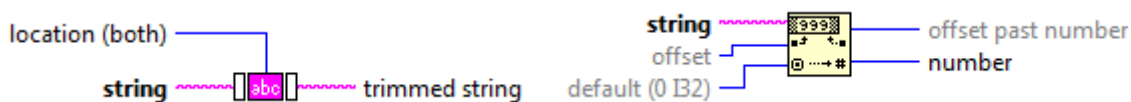


Fig. 4.9 Función trim White space (a la izquierda), función decimal string to number (a la derecha). Con sus respectivas entradas y salidas.

y luego procesados por la función “string to number” para convertir los caracteres en números (Figura. 4.9).

De esta manera obtenemos el número de pulsos detectados por el fototransistor y el optoacoplador, después, por medio de una relación transformamos este número de pulsos en un ángulo y obtenemos el ángulo B.

4.4. Ajuste de los ángulos con math scripts y cálculo de coordenadas.

En Labview de National Instruments, se tiene la libertad de elegir la sintaxis que se utiliza para la ingeniería de los algoritmos, el proceso de desarrollo de algoritmos, análisis de resultados, procesamiento de señales, o la exploración de conceptos DSP. Por lo que Labview permite combinar la programación gráfica de Labview con Matlab Scripts, un módulo que permite aprovechar todas las funciones matemáticas que ofrece Matlab, con lo que podemos delegar actividades que pudiesen ser complicadas de implementar solo con código de Labview. En el siguiente capítulo se analizara el cómo se crea una red neuronal feedforward backpropagation para realizar el ajuste de mediciones, en esta sección solamente hablaremos de su implementación.

Para poder utilizar código de matlab en Labview (Matlab Script) se debe tener instalado matlab en la computadora, debido a que Labview invoca el software servidor de scripts de matlab para ejecutar los scripts que se encuentran escritas con sintaxis de Matlab. Debido a que Labview utiliza la tecnología Active X para implementar los nodos script de Matlab, solo se pueden ejecutar estas rutinas bajo la plataforma Windows.

La red neuronal ya entrenada para realizar el ajuste en la medición de los ángulos se encuentra dentro de un archivo *.mat. Al inicio del programa cargamos nuestra red neuronal ya entrenada utilizando el comando load. Dentro de la rutina del programa, se establece que cuando el sistema no se encuentre moviendo el posicionador del láser, leerá el puerto serial, terminando de leer el puerto serial, se ejecuta la rutina de ajuste de ángulos como se ve en la Figura 4.10.

Como se puede ver en la Figura 4.10 Labview convierte las variables de “C angle” y “SA B angle” en variables de matlab, luego son acomodadas en un vector y proporcionadas como valores de entrada para realizar la simulación con la red neuronal y obtener “B

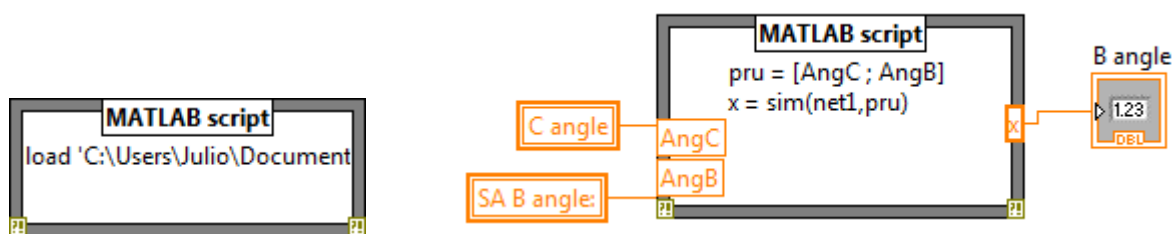


Fig. 4.10. A la izquierda se muestra el uso de Matlab Script para cargar nuestra red neuronal, a la derecha se muestra el procesamiento de los ángulos para obtener el ajuste del ángulo B

angle” por medio de la variable x. Más adelante hablaremos de la generación de esta red neuronal y los métodos más adecuados para su entrenamiento.

Como se mencionó anteriormente, con la obtención del ángulo C, el ángulo B, y la distancia entre el receptor y emisor “a”, es posible realizar el cálculo de coordenadas. Para realizar esto nos apoyamos en las herramientas de “Formula Express VI”, el cual es un VI al cual se le puede grabar una fórmula matemática y con la proporción de variables de entrada se obtienen las salidas (Figura 4.11). Nótese que a la entrada del VI primeramente se transformaron los ángulos leídos a radianes, esto es debido a que la Formula Express VI trabaja únicamente con datos en radianes. Los resultados se despliegan en la pantalla principal de nuestro programa en el Menú: “3D Coords Measurement”.

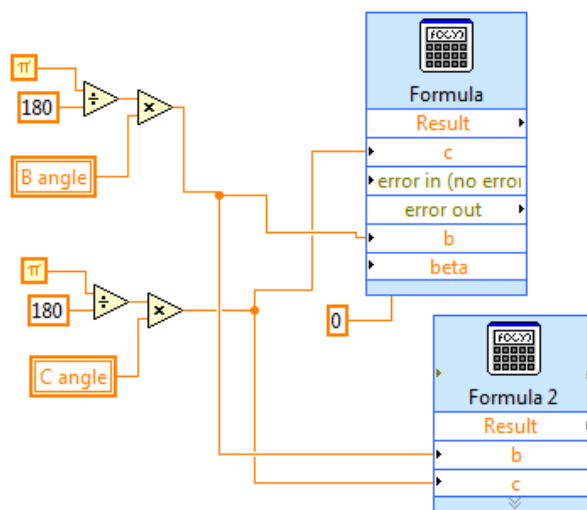


Fig. 4.11 Cálculo de las coordenadas en radianes y “Formula Express VI” de Labview utilizado para el cálculo de coordenadas.

4.5. Velocidades de ejecución de los procesos de hardware y software.

La velocidad con la que se presentan los resultados de medición de coordenadas realizadas por el sistema, depende tanto de factores de Hardware como de software. En la Tabla 4.1 se presentan los tiempos de ejecución por cada una de las partes.

Tabla 4.1 Tiempos de ejecución de elementos mecánicos y de software

Elemento	Tiempo de ejecución (ms)
Desplazamiento del Posicionador Laser	12 ms
Ciclo de la apertura de escaneo	70 ms
Lectura del Puerto Serial	42 ms
Calculo de coordenadas	15 ms

Sin embargo para optimizar los tiempos de cálculo de coordenadas, se priorizaron los procesos. La primera prioridad es el posicionamiento del sistema en el ángulo deseado, de tal manera que cuando el sistema se desplaza a una posición indicada, no se de lectura a los datos que se encuentran en el puerto serial y tampoco se realice el cálculo de coordenadas. De esta manera el sistema se puede seguir desplazando a una velocidad de 12ms por paso. Una vez que el sistema se posiciona en el ángulo indicado, se detecta el ángulo de incidencia del haz de luz láser, lo cual por el tiempo de rotación de la apertura de escaneo, consume 70ms. Posteriormente se procede a realizar la lectura del puerto serial, la cual tarda 42ms y el cálculo de coordenadas que dura 15ms.

Capítulo V

Mejoramiento del reconocimiento de superficies en 3D aplicado al TVS por medio de una red neuronal feedforward backpropagation.

Las mediciones en 3D de la superficie del cuerpo humano o áreas anatómicas han ganado importancia en muchas aplicaciones médicas. Los sistemas láser de escaneo en tres dimensiones pueden realizar estas mediciones, sin embargo por lo general estos escáneres no lineales tienen variaciones en su medición, y típicamente estas variaciones dependen de la posición del escáner con respecto a la persona. En este capítulo, el método de Levenberg-Marquardt se utiliza como un rectificador digital para ajustar esta variación no lineal y aumentar la precisión de la medición del escáner en 3D TVS. Se presenta un análisis comparativo con otros métodos tales como Polak-Ribiere y el método Quasi-Newton, así como el funcionamiento general del sistema. Finalmente, experimentaciones computacionales se llevan a cabo para verificar el rendimiento del sistema propuesto y la incertidumbre del método.

Los profesionales médicos tradicionalmente prefieren la medición manual del tamaño y forma del cuerpo para evaluar el estado de salud y guiar el tratamiento médico. El contar con una herramienta que proporcione las medidas exteriores del cuerpo humano es más que necesario. Los profesionales médicos utilizan ampliamente el tamaño y la forma del

cuerpo para evaluar el estado nutricional y la normalidad del desarrollo, para calcular la dosificación de los fármacos, la radioterapia y la quimioterapia, así como la producción de prótesis [1]. Por esta razón se ha desarrollado el sistema TVS, un sistema con la capacidad de realizar mediciones precisas en 3D [70], y representar estas mediciones como una nube de puntos en un espacio definido; sin embargo, para aumentar aún más la precisión, desarrollamos un rectificador digital para aproximar aun más las mediciones a su valor real. Un método simple de aproximación basada en Gauss-Markov puede encontrar la media cuadrática más baja posible [71] y aproximar las mediciones a su valor real, pero se requieren datos idénticamente distribuidos. Además, los resultados experimentales de [72] muestran claramente que la incertidumbre del sistema está distribuida de manera no uniforme

La aplicación de métodos y algoritmos basados en redes neuronales pueden ser la solución a este problema que no puede ser solucionado por la metodología tradicional [73], [74], [75]. La historia de las redes neuronales se remonta a mediados del siglo veinte, cuando redes neuronales sencillas con capacidades muy limitadas fueron concebidas. Nunca llegaron a las aplicaciones principales de la época debido a las pobres capacidades de generalización y la falta de precisión con cargas de memoria de altas. Después de dos décadas, el concepto de redes neuronales cambió cuando las redes neuronales multicapa con algoritmos de aprendizaje retropropagado (backpropagation learning) fueron presentadas [76]. A partir de ese momento, muchos diferentes investigadores estudiaron

el área de las redes neuronales artificiales, lo que condujo a una amplia gama de diferentes arquitecturas neuronales aplicadas a un gran número de problemas diferentes. Actualmente las redes neuronales son principalmente utilizadas en problemas de agrupación, clasificación, reconocimiento de patrones, aproximación, predicción, clusterización y simulación de memoria. Las redes neuronales pueden parecer muy complejas, sin embargo se integran muy bien en el ambiente médico y en diversas aplicaciones [76] [77] [78].

Las redes neuronales retropropagadas (Backpropagation networks) propiamente entrenadas, tienden a proporcionar resultados razonables, cuando se presentan entradas nunca antes vistas [79], [80], [81]. Típicamente una entrada nueva conduce a una salida similar a la salida correcta de los vectores de entrada utilizados durante el entrenamiento y que son similares a la nueva entrada que se procesa. Esta propiedad de generalización, hace posible entrenar una red con un conjunto par representativo de entrada/salida y obtener buenos resultados sin necesidad de entrenar la red con todas las posibles entradas/salidas. Las redes de retropropagación (FeedForward) a menudo tienen una o más capas ocultas de neuronas sigmoideas seguidas por una capa de salida de las neuronas lineales. Múltiples capas de neuronas con funciones de transferencia no lineales permiten a la red aprender relaciones lineales y no lineales [82] entre los vectores de entrada y los vectores de salida. Esta propiedad general es muy útil en este caso debido que entre los vectores de entrada y salida, que son vectores con mediciones verdaderas

del escáner en 3D, la relación tiene características estocásticas complejas que generan una relación no-lineal.

A continuación compararemos tres métodos para realizar el entrenamiento de redes neuronales de retropropagación; estos métodos son el de Quasi-Newton, Polak-Ribiere y Levenberg-Marquardt, con el fin de evaluar la precisión de estos métodos en el mejoramiento de las mediciones realizadas por el TVS.

5.1. Metodologías

Con el fin de obtener mediciones precisas, hemos utilizado diferentes algoritmos matemáticos y metodología reconocida [83], [84], [85] y [86] para entrenar una red neuronal, que por el medio de regresión pueda realizar un ajuste a las mediciones y teóricamente aproximarlas a su valor real. Para realizar el ajuste hemos entrenado la red con diferentes algoritmos, y posteriormente realizamos una comparación entre ellos y seleccionamos el mejor método de entrenamiento para este caso.

5.1.1 Método no lineal del gradiente conjugado

La base para implementar el método del gradiente conjugado no lineal es aplicar efectivamente el método de gradiente conjugado lineal, donde el residual se sustituye por el gradiente. Una función cuadrática modelo nunca se forma de manera explícita, por lo que siempre se combina con el método de "búsqueda en lineal" [83].

El primer método para el gradiente conjugado no lineal fue propuesto por Fletcher y Reeves [83] de la siguiente manera: Dado una dirección de paso p_k , utilice la búsqueda lineal para encontrar la longitud del paso a_k de tal manera que $x_k = x_k + a_k p_k$. Entonces calcular:

$$\beta_{K+1} = \frac{\nabla f^T(x_{k+1}) \cdot \nabla f(x_{k+1})}{\nabla f^T(x_k) \cdot \nabla f(x_k)} \quad (5.1)$$

$$\beta_{K+1} = \beta_{K+1} p_k \nabla f(x_{k+1}) \quad (5.2)$$

donde β_{K+1} es, en algunos casos, un factor de corrección de tamaño mínimo. Es esencial que en la búsqueda lineal por escoger una a_k se cumplan las condiciones de Wolfe; y es necesario asegurarnos que la dirección de p_k sea de manera descendente [83]. Un método alternativo que generalmente (pero no siempre) funciona mejor en la práctica, es el método de Polak-Ribiere, donde la ecuación 5.1 es remplazada con

$$\beta_{K+1} = \frac{\nabla f^T(x_{k+1}) \cdot (\nabla f(x_{k+1}) - \nabla f(x_k))}{\|\nabla f(x_k)\|^2} \quad (5.3)$$

En la ecuación 5.3, es possible que β_{K+1} se convierta en negativa, en cuyo caso se puede utilizar el siguiente algoritmo modificado.

$$p_{K+1} = \max(\beta_{K+1}, 0) p_K - \nabla f(x_{k+1}) \quad (5.4)$$

La ventaja del método del gradiente conjugado es que necesita relativamente muy poco espacio de memoria para problemas a gran escala y no requiere de álgebra lineal, por lo que cada paso es más rápido. La desventaja es que típicamente converge mucho más lento que el algoritmo de Newton ó Quasi-Newton [83] [85]. Además, típicamente la longitud de los pasos es corta, por lo que el algoritmo de “búsqueda lineal” puede requerir un mayor número de iteración para encontrar una longitud de paso aceptable.

5.1.2 Método de Quasi-Newton

En optimización, el método de Quasi-Newton [85] (también conocido como el método de la métrica variable) es un algoritmo para la localización de los mínimos locales de una función. El método de Quasi-Newton se basa en el método de Newton para encontrar un punto fijo dentro de una función, donde la pendiente sea cero. El método de Newton asume que la función puede ser aproximada localmente como una cuadrática en la región cercana a la óptima, y utiliza la primera y segunda derivada (gradiente y Hessian) para encontrar el punto fijo. En el método de Quasi-Newton, la matriz Hessian de segundo orden de la función a ser minimizada no tiene que ser calculada [87], [88], [89]. La Hessian es en su lugar actualizada, por el análisis de sucesivos vectores de gradientes. El método de Quasi-Newton es una generalización del método de las secantes [90] para encontrar la raíz de la primera derivada de problemas multidimensionales. En los problemas multidimensionales la ecuación de la secante es indeterminada, el método de Quasi-Newton difiere en cómo se limita la solución, por lo general añadiendo una actualización

simple y de bajo rango a la actual estimación de la Hessiana. El modelo para localizar el mínimo local en el método de Quasi-Newton es

$$m_k(x_k + p) = f_k + p^T f_k + \frac{1}{2} p^T \beta_K p \quad (5.5)$$

Donde f_k , ∇f_k y β_K son escalar, vector y matriz, respectivamente. Como lo indica la notación f_k y ∇f_k fueron elegidas para ser los valores de la función y el gradiente en el punto x_k , de modo que m_k y f concuerden con la iteración actual de x_k [83]. La matriz β_K es un factor de corrección y es utilizada en lugar de la matriz Hessiana. Los métodos más comunes utilizados para actualizar la matriz Hessiana son el método simétrico de rango uno, “SR1” (ecuación 5.6) (symmetric rank one por sus siglas en inglés) y el método extendido de Broyden, Fletcher, Goldfarb y Shanno “BFGS” (ecuación 5.7)

$$\beta_{K+1} = \beta_K + \frac{(y_k - \beta_K \Delta x_k)(y_k - \beta_K \Delta x_k)^T}{(y_k - \beta_K \Delta x_k)^T \Delta x_k} \quad (5.6)$$

$$\beta_{K+1} = \beta_K + \frac{y_k y_k^T}{y_k^T \Delta x_k} - \frac{\beta_K \Delta x_k (\beta_K \Delta x_k)^T}{\Delta x_k^T \beta_K \Delta x_k} \quad (5.7)$$

Sin embargo, los métodos basados en Newton - Quasi-Newton (por ejemplo, el método BFGS) - tienden a converger en menos iteraciones, aunque cada iteración requiere típicamente más cálculo que una iteración del método del gradiente conjugado, los métodos de Newton requieren el cálculo de la matriz Hessiana (matriz derivada de segundo orden), además del gradiente. Los métodos de Quasi-Newton también requieren más memoria para funcionar.

5.1.3 Método de Levenberg – Marquardt

La principal aplicación del algoritmo de Levenberg-Marquardt es la de resolver el problema de ajuste con mínimos cuadrados: dado un conjunto de datos pares empíricos m , de variables independientes y dependientes, (x_i, y_i) , optimizar los parámetros β de la curva $f(x, \beta)$ de modo que la suma de los cuadrados de las desviaciones sea mínima [91].

$$S(\beta) = \sum_{i=1}^m [y_i - f(x_i, \beta)]^2 \quad (5.8)$$

Al igual que otros algoritmos de minimización numéricos, el algoritmo de Levenberg-Marquardt es un procedimiento iterativo. Para iniciar una minimización, proporcionamos una estimación inicial para el vector de parámetros, β .

En cada paso de iteración, el vector de parámetros, β , se sustituye por una nueva estimación, $\beta + \delta$. Para determinar δ , las funciones $f(x_i, \beta + \delta)$ son aproximadas por sus linealizaciones

$$f(x_i, \beta + \delta) \approx f(x_i, \beta) + J_i \delta \quad (5.9)$$

dónde:

$$J_i = \frac{\partial f(x_i, \beta)}{\partial \beta} \quad (5.10)$$

es el gradiente (fila-vector en este caso) de $\mathbf{f}$ con respecto a β . En su mínimo, la suma de cuadrados, $S(\beta)$, el gradiente de S con respecto a δ será cero. La anterior aproximación de primer orden de $f(x_i, \beta + \delta)$ origina:

$$S(\beta + \delta) \approx \sum_{i=1}^m (y_i - f(x_i, \beta) - J_i \delta)^2 \quad (5.11)$$

ó en notación de vectores:

$$S(\beta + \delta) \approx ||\mathbf{y} - \mathbf{f}(\beta) - \mathbf{J}\delta||^2 \quad (5.12)$$

Tomando la derivada con respecto a δ y estableciendo el resultado a cero resulta:

$$(\mathbf{J}^T \mathbf{J})\delta = \mathbf{J}^T[\mathbf{y} - \mathbf{f}(\beta)] \quad (5.13)$$

donde $\mathbf{J}$ es la matriz jacobiana [86], cuya i -ésima fila es igual a $\mathbf{J}_{ij}$, y donde $\mathbf{f}$ e $\mathbf{y}$ son vectores con i -ésima componente $f(x_i, \beta)$ y y_{ij} , respectivamente. Este es un conjunto de ecuaciones lineales que pueden ser resueltos por δ .

La contribución de Marquardt [84] es sustituir esta ecuación por una "versión amortiguada",

$$(\mathbf{J}^T \mathbf{J} + \lambda \mathbf{I})\delta = \mathbf{J}^T[\mathbf{y} - \mathbf{f}(\beta)] \quad (5.14)$$

donde $\mathbf{I}$ es la matriz identidad, dada como un incremento δ , para el vector de parámetro estimado, β .

El factor de amortiguamiento (no negativo), λ , se ajusta en cada iteración. Si la reducción S es rápida, se puede utilizar un valor más pequeño, con lo que el algoritmo se acerca más al algoritmo de Gauss-Newton, mientras que si una iteración da una reducción insuficiente en el residual, λ se puede aumentar, generando un paso más cercano en dirección del gradiente descendente. Tenga en cuenta que el gradiente de S respecto a β es igual a $-2(J^T[y - f(\beta)])^T$. Por lo tanto, para valores grandes de λ , el paso será tomado aproximadamente en la dirección del gradiente. Se considera que se llega a una solución cuando la longitud del paso o la reducción de la suma de los cuadrados de los últimos vectores de parámetros $\beta + \delta$ caen por debajo de los límites predefinidos. Se detienen las iteraciones y el último parámetro β , se considera la solución

El algoritmo Levenberg tiene la desventaja de que si el valor del factor de amortiguamiento, λ , es grande, la inversión de $J^T J + \lambda I$ no se utiliza en absoluto. Marquardt proporciona la idea de que se puede escalar cada componente del gradiente de acuerdo con la curvatura de modo que hay un mayor movimiento a lo largo de las direcciones en las que el gradiente es más pequeño. Esto evita la lenta convergencia en la dirección del gradiente pequeño. Por lo tanto, Marquardt [84] sustituye la matriz identidad, I , con la diagonal de $J^T J$, resultando en el algoritmo de Levenberg-Marquardt:

$$J^T J + \lambda \text{diag}(J^T J) \delta = J^T [y - f(\beta)] \quad (5.15)$$

5.2. Entrenamiento de la red neuronal y comparación entre los diversos algoritmos.

Usamos los métodos mencionados anteriormente para formar una red neuronal. La red neuronal entrenada es del tipo feedforward backpropagation. Una red neural feedforward backpropagation consta de dos capas. La primera capa, o capa oculta, tiene una función de activación tansigmoid (tan-sig), y la segunda capa, o capa de salida, tiene una función de activación lineal. Así, la primera capa limita la salida a una estrecha gama, de la que la capa lineal puede producir todos los valores. La salida de cada capa puede ser representada por [92]

$$\mathbf{Y}_{N \times 1} = f(\mathbf{W}_{N \times M} \mathbf{X}_{M,1} + \mathbf{b}_{N,1}) \quad (5.16)$$

donde $\mathbf{Y}$ es un vector que contiene la salida de cada una de los $\mathbf{N}$ neuronas en una capa dada, $\mathbf{W}$ es una matriz que contiene los pesos de cada una de las $\mathbf{M}$ entradas para todas las neuronas $\mathbf{N}$, $\mathbf{X}$ es un vector que contiene las entradas, $\mathbf{b}$ es un vector que contiene las vías y $f(\cdot)$ es la función de activación [92], [93]. La red neuronal fue creada usando la herramienta de redes neuronales de Matlab 7.12.0 (The MathWorks, Natick, MA, EE.UU.). En una red de backpropagation, hay dos pasos durante el entrenamiento que se utilizan alternadamente. La etapa de backpropagation calcula el error en el descenso del gradiente y lo propaga hacia atrás a cada neurona en la capa de salida, para entonces la capa oculta. En el segundo paso, los pesos y vías se recalculan, y la salida de las neuronas

activadas se propaga entonces hacia adelante partiendo desde la capa oculta hacia la capa de salida. La red se inicializa con pesos y vías aleatorios, y se entrenó utilizando el algoritmo de Levenberg-Marquardt antes mencionado [92]. Los datos de entrenamiento consiste en 60 muestras procedentes de 80 mediciones, cada muestra se toma en la forma de validación cruzada (cross validation) [94]. Es decir la red fue entrenada para predecir el error absoluto de medición de x , y , z , para todas las condiciones a la vez. La longitud de los datos de entrenamiento fue de 60 puntos. La red contiene cinco neuronas, tres capas y se formó hasta que se obtuvo un porcentaje aceptable de error. Los datos de prueba consistieron en las restantes 20 muestras de cada ensayo. El entrenamiento se realiza con los métodos de Polak-Ribiere, Quasi-Newton y Levenberg-Marquardt para comparar su rendimiento. Puesto que es difícil de calcular analíticamente la tasa de aprendizaje a la que una red neuronal que tendrá un mejor rendimiento, decidimos probar cada método con cinco diferentes tasas de aprendizaje en un intervalo de 0,2 a 0,9. En cada tasa de aprendizaje se calcula el rendimiento de 4 veces y se obtiene el rendimiento promedio (Tablas 5.1, 5.2 y 5.3).

Tabla 5.1 Análisis de rendimiento con el método de Polak- Ribiere, con tasas de aprendizaje desde 0.2 hasta 0.9 realizando cuatro pruebas para cada tasa de aprendizaje.

Tasa de aprendizaje	Rendimientos obtenidos				Rendimiento Promedio
	Muestra 1	Muestra 2	Muestra 3	Muestra 4	
0.2	0.00199	0.00111381	0.00055514	0.00193819	0.001400162
0.4	0.00054	0.00019088	0.00100654	0.00058614	0.000465549
0.6	0.00032	0.00033496	0.00304767	0.00270255	0.001281126
0.8	0.00132	0.00130616	0.00793376	0.00253235	0.002617578
0.9	0.00046	0.00028064	0.00118193	0.00165768	0.000715481

Tabla 5.2 Análisis de rendimiento con el método de Quasi - Newton, con tasas de aprendizaje desde 0.2 hasta 0.9 realizando cuatro pruebas para cada tasa de aprendizaje.

Tasa de aprendizaje	Rendimientos obtenidos				Rendimiento Promedio
	Muestra 1	Muestra 2	Muestra 3	Muestra 4	
0.2	0.00495891	0.00094311	0.00156333	0.02844797	0.007182661
0.4	0.00068257	0.00024196	0.04397724	0.00124077	0.009228508
0.6	0.00073675	0.00022486	0.00415682	0.00214493	0.001452672
0.8	0.00236680	0.00108279	0.00043047	0.00376661	0.001529333
0.9	0.00051963	0.00100862	0.00423758	0.00144495	0.001442156

Tabla 5.3 Análisis de rendimiento con el método de Levenberg-Marquardt, con tasas de aprendizaje desde 0.2 hasta 0.9 realizando cuatro pruebas para cada tasa de aprendizaje.

Tasa de aprendizaje	Rendimientos obtenidos				Rendimiento Promedio
	Muestra 1	Muestra 2	Muestra 3	Muestra 4	
0.2	7.70E-05	0.00025084	0.00016664	0.00022586	0.000144061
0.4	1.83E-05	0.00084213	0.00016389	0.00299548	0.000803966
0.6	6.61E-05	2.35E-05	0.00030454	0.00194365	0.000467551
0.8	0.000916977	0.0001342	0.00044333	0.00016552	0.000332005
0.9	5.47E-05	5.25E-05	0.00021322	0.00049804	0.000163686

En las gráficas (Figuras. 5.1, 5.2 y 5.3) se muestra en rojo el error real absoluto de las mediciones del escáner y en azul el error absoluto predicho por su respectivo método

matemático utilizado para entrenar la red neuronal (Levenberg-Marquardt, Polak-Ribiere, Quasi-Newton). El objetivo es que los errores predichos (cuadrados azules de las gráficas) estén tan cerca como sea posible a los valores reales de error (círculos rojos). A la derecha de las figuras (Figuras. 5.1, 5.2 y 5.3) se pueden apreciar las gráficas de regresión y observar como los errores se ajustan a los indicadores de tendencia central de los tres métodos, donde el target es el error que se busca encontrar y el “output” es el error que la red neuronal predijo, la línea punteada es nuestro indicador de tendencia central de nuestros errores conocidos y la línea azul nuestro indicador de tendencia central de los errores predichos por el sistema. Observamos que el uso de una red neuronal proporciona una aproximación aceptable del error de medición (hasta 99,98%), y por lo tanto es capaz de corregir este error.

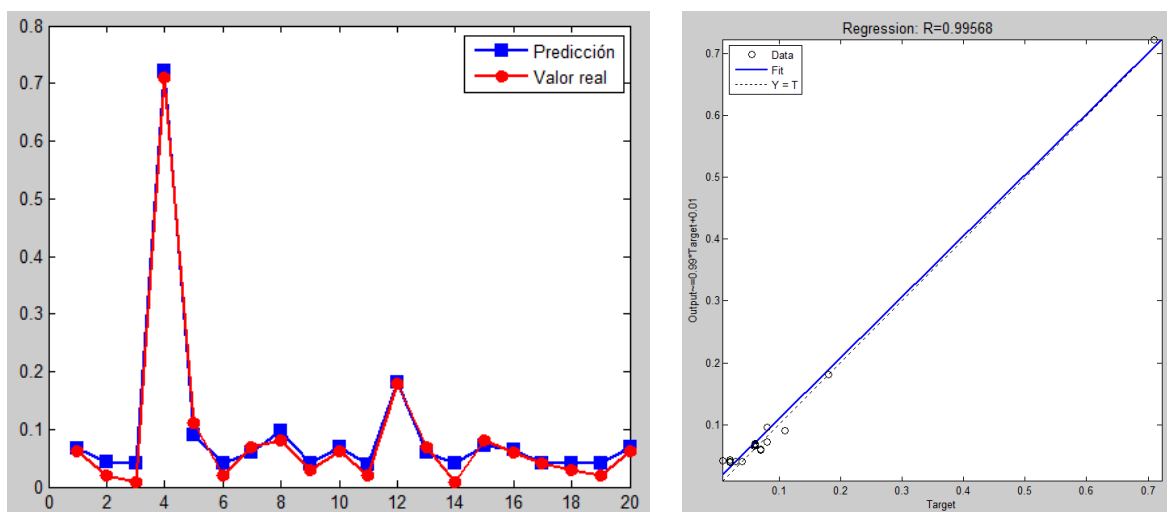


Fig. 5.1. Error predicho para cada punto de prueba comparado con su error verdadero (izq.), el error fue predicho utilizando una red neuronal entrenada por el método de Polak-Ribiere y presentado en la gráfica de regresión (der.)

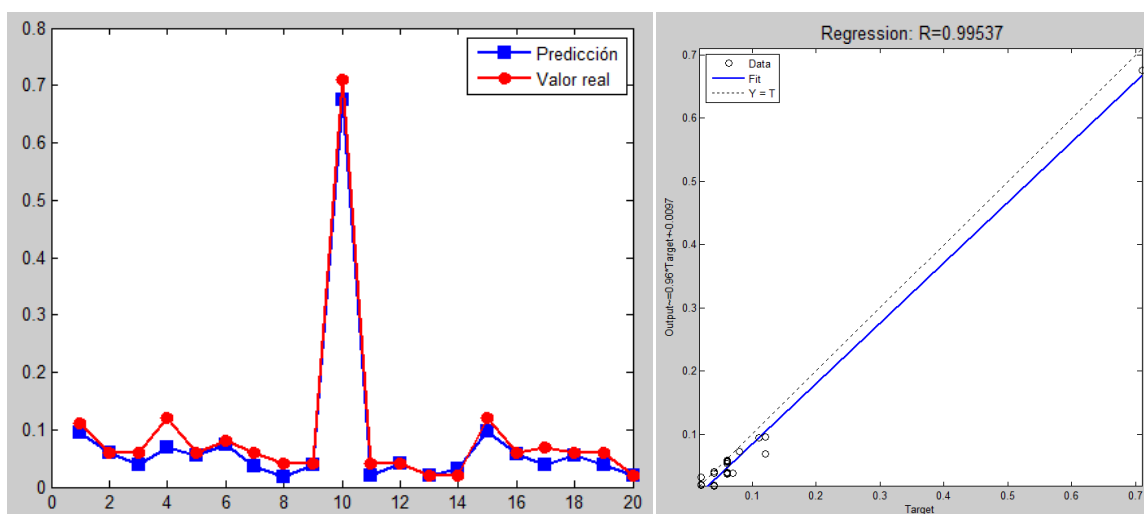


Fig. 5.2. Error predicho para cada punto de prueba comparado con su error verdadero (izq.), el error fue predicho utilizando una red neuronal entrenada por el método de Quasi-Newton y presentado en la gráfica de regresión (der.)

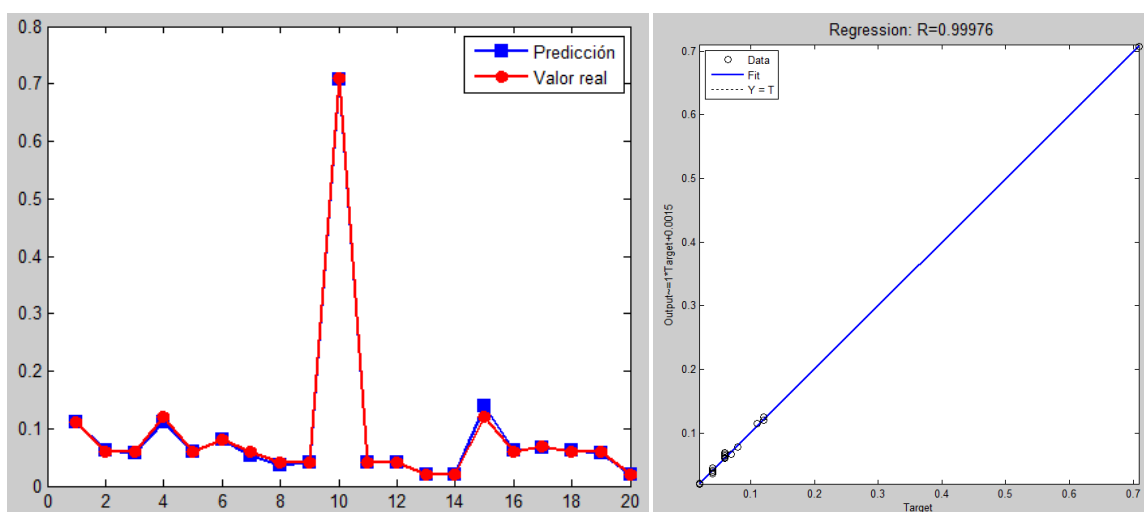


Fig. 5.3 Error predicho para cada punto de prueba comparado con su error verdadero (izq.), el error fue predicho utilizando una red neuronal entrenada por el método de Levenberg-Marquardt y presentado en la gráfica de regresión (der.)

La diferencia más significativa se presenta mediante la modificación del método de entrenamiento, donde el método de Levenberg-Marquardt muestra una mayor capacidad

en la tarea de predicción de error que los métodos de Polak-Ribiere y Quasi-Newton (Figura. 5.4).

Adicionalmente, la prueba de Wilcoxon (Wilcoxon signed Rank test) muestra que incluso cuando el desempeño de los métodos de Levenberg-Marquardt, Polak Ribiere-y Quasi-Newton son similares, la prueba indica una clara y significativa diferencia estadística entre los métodos (Tabla 5.4). Este método de aproximación de error ha sido probado en el escáner, sin embargo, al no depender de ninguna variable física del escáner, el método tienen la capacidad de ser utilizado en cualquier otro escáner láser [95].

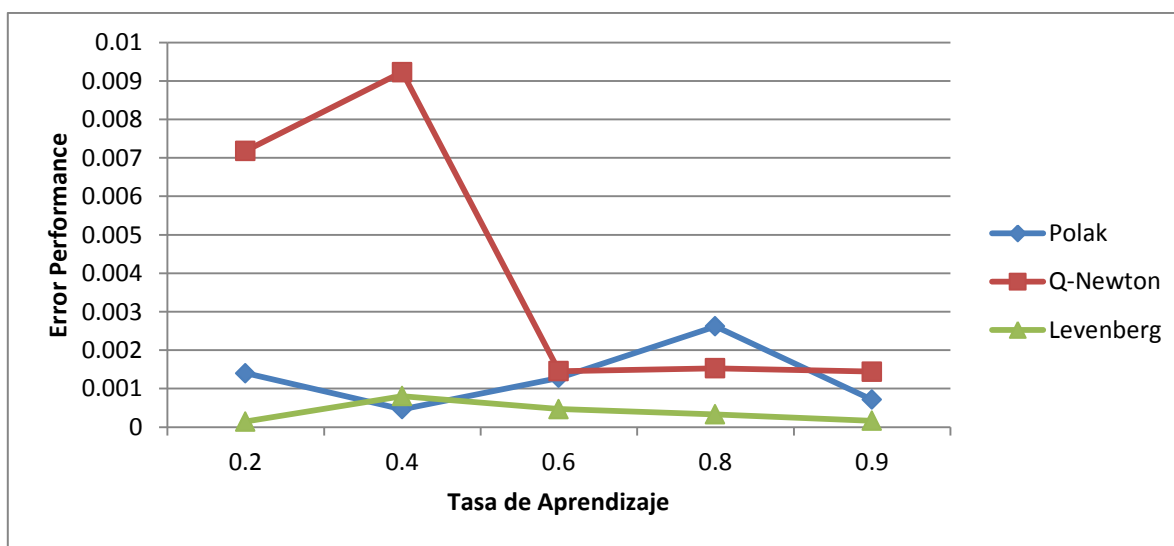


Fig. 5.4 Comparación del desempeño de los métodos a diferentes tasas de aprendizaje.

Tabla 5.4 Diferencia estadística determinada por el test de Wilcoxon entre las predicciones de error formuladas por el método de Levenberg-Marquardt y los métodos de Polak Ribiere y Quasi-Newton

Muestras comparadas	Levenberg-Marquardt P value < 0.05
Quasi Newton	0.0187
Polak-Ribiere	0.0366

Tabla 5.5 rendimiento promedio desviación estándar con y sin el ajuste de mediciones.

Metodología	Desempeño promedio (%)	Desviación estándar (%)
Sin ajuste de mediciones	99.98	0.007
Con ajuste de mediciones	95	1.75

Al tener la capacidad de ajustar las mediciones del TVS por un algoritmo matemático obtenemos una solución sencilla para el problema complejo de la precisión. El método de Levenberg-Marquardt fue utilizado para entrenar una red neuronal y ajustar las medidas del escáner, este método muestra una fiabilidad del 99,98% en el ajuste de medición, por su parte los métodos de Polak-Ribiere y Quasi-Newton muestran una fiabilidad del 99,56% y 99,53%, respectivamente. Además, el método de Levenberg-Marquardt muestra una mayor estabilidad a diferentes tasas de aprendizaje (Figura 5.4). La experimentación demuestra que el método de Levenberg-Marquardt tiene un mejor rendimiento sobre los métodos de Polak-Ribiere y Quasi-Newton en la tarea de ajuste de mediciones, y puede ser utilizado como una solución para mejorar el rendimiento del sistema (Tabla 5.5). De esta manera podemos entrenar una red por el método de Levenberg-Marquardt, dicha red una vez entrenada se utiliza como un ajuste digital de nuestras mediciones biométricas (Como se menciona en el capítulo 4, sección 4.4) De tal manera que proporcionando el valor de los ángulos obtenidos directamente por la apertura de escaneo y del posicionador laser, podamos realizar el ajuste de dichas mediciones y aproximarlas a un valor más cercano al real. En el siguiente capítulo se muestra experimentalmente el mejoramiento de estas mediciones.

Capítulo VI

Experimentación y Análisis de las capacidades reflectivas sobre la piel humana.

El funcionamiento correcto del sistema depende en gran medida de un conocimiento preciso sobre el rango de variación natural de los parámetros de reflectividad de la superficie de la piel que estamos trabajando [96], [97]. Al conocer el comportamiento de reflexión podemos asegurar que nuestro receptor tiene la capacidad de detectar el haz de láser reflejado. Es de gran importancia conocer, que para esta tarea seleccionada, la longitud de onda del láser y el tipo de modulación no es de ninguna manera fisiológicamente peligroso para cualquier tipo de tejidos de la piel, teniendo en cuenta que la duración de tiempo de inspección es de 0.4 a 5 minutos.

6.1. Reflexión de la piel

Como una estructura histológica relativamente homogénea para cada profundidad definida, la piel se puede suponer que constan de tres capas diferentes, epidermis, dermis y la grasa subcutánea, donde en cada capa se propaga y absorbe la luz [98]. La absorción y propagación de la luz en la epidermis depende de pigmentos naturales llamados melanina [99]. La melanina es producida por las células llamadas melanocitos que se forma en la membrana de partículas de melanosoma. El volumen de melanosomas en la epidermis típicamente varía desde el 1,3% hasta el 6,3% en el caso de pigmentación ligera y del 18%

al 43% para la pigmentación oscura [100]. La dermis, con un espesor que varía de 1 a 4 mm, está compuesta de tejido denso con vasos sanguíneos y nervios [98]. El volumen de sangre en la capa de la dermis varía de 2% a 7% [100], [101]. El cromóforo natural en la célula de sangre, llamado hemoglobina, es un elemento que también absorbe luz natural, con concentraciones que varían desde 143 hasta 173 g/L [102], [103]. El color de la piel viene determinado principalmente por el nivel de melanina, en otras palabras, por el nivel de células melanosoma, y la hemoglobina [ref. x16]. La grasa subcutánea a menudo puede ser ignorada porque la cantidad de cromóforo, que es el parámetro principal para absorber la luz, es muy bajo en esa capa [104].

6.2. Experimentación

La experimentación que se describe a continuación, se utiliza para analizar cómo las mediciones realizadas pueden ser afectadas por la reflectancia y absorción del haz láser en diversos tipos de pieles. En la Figura 6.1, se puede observar las mediciones de la intensidad de reflectancia en sujetos humanos que con distinta pigmentación entre ellos. Para tomar las muestras de pigmentación de la piel se han utilizado a personas de diferentes nacionalidades y orígenes étnicos. Las cifras de "a" a "f" se han ordenado ascendente de una pigmentación ligeramente a una pigmentación oscura.

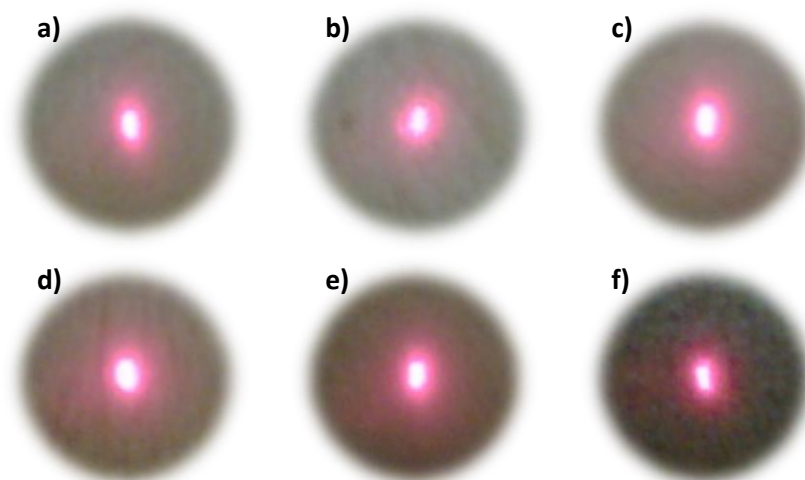


Fig. 6.1 Muestras de reflectancia sobre la piel humana con sujetos de diferente pigmentación.

La muestra de piel de la figura "a" pertenece a una persona caucásica, la muestra de piel de la figura "b" pertenece a una persona caucásica ligeramente bronceada, la muestra de piel de la figura "c" pertenece a una persona asiática, la muestra de piel de la figura "d" pertenece a una persona latino-americana, la muestra de piel de la figura "e" pertenece a una persona hindú y por último la muestra de piel de la figura "f" pertenece a una persona africana con tez oscura.

Las mediciones experimentales se realizaron en las mismas condiciones, e.g. la misma iluminación, temperatura ambiente, misma cámara, distancia fija "fuente-tejido fotodetector" y misma zona del cuerpo.

La intensidad de la luminosidad de todas las muestras de piel se obtuvo utilizando Matlab. La intensidad se representa en la Figura 6.2, donde 0 es un valor asignado a una reflectancia nula, y 1 corresponde a la intensidad máxima reflectancia.

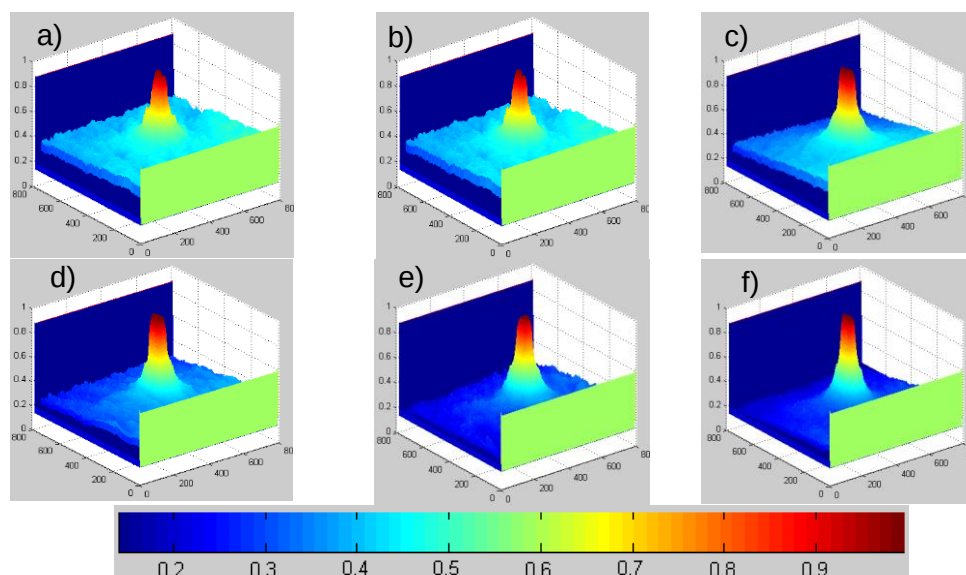


Fig. 6.2 Escala de reflectancia relativa de la intensidad del haz de luz láser sobre piel humana con diferente pigmentación.

Por ejemplo, en la Figura 6.1 a), la piel ligeramente pigmentada tiene un coeficiente de reflexión natural a la iluminación ambiental. Por lo tanto, en la Figura 6.2 a) se puede notar claramente esta reflexión de la piel como un plano amorfo suspendido por encima del eje de reflexión. Por lo tanto se observa como la piel de pigmentación oscura no tiene una capacidad de reflectancia tan alta hacia la iluminación ambiental como la piel ligeramente pigmentada. Por lo tanto, en la Figura 6.2 f) la reflexión a la luz ambiental se encuentra casi ausente debido al tono de la piel.

En el centro de cada grafico se encuentra la reflectancia láser, que es un tipo de luz más intensa. El coeficiente de reflexión de láser, que se muestra en cada grafico como una protuberancia en forma de cono, alcanza niveles máximos de luminosidad en la parte superior de la protuberancia, que es el centro de la reflectancia del haz láser. Analizando

los gráficos se puede determinar que la reflectancia del haz láser en seres humanos con pigmentación oscura es 5% - 40% mejor definida que en aquellos con piel ligeramente pigmentada como la Figura 6.2 a). Sin embargo, para el sistema, no es un factor que impida la detección de la reflexión del haz de luz láser a las distancias de medición biométrica. Además, de la Figura 6.2, se observa que la luz ambiental es más reflectante en sujetos con piel ligeramente pigmentada, aunque, esta característica no afecta el área de reflectancia del haz láser.

El siguiente paso es verificar la precisión del sistema, para lo cual realizamos mediciones reales del sistema sobre un plano con ejes cartesianos y ángulos preestablecidos Figura 6.3, las mediciones fueron realizadas para observar la incertidumbre desde una vista aérea del sistema.

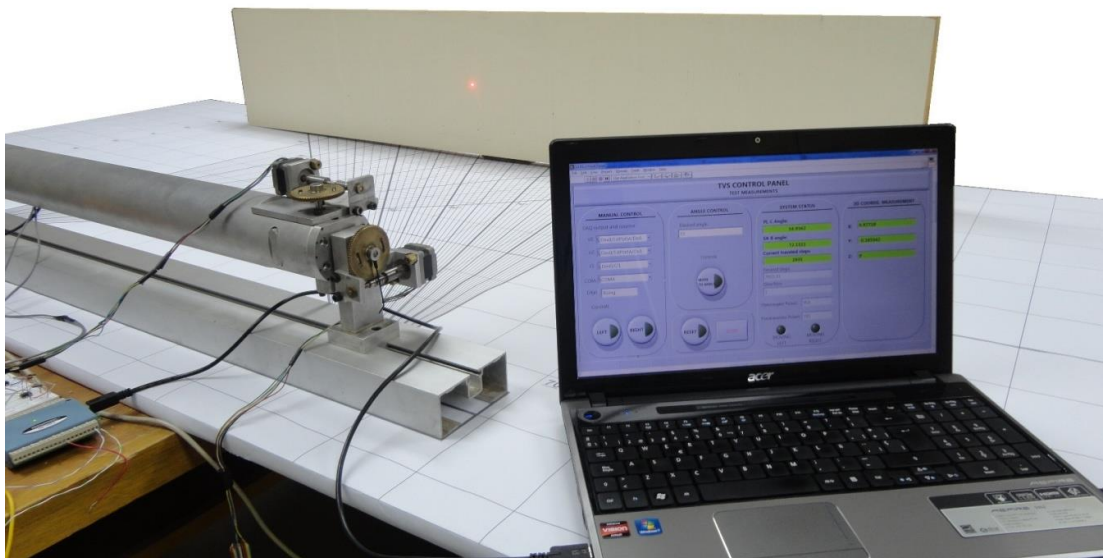


Fig. 6.3 Sistema sobre el plano cartesiano para la comparación de mediciones

Se realizaron y compararon 51 mediciones dentro de un área que va desde medio metro de distancia hasta un metro de distancia sobre el eje "X" y aproximadamente a lo largo de 70 cm en el eje "Y". Obteniéndose los resultados de los Anexos 5,6,7 y 8. En el anexo 5 se muestra el resultado de las mediciones realizadas manualmente sobre la mesa con ejes cartesianos, en la primera columna se muestra el número de medición, en la segunda y tercera columna se muestran los ángulos B y C medidos, en la tercera columna se muestran las coordenadas obtenidas; las mediciones reales se realizaron utilizando el plano cartesiano y un vernier con una incertidumbre de $\pm .001$ pulg. En el Anexo 6, se muestran las mediciones realizadas por nuestro sistema antes del ajuste con la red neuronal, estas mediciones se realizan utilizando solamente las relaciones de número de pulsos detectados por el optoacoplador y número de pulsos hasta detectar el pulso del fototransistor. El Anexo 7 muestra las mediciones después del ajuste de una red neuronal, feedforward backpropagation, entrenada con el algoritmo de Levenberg-Marquardt. En el Anexo 8 se muestran los errores absolutos de cada medición de las tablas del Anexo 6 y Anexo 7 con respecto a los valores de medición del Anexo 5, se muestran los errores del sistema antes y después de ser procesados por la red neuronal feed forward backpropagation. Del Anexo 8 en rojo se encuentran todos los errores mayores a 0.05 m, en amarillo todos los errores entre 0.025m y 0.05m y en verde todos los errores entre 0.00m y 0.025m. Se puede apreciar en la tabla que el sistema tiene un error mucho mayor antes de la red neuronal (por el número de datos en rojo). Al realizar cálculos estadísticos

se puede apreciar que la desviación estándar antes de la red neuronal es de 0.039691 en el eje “x” y 0.026020 en el eje “y” y la varianza es de 0.001575 en el eje x “y” 0.000677 en el eje “y”, mientras que después de la red neuronal la desviación estándar disminuyo a 0.026599 en el eje “x” y 0.012434 en el eje “y” y la varianza a 0.000707 en el eje “x” y 0.000154 en el eje “y”, lo cual nos proporciona una mejora del 67.01% en el eje “x” y una mejora del 47.78% con respecto al sistema sin la red neuronal (ver Tabla 6.1).

Para visualizar gráficamente la ubicación espacial de nuestras mediciones, realizamos una comparación grafica de los valores reales contra las mediciones antes y después de la red neuronal. En la Figura 6.4 se encuentra gráficamente las mediciones realizadas por el sistema antes de la red neuronal (antes del procesamiento de los datos). En azul, se muestran los valores reales de las mediciones, en el plano cartesiano, en la Figura 6.5 se muestran los valores ya ajustados por la red neuronal entrenada por el método de Levenberg marquardt. Se puede apreciar como los valores que fueron ajustados por la red entrenada con el algoritmo de Levenberg-Marquardt de acercan mucho más a su valor verdadero, la desviación estándar y varianza así como la mejora en las mediciones se pueden apreciar en la Tabla 6.1.

|Tabla 6.1 Desviación estándar comparativa de las desviaciones estándar y varianza con y sin red neuronal (NN por sus siglas en ingles).

	$\Delta X(m)$	$\Delta Y(m)$
Desviación Estándar (Sin NN*)	0.039691	0.026020
Varianza (Sin NN)	0.001575	0.000677
Desviación Estándar (Con NN)	0.026599	0.012434
Varianza (Con NN)	0.000707	0.000154
Mejora	67.01%	47.78%

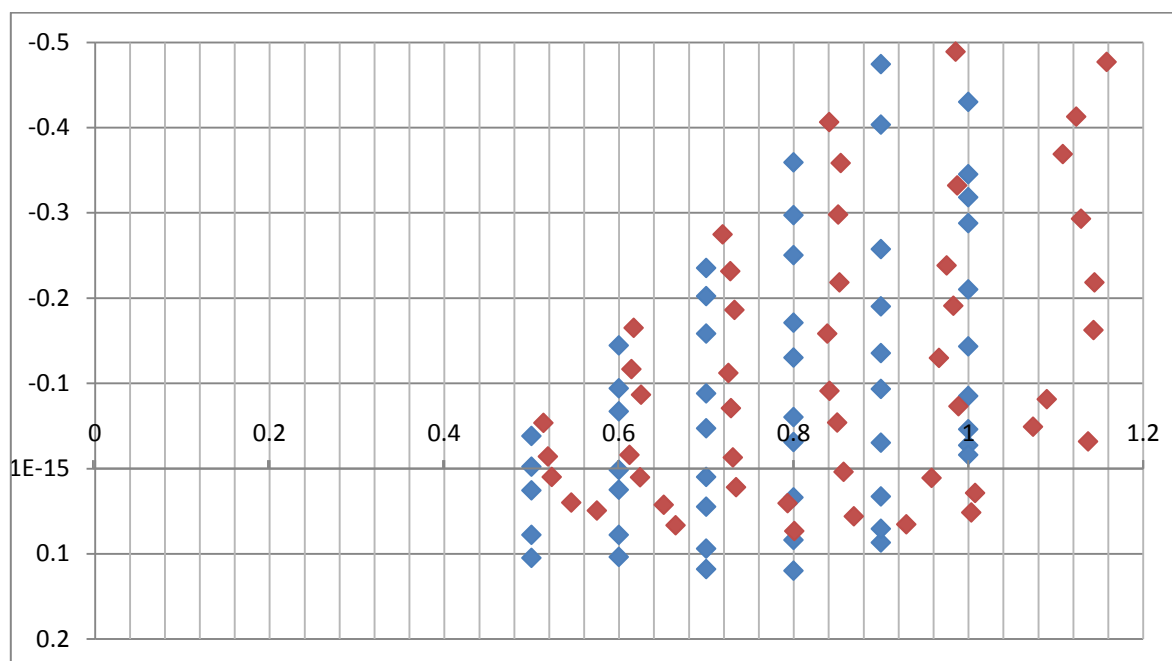


Fig. 6.4 Comparación grafica de los valores reales de medición (Diamantes azules) con los valores medidos por el sistema antes de la red neuronal (Diamantes Rojos), los valores de los ejes se encuentran en metros.

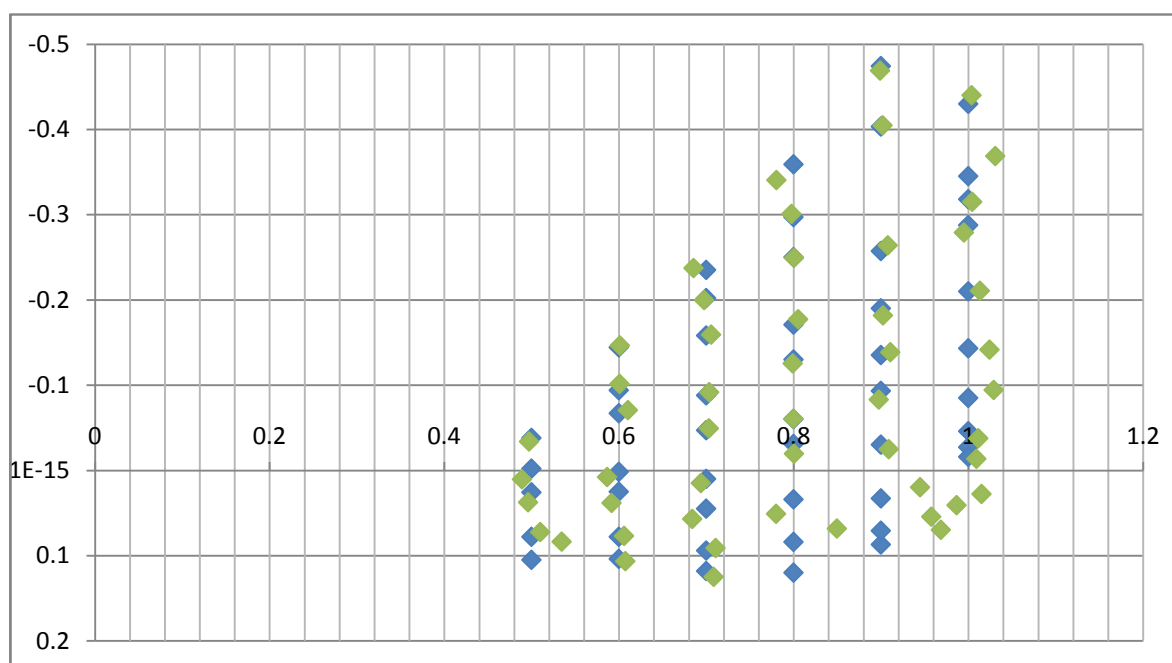


Fig. 6.5 Comparación grafica de los valores reales de medición (Diamantes azules) con los valores medidos por el sistema después de la red neuronal (Diamantes verdes), los valores de los ejes se encuentran en metros.

Capítulo VII

Conclusiones

1. Se demostró que la triangulación dinámica puede ser utilizada como base de desarrollo de un escáner biométrico. Explicué el funcionamiento de esta metodología y presenté de manera concreta las ecuaciones necesarias para obtener las coordenadas espaciales “X”, “Y” y “Z” conociendo el ángulo de proyección del haz de luz láser, el ángulo de incidencia detectado por la apertura de escaneo y la rotación actual del sistema.
2. Realizando la comparación grafica de un escáner tradicional y el escáner desarrollado que funciona con el principio de triangulación dinámica, se demostraron las ventajas del método, que son: el incremento en el campo de visión, y el aumento de la resolución al aumentar la frecuencia del tren de pulsos dentro del ciclo de escaneo, incrementando la precisión lograda por el principio de triangulación, donde es necesario incrementar el número de pixeles en las cámaras (creando limitaciones físicas y de costos) para incrementar la resolución; mientras que en la triangulación dinámica solamente se debe incrementar la frecuencia en el tren de pulsos para obtener una mayor resolución.
3. Se expusieron los componentes mecánicos que integran el sistema, presentando las partes que componen el posicionador del láser y la apertura de escaneo. Se demostró el funcionamiento del posicionador láser, donde se destacó el

incremento de la resolución por medio del uso de un sistema de engranajes con una resolución de 96:1 con respecto a la rotación del motor de pasos. Se desglosaron los componentes internos de la apertura de escaneo, indicando como cada uno de estos componentes se integran para proyectar la reflexión del haz de luz láser hacia el fototransistor.

4. Se demostró gráficamente la relación que existe del ángulo detectado por la apertura de escaneo y el número pulsos detectados por cada uno de los sensores que se encuentran dentro de la apertura de escaneo. Demostrando que es posible calcular un ángulo basándonos en la relación de estos pulsos y haciendo posible desarrollar el formalismo matemático del método.
5. Se desarrolló y explico cada una de las partes que integran el hardware electrónico del sistema y como se acoplan entre sí para resolver cada sub-tarea indicada y poder enviar a la computadora el número de pulsos detectados por la señal del fototransistor, el número de pulsos por ciclo y el ángulo de proyección del haz de luz láser.
6. Se desarrolló y explico la programación interna de cada uno de los microcontroladores encargados de realizar el conteo de pulsos, manejar la secuencia de los motores de pasos, realizar la modulación por ancho de pulsos y enviar la información del número de pulsos detectados a la computadora. En el

caso de los programas más extensos se presentaron diagramas de flujo para hacer evidente la lógica de programa.

7. Se desarrolló la interfaz gráfica para el control del sistema y visualización de mediciones. Se comprobó que la interfaz desarrollada con Labview tiene la capacidad de poder llevar a cabo la tarea de dar lectura a la información enviada por el hardware electrónico y realizar los cálculos de ángulos y coordenadas en un tiempo de 15ms con una computadora estándar, pudiendo disminuir este tiempo al utilizar una computadora dedicada.
8. Se analizó, describió e implementó la metodología de diversos algoritmos matemáticos que nos permiten incrementar la precisión de las mediciones realizadas con el puro sistema electromecánico. Se logró demostrar que el algoritmo de Levenberg-Marquardt utilizado en el ajuste de las mediciones del escáner proporciona un nivel de confiabilidad de hasta un 99.98%, mientras que otros métodos de entrenamiento como el de Polak-Ribiere ó el de Quasi-Newton mostraron una confiabilidad del 99.56% y 99.53% respectivamente. Superando el nivel de confiabilidad del 95% al utilizar únicamente el sistema electromecánico. Adicionalmente en un análisis comparativo, el método de Levenberg-Marquardt mostro mayor estabilidad al mantener un error similar a diferentes tasas de aprendizaje. La experimentación mostro que el método de Levenberg-Marquardt tiene un mejor desempeño sobre los métodos de Polak-Ribiere y Quasi-Newton al

momento de realizar el ajuste de mediciones para este láser escáner; por lo que la red neuronal entrenada por el método de Levenberg-Marquardt puede ser utilizada para mejorar las mediciones del sistema.

9. Se desarrolló un análisis de reflectancia de la luz sobre la piel humana. La reflexión del haz de luz láser sobre la piel humana está de 5% - 40% mejor definida en personas con pigmentación oscura, sin embargo este no es un impedimento para detectar la reflexión de la piel con un sensor optoelectrónico, debido a que la piel humana con pigmentación clara refleja hasta un 60% de la luz láser sobre la luz ambiental.
10. Se demostró la capacidad del sistema al realizar mediciones experimentales; estas se pueden ver en los anexos 5, 6 y 7 donde se muestran los valores medidos manualmente para cotejo, los valores obtenidos únicamente por el sistema electromecánico, y los valores después del ajuste con la red neuronal. Se analizó gráficamente la variación de los valores de medición verdaderos con los valores obtenidos antes y después de la aplicación del ajuste realizado por la red neuronal, donde se obtiene que la desviación estándar del error de medición logrado es de 0.026, lo que demuestra que si se pueden realizar mediciones, sin embargo aún queda campo de acción para reducir las fuentes de incertidumbre y mejorar las mediciones.

Aportaciones realizadas directamente a nuestra disciplina

1. El artículo: Levenberg-Marquardt Method use for Surface Recognition Improvement in 3D Medical Laser Scanner. Signal Processing. Febrero 2013, Elsevier. Donde se expone la aplicación de redes neuronales en la mejora de mediciones de sistemas basados en Laser scanner.
2. El artículo de congreso: Analisis of Laser Light Reflectance on the Human Skin for Optoelectronis, IEEE PHOTONICS CONFERENCE 2012 23 -27 Septiembre 2012. Donde se presenta un análisis sobre la reflectividad de la piel humana, expuesto en la ciudad de San Francisco.
3. El artículo de congreso: Continuous monitoring of rehabilitation in patients with scoliosis using automatic laser scanning. IEEE PAHCE 2011, Pan American Health Care Exchanges. ISBN: 978-1-61284-918-8. Donde presentamos en Brasil, la posible aplicación de nuestro sistema en el monitorio biométrico de pacientes con escoliosis.
4. El artículo de congreso: Improve a 3D Laser Scanner Resolution by a Feed-Forward Backpropagation Neural Network. Congreso de IEEE SECCION MEXICO 2011, ROC&C 2011. Donde presentamos avances en la mejora de mediciones por medio de redes neuronales para los Laser Scanner.

5. El Capítulo: 3D Body & Medical Scanners' Technologies: Methodology and Spatial discriminations. Publicado en el libro llamado "Optoelectronic Devices and Properties". Editorial: IN-TECH, Vienna, Austria, 2011. ISBN 978-953-7619-X-X. Donde se realizó una reseña de los principales escáneres médicos existentes así como de sus limitaciones espaciales.
6. El Capítulo: Electromechanical 3D optoelectronic scanners: resolution constraints and possible ways of its improvement aceptado en el libro llamado "Optoelectronic Devices and Properties". Editorial: IN-TECH, Vienna, Austria, 2011. ISBN 978-953-7619-X-X. Donde se da una reseña de diversos Laser escáneres.
7. El artículo de congreso: "Resolution improvement of Dynamic Triangulation method for 3D Vision System in Robot Navigation task publicado en el Congreso Internacional "IECON 2010 36th Annual Conference of the IEEE Industrial Electronics Society" en Glendale, Arizona, Estados Unidos, Noviembre 2010. ISBN 978-1-4244-6390-9.
8. El artículo de congreso: 3D Laser Scanning Vision System for Autonomous Robot Navigation. Publicado en el Congreso Internacional "ISIE 2010 IEEE International Symposium on Industrial Electronics" en Bari, Italia, Junio 2010. ISBN 978-1-4244-6390-9.

Referencias

- [1] Treleaven, B.; Wells, J. 3D Body Scanning and Healthcare Applications. *Computer*, Vol. 40, No. 7, (August 2007) pp. 28 – 34, ISSN : 0018-9162.
- [2] Moreno-Moreno, M., Fierrez, J., and Ortega-Garcia, J., "Millimeter- and Submillimeter-Wave Imaging Technologies for Biometric Purposes," in *[Proceedings of XXIV Simposium Nacional de Union Cientifica Internacional de Radio, URSI 2009]*, 2009.
- [3] Alefs, B., den Hollander, R., Nennie, F., van der Houwen, E., Bruijn, M., van der Mark, W., and Noordam, J., "Thorax biometrics from Millimetre-Wave images," *Pattern Recognition Letters* 31 (15), 2010, 2357–2363.
- [4] K. B. Cooper, R. J. Dengler, N. Llombart, T. Bryllert, G. Chattopad h- yay, E. Schlecht, J. Gill, C. Lee, A. Skalare, I. Mehdi and P. H. Siegel, "Penetrating 3D Imaging at 4 and 25m Range Using a Submillimeter Wave Radar", *Microwave Theory and Techniques*, IEEE Transactions, 2008.
- [5] Haworth, C.D.; De Saint-Pern, Y.; Clark, D.; Trucco, E.; Petillot, Y.R. Detection and Tracking of Multiple Metallic Objects in Millimetre-Wave Images, *International Journal of Computer Vision*, Vol. 71, No. 2, 2006 pp 183-196, ISSN: 0920-5691
- [6] Liu, H.B.; Zhong, H.; Karpowicz, N.; Chen, Y. Terahertz Spectroscopy and Imaging for Defence and Security Applications, *Proceedings of the IEEE*, Vol. 95, No. 8, 2007 pp.1514-1527, ISSN: 0018-9219.
- [7] Bjarnason, J. E.; Chan, T. L. J.; Lee, A. W. M.; Celis, M. A.; Brown, E. R. (2004) "Millimeter-wave, terahertz, and mid-infrared transmission through common clothing", *Applied Physics Letters*, Vol. 85, No. 4, 2004 pp. 519 -521, ISSN: 0003-6951.

- [8] Leifer, J. A close-range photogrammetry laboratory activity for mechanical engineering undergraduates, *Frontiers in Education*, 2003. *FIE 2003. 33rd Annual*, Vol 2, No F2E, 2003 pp 7 – 12, ISSN: 0190-5848.
- [9] Colomina, I., Blázquez, M., Molina, P., Parés, M.E. and Wis, M. Towards a new paradigm for high-resolution low-cost photogrammetry and remote sensing. *IAPRS&SIS*, Vol. 37(B1), 2008, Beijing, China, pp. 1201-1206.
- [10] Lato, M. and M. Vöge. Automated mapping of rock discontinuities in 3D lidar and photogrammetry models, *Int. J. of Rock Mech. And Min. Sci.* 54, 2012, pp. 150-158.
- [11] De Bari, C., V. Lapenna, A. Perrone, C. Puglisi and F. Sdao. Digital photogrammetric analysis and electrical resistivity tomography for investigating the Picerno landslide (Basilicata region, southern Italy). *Geomorphology*, 133, 2011, pp. 34–46.
- [12] Brückl, E., F.K. Brunner, K. and Kraus. Kinematics of a deep-seated landslide derived from photogrammetric, GPS and geophysical data. *Engineering Geology*, Elsevier, 88, 2006, pp. 149–159.
- [13] Rusinkiewicz, S.; Hall-Holt, O.; Levoy, M. (2002). Real-time 3D model acquisition. *ACM Transactions on Graphics (TOG)*, Vol. 21, No. 3, 2002 pp. 438 – 446, ISSN: 0730-0301.
- [14] Bräuer-Burchardt, C., Möller, M., Munkelt, C., Kühmstedt, P. & Notni, G. Comparison and evaluation of correspondence finding methods in 3D measurement systems using fringe projection. *Proc. SPIE* Vol. 7830, 2011, 783019-1 -783019-9.
- [15] Bräuer-Burchardt, C., Munkelt, C., Heinze, M., Kühmstedt, P. & Notni, G. Using Geometric Constraints to Solve the Point Correspondence Problem in Fringe Projection Based 3D Measuring Systems. *Proc. ICIAP 2011*, Part II, Springer LNCS, 2011, 265-74.



- [16] Kühmstedt, P., Bräuer-Burchardt, C. & Notni, G. Measurement Accuracy of Fringe Projection Depending on Surface Normal Direction. *Proc. SPIE* vol. 7432, 2009, 743203,1-9.
- [17] Ishiyama, R., Sakamoto, S., Tajima, J., Okatani, T. & Deguchi, K. Absolute phase measurements using geometric constraints between multiple cameras and projectors. *Applied Optics*, Vol. 46, Issue 17, 2007, 3528-3538.
- [18] Ishiyama, R., Okatani, T. & Deguchi, K. Precise 3-d measurement using uncalibrated pattern projection. *Proc. IEEE Int. Conf. On Image Proc.*, vol. 1, 225-228.
- [19] Azernikov, S.; Fischer, A. Emerging non-contact 3D measurement technologies for shape retrieval and processing, *Virtual and Physical Prototyping*, Vol. 3, No. 2, 2008, pp 85-91, ISSN: 1745-2759.
- [20] Amiri Parian, J., Gruen, A. Integrated Laser Scanner and Intensity Image Calibration and Accuracy Assessment. In: *International Archives of Photogrammetry, Remote Sensing and Spatial Information Sciences*, Vol. 36, Part 3/W19.
- [21] Boehler, W., Bordas V., M., Marbs, A. Investigating Laser Scanner Accuracy. In: *Proceedings of XIXth CIPA WG 6*, International Symposium, Antalya, Turkey, pp. 696 -702.
- [22] Clark, J., Robson, S. Accuracy of measurements made with CYRAX 2500 laser scanner against surfaces of known colour. In: *International Archives of Photogrammetry, Remote Sensing and Spatial Information Science*, Vol. XXXV, Comm. IV, Part B4, pp. 1031-1037.
- [23] Kersten, T.P., Sternberg, H. and Mechelke, K. Investigations into the accuracy behaviour of the terrestrial laser scanning system Mensi GS100. In: *Optical 3-D Measurement Techniques VII*, Vienna, Austria, Vol. I, pp. 122 - 131.

- [24] Chow, J., Lichti, D., & Teskey, B. Self-calibration of the Trimble (Mensi) GS200 Terrestrial Laser Scanner. *ISPRS Commision V Mid-Term Symposium*, "Close range Image Measurement Techniques", Newcastle upon Tyne, United Kingdom.
- [25] Beraldin, J.A. Integration of Laser Scanning and Close-range Photogrammetry the Last Decade and Beyond, *ISPRS Journal of Photogrammetry and Remote Sensing*, Volume XXXV, No. B5, 2004 pp. 972-983, ISSN: 1682-1750
- [26] Zhizhong Li, Chien-Chi Chang, Patrick G. Dempsey, Xiuwen Cai. Refraction effect analysis of using a hand-held laser scanner with glass support for 3D anthropometric measurement of the hand: A theoretical study. *Measurement*, ELSEVIER, Vol. 41, No 8, 2008 pp. 842-850.
- [27] Guoqiang Fu, Corradi P., Menciassi A., Dario, P. An Integrated Triangulation Laser Scanner for Obstacle Detection of Miniature Mobile Robots in Indoor Environment. *IEEE/ASME Trans. Mechatronics*, vol. 16, no. 4, 2010 pp. 778-783.
- [28] Oleg Y. Sergiyenko, Vera V. Tyrsa, et al. Dynamic Laser Scanning method for Mobile Robot Navigation. Proceedings of ICCAS-SICE 2009, *ICROS-SICE International Joint Conference*, Fukuoka, Japan, August 18-21, 2009, pp. 4884-4889, ISBN: 978-4-907764-33-3
- [29] Raymond A. Serway. *Physics for scientists and engineers with modern physics*, Volume 2, Saunders College, 2000, ISBN 9780030226571.
- [30] Sperling, Leslie Howard. Introduction to physical polymer science. Wiley-Interscience, 2005.
- [31] Düzgün, H. Sebnem, and Nuray Demirel. Remote sensing of the mine environment. CRC Pressl Llc, 2011.

- [32] Ravinder Singh and Sachin Sharma," Mathematical approach for the removal of specular reflection of a laser rangefinder" in *IJARCSSE* , Volume 2, issue 2, 2012.
- [33] K. E. Torrance and E. M. Sparrow, "Theory for off-specular reflection from roughened surfaces," *J. Opt. Soc. Am. A* 57(9), 1967, 1105–1112.
- [34] L. B. Wolff, "Polarization-based material classification from specular reflection," *IEEE Trans. Pattern Anal. Mach. Intell.* 12(11), 1990, 1059–1071.
- [35] J. Stewart, *Single Variable Calculus: Early Transcendentals*, 7 edition, Cengage Learning, 2011, ISBN: 9780538497831.
- [36] HALLDEN, ULF. "An optical explanation of Hering-Hillebrand's horopter deviation." *Archives of Ophthalmology*, 55, no. 6, 1956: 830.
- [37] <http://upload.wikimedia.org/wikipedia/commons/8/85/Drive.png>
- [38] Rowan, Thomas. "A New Microstepping Motor Driver IC with Integrated Step and Direction Translator Interface." *Sanken Technical Report* 33, no. 1, 2001: 106-113.
- [39] Chaurasia, Mrs Mohini Ratna, and Mr Nitin Naiyar. "A research of a new Technique of open loop control algorithm for stepper motor using CPLD." *Cell* 4, no. 8, 2012.
- [40] Chaurasia, Mohini Ratna, and Nitin Naiyar. "Stepper Motor Controller using XC9572 CPLD through Mobile As a Remote." *International Journal of Soft Computing and Engineering*, ISSN: 2231-2307.
- [41] El-Haj-Mahmoud, Samer. "Digital Control of a Stepper Motor." *Electronics Engineering Technology Program*, Texas A&M University, http://sine.ni.com/apps/we/niepd_web_display.display_epd4.



- [42] Altintas, A. "A New Approach to 3–Axis Cylindrical and Cartesian Type Robot Manipulators in Mechatronics Education." *Electronics and Electrical Engineering*.–Kaunas: Technologija 10, 2010.
- [43] Rahman, Sanzidur, Rashid Ahammed Ferdaus, Mohammad Abdul, and Mahir Asif Mohammed Mannan. "Design & Implementation of a Dual Axis Solar Tracking System." *American Academic & Scholarly Research Journal (AASRJ)* 5, no. 1, 2013.
- [44] S. Dalt, Automotive Air Conditioning and Climate Control Systems, Elsevier, 2006
- [45] Usategui, José María Angulo, and Ignacio Angulo Martínez. Microcontroladores" PIC": diseño práctico de aplicaciones. McGraw-Hill Interamericana de España, 1997.
- [46] Pérez, Fernando E. Valdés, and Ramón Pallás Areny. Microcontroladores: fundamentos y aplicaciones con PIC. Marcombo, 2007.
- [47] Bates, Martin. PIC microcontrollers: an introduction to microelectronics. Newnes, 2011.
- [48] Peterchev, Angel V. "Digital pulse-width modulation control in power electronic circuits: theory and applications." *PhD diss.*, UNIVERSITY OF CALIFORNIA, 2005.
- [49] Ziemer, Rodger E., and William H. Tranter. "Systems, Modulation, and Noise." *PERSPECTIVES* 1,2002, 2-2.
- [50] Kim, Shin, Eric Benedict, Fereshteh Fatehi, Nimish Patel, Abdollah Homaifar, and Thomas A. Lipo. "Adjustable Speed Drive Control Based on Random Pulse Width Modulation." *In CPES Annual Meeting*, pp. 202-209. 2000.
- [51] J. Kedzierski, P. Xuan, E. H. Anderson, J. Bokor, T.-J. King, and C. Hu, "Complementary silicide source–drain thin-body MOSFETs for 20-nm gate length regime" *in IEDM Tech. Dig.* , 2000, pp. 57–60.



- [52] L. E. Calvet, H. Luebben, M. A. Reed, C. Wang, J. P. Snyder, and J. R. Tucker, "Subthreshold and scaling of PtSi Schottky-barrier MOSFETs," *Superlatt. Microstruct.*, vol. 28, no. 5/6, pp. 501–506, 2000.
- [53] G. Larrieu and E. Dubois, "Schottky-barrier source/drain MOSFETs on ultrathin SOI body with a tungsten metallic midgap gate," *IEEE Electron Device Lett.*, vol. 25, no. 12, pp. 801–803, Dec. 2004.
- [54] Thompson, Marc. Intuitive analog circuit design. Newnes, 2006.
- [55] Luo, Fang Lin, Hong Ye, and Muhammad H. Rashid. Digital power electronics and applications. Academic press, 2010.
- [56] Van de Castele, Jerome, Vincent Magnin, Jean-Philippe Gouy, Jean-Pierre Vilcot, Joseph Harari, Sophie Maricot, and Didier J. Decoster. "InP photodetectors for millimeter wave applications based on edge-coupled heterojunction phototransistors." In *Photonics West'97*, pp. 176-182. International Society for Optics and Photonics, 1997.
- [57] Alexandre, A., A. Pinna, B. Granado, and P. Garda. "Modeling and simulation of phototransistors using VHDL-AMS." *DCIS*, 2004.
- [58] Ryzhii, Victor, Maxim Ryzhii, Nadezhda Ryabova, Vladimir Mitin, and Taiichi Otsuji. "Graphene Nanoribbon Phototransistor: Proposal and Analysis." *Japanese Journal of Applied Physics-Part 1Regular Papers and Short Notes* 48, no. 4 ,2009, 4C144.
- [59] Fairchild, Design Fundamental for Phototransistor Circuits, *Aplication Note AN-3005*, 2002.
- [60] R.F. Coughlin, F.F. Driscoll, Operational Amplifiers and Linear Integrated Circuits, *Prentice Hall*, 2001.
- [61] Chartrand, Leo. Advanced Digital Systems: Experiments and Concepts. *Cengage Learning*, 2005.



- [62] Harris, David Money, and Sarah L. Harris. Digital design and computer architecture. Morgan Kaufmann Pub, 2012.
- [63] Slama, J. Ben Hadj, H. Helali, Amine Lahyani, K. Louati, Pascal Venet, and Gérard Rojat. "Study and modelling of optocouplers ageing." *J. Autom. Syst. Eng* 2, no. 3, 2008.
- [64] Ciuruş, I. M. "LED-Photoresistor Polaroid Optocouplers." *In Proc. 3rd Int. Symp. Electrical Engineering and Energy Converters*, Suceava, RO, 2009, pp. 257-262.
- [65] M.H Rasid, V.González, P.A. Suárez-Fernández, Electrónica de potencia: circuitos, dispositivos y aplicaciones, Pearson Educación, 2004.
- [66] Mobley, R. Keith. Root cause failure analysis. Butterworth-Heinemann, 1999.
- [67] Dudás, Ilés. The theory and practice of worm gear drives. Butterworth-Heinemann, 2005.
- [68] http://www.enavales.com/index.php?option=com_weblinks&view=category&id=55%3Asimulacion-de-circuitos&Itemid=76
- [69] <http://www.unet.edu.ve/~ielectro/Guia%20de%20puertos.pdf>
- [70] J. Cheng, M. Qiao, W. Bian, D. Tao, 3d human posture segmentation by spectral clustering with surface normal constraint, *Signal Processing* 91 (9) ,2011, 2204–2212.
- [71] N. Kong, J. Shin, P. Park, A two-stage affine projection algorithm with mean-square-error-matching step-sizes, *Signal Processing* 91 (11), 2011 2639–2646.
- [72] M. Rivas, O. Sergiyenko, V. Tyrsa, Machine vision: approaches and limitations, in: *Computer Vision*, Intech, 2008, pp. 395–428.

- [73] Haykin, Simon S., Simon S. Haykin, Simon S. Haykin, and Simon S. Haykin. Neural networks and learning machines. Vol. 3. New York: Prentice Hall, 2009.
- [74] Vrabie, Draguna, and Frank Lewis. "Neural network approach to continuous-time direct adaptive optimal control for partially unknown nonlinear systems." *Neural Networks* 22, no. 3, 2009, 237.
- [75] Krizhevsky, Alex, Ilya Sutskever, and Geoff Hinton. "Imagenet classification with deep convolutional neural networks." *In Advances in Neural Information Processing Systems* 25, pp. 1106-1114. 2012.
- [76] R.Shankarapillai, M.Ananthakrishnan, N.Rai,A.Mathur, L.Mathur, Periodontitis risk assessment using two artificial neural network a pilot study, *International Journal of Dental Clinics* 2 (4), 2010 36–40.
- [77] F.F. Gonzalez-Navarro, et al., Feature and model selection with discriminatory visualization for diagnostic classification of brain tumors, *Neurocomputing* 73 (4–6), 2010, 622–632.
- [78] A. Vellido, Outlier exploration and diagnostic classification of a multi-centre h-mrs brain tumour database, *Neurocomputing* 72 (13–15), 2009, 3085–3097.
- [79] Khan, Asif Ullah, T. K. Bandopadhyaya, and Sudhir Sharma. "Genetic algorithm based backpropagation neural network performs better than backpropagation neural network in stock rates prediction." *Journal of Computer Science and Network Security* 8, no. 7, 2008, 162-166.
- [80] Iranmanesh, Saeid, and M. Amin Mahdavi. "A differential adaptive learning rate method for back-propagation neural networks." *In Proceedings of the 10th WSEAS international conference on Neural networks*. 2009.
- [81] Otair, Mohammed A., and Walid A. Salameh. "Speeding up back-propagation neural networks." *In Proceedings of the 2005 Informing Science and IT Education Joint Conference*, pp. 167-173. 2005.



- [82] E. Florian, A. Chevreuilc, P. Loubaton, Blind source separation of convolutive mixtures of non-circular linearlymodulated signals with unknown baud rates, *Signal Processing* 92 (3), 2012 715–726.
- [83] J. Nocedal, S.J. Wright, Numerical Optimization, Springer, 1999.
- [84] D. Marquardt, An algorithm for least-squares estimation of non- linear parameters, *SIAM Journal on Applied Mathematics* 11 (2), 1963, 431–441.
- [85] J.F. Bonnans, J.C. Gilbert, C. Lamarechal, C.A. Sagastizabal, Numer- ical Optimization, Springer, 2006.
- [86] B.M. Wilamowski, H. Yu, Improved computation for Levenberg– Marquardt training, *IEEE Transactions on Neural Networks* 21 (6), 2010, 930–937.
- [87] Bishop, Christopher M. Pattern recognition and machine learning. Vol. 1. New York: springer, 2006.
- [88] Bazaraa, Mokhtar S., Hanif D. Sherali, and Chitharanjan Marakada Shetty. Nonlinear programming: theory and algorithms. *Wiley-interscience*, 2006.
- [89] Samyono, Widodo, and David E. Adviser-Keyes. Hessian matrix-free lagrange-newton-krylov-schur-schwarz methods for elliptic inverse problems. Old Dominion University, 2006.
- [90] S. Bolognani, S. Zampieri, Distributed Quasi-Newton method and its application to the optimal reactive powerflow problem, in: *IFAC Workshop on Distributed Estimation and Control in Networked Systems*, Annecy, 2010, pp. 305–310.
- [91] A. Abba, F. Caponio, A. Geraci, G. Ripamontii, Non-linear leastsquares in fpga devices for digital spectroscopy, in: *Nuclear Science Symposium Conference Record (NSS/MIC)*, Orlando, 2009, pp. 563 – 568.
- [92] T. Mathworks, Neural Networks Toolbox Users Guide, The Mathworks, 2000.



- [93] A.L. Betker, T. Szturm, Z. Moussavii, Application of feedforward backpropagation neural network to center of mass estimation for use in a clinical environment, *in: Engineering in Medicine and Biology Society, Man*, 2003, p. 2714.
- [94] M. Sugiyama, M. Krauledat, K.R. Muller, Covariate shift adaptation by importance weighted cross validation, *Journal of Machine Learning Research*, 2007, 985–1005.
- [95] Rodriguez-Quinonez, Julio C., Oleg Sergiyenko, Felix F. Gonzalez-Navarro, Luis Basaca-Preciado, and Vera Tyrsa. "Surface recognition improvement in 3D medical laser scanner using Levenberg-Marquardt method." *Signal Processing* 93, no. 2, 2013, 378-386.
- [96] Tariq, Sarah, Andrew Gardner, Ignacio Llamas, Andrew Jones, Paul Debevec, Greg Turk, and N. V. I. D. I. A. Corporation. "Efficient estimation of spatially varying subsurface scattering parameters." *Vision, Modeling, and Visualization (VMV2006)*, 2006, 129-136.
- [97] Weyrich, Tim, Wojciech Matusik, Hanspeter Pfister, Jinho Lee, Addy Ngan, Henrik Wann Jensen, and Markus Gross. "A measurement-based skin reflectance model for face rendering and editing." *None TR 71*, no. 4 (2005).
- [98] Bashkatov AN, Genina EA, Kochubey VI, Tuchin VV. Optical properties of human skin, subcutaneous and mucous tissues in the wavelength range from 400 to 2000 nm. *J Phys D: Appl Phys* 2005; 38:2543–55.
- [99] Young AR. Chromophores in human skin. *Phys Med Biol* 1997; 42:789–802.
- [100] Jacques SL, McAuliffe DJ. The melanosome: threshold temperature for explosive vaporization and internal absorption coefficient during pulsed laser irradiation. *Photochem Photobiol* 1991; 53:769–75.
- [101] Claridge E, Hidovic- Rowe D, Taniere P, Ismail T. Quantifying mucosal blood volume fraction from multispectral images of the colon. *Proc SPIE* 2007; 6511:17–22.



- [102] Yip R. Significance of an abnormally low or high hemoglobin concentration during pregnancy: special consideration of iron nutrition. *Am J Clin Nutr* 2000; 72:272S–9S.
- [103] M.A. Ansari, R. Massudi. Study of light propagation in Asian and Caucasian skins by means of the Boundary Element Method. *Optics and Lasers in Engineering*, Vol. 47, No. 9, 2009, pp 965-970.
- [104] Shimada M, Yamada Y, Itoh M, Yatagai T. Melanin and blood concentration in a human skin model studied by multiple regression analysis: assessment by Monte Carlo simulation. *Med Biol* 2001; 46:2397–406.
- [105] Tyrsa V.Ye., Sergiyenko O.Yu., Tyrsa V.V., Bravo M., Devia L., Rendonl. Mobile Robot navigation by Laser Scanning Means – Proceeding of 3rd International “Conference on Cybernetics and Information Technologies, Systems and Applications CITSA – 2006”, Volume I, Orlando, Florida, USA, P. 340-345, July 20-23, 2006.
- [106] Valentyn Tyrsa, Oleg Sergiyenko, Larisa Burtseva, Miguel Bravo-Zanoguera, Luis Devia, Ismael Rendon, Vera Tyrsa. Mobile Transport object control by technical vision means. *Proceeding of IEEE International Conference CERMA2006*, Cuernavaca, Mexico, Volume II, p.74-79, September 2006.

Anexo 1. Programación interna del PIC STEP CONTROL

```

1  #include <16F84A.h>
2  #device adc=8
3  #use delay (clock=4000000)
4  #fuses NOWDT,XT, NOPUT, NOPROTECT
5
6  //El programa genera la secuencia de control de los microcontroladores
7  //Al mismo tiempo genera un pulso por la salida A2 por cada paso dado
8  //El programa conoce en todo momento en qué estado se encuentra
9  //Se puede iniciar en cualquier dirección de la secuencia del motor de pasos.
10
11 void main() {
12
13     int speed;
14     speed = 12;
15
16     ciclo1:
17         if (input(PIN_A0)==1)
18             goto iniciopositivo;
19         if (input(PIN_A1)==1)
20             goto inicionegativo;
21         goto ciclo1;
22
23     iniciopositivo:
24         if (input(PIN_A0)==1)
25         {
26             output_high(PIN_A2); //Genera pulso de subida para labview
27             primeromas:
28                 OUTPUT_B(0b0011);
29                 delay_ms(speed);
30                 output_low(PIN_A2); //Genera pulso de bajada para labview
31                 if (input(PIN_A1)==1)
32                     goto primeromenos;
33                 if (input(PIN_A1)==0 && input(PIN_A0)==0)
34                     goto primeromas;
35             }
36         if (input(PIN_A0)==1)
37         {
38             output_high(PIN_A2); //Genera pulso de subida para labview
39             segundomas:
40                 OUTPUT_B(0b1001);
41                 delay_ms(speed);
42                 output_low(PIN_A2); //Genera pulso de bajada para labview
43                 if (input(PIN_A1)==1)
44                     goto cuartomenos;
45                 if (input(PIN_A1)==0 && input(PIN_A0)==0)
46                     goto segundomas;
47             }
48         if (input(PIN_A0)==1)
49         {
50             output_high(PIN_A2); //Genera pulso de subida para labview
51             terceromas:
52                 OUTPUT_B(0b1100);
53                 delay_ms(speed);
54                 output_low(PIN_A2); //Genera pulso de bajada para labview
55                 if (input(PIN_A1)==1)
56                     goto terceromenos;
57                 if (input(PIN_A1)==0 && input(PIN_A0)==0)
58                     goto terceromas;
59             }
60         if (input(PIN_A0)==1)
61         {
62             output_high(PIN_A2); //Genera pulso de subida para labview
63             cuartomas:
64                 OUTPUT_B(0b0110);
65                 delay_ms(speed);
66                 output_low(PIN_A2); //Genera pulso de bajada para labview
67                 if (input(PIN_A1)==1)
68                     goto segundomenos;
69                 if (input(PIN_A1)==0 && input(PIN_A0)==0)
70                     goto cuartomas;
71             }

```



```

72
73
74   inicione negativo:
75   if (input(PIN_A1)==1)
76   {
77       output_high(PIN_A2);    //Genera pulso de subida para labview
78       primeromenos:
79       OUTPUT_B(0b0110);
80       delay_ms(speed);
81       output_low(PIN_A2);    //Genera pulso de bajada para labview
82       if (input(PIN_A0)==1)
83       goto primeromas;
84       if (input(PIN_A1)==0 && input(PIN_A0)==0)
85       goto primeromenos;
86   }
87   if (input(PIN_A1)==1)
88   {
89       output_high(PIN_A2);    //Genera pulso de subida para labview
90       segundomenos:
91       OUTPUT_B(0b1100);
92       delay_ms(speed);
93       output_low(PIN_A2);    //Genera pulso de bajada para labview
94       if (input(PIN_A0)==1)
95       goto cuartomas;
96       if (input(PIN_A1)==0 && input(PIN_A0)==0)
97       goto segundomenos;
98   }
99   if (input(PIN_A1)==1)
100  {
101      output_high(PIN_A2);    //Genera pulso de subida para labview
102      terceromenos:
103      OUTPUT_B(0b1001);
104      delay_ms(speed);
105      output_low(PIN_A2);    //Genera pulso de bajada para labview
106      if (input(PIN_A0)==1)
107      goto terceromas;
108      if (input(PIN_A1)==0 && input(PIN_A0)==0)
109      goto terceromenos;
110  }
111  if (input(PIN_A1)==1)
112  {
113      output_high(PIN_A2);    //Genera pulso de subida para labview
114      cuartomenos:
115      OUTPUT_B(0b0011);
116      delay_ms(speed);
117      output_low(PIN_A2);    //Genera pulso de bajada para labview
118      if (input(PIN_A0)==1)
119      goto segundomas;
120      if (input(PIN_A1)==0 && input(PIN_A0)==0)
121      goto cuartomenos;
122  }
123
124  goto ciclo1;
125
126  }
127  //
128  //          {0b0101,
129  //          0b1001,
130  //          0b1010,
131  //          0b0110};

```



Anexo 2. Programación interna del PIC PWM

```
1  #include <16F84A.h>
2  #device adc=8
3  #use delay(clock=8000000)
4  #fuses NOWDT,XI, NOPUT, NOPROTECT
5
6
7
8  void main() {
9
10     int speed;
11     speed = 50;
12
13     ciclo1:
14         output_high(PIN_B0);
15         delay_ms(4);
16         output_low(PIN_B0);
17         delay_ms(1);
18
19     goto ciclo1;
20
21 }
```

Anexo 3. Programación interna del PIC PULSE GEN

```
1  #include <16F84A.h>
2  #device adc=8
3  #use delay(clock=8000000)
4  #fuses NOWDT,XI, NOPUT, NOPROTECT
5
6
7
8  void main() {
9
10     int speed;
11     speed = 25;
12
13     ciclo1:
14         output_high(PIN_B0);
15         delay_us(speed);
16         output_low(PIN_B0);
17         delay_us(speed);
18
19     goto ciclo1;
20
21 }
```

Anexo 4. Programación del PIC COUNT CONTROL

```

1  #include <18F4550.h>
2  #include <stdlib.h>
3
4  #fuses HS,NOWDT,NOPROTECT,NOLVP
5  #use delay(clock=20000000)
6  #use rs232(baud=9600, xmit=PIN_C6, rcv=PIN_C7)
7
8  //PINA0 = Entrada OptoAcoplador
9  //PINA1 = Entrada FotoTransistor
10 //PINA2 = Entrada Pulso de referencia
11 //cont = contador puro por ciclo
12 //cont1 = numero de pulsos en 1 ciclo
13 //cont2 = numero de pulsos hasta que se detecto el pulso fototransistor
14 void main() {
15
16     int16 cont, cont1, cont2, estadoA0, estadoA1, estadoA2, Cont_Env;
17     cont = 0;
18     cont1 = 0;
19     cont2 = 0;
20     estadoA0 = 0; //Estado respecto al optoacoplador
21     estadoA1 = 0; //Estado respecto al fototransistor
22     estadoA2 = 0; //Estado respecto al pulso de referencia
23     Cont_Env = 0; //Estado para contar o enviar, un 2 ciclos cuenta
24     // y en el tercer ciclo envia
25
26     ciclo1:
27
28     if (estadoA0 == 0)
29     {
30         if (input(PIN_A0)==1)
31         {
32             estadoA0 = 1;
33             cont1 = cont; //Obtenemos el numero de pulsos dentro de 1 rotacion
34
35             if (Cont_Env == 2)
36             {
37                 printf("O%Lu ", cont1); //La letra O se refiere a Optoacoplador
38                 printf("F%Lu ", cont2); //La leta F se refiere a Fototransistor
39                 Cont_Env = 0;
40             }
41
42             if (Cont_Env < 2)
43             {
44                 Cont_Env = Cont_Env + 1;
45             }
46
47             cont = 0;
48             cont1 = 0;
49             cont2 = 0;
50
51         }
52     }

```



```
53
54 if (estadoA1 == 0)
55 {
56     if (input(PIN_A1)==1)
57     {
58         estadoA1 = 1;
59         if (cont2 == 0)          //Solamente cuando cont2 valga 0
60         {                        //para asegurarnos que es el primer pico de subida
61             cont2 = cont;        //Obtenemos el numero de pulsos hasta detectar
62             }                    //fototransistor
63     }
64 }
65
66 if (estadoA2 == 0)             //Cuenta los pulsos que se generan
67 {
68     if (input(PIN_A2)==1)
69     {
70         estadoA2 = 1;
71         cont = cont + 1;
72     }
73 }
74
75
76 if (estadoA0 == 1)
77 {
78     if (input(PIN_A0)==0)
79     {
80         estadoA0 = 0;
81     }
82 }
83
84 if (estadoA1 == 1)
85 {
86     if (input(PIN_A1)==0)
87     {
88         estadoA1 = 0;
89     }
90 }
91
92 if (estadoA2 == 1)
93 {
94     if (input(PIN_A2)==0)
95     {
96         estadoA2 = 0;
97     }
98 }
99
100
101 goto ciclo1;
102
103 }
104
```


Anexo 5. Mediciones realizadas sobre el plano cartesiano para el cotejo de las mediciones del sistema

Mediciones reales sobre el eje de coordenadas				
Medición	Ángulo C	Ángulo B	X (m)	Y(m)
1	64.7	62.3	1	-0.027
2	62.6	64.25	1	-0.016
3	61.3	65.5	1	-0.046
4	59.7	67.3	1	-0.0850
5	57.2	70.2	1	-0.143
6	54.6	74.3	1	-0.21
7	51.7	78	1	-0.2875
8	50.5	79.9	1	-0.318
9	49.8	81.2	1	-0.345
10	46.8	86.3	1	-0.43
11	65.25	56.75	0.9	0.087
12	64.5	57.7	0.9	0.071
13	62.5	59.4	0.9	0.033
14	59.5	62.5	0.9	-0.03
15	56.4	65.8	0.9	-0.093
16	54.9	68	0.9	-0.135
17	52.5	71	0.9	-0.19
18	50	75	0.9	-0.257
19	45	83.7	0.9	-0.403
20	42.27	88.27	0.9	-0.474
21	64.7	52.3	0.8	0.12
22	62.5	53.8	0.8	0.084
23	59.8	56.2	0.8	0.034



24	56.5	59.6	0.8	-0.031
25	54.9	61.3	0.8	-0.06
26	51.8	65.15	0.8	-0.13
27	50	67.8	0.8	-0.171
28	46.8	72.7	0.8	-0.25
29	45.2	75.9	0.8	-0.297
30	43	80	0.8	-0.359
31	61.4	48.5	0.7	0.118
32	59.9	49.8	0.7	0.094
33	57	52.1	0.7	0.045
34	55	54	0.7	0.01
35	52	57.1	0.7	-0.047
36	50	59.8	0.7	-0.088
37	46.7	63.9	0.7	-0.158
38	44.9	67	0.7	-0.202
39	43.6	69.2	0.7	-0.235
40	56.5	44.8	0.6	0.104
41	55	46	0.6	0.078
42	51.6	48.6	0.6	0.025
43	50	50.2	0.6	0.002
44	46.6	54.2	0.6	-0.067
45	45.2	56	0.6	-0.094
46	43	59.2	0.6	-0.144
47	51.7	39	0.5	0.105
48	50	40.8	0.5	0.078
49	46.8	43.6	0.5	0.026
50	45	45.2	0.5	-0.002
51	43	47.3	0.5	-0.038

Anexo 6. Mediciones realizadas por el sistema, sin el ajuste de la red neuronal

Mediciones realizadas por el sistema sin el ajuste de la red neuronal				
Medición	Ángulo C	Ángulo B	X (m)	Y(m)
1	64.969	67.5996	1.13746	-0.03116
2	62.963	67.1964	1.07436	-0.0483
3	61.969	68.9497	1.09018	-0.08042
4	59.963	73.4938	1.14344	-0.16116
5	57.938	76.117	1.14476	-0.21706
6	54.975	79.5349	1.12922	-0.29142
7	51.975	83.1396	1.10828	-0.36666
8	50.981	85.4484	1.12368	-0.41055
9	49.931	88.7413	1.15859	-0.47454
10	46.950	91.7871	1.10749	-0.53456
11	65.944	61.2048	1.00396	0.051825
12	64.950	62.3292	1.00834	0.028733
13	62.981	61.9322	0.95862	0.011163
14	59.944	66.6218	0.989172	-0.07239
15	56.963	69.0069	0.967058	-0.12892
16	54.956	72.4962	0.983557	-0.18981
17	52.931	74.8963	0.975787	-0.23665
18	49.950	80.2548	0.987817	-0.33035
19	44.981	89.2128	0.98581	-0.48646
20	42.938	92.4444	0.968967	-0.54137
21	64.950	58.6957	0.929814	0.065432
22	62.963	57.3998	0.869655	0.056171
23	59.981	59.5533	0.857943	0.004292

24	56.963	62.2866	0.850594	-0.05317
25	54.953	64.0569	0.841858	-0.09043
26	51.938	67.7942	0.839452	-0.15733
27	49.950	71.6571	0.853143	-0.21714
28	46.931	76.5534	0.851894	-0.29632
29	44.944	80.4557	0.854626	-0.35631
30	42.938	83.5093	0.841405	-0.40427
31	61.969	54.4377	0.801703	0.073166
32	59.963	55.7399	0.794057	0.040858
33	56.981	54.6148	0.735214	0.022204
34	54.975	56.3265	0.731472	-0.01266
35	51.975	59.493	0.729289	-0.0703
36	49.931	61.8445	0.726563	-0.11115
37	46.969	66.7397	0.73347	-0.18472
38	44.944	69.6663	0.728574	-0.23001
39	42.956	72.4924	0.719706	-0.27297
40	56.944	49.6188	0.666087	0.066508
41	54.975	50.2468	0.652467	0.042713
42	51.956	50.7757	0.625469	0.010561
43	49.950	51.6904	0.613267	-0.0155
44	46.931	56.5217	0.626527	-0.08565
45	44.981	58.0337	0.615495	-0.1159
46	42.956	61.4634	0.618125	-0.16387
47	51.975	46.3636	0.576207	0.049413
48	49.931	45.3699	0.546951	0.039934
49	46.950	45.7943	0.524439	0.010097
50	44.944	46.4971	0.52012	-0.01356
51	42.9562	49.0435	0.514942	-0.05305



Anexo 7. Mediciones realizadas por el sistema después del ajuste por medio de una red Neuronal

Mediciones realizadas por el sistema después del ajuste por medio de una red Neuronal				
Medición	Ángulo C	Ángulo B	X (m)	Y(m)
1	64.9687	62.63118336	1.01561	0.02574
2	62.9625	64.35068283	1.00956	-0.01523
3	61.9687	65.49708231	1.01194	-0.03877
4	59.9625	68.52653212	1.02923	-0.09513
5	57.9375	70.73914313	1.02478	-0.14191
6	54.9750	74.05866173	1.01369	-0.21045
7	51.9750	77.45574151	0.99553	-0.27849
8	50.9812	79.52442809	1.00480	-0.31421
9	49.9312	82.66472979	1.03106	-0.36727
10	46.9500	86.46372839	1.00407	-0.43795
11	65.9437	59.64629336	0.96898	0.06744
12	64.9500	61.36778264	0.98686	0.03877
13	62.9812	61.28302306	0.94535	0.01793
14	59.9437	62.4769532	0.90931	-0.02618
15	56.9625	65.13765341	0.89789	-0.08393
16	54.9562	68.3946988	0.91126	-0.13911
17	52.9312	70.59352872	0.90275	-0.18198
18	49.9500	75.39603765	0.90815	-0.26338
19	44.9812	83.87310889	0.90253	-0.40312
20	42.9375	87.8891605	0.89962	-0.46684
21	64.9500	60.04231453	0.95810	0.05221
22	62.9625	56.3337817	0.85004	0.06618



23	59.9812	54.87744157	0.78053	0.04902
24	56.9625	59.11271183	0.80095	-0.02089
25	54.9532	61.28792778	0.80052	-0.06151
26	51.9375	64.93207619	0.79949	-0.12604
27	49.9500	68.19092855	0.80597	-0.17749
28	46.9312	72.59191935	0.80109	-0.24883
29	44.9438	75.92596251	0.79830	-0.29987
30	42.9375	78.38529463	0.78109	-0.33946
31	61.9687	48.73369722	0.70928	0.12237
32	59.9625	50.39065038	0.71135	0.08868
33	56.9812	50.98542063	0.68489	0.05490
34	54.9750	53.54310309	0.69461	0.01318
35	51.9750	57.440028	0.70396	-0.05049
36	49.9312	59.94793044	0.70437	-0.09248
37	46.9687	64.25636783	0.70634	-0.15940
38	44.9438	66.72654514	0.69828	-0.19965
39	42.9562	69.04296773	0.68633	-0.23713
40	56.9438	45.18845649	0.60818	0.10419
41	54.9750	46.56885276	0.60697	0.07460
42	51.9562	47.8437482	0.59246	0.03639
43	49.9500	49.26313586	0.58760	0.00607
44	46.9312	54.97905603	0.61143	-0.07154
45	44.9812	56.54557602	0.60190	-0.10230
46	42.9562	59.60105633	0.60216	-0.14673
47	51.9750	42.6662525	0.53563	0.08114
48	49.9312	41.88635805	0.51120	0.07001
49	46.9500	42.85684838	0.49704	0.03569
50	44.9438	43.93392082	0.49022	0.00881
51	42.9562	46.9810494	0.49822	-0.03509

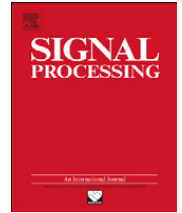


Anexo 8. Comparación del error absoluto medido, antes y después de aplicar la red neuronal

Medición	Error absoluto de los datos medidos sin la red neuronal		Error absoluto de los datos medidos, después de la red neuronal	
	X error	Y error	X error	Y error
1	0.13746	0.0041633	0.01561	0.05274
2	0.07436	0.0323006	0.00956	0.00077
3	0.09018	0.0344211	0.01194	0.00723
4	0.14344	0.076163	0.02923	0.01013
5	0.14476	0.074062	0.02478	0.00109
6	0.12922	0.081423	0.01369	0.00045
7	0.10828	0.079161	0.00447	0.00901
8	0.12368	0.092547	0.00480	0.00379
9	0.15859	0.129543	0.03106	0.02227
10	0.10749	0.104555	0.00407	0.00795
11	0.10396	0.0351755	0.06898	0.01956
12	0.10834	0.0422667	0.08686	0.03223
13	0.05862	0.0218366	0.04535	0.01507
14	0.089172	0.0423941	0.00931	0.00382
15	0.067058	0.035915	0.00211	0.00907
16	0.083557	0.054814	0.01126	0.00411
17	0.075787	0.046645	0.00275	0.00802
18	0.087817	0.073347	0.00815	0.00638
19	0.08581	0.083455	0.00253	0.00012
20	0.068967	0.067365	0.00038	0.00716
21	0.129814	0.0545676	0.15810	0.06779
22	0.069655	0.0278287	0.05004	0.01782
23	0.057943	0.02970822	0.01947	0.01502



24	0.050594	0.0221741	0.00095	0.01011
25	0.041858	0.0304337	0.00052	0.00151
26	0.039452	0.027328	0.00051	0.00396
27	0.053143	0.046142	0.00597	0.00649
28	0.051894	0.046317	0.00109	0.00117
29	0.054626	0.059306	0.00170	0.00287
30	0.041405	0.045272	0.01891	0.01954
31	0.101703	0.0448342	0.00928	0.00437
32	0.094057	0.0531421	0.01135	0.00532
33	0.035214	0.0227958	0.01511	0.00990
34	0.031472	0.022658	0.00539	0.00318
35	0.029289	0.0232954	0.00396	0.00349
36	0.026563	0.023146	0.00437	0.00448
37	0.03347	0.02672	0.00634	0.00140
38	0.028574	0.028006	0.00172	0.00235
39	0.019706	0.037973	0.01367	0.00213
40	0.066087	0.037492	0.00818	0.00019
41	0.052467	0.035287	0.00697	0.00340
42	0.025469	0.0144392	0.00754	0.01139
43	0.013267	0.0175046	0.01240	0.00407
44	0.026527	0.0186528	0.01143	0.00454
45	0.015495	0.021898	0.00190	0.00830
46	0.018125	0.019874	0.00216	0.00273
47	0.076207	0.0555875	0.03563	0.02386
48	0.046951	0.0380656	0.01120	0.00799
49	0.024439	0.0159035	0.00296	0.00969
50	0.02012	0.0115579	0.00978	0.01081



Surface recognition improvement in 3D medical laser scanner using Levenberg–Marquardt method

Julio C Rodriguez-Quinonez*, Oleg Sergiyenko, Felix F. Gonzalez-Navarro, Luis Basaca-Preciado, Vera Tyrsa

Engineering Institute of Autonomous University of Baja California, Mexicali, Baja California, Mexico

ARTICLE INFO

Article history:

Received 23 November 2011

Received in revised form

28 June 2012

Accepted 1 July 2012

Available online 10 August 2012

Keywords:

Levenberg–Marquardt method

Laser

Scanner

Triangulation

ABSTRACT

The 3D measurements of the human body surface or anatomical areas have gained importance in many medical applications. Three dimensional laser scanning systems can provide these measurements; however usually these scanners have non-linear variations in their measurement, and typically these variations depend on the position of the scanner with respect to the person. In this paper, the Levenberg–Marquardt method is used as a digital rectifier to adjust this non-linear variation and increases the measurement accuracy of our 3D Rotational Body Scanner. A comparative analysis with other methods such as Polak–Ribire and quasi-Newton method, and the overall system functioning is presented. Finally, computational experiments are conducted to verify the performance of the proposed system and its method uncertainty.

© 2012 Published by Elsevier B.V.

1. Introduction

Medical professionals traditionally prefers manual measurement of the body size and shape to assess health status and guide treatment. External measurements of the body just undermines useful. Medical professionals widely use size and shape to assess nutritional status and developmental normality and to calculate the requirements of drug, radiotherapy, and chemotherapy dosages, as well as the production of prostheses [1]. In earlier work [2,3], we developed a system with the capability to realize precise measurements by 3D point clouds [4] sampled from the surface of human body, however to increase even more the precision, we develop a digital rectifier to approach the measurements to their real value. A simple approximation method based on Gauss–Markov can find the lowest possible mean squared

[5] and approximate the measurements to their real value; however requires identically distributed data. Also, experimental results of [6] clearly show that uncertainty of our system is distributed non-uniformly, with quantized centered error distribution.

Application of neural network methods and algorithms may be a solution to this problem which cannot be easily solved by traditional methods. The history of neural networks started in mid twentieth century when simple neural network with limited capabilities were conceived. They never got into the main stream applications at that time due to poor generalization capabilities and lack of specificity with high memory loads. After two decades, the whole concept of neural networks changed when the multi-layer neural networks with backpropagation learning algorithm was presented [7]. From that time, many different researchers studied the area of artificial neural networks, which led to a vast range of different neural architectures applied to a plethora of different problems. At present, neural networks are used as principal solutions for various problems like grouping and classification, pattern recognition, approximation, prediction, clusterization and

* Corresponding author.

E-mail address: julio.rodriquez37@uabc.edu.mx (J.C. Rodriguez-Quinonez).

memory simulation. Neural networks may initially seem complex and computer intensive, but actually may integrate well with a Medical environment in various distinct applications [7–9].

Properly trained backpropagation networks tend to give reasonable answers when presented with inputs that they have never seen. Typically, a new input leads to an output similar to the correct output for input vectors used in training that are similar to the new input being presented. This generalization property makes it possible to train a network on a representative set of input/target pairs and get good results without training the network on all possible input/output pairs. Feedforward networks often have one or more hidden layers of sigmoid neurons followed by an output layer of linear neurons. Multiple layers of neurons with nonlinear transfer functions allow the network to learn nonlinear [10] and linear relationships between input and output vectors [7]. This general property is very useful in our case because between input and output vectors, which are vectors of true and measured values of 3D scanner, the relation has complex stochastic character.

Three popular artificial neural network feedforward backpropagation training methods namely; quasi-Newton, Polak–Rebierre and Levenberg–Marquardt methods are compared in the present study to assess accuracy for surface recognition improvement in the 3D Medical Laser Scanner developed and mentioned a continuation.

2. Overall system function

Dynamic triangulation (Fig. 1) is the method and theoretical base of our system; we use it to obtain the 3D coordinates of the body that are in the field of view (FOV) in front of the system. We call it dynamic triangulation because of the fact that triangle in Fig. 1 in real time exists at very short interval, when projected laser ray, changing its spatial position each 0.001 s, reaches a unique condition to be able to enter into rotating

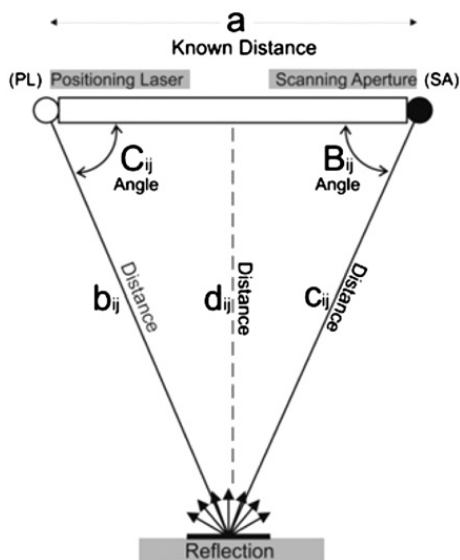


Fig. 1. Dynamic triangulation principle, spatial position of scanning aperture and positioning laser.

photoreceiver through mixed (diffuse+specular) reflection on the human body surface. The time of existence of the spatial figure presented in Fig. 1 is variable and dependent on the rotational velocities of the laser positioning system and scanning aperture.

As shown in Fig. 2 a laser beam is projected from the positioning laser (PL) onto the body, and reflecting it back onto the revolving sensor inside the scanning aperture (SA) [6,11]. Then, using the theorem of sinus, the correlation between the triangle sides and the width and height in the triangle of Fig. 1, it is possible to develop a formula to calculate distance d from base a up to points highlighted by the laser beam on to the body:

$$d_{ij} = a \frac{\sin B_{ij} \sin C_{ij}}{\sin[180 - (B_{ij} + C_{ij})]} \quad (1)$$

where indexes i and j represent respectively the step number in horizontal and vertical directions during the 3D Body Scanning. To perform the vertical scanning the system rotates to get the angle β_j as show in Fig. 3.

Using angles B_{ij} , C_{ij} , $\sum_{j=1}^n \beta_j$ and the known distance of the base a , it is possible to calculate the Cartesian coordinates of each laser highlighted points on each ij step of 3D Body scanning process, based on the following formulas:

$$x_{ij} = a \frac{\sin B_{ij} \sin C_{ij} \cos \sum_{j=1}^n \beta_j}{\sin[180 - (B_{ij} + C_{ij})]} \quad (2)$$

$$y_{ij} = a \left(\frac{1}{2} - \frac{\sin B_{ij} \cos C_{ij}}{\sin[180 - (B_{ij} + C_{ij})]} \right) \text{ at } B_{ij} \leq 90^\circ \quad (3)$$

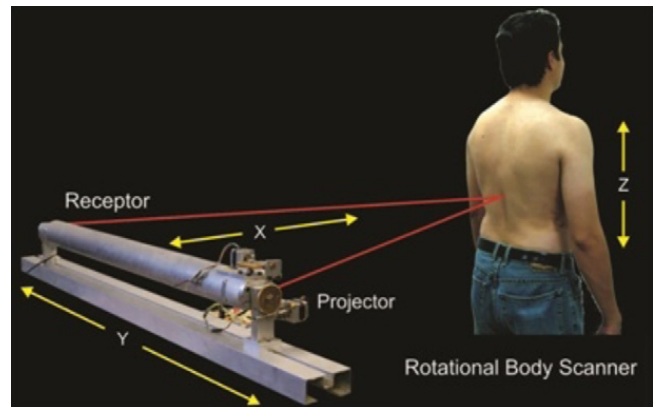


Fig. 2. 3D Rotational Body Scanner. Experimental application for body/column scanning.

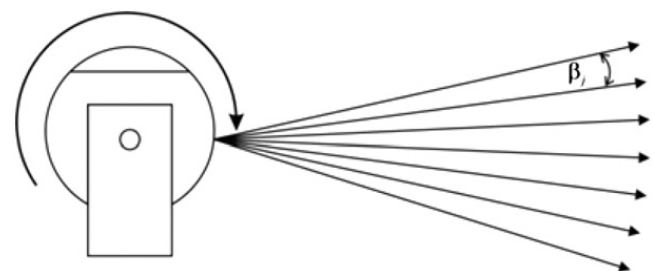


Fig. 3. Rotation of the dynamic triangulation principle and the angle β_j .

$$y_{ij} = a \left(\frac{1}{2} + \frac{\sin B_{ij} \cos C_{ij}}{\sin[180 - (B_{ij} + C_{ij})]} \right) \quad \text{at } B_{ij} \geq 90^\circ \quad (4)$$

$$z_{ij} = a \frac{\sin B_{ij} \sin C_{ij} \sin \sum_{j=1}^n \beta_j}{\sin[180 - (B_{ij} + C_{ij})]} \quad (5)$$

The Rotational Body Scanner uses the principle of Dynamic Triangulation Scanner [3,12]. The rotation of the system is given by a shaft–gear mechanism. The horizontal scanning is performed by a step motor which rotates a mirror which reflects the laser beam generated by the laser which is inside of the system bar as shown in

Fig. 1. As the Dynamic triangulation, our system has a receptor SA (Fig. 4) and consist of five main components: (A) 45° rotational mirror, whose principal function is to direct the laser light beam towards the lenses (targets). (B) Targets, whose function is to concentrate the light beam onto photodetector. (C) DC Motor, which rotates the mirror. (D) Photodetector, it captures the light beam located within the frequency range of the laser. (E) Flat Bearing, allows the rotation in the angular axis of the system β_j .

In addition, like Dynamic triangulation, our system has a PL which is in-built system of the projector. The system projector has 5 main components (Fig. 5), which are the

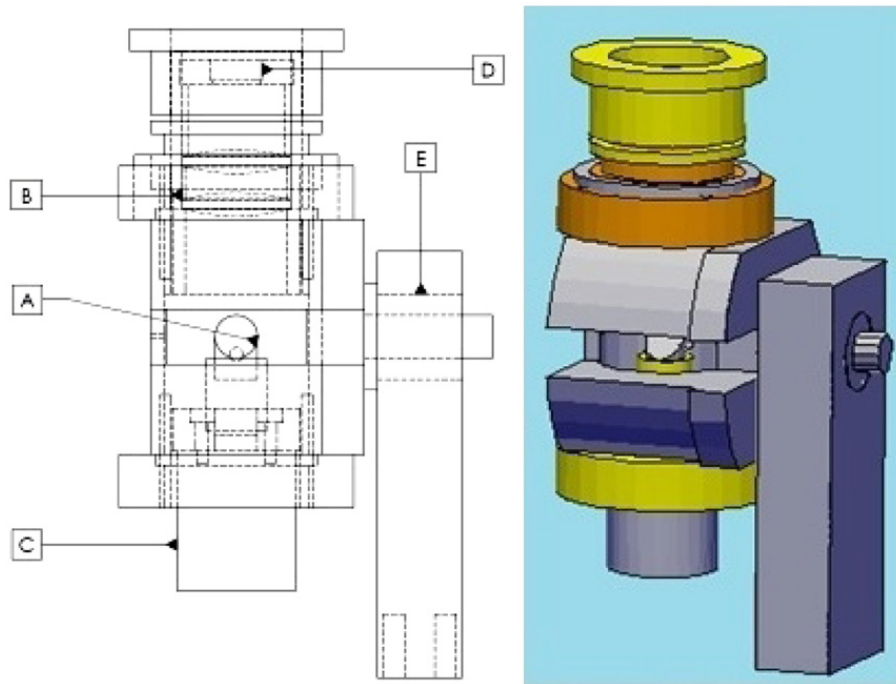


Fig. 4. Front view of the receptor and components. (A) 45° rotational mirror, (B) targets, (C) DC motor, (D) photodetector, (E) flat bearing.

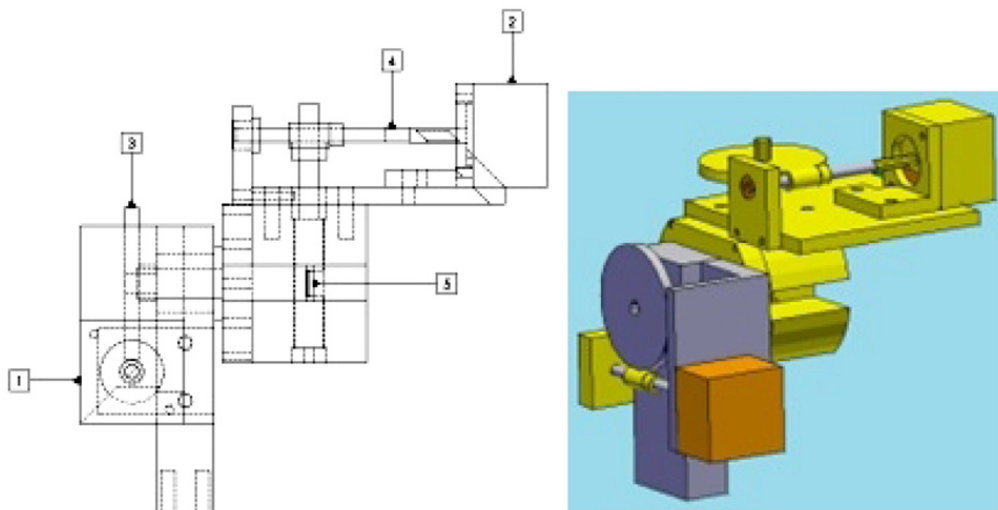


Fig. 5. Front view of the system projector. (1) Step motor of angular rotation, (2) step motor for the mirror rotation, (3) system rotation gear, (4) mirror rotation gear, (5) mirror.

following: (1) Step Motor of angular rotation, whose main function is to control the rotation of the entire system. (2) Step motor for the mirror rotation, which controls the mirror rotation. (3) System rotation gear increases the precision of the system since it gives a 10:1 ratio gear-motor. (4) Mirror rotation gear increases the precision of the system giving a 10:1 ratio gear. (5) Mirror, reflects the laser light beam towards the scanning body.

The laser light projector emits the light at different angles towards the body. And at the same time, the receptor rotates until it detects the light deflected by the body. When the mirror of the receptor deflects the scattered light towards the target and concentrates the light towards the photodetector, an electronic pulse is emitted which indicates that the point has been detected. A relationship between the rotation time and detection time shows the angle in which the receptor detects the point. Since the projector rotation is controlled by the user, the angle of the projector is known at all times. The relationship between the two angles and the known distance between the projector and receptor gives each of the captured coordinates. As shown in Fig. 1, the projector and receptor are separated by a bar that gives the exact distance of 1 m between their centers, and located in the bar is the laser light source.

Within the bar the laser also gets aligned and locked avoiding measurement errors. The triangulation principle used is well known [2,3,11,13] and some of the advantages given by this system are the angular rotational mechanism, which allows the rotation with no chains [6], an increment in resolution by 10 times by using gears that gives one rotation, for each 10 rotations that gives the step motor, inaccuracy caused by friction is decreased by using polytetrafluorethylene flat bearings which has the lowest friction coefficient of all materials [14], and the economic fabrication cost. While pure optoelectronic system has the capability to generate a 3D point cloud of the measured surface, the average system performance is 95% [3,6], making it necessary to develop a tool that allows us to correct the measurement uncertainty. For this reason the digital rectifier has been developed

3. Digital rectifier method

To obtain accurate measurements we use different mathematical algorithms and recognized methodology [15–18] to train a neural network, by which the regression method can make an adjustment of our measurements and theoretically approximated to the real value. To make the adjustment we train the network with different algorithms, and then we make a comparison between them and select the best training method for our case.

3.1. Nonlinear conjugate gradient methods

The basis for a nonlinear conjugate gradient method is too effectively applying the linear conjugate gradient method, where the residual is replaced by the gradient. A model quadratic function is never explicitly formed, so it is always combined with a “line search” method [19].

The first nonlinear conjugate gradient method was proposed by Fletcher and Reeves [15] as follows. Given a step direction p_k , use the line search to find the step length a_k such that $x_{k+1} = x_k + a_k p_k$. Then compute

$$\beta_{k+1} = \frac{\nabla f^T(x_{k+1}) \cdot \nabla f(x_{k+1})}{\nabla f^T(x_k) \cdot \nabla f(x_k)} \quad (6)$$

$$\beta_{k+1} = \beta_{k+1} p_k \nabla f(x_{k+1}) \quad (7)$$

where β_{k+1} is the correction factor and is minimal in some cases. It is essential that the line search for choosing a_k satisfies the strong Wolfe conditions; this is necessary to ensure that the directions p_k are descent directions [15]. An alternate method, which generally (but not always) works better in practice, is that of Polak and Ribiere [15], where Eq. (6) is replaced with

$$\beta_{k+1} = \frac{\nabla f^T(x_{k+1}) \cdot (\nabla f(x_{k+1}) - \nabla f(x_k))}{\|\nabla f(x_k)\|^2} \quad (8)$$

In formula (8), it is possible that β_{k+1} can become negative, in which case it can be used as the algorithm modified by using

$$p_{k+1} = \max(\beta_{k+1}, 0) p_k - \nabla f(x_{k+1}) \quad (9)$$

The advantage of conjugate gradient methods is that they need relatively little memory space for large-scale problems and requires no numerical linear algebra, so each step is quite fast. The disadvantage is that they typically converge much more slowly than “Newton” or “quasi-Newton” methods [15,17]. Also, steps are typically poorly scaled for length, so the “line search” algorithm may require more iterations each time to find an acceptable step.

3.2. Quasi-Newton method

In optimization, quasi-Newton methods [17] (also known as variable metric methods) are algorithms for finding local minima of functions. Quasi-Newton methods are based on Newton's method to find the stationary point of a function, where the gradient is 0. Newton's method assumes that the function can be locally approximated as a quadratic in the region around the optimum, and use the first and second derivatives (gradient and Hessian) to find the stationary point. In quasi-Newton methods the Hessian matrix of second derivatives of the function to be minimized does not need to be computed. The Hessian is updated by analyzing successive gradient vectors instead. Quasi-Newton methods are a generalization of the secant method [20] to find the root of the first derivative for multi-dimensional problems. In multi-dimensions the secant equation is under-determined, and quasi-Newton methods differ in how they constrain the solution, typically by adding a simple low-rank update to the current estimate of the Hessian. The model to find the local minima in the quasi-Newton method is

$$m_k(x_k + p) = f_k + p^T f_k + \frac{1}{2} p^T \beta_k p \quad (10)$$

where f_k , ∇f_k and β_k are a scalar, vector, and matrix, respectively. As the notation indicates, f_k and ∇f_k are chosen to be the function and gradient values at the point

x_k , so that m_k and f are in agreement to first order at the current iterate x_k [15]. The matrix β_k is a correction factor and is used in place of the Hessian matrix. The most common quasi-Newton methods to update the β_k matrix are currently the symmetric rank one SR1 (11) formula and the Broyden, Fletcher, Goldfarb, and Shanno wide-spread BFGS (12) method:

$$\beta_{k+1} = \beta_k + \frac{(y_k - \beta_k \Delta x_k)(y_k - \beta_k \Delta x_k)^T}{(y_k - \beta_k \Delta x_k)^T \Delta x_k} \quad (11)$$

$$\beta_{k+1} = \beta_k + \frac{y_k y_k^T}{y_k^T \Delta x_k} - \frac{\beta_k \Delta x_k (\beta_k \Delta x_k)^T}{\Delta x_k^T \beta_k \Delta x_k} \quad (12)$$

However, Newton based methods – quasi-Newton methods (e.g., BFGS method) – tend to converge in fewer iterations, although each iteration typically requires more computation than a conjugate gradient iteration as Newton-like methods require computing the Hessian (matrix of second derivatives) in addition to the gradient. Quasi-Newton methods also require more memory to operate.

3.3. Levenberg–Marquardt method

The primary application of the Levenberg–Marquardt algorithm is in the least squares curve fitting problem: given a set of m empirical datum pairs of independent and dependent variables, (x_i, y_i) optimize the parameters β of the model curve $f(x, \beta)$ so that the sum of the squares of the deviations becomes minimal [21]:

$$S(\beta) = \sum_{i=1}^m [y_i - f(x_i, \beta)]^2 \quad (13)$$

Like other numeric minimization algorithms, the Levenberg–Marquardt algorithm is an iterative procedure. To start a minimization, we provide an initial guess for the parameter vector, β . In each iteration step, the parameter vector, β , is replaced by a new estimate, $\beta + \delta$. To determine δ , the functions $f(x_i, \beta + \delta)$ are approximated by their linearizations

$$f(x_i, \beta + \delta) \approx f(x_i, \beta) + J_i \delta \quad (14)$$

where

$$J_i = \frac{\partial f(x_i, \beta)}{\partial \beta} \quad (15)$$

is the gradient (row-vector in this case) of f with respect to β . At its minimum, the sum of the squares, $S(\beta)$, the gradient of S with respect to δ will be zero. The above first-order approximation of $f(x_i, \beta + \delta)$ gives

$$S(\beta + \delta) \approx \sum_{i=1}^m (y_i - f(x_i, \beta) - J_i \delta)^2 \quad (16)$$

or in vector notation,

$$S(\beta + \delta) \approx \|\mathbf{y} - \mathbf{f}(\beta) - \mathbf{J}\delta\|^2 \quad (17)$$

Taking the derivative with respect to $\mathbf{J}$ and setting the result to zero gives

$$(\mathbf{J}^T \mathbf{J})\delta = \mathbf{J}^T [\mathbf{y} - \mathbf{f}(\beta)] \quad (18)$$

where $\mathbf{J}$ is the Jacobian matrix [18] whose i th row equals J_i , and where $\mathbf{f}$ and $\mathbf{y}$ are vectors with i th component

$f(x_i, \beta)$ and y_i , respectively. This is a set of linear equations which can be solved for δ .

Marquardt's contribution [16] is to replace this equation by a “damped version”,

$$(\mathbf{J}^T \mathbf{J} + \lambda \mathbf{I})\delta = \mathbf{J}^T [\mathbf{y} - \mathbf{f}(\beta)] \quad (19)$$

where $\mathbf{I}$ is the identity matrix, giving as the increment, δ , to the estimated parameter vector, β . The (non-negative) damping factor, λ , is adjusted at each iteration. If reduction of S is rapid, a smaller value can be used, bringing the algorithm closer to the Gauss–Newton algorithm, whereas if an iteration gives insufficient reduction in the residual, λ can be increased, giving a step closer to the gradient descent direction. Note that the gradient of S with respect to β equals $-2(\mathbf{J}^T [\mathbf{y} - \mathbf{f}(\beta)])^T$. Therefore, for large values of λ , the step will be taken approximately in the direction of the gradient. If either the length of the calculated step, δ , or the reduction of the sum of the squares from the latest parameter vector, $\beta + \delta$, fall below predefined limits, iteration stops and the last parameter vector, β , is considered to be the solution. Levenberg's algorithm has the disadvantage that if the value of damping factor, λ , is large, inverting $\mathbf{J}^T \mathbf{J} + \lambda \mathbf{I}$ is not used at all. Marquardt provided the insight that we can scale each component of the gradient according to the curvature so that there is larger movement along the directions where the gradient is smaller. This avoids slow convergence in the direction of small gradient. Therefore, Marquardt [16] replaced the identity matrix, $\mathbf{I}$, with the diagonal of $\mathbf{J}^T \mathbf{J}$, resulting in the Levenberg–Marquardt algorithm:

$$(\mathbf{J}^T \mathbf{J} + \lambda \text{diag}(\mathbf{J}^T \mathbf{J}))\delta = \mathbf{J}^T [\mathbf{y} - \mathbf{f}(\beta)] \quad (20)$$

4. Digital rectifier analysis

We use the methods mentioned above to train a neural network. The trained neural network is feedforward back-propagation type. A feedforward backpropagation neural network consists of two layers. The first layer, or hidden layer, has a tansigmoid (tan-sig) activation function, and the second layer, or output layer, has a linear activation function. Thus, the first layer limits the output to a narrow range, from which the linear layer can produce all values. The output of each layer can be represented by [22]

$$\mathbf{Y}_{N \times 1} = f(\mathbf{W}_{N \times M} \mathbf{X}_{M,1} + \mathbf{b}_{N,1}) \quad (21)$$

where $\mathbf{Y}$ is a vector containing the output from each of the N neurons in a given layer, $\mathbf{W}$ is a matrix containing the weights for each of the M inputs for all N neurons, $\mathbf{X}$ is a vector containing the inputs, $\mathbf{b}$ is a vector containing the biases and $f(\cdot)$ is the activation function [23,22]. The network was created using the neural network toolbox from Matlab 7.12.0 (The MathWorks, Natick, MA, USA). In a backpropagation network, there are two steps during training that are used alternately. The backpropagation step calculates the error in the gradient descent and propagates it backwards to each neuron in the output layer, then hidden layer. In the second step, the weights and biases are then recomputed, and the output from the

Table 1

Polak–Ribiere performance analysis, from 0.2 of learning rate to 0.9, running four tests for each learning rate.

Learning rate	Obtained performances				Avg. error performance
	Take 1	Take 2	Take 3	Take 4	
Polak-Ribiere					
0.2	0.00199	0.001113	0.000555	0.001938	0.001400162
0.4	0.00054	0.000190	0.001006	0.000586	0.000465549
0.6	0.00032	0.000334	0.003047	0.002702	0.001281126
0.8	0.00132	0.001306	0.007933	0.002532	0.002617578
0.9	0.00046	0.000280	0.001181	0.001657	0.000715481

Table 2

Quasi-Newton performance analysis, from 0.2 of learning rate to 0.9, running four tests for each learning rate.

Learning rate	Obtained performances				Avg. error performance
	Take 1	Take 2	Take 3	Take 4	
Quasi Newton					
0.2	0.004958	0.000943	0.001563	0.028447	0.0071826
0.4	0.000682	0.000241	0.043977	0.001240	0.0092285
0.6	0.000736	0.000224	0.004156	0.002144	0.0014526
0.8	0.002366	0.001082	0.000430	0.003766	0.0015293
0.9	0.000519	0.001008	0.004237	0.001444	0.0014421

Table 3

Levenberg–Marquardt performance analysis, from 0.2 of learning rate to 0.9, running four tests for each learning rate.

Learning rate	Obtained performances				Avg. error performance
	Take 1	Take 2	Take 3	Take 4	
Levenberg–Marquardt					
0.2	7.70E−05	0.000250	0.000166	0.000225	0.0001440
0.4	1.83E−05	0.000842	0.000163	0.002995	0.0008039
0.6	6.61E−05	2.35E−05	0.000304	0.001943	0.0004675
0.8	0.000916	0.000134	0.000443	0.000165	0.0003320
0.9	5.47E−05	5.25E−05	0.000213	0.000498	0.0001636

activated neurons is then propagated forward from the hidden layer to the output layer. The network is initialized with random weights and biases, and was then trained using the Levenberg–Marquardt Algorithm mentioned before [22]. The training data consists of 60 samples from 80 measurements; each sample is taken in cross validation form [24]. I.e. the network was trained to predict the absolute error of x , y , z measurement, for all conditions at once. The length of the training data was 60 points. The network contained five neurons, three layers and was trained until an acceptable percentage error was achieved. The test data consisted of the remaining 20 samples from each trial. The training is performed with Polak–Ribiere, quasi-Newton and Levenberg–Marquardt methods to compare their performance.

5. Experimentation

To perform the experimentation we use the same 80 measurement samples from the surface of human body as input and reference points for quasi-Newton, Polak–Ribiere and Levenberg–Marquardt methods; we use 60 measurement samples as training data of the neural network, and 20 measurement samples as test data. Since it is difficult to calculate analytically the learning rate to which a neural network will have a better performance, we decided to test each method in a five different learning

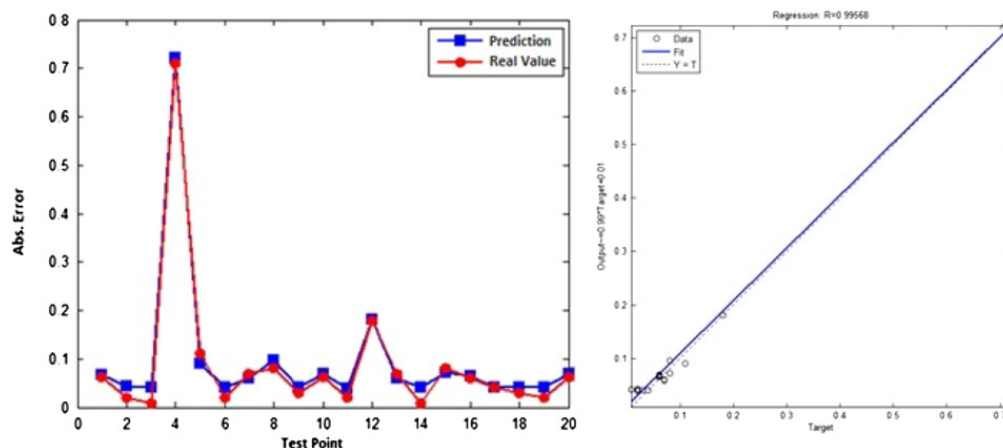


Fig. 6. Predicted error for each sample test point is compared with its real error (left), the error was predicted using a neural network and a regression plot fit (right), trained with the Polak–Ribiere method. (For interpretation of the references to color in this figure caption, the reader is referred to the web version of this article.)

rates in a range from 0.2 to 0.9. In each learning rate we calculate the performance 4 times and the average performance is obtained (Table 1, 2 and 3). The graphic (Figs. 6, 7 and 8) shows in red the actual absolute error of the scanner measurements and in blue the absolute error of the scanner measurement, predicted by the respective mathematical method used to train the neural network (Levenberg–Marquardt, Polak–Ribiere, quasi-Newton). The aim is that the predicted errors (blue squares of the graphs) are as close as possible to the actual values of error (red circle graphs).

We note that the use of a neural network provides an acceptable approximation of the measurement error (up to 99.98%), and therefore be able to correct this error, the most significant difference is presented by modifying the method of training, where the method of Levenberg–Marquardt showed a higher capability in the error prediction task than Polak–Ribiere and quasi-Newton methods (Fig. 9). Additionally the Wilcoxon signed rank test shows that even when the performances of the Levenberg–Marquardt, Polak–Ribiere and quasi-Newton methods are almost the same,

the test indicates a clear statistically significant difference between the methods (Table 4). This error approximation method has been tested in our developed medical scanner, however, do not depend on any physical variable of our scanner, the methods have the capability to be used in any other laser scanner.

6. Conclusion

The precision of the scanners, specially the medical scanners, is a highly important task; therefore having the capability to adjust the scanner measurements by a mathematical algorithm gives us a simple solution to the complex problem of the precision. A Levenberg–Marquardt method was used to train a neural network and adjust the scanner measurements; this method shows a reliability of 99.98% in the measurement adjustment, meanwhile Polak–Ribiere and quasi-Newton methods show a reliability of 99.56% and 99.53% respectively. In addition the Levenberg–Marquardt method shows more stability in the error performance at different

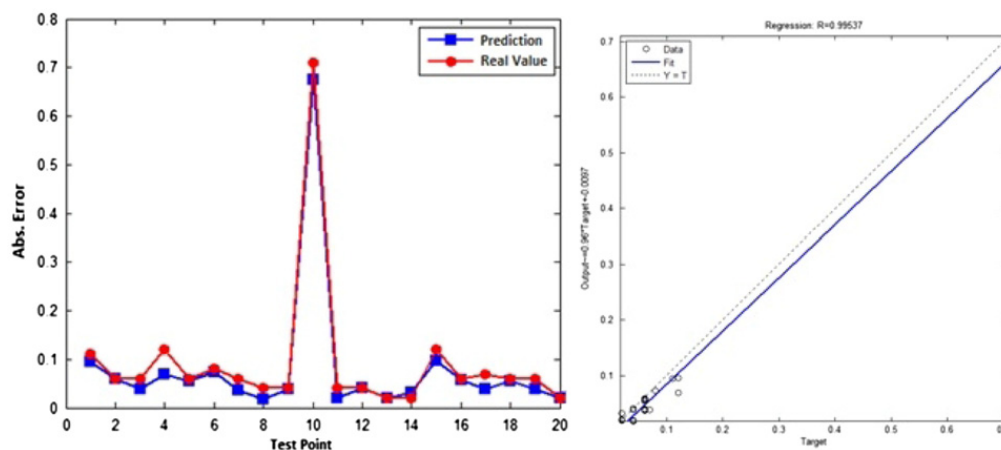


Fig. 7. Predicted error for each sample test point is compared with its real error (left), the error was predicted using a neural network and a regression plot fit (right), trained with the quasi-Newton method. (For interpretation of the references to color in this figure caption, the reader is referred to the web version of this article.)

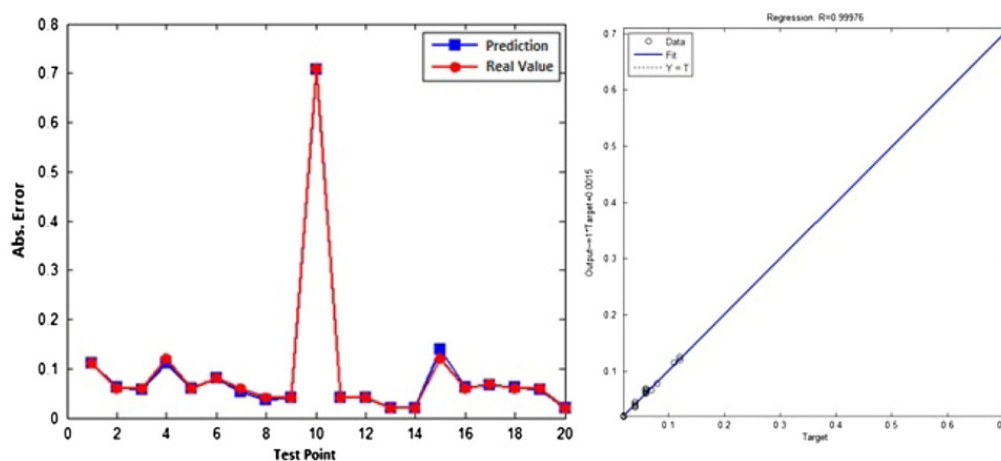


Fig. 8. Predicted error for each sample test point is compared with its real error (left), the error was predicted using a neural network and a regression plot fit (right), trained with the Levenberg–Marquardt method. (For interpretation of the references to color in this figure caption, the reader is referred to the web version of this article.)

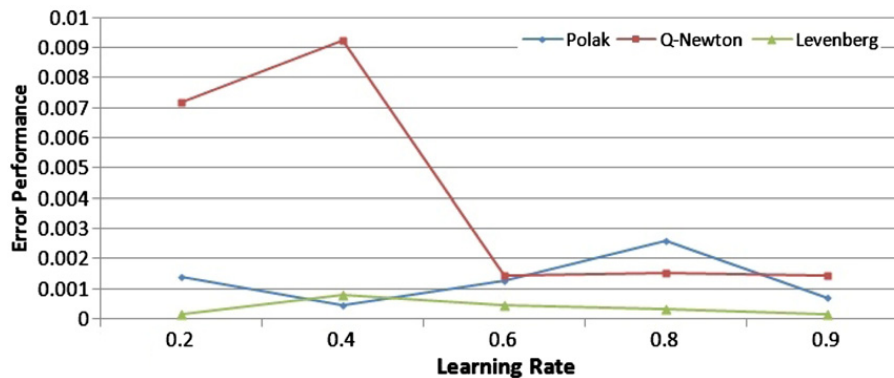


Fig. 9. Comparing the error performance of the three methods at different learning rates.

Table 4

Statistical difference between the error predictions made by the Levenberg–Marquardt method, Polak–Ribiere and quasi-Newton methods determinate by the Wilcoxon signed rank test.

Compared sample	Levenberg–Marquardt p value < 0.05
Quasi Newton	0.0187
Polak–Ribiere	0.0366

Table 5

Average performance and standard deviation with/without digital rectifier.

Methodology	Average performance (%)	Standard deviation (%)
With digital rectifier	99.98	0.007
Without digital rectifier	95	1.75

learning rates (Fig. 9). The experimentation shows that the Levenberg–Marquardt method has a better performance over the Polak–Ribiere and quasi-Newton methods in the measurement adjustment task for this particular medical laser scanner, and it can be used as a solution to improve the performance of our system (Table 5). Another advantage of the proposed system is that it can be used in conjunction with localization error methodologies [25] even for more dimensional tasks; or with mathematical improvements to the Levenberg–Marquardt method, as in Ref. [26] to improve the convergence speed. However the identification of the components that cause the uncertainty of the measurements and the correction of this problem are the task for future research.

References

- [1] P. Treleaven, J. Wells, 3d body scanning and healthcare applications, *Computer* 40 (7) (2007) 28–34.
- [2] J. Rodriguez-Quinonez, O. Sergiyenko, V. Tyrsa, L. Basaca, M. Rivas, 3D body & medical scanners' technologies: methodology and spatial discriminations, in: *Optoelectronic Devices and Properties*, Intech, 2011, pp. 307–322.
- [3] J. Rodriguez-Quinonez, O. Sergiyenko, V. Tyrsa, L. Basaca, J. Hipolito, Continuous monitoring of rehabilitation in patients with scoliosis using automatic laser, in: *Pan American Health Care Exchanges—PAHCE*, Rio de Janeiro, Brazil, 2011, pp. 410–414.
- [4] J. Cheng, M. Qiao, W. Bian, D. Tao, 3d human posture segmentation by spectral clustering with surface normal constraint, *Signal Processing* 91 (9) (2011) 2204–2212.
- [5] N. Kong, J. Shin, P. Park, A two-stage affine projection algorithm with mean-square-error-matching step-sizes, *Signal Processing* 91 (11) (2011) 2639–2646.
- [6] M. Rivas, O. Sergiyenko, V. Tyrsa, Machine vision: approaches and limitations, in: *Computer Vision*, Intech, 2008, pp. 395–428.
- [7] R. Shankarapillai, M. Ananthakrishnan, N. Rai, A. Mathur, L. Mathur, Periodontitis risk assessment using two artificial neural networks—a pilot study, *International Journal of Dental Clinics* 2 (4) (2010) 36–40.
- [8] F.F. Gonzalez-Navarro, et al., Feature and model selection with discriminatory visualization for diagnostic classification of brain tumors, *Neurocomputing* 73 (4–6) (2010) 622–632.
- [9] A. Vellido, Outlier exploration and diagnostic classification of a multi-centre h-mrs brain tumour database, *Neurocomputing* 72 (13–15) (2009) 3085–3097.
- [10] E. Florian, A. Chevreuil, P. Loubaton, Blind source separation of convolutive mixtures of non-circular linearly modulated signals with unknown baud rates, *Signal Processing* 92 (3) (2012) 715–726.
- [11] O. Sergiyenko, et. al, Precise optical scanning for practical multi-applications, in: *IEEE-34th Annual Conference of IEEE Industrial Electronics (IECON' 08)*, Orlando, 2008, pp. 1656–1661.
- [12] L. Basaca, et al., 3d laser scanning vision system for autonomous robot navigation, in: *ISIE 2010, Bari, Italy*, 2010, pp. 1773–1779.
- [13] M. Rivas, et al., Spatial data acquisition by laser scanning for robot shm task, in: *ISIE 2008, Cambridge*, 2008, pp. 1458–1463.
- [14] R.L. Mottl, *Machine Elements in Mechanical Design*, Pearson Prentice Hall, 2003.
- [15] J. Nocedal, S.J. Wright, *Numerical Optimization*, Springer, 1999.
- [16] D. Marquardt, An algorithm for least-squares estimation of non-linear parameters, *SIAM Journal on Applied Mathematics* 11 (2) (1963) 431–441.
- [17] J.F. Bonnans, J.C. Gilbert, C. Lamarechal, C.A. Sagastizabal, *Numerical Optimization*, Springer, 2006.
- [18] B.M. Wilamowski, H. Yu, Improved computation for Levenberg–Marquardt training, *IEEE Transactions on Neural Networks* 21 (6) (2010) 930–937.
- [19] B.M. Wilamowski, H. Yu, <<http://reference.wolfram.com/mathematica/tutorial/unconstrainedoptimizationconjugategradientmethods.html>>, 2011.
- [20] S. Bolognani, S. Zampieri, Distributed quasi-Newton method and its application to the optimal reactive powerflow problem, in: *IFAC Workshop on Distributed Estimation and Control in Networked Systems*, Annecy, 2010, pp. 305–310.
- [21] A. Abba, F. Caponio, A. Geraci, G. Ripamontii, Non-linear least-squares in fpga devices for digital spectroscopy, in: *Nuclear Science Symposium Conference Record (NSS/MIC)*, Orlando, 2009, pp. 563–568.
- [22] T. Mathworks, *Neural Networks Toolbox Users Guide*, The Mathworks, 2000.

- [23] A.L. Betker, T. Szturm, Z. Moussavii, Application of feedforward backpropagation neural network to center of mass estimation for use in a clinical environment, in: *Engineering in Medicine and Biology Society, Man*, 2003, p. 2714.
- [24] M. Sugiyama, M. Krauledat, K.R. Muller, Covariate shift adaptation by importance weighted cross validation, *Journal of Machine Learning Research* (2007) 985–1005.
- [25] B. Huang, C. Yu, B.D. Anderson, Analyzing localization errors in one-dimensional sensor networks, *Signal Processing* 92 (2) (2012) 427–438.
- [26] M.K. Transtruma, J.P. Sethnaa, Improvements to the Levenberg–Marquardt algorithm for nonlinear least-squares minimization, *Computational Physics* submitted for publication, <http://arxiv.org/abs/1201.5885>.

Analysis of Laser Light Reflectance on the Human Skin for Optoelectronic devices

Julio C. Rodriguez-Quinonez*, Oleg Sergiyenko, Luis C. Basaca-Preciado, Moises Rivas-Lopez
Optoelectronics and Automated Measurement Laboratory
Engineering Institute of Autonomous University of Baja California (UABC)
Mexicali, Baja California, Mexico

Abstract— The laser light reflection intensity on human skin varies depending the ethnicity of each person, in this paper we present an analysis of reflection intensity and how affects the measurement of some optoelectronic devices.

Keywords—component; Laser; Reflection; Skin, Optoelectronic

I. INTRODUCTION

The understanding of human skin reflectance is motivated by a number of compelling applications. First is the automated location and identification of humans from color images. There is a substantial body of work in this area which relies on conventional tri-color RGB sensor data and on chroma-model based approaches. Skin reflectance is also an important aspect of photo-realistic rendering of humans. This is clearly a problem of great theoretical, if not to say commercial, interest. Accurate data will lead to improved rendering and possibly display technologies [1]. Also in medicine, the increment of the precision in the new medical laser scanners is a constantly evolving task; several scanners are being developed to assist in monitoring and treatment of diverse chronic degenerative and orthopedic diseases.

As a relatively homogenously histological structure for each definite depth, skin can be assumed to consist of three different layers, epidermis, dermis, and subcutaneous fat, where each layer propagates and absorbs light [1]. Absorption and propagation of light in epidermis depend on natural pigments called melanin [2]. Melanin is produced by cells called melanocyte that is formed in the membrane of melanosome particles. Volume fraction of melanosome in epidermis typically varies from 1.3% to 6.3% for lightly pigmented and from 18% to 43% for darkly pigmented specimen [3]. The dermis, with thickness varying from 1 to 4mm, is composed of dense tissue with blood vessels and nerves [1]. Volume fraction of blood in the dermis layer varies from 2% to 7% [3] [4]. There is absorbing natural chromophor in the blood cell, called hemoglobin, with concentrations varying from 143 to 173 g/L [5]. The color of skin is mainly determined by level of melanin, in other words, by level of melanosome cells, and hemoglobin [6]. Subcutaneous fat can often be ignored because the amount of chromophor, that is the main parameter to absorb light, is very low in that layer [7]. However, most of the light reflection occurs on the outermost layer of the skin, the epidermis, see Fig 1.

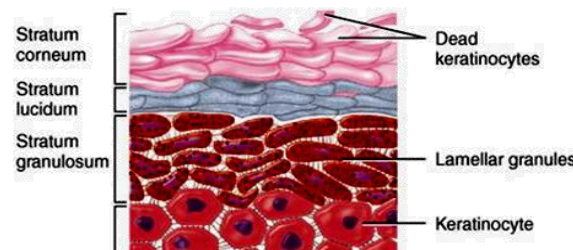


Figure 1. First four sub-layers of the epidermis showing the stratum corneum which is the layer that reflects most of the laser light and it's located on top of the stratum lucidum [8].

II. METHODOLOGY AND PURPOSE

As discussed, there are several factors that affect the reflectivity of the skin, however, although the principle of operation of many optoelectronic devices used for human measuring are based in lasers, there only exist a few studies about the reflection of laser light over the human skin; We perform the research in this sense, looking to establish which skin color is susceptible to have more measurement uncertainty when a optoelectronic system based on laser is used.

There are several methods to determine the reflectance (Elementh Boundary Method, Monte Carlo, Finite Difference, among others) [7] [9]. However we consider that the parameters of the Bidirectional Reflection Distribution Function (reflectance angle, angle of incidence, Wavelength) [1] are the most objective to establish a correct scale of Reflectance of laser intensity on human skin with different pigmentation, and these are the parameters that we use for the experimentation explained below.

III. EXPERIMENTATION

The experimentation described in this section, will be used to analyze how measurements performed can be affected by the laser beam reflectance on diverse types of skins. In Fig. 2, it can be observed the reflectance intensity measurements in human subjects which pigmentations are distinct between them. To take the skin pigmentation samples, people from different nationalities and ethnical origins have been used. The figures "a" to "P" have been ordered ascending from a light pigmentation to a darker pigmentation. The skin sample of figure "a" belongs to a Caucasian person, the skin sample of figure "b" belongs to a slightly tanned Caucasian person, the skin sample of figure "c" belongs to an Asian person, the skin

This work was supported in part by the Engineering Institute of Baja California, UABC, Mexicali campus.

sample of figure “d” belongs to a Latin-American person, the skin sample of figure “e” belongs to a Hindu person and at last, the skin sample of figure “f” belongs to an African-American person.

The experimental measurements were performed under the same conditions, i.e. same illumination, ambient temperature, camera, same laser at 630nm wavelength, same fixed distance “source-tissue-photodetector” and same body area.

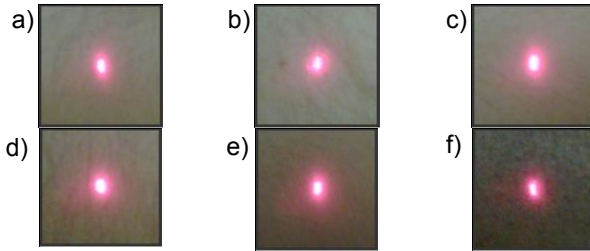


Figure 2. Reflectance sample measurements of human skin with different pigmentation.

Utilizing Matlab[®], the luminosity intensity of all the sampling performed was obtained. The intensity was plotted in Fig. 3, where 0 is a value assigned to a void reflectance, and 1 corresponds to the maximum reflectance intensity.

For example, in Fig. 2 a), the light pigmented skin has a natural reflectance to the ambient illumination. Therefore, in Fig. 3 a) we can clearly notice this skin reflectance as a suspended amorphous plane above the reflectance axis. On the other hand, it is notable that the dark pigmented skin does not have the reflectance capability as high as the lightly pigmented skin, towards the ambient illumination. Hence, in Fig. 3 “f” this reflection representation is absent due to the darker pigmentation skin tone.

At the middle of each plot we can find the laser reflectance, which is a type of light with higher intensity. The laser reflectance is shown in each plot as a protrusion in a cone shape; it reaches maximum luminosity levels at the top of the protrusion, which is the center of the laser beam reflectance.

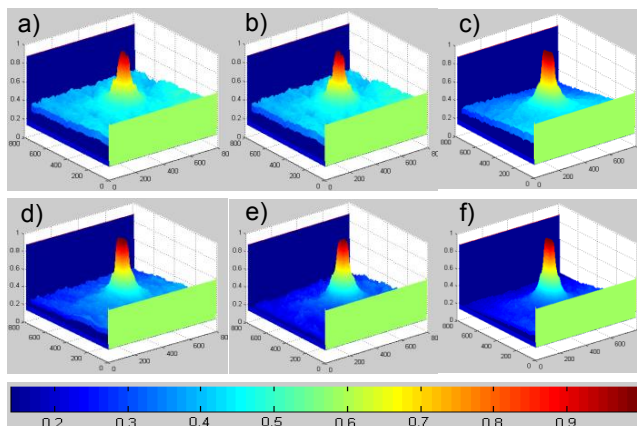


Figure 3. Relative scale of laser intensity reflection intensity on human skin with different pigmentation.

Analyzing the data and plots we can determine that the laser beam reflectance in persons with dark pigmented skin is 5% – 40% better defined than in those with lightly pigmented skin as Fig. 3 “a”. In addition, we can also obtain experimentally, that the ambient illumination is more reflective on subjects with lighter pigmented skin [10], although, this characteristic does not affect the reflectance area of the laser beam.

IV. CONCLUSION

As analyzed, the reflection of the laser light over a person’s skin is 5% - 40% better defined in persons with darker pigmentation, however performing an analysis by the Bidirectional Reflection Distribution Function, the persons with darker pigmentation have 1% of reflectance to the 630nm laser beam while the persons with lighter pigmented skin have 1.15% of reflectance to the 630nm laser beam [1], this entails that the persons with lighter pigmentation are prone to reflect the ambient light noise. However by the analysis we can note that this should not be an impediment to detect the reflection over the skin with an optoelectronic sensor, since the lighter pigmentation skin reflects up to 60% of the laser light over the ambient light noise.

REFERENCES

- [1] Angelopoulou Elli, "The Reflectance Spectrum of Human Skin," GRASP Laboratory, Department of Computer and Information Science, University of Pennsylvania, Pennsylvania, Technical Report MS-CIS-99-29 1999.
- [2] AN Bashkatov, EA Genina, VI Kochubey, and VV Tuchin, "Optical properties of human skin, subcutaneous and mucous tissues in the wavelength range from 400 to 2000 nm," *J Phys D: Appl Phys*, vol. 38, pp. 2543–55, 2005.
- [3] AR Young, "Chromophores in human skin," *Phys Med Biol*, vol. 42, pp. 789–802, 1997.
- [4] SL Jacques and DJ McAuliffe, "The melanosome: threshold temperature for explosive vaporization and internal absorption coefficient during pulsed laser irradiation," *Photochem Photobiol*, vol. 53, pp. 769–75, 1991.
- [5] E Claridge, D Hidovic- Rowe, P Taniere, and T Ismail, "Quantifying mucosal blood volume fraction from multispectral images of the colon," in *Proc SPIE*, 2007, pp. 17–22.
- [6] R Yip, "Significance of an abnormally low or high hemoglobin concentration during pregnancy: special consideration of iron nutrition," *Am J Clin Nutr*, vol. 72, 2000.
- [7] M.A. Ansari and R Massuditi, "Study of light propagation in Asian and Caucasian skins by means of the Boundary Element Method," *Optics and Lasers in Engineering*, vol. 47, no. 9, pp. 965–970, 2009.
- [8] (2011) Dental Mnemonics. [Online]. <http://dmnemonics.blogspot.com/2011/12/epidermal-layer.html>
- [9] M Shimada, Y Yamada, M Itoh, and T Yatagai, "Melanin and blood concentration in a human skin model studied by multiple regression analysis: assessment by Monte Carlo simulation," *Med Biol*, vol. 46, pp. 2397–406, 2001.
- [10] Julio C. Rodriguez, Oleg Yu. Sergiyenko, Vera V. Tyrsa, Luis C. Basaca, and Juan Ivan Hipolito Nieto, "Continuous monitoring of rehabilitation in patients with scoliosis using automatic laser," in *Pan American Health Care Exchanges – PAHCE. Conference*, Rio de Janeiro, 2011, pp. 410–414.

Monitoreo continuo de rehabilitación en pacientes con escoliosis utilizando barrido Laser automático

Continuous monitoring of rehabilitation in patients with scoliosis using automatic laser scanning

Julio C. Rodríguez¹, Oleg Yu. Sergiyenko¹, Vera V. Tyrsa², Luis C. Basaca¹, Juan Iván Nieto Hipólito¹

¹Universidad Autónoma de Baja California UABC, Baja California, México

²Universidad Politécnica de Baja California, Baja California, México

Abstract — Medical practitioners have traditionally used manual anthropometric meters and X-Ray to monitor the development and treatment of orthopedic diseases as scoliosis. With the disadvantage of generating uncertainty results in the manual methods, also X-Ray radiation can be the cause of several diseases after a long exposure. This is the reason why we developed a new method, noninvasive, without harmful radiation to human beings, assisting in monitoring the treatment of orthopedic diseases such as scoliosis. The following article presents the theoretical performance and experimental results of measurements already made with the new proposed system.

Keywords — Scoliosis, Triangulation, Laser.

Resumen — Los practicantes de la medicina tradicionalmente han utilizado medidores antropométricos manuales y Rayos-X para monitorear el desarrollo y tratamiento de enfermedades ortopédicas como la escoliosis. Generando incertidumbre en los métodos manuales y pudiendo provocar enfermedades tras una larga prolongación a la radiación de los Rayos-X. Es por esta razón que hemos desarrollado un método innovador, no invasivo y que no genera ningún tipo de radiación dañina en el ser humano, auxiliar en el monitoreo de tratamiento de enfermedades ortopédicas como la escoliosis. En el siguiente artículo presentamos el funcionamiento teórico así como resultados experimentales de las mediciones ya realizadas con este Nuevo sistema propuesto.

Palabras Clave — Escoliosis, Triangulación, Laser.

I. INTRODUCCION

La escoliosis es una desviación de la columna vertebral que ocasiona una curva vista desde frente que se acompaña de la rotación de los cuerpos vertebrales y la aparición de una giba, afecta en mayor o menor medida a entre el 1.5% y 3% de la población[1]. Las causas de la escoliosis son extremadamente variadas sin embargo se pueden identificar 5 orígenes principales: *Escoliosis por adaptación*, una rotación de la pelvis, tortícolis, una pierna corta, etc., obligaran a la columna a colocarse en una posición de compensación. *Escoliosis por malformación*, Tiene origen congénito; una vértebra cuneiforme, una artrodesis vertebral, etc., fuerzan el raquis a adaptarse. *Escoliosis neurológicas y distroficas*. *Escoliosis antiálgicas*, a menudo denominada falsa escoliosis. Se debe a mecanismos justificados de defensa donde el objetivo es evitar el dolor. *Las escoliosis esenciales o Idiopáticas* [2]. Sin embargo se

ha comprobado que el origen hereditario multifactorial (las formas familiares) pueden alcanzar el 43% de los orígenes de la escoliosis [2].

En la actualidad existen diversas tecnologías para realizar las mediciones utilizadas rutinariamente en el tratamiento de esta enfermedad, como son los rayos X pero cuya desventaja son las enfermedades causadas por una exposición continua a su radiación ó medidores antropométricos los cuales presentan una opción saludable sin embargo estos medidores son controlados manualmente y tienen la desventaja de depender de la habilidad del médico para utilizar estos aparatos; a la vez que las mediciones no muestran una repetitividad confiable. Es por esta razón que hemos desarrollado un método no invasivo que utiliza un sistema de visión por laser basándonos en el principio de triangulación dinámica [3] para obtener las coordenadas espaciales y realizar un mapa digital del cuerpo medido. El sistema desarrollado cuenta con un laser de 20 mw con una divergencia de 1 mrad; este haz de luz es proyectado a un espejo cortado a 45° de 10mm (+0.0mm / - 0.03mm) de diámetro el cual refleja perpendicularmente la luz hacia el cuerpo. El espejo es controlado por un motor de pasos acoplado a una pequeña transmisión que permite obtener una resolución de hasta 0.004° por paso del motor. La luz proyectada es reflejada por el cuerpo sobre el cual se realizan las mediciones, este reflejo es captado por un fotoreceptor de silicón de respuesta rápida (2ns). Para realizar el escaneo vertical todo el sistema tiene la capacidad de rotar sobre su mismo eje, para realizar esta tarea el sistema cuenta con otra pequeña transmisión, que al igual que el espejo del emisor puede obtener una resolución de hasta 0.004° por paso del motor, esta transmisión proporciona el torque necesario para realizar la rotación de nuestro sistema.

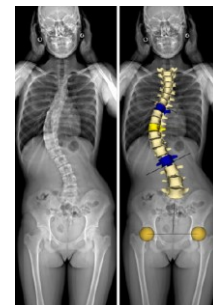


Fig. 1 Torsión de la columna causada por la escoliosis (Rayos-X) [4].

II PRINCIPIOS TEORICOS

Existen 2 tipos de triangulación por laser; triangulación estática y triangulación dinámica. Para realizar el cálculo de alguna coordenada espacial por medio de la triangulación estática existen 3 variables que deben ser conocidas: El ángulo de emisión del laser, el ángulo detectado por el arreglo de fotodetectores (usualmente una cámara) y la distancia entre el emisor de luz láser y la cámara.

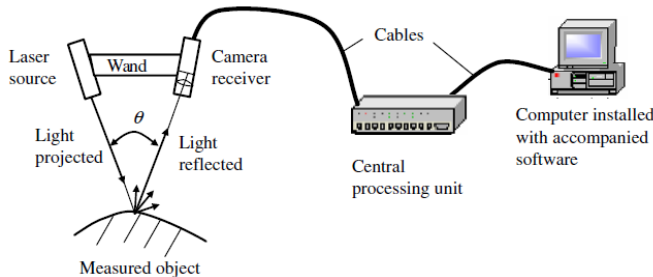


Fig. 2 Sistema típico de triangulación estática [5].

La desventaja es que la mayoría de estos sistemas realizan el escaneo en 1 solo plano dimensional y aquellos que no cuentan con un limitado campo de visión (FOV por sus siglas en ingles). Es por esta razón que desarrollamos y trabajamos con triangulación dinámica.

La diferencia entre los sistemas de triangulación estática y de triangulación dinámica es que en esta ultima el triangulo creado dura solamente algunos milisegundos. Este periodo de tiempo es resultado de nuestra apertura de escaneo (SA, por sus siglas en ingles) Fig. 3. La apertura (SA) como ya mencionamos anteriormente cuenta con un espejo en 45° que refleja todo el plano de escaneo hacia el fotodetector el cual es sensible al espectro de luz de la luz laser [3].

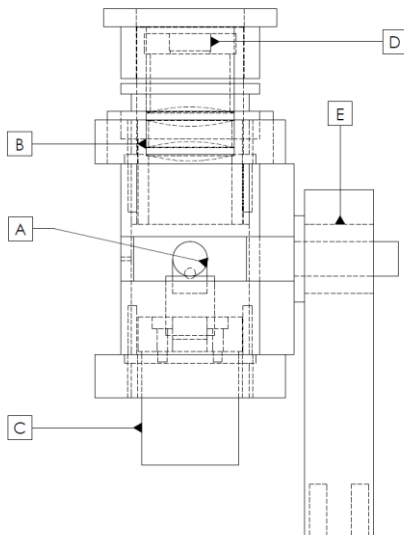


Fig. 3. Vista Frontal de la apertura de escaneo (SA).

Entonces, el triangulo solamente es generado cuando el plano de escaneo detecta el reflejo de la luz laser, esto ocurre en un periodo que va de los 4.04ms hasta los 8.34ms, dependiendo de las rpm en el motor del espejo. Este efecto es mostrado en la fig. 4 donde el canal 1 es la señal detectada y el canal 2 es la señal acondicionada.

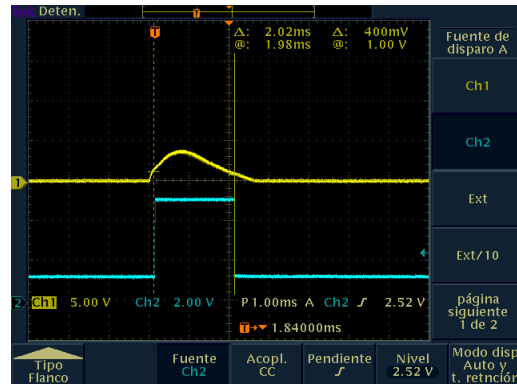
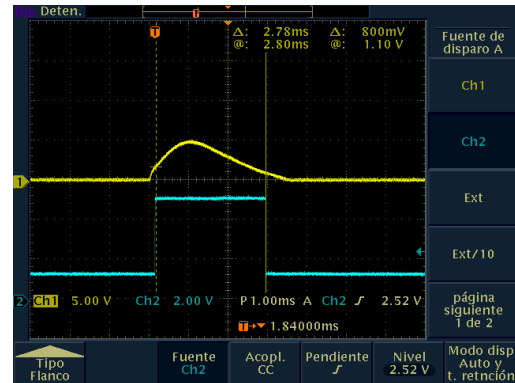


Fig. 4. Escaneos experimentales a diferentes velocidades, se puede observar que inclusive aumentando las rpm aun se puede tener una excelente señal acondicionada. (Escaneos realizados por nuestro prototipo experimental [6], [7]).

Como ya mencionamos la triangulación dinámica es el principio teórico de nuestro sistema. Como se muestra en la Fig. 5 un haz de luz laser es proyectado desde el sistema posicionador del laser (PL) sobre el cuerpo, este es reflejado de vuelta y detectado por nuestra apertura de escaneo. El sistema está diseñado para que adicionalmente rote y pueda realizar el escaneo vertical.

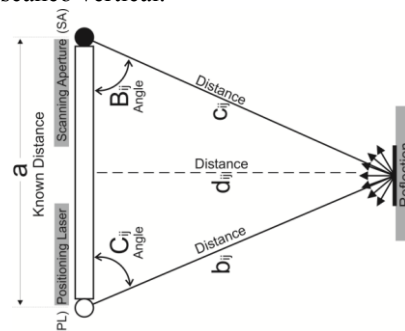


Fig.5 Principio de triangulación dinámica con PL y SA

Para realizar el cálculo de las coordenadas utilizamos el teorema de senos y lo adaptamos al sistema dando como resultado las siguientes formulas tanto para el cálculo de distancias como el de coordenadas.

$$d_{ij} = a \frac{\sin B_{ij} \cdot \sin C_{ij}}{\sin[180^\circ - (B_{ij} + C_{ij})]} \quad (1)$$

$$x_{ij} = a \frac{\sin B_{ij} \cdot \sin C_{ij} \cdot \cos \sum_{j=i}^n \beta_j}{\sin[180^\circ - (B_{ij} + C_{ij})]} \quad (2)$$

$$y_{ij} = a \left(\frac{1}{2} - \frac{\sin B_{ij} \cdot \cos C_{ij}}{\sin[180^\circ - (B_{ij} + C_{ij})]} \right) \text{ at } B_{ij} \leq 90^\circ \quad (3)$$

$$y_{ij} = a \left(\frac{1}{2} + \frac{\sin B_{ij} \cdot \cos C_{ij}}{\sin[180^\circ - (B_{ij} + C_{ij})]} \right) \text{ at } B_{ij} \geq 90^\circ \quad (4)$$

$$z_{ij} = a \frac{\sin B_{ij} \cdot \sin C_{ij} \cdot \sin \sum_{j=i}^n \beta_j}{\sin[180^\circ - (B_{ij} + C_{ij})]} \quad (5)$$

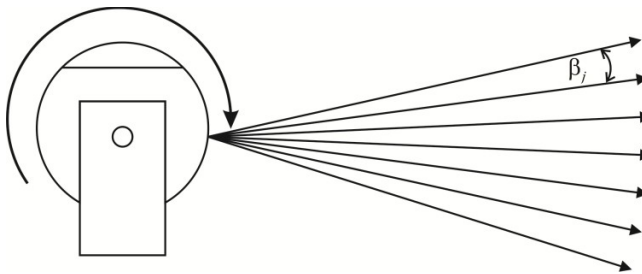


Fig. 6. Angulo β_j en base a la rotacion de nuestro sistema

III SISTEMA 3D ROTACIONAL DE ESCaneo DE CUERPOS

El sistema desarrollado es capaz de obtener las coordenadas espaciales de un cuerpo. Como ya mencionamos anteriormente el sistema cuenta con 3 elementos principales: Sistema posicionador del Laser, Apertura de escaneo y sistema de Rotación. Estos 3 elementos son tanto los actuadores como sensores del sistema. El funcionamiento de la apertura de escaneo (ver Fig. 3) fue descrito en la Sección II; mientras que el sistema posicionador del laser realiza la tarea de proyectar el haz de luz en las diferentes posiciones del barrido que se realiza. El ángulo de emisión se conoce ya que se realiza por medio de un motor de pasos, mientras que el ángulo de recepción de la apertura de escaneo se obtiene mediante una relación lineal del tiempo que tarda SA en realizar una rotación y el momento en que se detecta el haz de luz reflejado sobre el cuerpo Fig. 7.

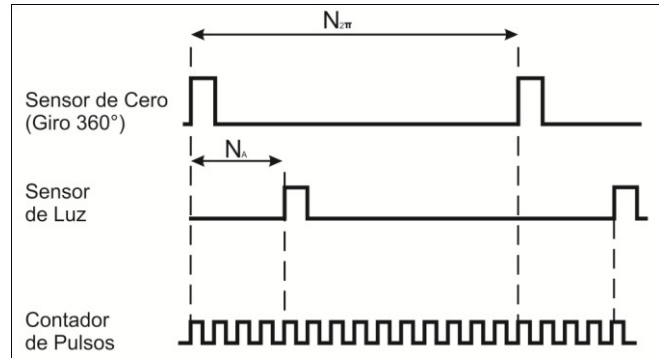


Fig. 7. Análisis para la obtención del ángulo de SA

$$B_{ij} = \frac{2\pi \cdot N_A}{N_{2\pi}} \quad (6)$$

Como se muestra en la Fig. 8. el emisor y receptor se encuentran separados a la distancia exacta de 1 metro, dentro de la barra que contiene al emisor y receptor también se encuentra el laser. Las principales ventajas de este prototipo son: Permitir la rotación sin necesidad de cadenas manteniendo el centro de gravedad dentro de nuestro sistema. Incremento en la resolución en 10 veces por medio de una pequeña transmisión que nos proporciona 1 barrido completo por cada 10 rotaciones del motor de pasos del emisor, disminución de fricción al utilizar baleros planos de politetrafluoretileno (Teflón) que proporciona el coeficiente de fricción mas bajo conocido.

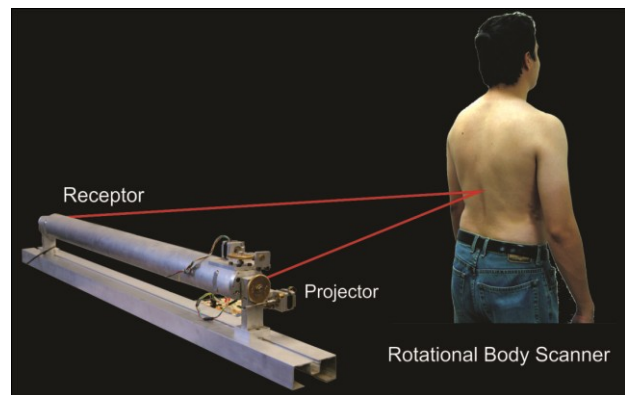


Fig. 8 Imagen del sistema Rotacional para escaneo de cuerpos en 3D

IV EXPERIMENTACION

Para verificar la precisión de nuestro sistema realizamos mediciones experimentales en 2D (una línea de medición del escaneo en 3D) comprando las mediciones (m),y(m)” (ver Tabla I), con los valores reales “X(m),Y(m)”. Posteriormente calculamos la variación entre los valores reales contra los medidos. La variación existente nos permite concluir que el sistema es lo suficiente robusto para realizar la tarea de escaneo corporal.

TABLA I
PRECISIÓN DE LAS MEDICIONES

Prueba	X(m)	Y(m)	x(m)	y(m)	VariaciónX	VariaciónY
A	0.5	0.250	0.498	0.247	-0.002	-0.003
B	0.5	0.188	0.498	0.186	-0.002	-0.002
C	0.5	0.125	0.498	0.123	-0.002	-0.002
D	0.5	0.063	0.499	0.062	-0.001	-0.001
E	0.5	0.000	0.499	-0.010	-0.001	-0.010
F	0.5	-0.063	0.5	-0.062	0	0.001
G	0.5	-0.125	0.501	-0.124	0.001	0.001
H	0.5	-0.188	0.502	-0.188	0.002	-0.001
I	0.5	-0.250	0.502	-0.250	0.002	0.000
J	0.75	0.250	0.751	-0.247	0.001	-0.003
K	0.75	0.188	0.751	0.184	0.001	-0.004
L	0.75	0.125	0.75	0.121	0	-0.004
M	0.75	0.063	0.75	0.060	0	-0.003
N	0.75	0.000	0.748	-0.004	-0.002	-0.004
O	0.75	-0.063	0.749	-0.067	-0.001	-0.005
P	0.75	-0.125	0.753	-0.128	0.003	-0.003
Q	0.75	-0.188	0.754	-0.192	0.004	-0.005
R	0.75	-0.250	0.754	-0.254	0.004	-0.004

V ELIMINACION DE RUIDO

Dado que solamente el 2-7% de la señal generada por la reflexión del laser es detectada es necesario realizar una amplificación y por medio de un circuito de zona muerta eliminar el ruido producido que genera muy pequeñas distorsiones de voltaje.

El circuito de zona muerta Fig. 10 que desarrollamos elimina cualquier señal menor a 200mV; esto elimina cualquier tipo de ruido como pequeños movimientos involuntarios del paciente o ruido ambiental que pudiese quedar después de aplicar el filtro Butterworth. La señal correspondiente al laser es mayor a 400mV lo que nos permite realizar este procedimiento. En práctica durante los experimentos realizados nuestra señal útil se encuentra sobre una señal con ruido como se presenta en la Fig. 9.

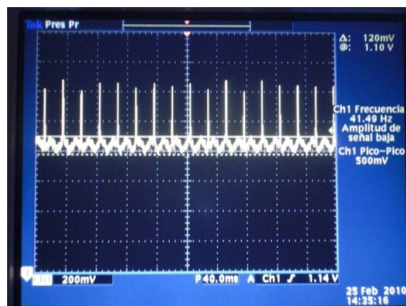


Fig 9. Señal de 200mv; las espigas muestran la señal útil.

Es esencial eliminar los posibles tipos de ruido como los observados en Fig. 9, presentes en objetos biológicos y fuentes de incertidumbre presentadas en [8-10], con este planteamiento hemos desarrollado un filtro Butterworth a 90Hz (cuya frecuencia de corte debe ser expresada en rad./seg., ver formula 7) con una atenuación a -40db detectando solamente la información que nos es útil.

$$\omega_c = (2\pi)(90) \quad (7)$$

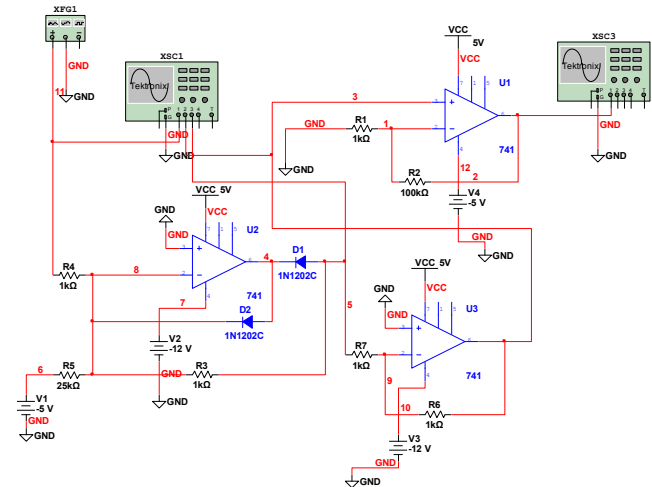
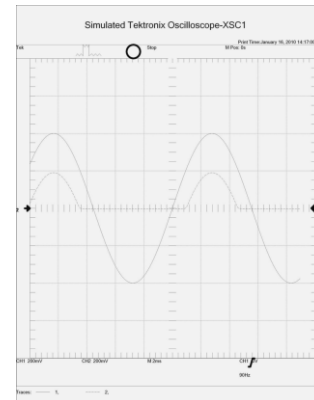


Fig. 10 Circuito de zona muerta con amplificadores de saturación.

En el circuito de zona muerta regulamos nuestro V_{ref} a 200mV por medio de la fuente V1 y la Resistencia mR (R5), esta es calculada por medio de la formula de ganancias para los circuitos de zona muerta. El diodo D2 conduce los valores de XFG1 y establece el valor del nodo 5 $= -XFG1 - V_{ref}$. Cuando XFG1 excede el valor de $-V_{ref} = 200mV$ la salida del nodo 3 nos permite conocer las señales que exceden el valor de referencia. Existe la zona muerta cuando los valores XFG1 son inferiores a $-V_{ref}$ [11].

a)



b)

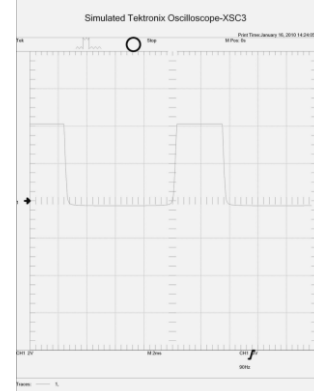


Fig. 10 a) Señal a 90 Hz después del circuito de zona muerta, b) Señal util amplificada.

VI CONCLUSIONES

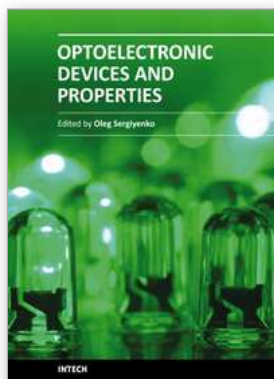
En este artículo hemos señalado las ventajas del sistema rotacional de escaneo en 3D sobre otros métodos conocidos. Se muestra que nuestro sistema ofrece la solución más directa al problema de medición de coordenadas espaciales, proveyendo con la menor incertidumbre la calidad metrológica en mapeos digitales sobre una superficie biológica desconocida. Este escáner proporciona la opción adicional de ajustar la resolución para cualquier área ó localización de interés. La incertidumbre de las coordenadas medidas satisface las aplicaciones médicas. Algunas de las fortalezas y ventajas de nuestro sistema sobre otros existentes es su novedosa construcción y diseño, el original esquema de triangulación dinámica, es muy compacto y no requiere de grandes instalaciones para su instalación.

Adicionalmente factibilidad del método ya era comprobada en otras aplicaciones prácticas de triangulación dinámica tales como: monitoreo de construcciones y navegación de robots móviles [12].

El estudio sobre la interacción del laser con diferentes tipos de piel humana en un amplio grupo de aspectos (diferencias étnicas, nacionalidades, edad, género y enfermedades y enfermedades en la piel) y la selección de la velocidad óptima de barrido (disminuyendo la filtración natural de movimientos espontáneos del cuerpo) es tema para el trabajo futuro.

VII. REFERENCIAS

- [1] John A. Herring, Mihran O. Tachdjian (2002). Tachdjian's pediatric orthopaedics. Editorial: Saunders ISBN 0721656846, Philadelphia PA.
- [2] Philippe Souchard, Marc Ollier. Escoliosis su tratamiento en fisioterapia y ortopedia. Médica Panamericana, 2002 ISBN: 8479036923.
- [3] Rivas López, M.; Sergiyenko, O. & Tyrsa, V. (2008). Machine vision: approaches and limitations, In: Computer vision, Xiong Zhihui, (Ed.), pp. 395-428. Editorial: IN-TECH, ISBN 978-953-7619-21-3, Vienna, Austria.
- [4] Illés, Tamás; Tunyogi-Csapó, Miklós; Somoskeőy, Szabolcs (2010). Breakthrough in three-dimensional scoliosis diagnosis: significance of horizontal plane view and vertebra vectors. *European Spine Journal*, (September 2010) ISSN: 1432-0932.
- [5] Zhizhong Li, Chien-Chi Chang, Patrick G. Dempsey, Xiuwen Cai. Refraction effect analysis of using a hand-held laser scanner with glass support for 3D anthropometric measurement of the hand: A theoretical study. *Measurement*, ELSEVIER, Vol. 41, No 8, (October 2008) pp. 842-850.
- [6] Moisés Rivas López, Oleg Sergiyenko, Vera Tyrsa, Wilmar Hernandez Perdomo, Daniel Hernández Balbuena, Luis Devia Cruz, Larisa Burtseva, Juan Iván Nieto Hipólito. Optoelectronic method for structural health monitoring. *International Journal of Structural Health Monitoring*, SAGE Publications, Vol.9, No.2, March, 2010, pp.105-120
- [7] O. Sergiyenko, W. Hernandez, V. Tyrsa, L. Devia Cruz, O. Starostenko, M. Pena-Cabrera. Remote Sensor for Spatial Measurements by Using Optical Scanning. *MDPI, Sensors*, 9(7), 2009, Basel, Switzerland, pp. 5477-5492.
- [8] Moisés Rivas, Oleg Sergiyenko, Mario Aguirre, Luis Devia, Vera Tyrsa, and Ismael Rendón Spatial data acquisition by laser scanning for robot or SHM task. *IEEE-IES Proceedings "International Symposium on Industrial Electronics"* (ISIE-2008), Cambridge, UK, 2008, p.1458-1463.
- [9] O. Sergiyenko, V. Tyrsa, D. Hernandez-Balbuena, M. Rivas López, I. Rendón López, L. Devia Cruz. Precise Optical Scanning for practical multiapplications. *Proceedings of IEEE-34th Annual Conference of IEEE Industrial Electronics (IECON'08)*, Florida, USA, 10-13 November, 2008. pp.1656-1661.
- [10] Oleg Y. Sergiyenko, Vera V. Tyrsa, Luis F. Devia, Wilmar Hernandez, Oleg Starostenko, Moisés Rivas Lopez. Dynamic Laser Scanning method for Mobile Robot Navigation. *Proceedings of ICCAS-SICE 2009, ICROS-SICE International Joint Conference*, Fukuoka, JAPAN, August 18-21, 2009, pp. 4884-4889.
- [11] Robert F Coughlin, Frederick F. Driscoll. "Operational Amplifier with diodes", *Operational Amplifier and lineal integrate circuits*, Prentice Hall ISBN 970-17-0297-0, Mexico DF, 1999, pp 200 – 204
- [12] M. Rivas López, O. Sergiyenko, V. Tyrsa, et al. Optoelectronic method for structural health monitoring. *SAGE Publications, "International Journal of Structural Health Monitoring"*, Vol.9, No.2, March, 2010, pp.105-120. Issue Online, September, 24, 2009, ISSN 1475-9217 / doi: 10.1177/1475921709340975



Optoelectronic Devices and Properties

Edited by Prof. Oleg Sergiyenko

ISBN 978-953-307-204-3

Hard cover, 660 pages

Publisher InTech

Published online 19, April, 2011

Published in print edition April, 2011

Optoelectronic devices impact many areas of society, from simple household appliances and multimedia systems to communications, computing, spatial scanning, optical monitoring, 3D measurements and medical instruments. This is the most complete book about optoelectromechanic systems and semiconductor optoelectronic devices; it provides an accessible, well-organized overview of optoelectronic devices and properties that emphasizes basic principles.

How to reference

In order to correctly reference this scholarly work, feel free to copy and paste the following:

Julio C. Rodríguez-Quiñonez, Oleg Sergiyenko, Vera Tyrsa, Luís C. Básaca-Preciado, Moisés Rivas-Lopez, Daniel Hernández-Balbuena and Mario Peña-Cabrera (2011). 3D Body & Medical Scanners' Technologies: Methodology and Spatial Discriminations, Optoelectronic Devices and Properties, Prof. Oleg Sergiyenko (Ed.), ISBN: 978-953-307-204-3, InTech, Available from: <http://www.intechopen.com/books/optoelectronic-devices-and-properties/3d-body-medical-scanners-technologies-methodology-and-spatial-discriminations>

INTECH
open science | open minds

InTech Europe

University Campus STeP Ri
Slavka Krautzeka 83/A
51000 Rijeka, Croatia
Phone: +385 (51) 770 447
Fax: +385 (51) 686 166
www.intechopen.com

InTech China

Unit 405, Office Block, Hotel Equatorial Shanghai
No.65, Yan An Road (West), Shanghai, 200040, China
中国上海市延安西路65号上海国际贵都大饭店办公楼405单元
Phone: +86-21-62489820
Fax: +86-21-62489821

3D Body & Medical Scanners' Technologies: Methodology and Spatial Discriminations

Julio C. Rodríguez-Quiñonez¹, Oleg Sergiyenko¹, Vera Tyrsa²,
Luís C. Básaca-Preciado¹, Moisés Rivas-Lopez¹,

Daniel Hernández-Balbuena¹ and Mario Peña-Cabrera³

¹*Autonomous University of Baja California, Mexicali-Ensenada,*

²*Polytechnic University of Baja California, Mexicali,*

³*Research Institute of Applied Mathematics and Systems (IIMAS – UNAM)*
Mexico

1. Introduction

Medical practitioners have traditionally measured the body's size and shape by hand to assess health status and guide treatment. Now, 3D body-surface scanners are transforming the ability to accurately measure a person's body size, shape, and skin-surface area (Treleaven & Wells, 2007) (Boehnen & Flynn, 2005). In recent years, technological advances have enabled diagnostic studies to expose more detailed information about the body's internal constitution. MRI, CT, ultrasound and X-rays have revolutionized the capability to study physiology and anatomy in vivo and to assist in the diagnosis and monitoring of a multitude of disease states. External measurements of the body are more than necessary. Medical professionals commonly use size and shape to production of prostheses, assess nutritional condition, developmental normality, to analyze the requirements of drug, radiotherapy, and chemotherapy dosages. With the capability to visualize significant structures in great detail, 3D image methods are a valuable resource for the analysis and surgical treatment of many pathologies.

Taxonomy of Healthcare 3D Scanning applications				
Application	Epidemiology	Diagnosis	Treatment	Monitoring
Size	Anthropometric surveys	Growth defects	Scoliosis	Fitness and diet
Shape	Screening	Abdominal shape	Prosthetics	Obesity
Surface area		Lung volume	Drug dosage	Diabetes
Volume	Eczema		Burns	
Head Visualization		Melanomas	Eating disorders	
Chest Visualization			Facial reconstruction	
Hole Body Visualization			Cosmetic surgery	

Table 1. Taxonomy of Healthcare 3D Scanning applications

1.1 Scanning technologies

Three-dimensional body scanners employ several technologies including 2D video silhouette images white light phase measurement, laser-based scanning, and radio-wave linear arrays. Researchers typically developed 3D scanners for measurement (geometry) or visualization (texture), using photogrammetry, lasers, or millimeter wave (Treleaven & Wells, 2007).

Taxonomy of 3D Body Scanners		
Technique	Measurement	Visualization
Millimeter Wave	Radio Waves	
Photogrammetry	Structured light	Close-range photogrammetry
	Moire fringe contouring	Digital surface
	Phase - measuring profilometry	photogrammetry
Laser	Laser Scanners	
	Laser range Scanners	

Table 2. Taxonomy of 3D Body Scanners

In the following section it will be described the diverse measurement techniques (see table 2) used in medical and body scanners. Listing applications, scanners types and common application areas, as well of how they operate.

2. Millimeter wave

Millimeter wave based scanners, send a safe, lower radio wave toward a person's fully clothed body; most of the systems irradiate the body with extremely low-powered millimeter waves a class of non-ionizing radiation (see Figure 1) not harmful to humans. The amount of radiation emitted in the millimeter-wave range is 10^8 times smaller than the amount emitted in the infrared range. However, current millimeter-wave receivers have at least 10^5 times better noise performance than infrared detectors and the temperature contrast recovers the remaining 10^3 . This makes millimeter-wave imagine comparable in performance with current infrared systems.

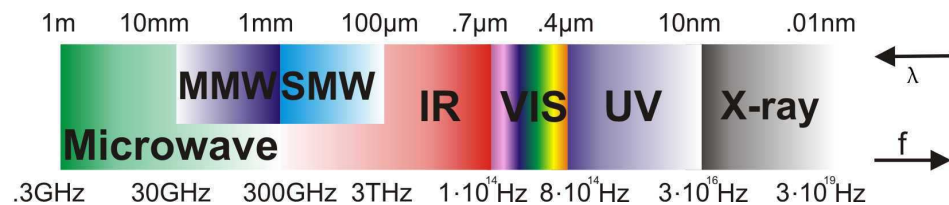


Fig. 1. Electromagnetic spectrum showing the different spectral bands between the microwaves and the X-rays

Millimeter (MMW) and Submillimeter (SMW) waves fill the gap between the IR and the microwaves (see Figure 1). Specifically, millimeter waves lie in the band of 30-300 GHz (10-1 mm) and the SMW regime lies in the range of 0.3-3 THz (1-0.1 mm). MMW and SMW radiation can penetrate through many commonly used nonpolar dielectric materials such as

paper, plastics, wood, leather, hair and even dry walls with little attenuation (Howald et al., 2007) (Liu et al., 2007). Clothing is highly transparent to the MMW radiation and partially transparent to the SMW radiation (Bjarnason et al., 2004). Consequently, natural applications of MMW and SMW imaging include security screening, nondestructive inspection, and medical and biometrics imaging. Low visibility navigation is another application of MMW imaging

Is also true that MMW and SMW open the possibility to locate threats on the body and analyze their shape, which is far beyond the reach of conventional metal detection portals. A recently demonstrated proof-of-concept sensor developed by QinetiQ provides video-frame sequences with near-CIF resolution (320×240 pixels) and can image through clothing, plastics and fabrics. The combination of image data and through-clothes imaging offers potential for automatic covert detection of weapons concealed on human bodies via image processing techniques (Haworth et al., 2006). Other potential areas of application are mentioned below.

Medical: provide measurements of individuals who are not mobile and may be difficult to measure for prosthetic devices.

Ergonomic: provide measurements and images for manufacturing better office chairs, form-fitting car and aviation seats, cockpits, and custom sports equipment.

Fitness: provide personal measurements and weight scale for health and fitness monitoring.

2.1 3D Body millimeter wave scanner: Intellifit system

The vertical wand in the Intellifit system (see Figure 2) contains 196 small antennas that send and receive low-power radio waves. In the 10 seconds it takes for the wand to rotate around a clothed person, the radio waves send and receive low-power signals. The signals don't "see" the person's clothing, but reflect off the skin, which is basically water (Treleven & Wells, 2007). The technology used with the Intellifit System is safer than using a cell phone. The millimeter waves are a form of non-ionizing radiation, which are similar to cell phone signals but less than 1/350th of the power of those signals, and they do not penetrate the skin. When the wand's rotation is complete, Intellifit has recorded over 200,000 points in space, basically x, y, and z coordinates. Intellifit software then electronically measures the "point-cloud", producing a file of dozens of body measurements; the raw data is then discarded.



Fig. 2. Intellifit System, cloth industry application and point cloud representation of the system

Although the system is functional to obtain a silhouette of the body, object detection as a security system and as a tool in the cloth design industry, the problem of this system is the inaccurate measurements that are closed to 1cm, which makes the system not appropriate for medical applications.

3. Photogrammetry

Photogrammetry is the process of obtaining quantitative three-dimensional information about the geometry of an object or surface through the use of photographs (Leifer, 2003). Photogrammetric theories have on a long history of developments for over a century. Intensive research has been conducted for the last 20 years for the automation of information extraction from digital images, based on image analysis methods (Emmanuel, 1999). In order for a successful three-dimensional measurement to be made, targeting points, each of which is visible in two or more photographs, are required. These targets can be unique, well-defined features that already exist on the surface of the object, artificial marks or features attached to the object, or a combination of both types. The accuracy of the reconstruction is directly linked to the number and location of the targets, as well as number of photographs and camera positions chosen. Intricate objects generally require more targets and photographs for a successful reconstruction than do flat or near-flat surfaces. (Leifer, 2003). The latest shift in photogrammetry has been the passage to fully digital technologies. In particular, low cost digital cameras with high pixel counts (> 6 mega-pixels image sensors), powerful personal computers and photogrammetric software are driving a lot of new applications for this technology. (Beraldin, 2004). As shown in Table 2, the measurement photogrammetry techniques can be refer as show below.

3.1 Structured-light systems

One of the simplest systems consists of a projector that emits a stripe (plane) of light and a camera placed at an angle with respect to the projector as shown in Figure 3. At each point

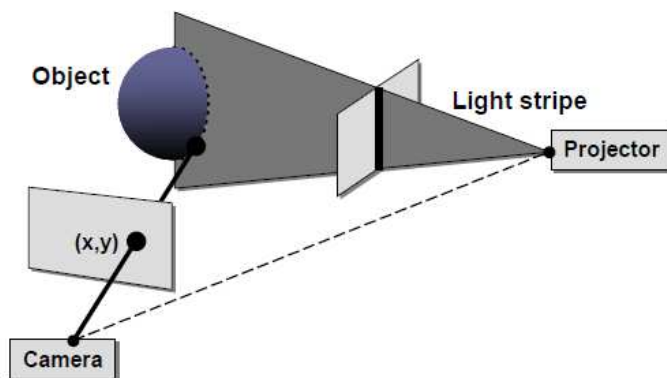


Fig. 3. Schematic layout of a single-camera, single-stripe-source triangulation system in time, the camera obtains 3D positions for points along a 2D contour traced out on the object by the plane of light. In order to obtain a full range image, it is necessary either to

sweep the stripe along the surface (as is done by many commercial single-stripe laser range scanners) or to project multiple stripes. Although projecting multiple stripes leads to faster data acquisition, such a system must have some method of determining which stripe is which (Rusinkiewicz et al., 2002). There are three major ways of doing this: assuming surface continuity so that adjacent projected stripes are adjacent in the camera image, differentiating the stripes based on color, and coding the stripes by varying their illumination over time. The first approach (assuming continuity) allows depth to be determined from a single frame but fails if the surface contains discontinuities. Using color allows more complicated surfaces but fails if the surface is textured. Temporal stripe coding is robust to moderate surface texture but takes several frames to compute depth and, depending on the design, may fail if the object moves (Rusinkiewicz et al., 2002).

3.1.1 Body and medical 3D structured light scanner: Formetric 3D/4D

The system Formetric 3D/4D is based on structured light projection. The scanning system consists of four main components: electro-mechanical elevating column for height adjustment, projector, camera and software. The projection unit emits a white light grid onto the dorsal surface of the patient standing in a defined way toward the projection device, which then obtains measuring data on the dorsal profile by means of a video-optic device from another direction (Hierholzer & Drerup, 1995). Rasterstereography excels by its precision (methodic error < 0.1 mm) and allows a radiation-free representation of the profile. For angular data, the reproducibility of an individual rasterstereographic shot is indicated with 2.8°. The measuring speed of 0.04 seconds can be considered as quick, and the total dorsal surface is registered simultaneously (Lippold et al., 2007). An automatic recognition of anatomical structures by means of the connected software provides the basis for a reconstruction of the three-dimensional profile of the dorsal surface. Figure 4 shows the Formetric 3D/4D Scanning System. By means of mathematical algorithms, a two-dimensional median sagittal or frontal-posterior dorsal profile is generated (Lippold et al., 2007). The gained information is of use for analysis and diagnosis.



Fig. 4. Formetric 3D/4D Scanning System

However, one of the disadvantages of this procedure is when a 360° view of an object is required; it is unable to use simultaneously multiple systems around the object because of interference between multiple light projections. It can give inaccurate data. Although, multiple systems use in sequence will increment the scanning time.

3.2 Moiré fringe counteracting

In optics moiré refers to a beat pattern produced between two gratings of approximately equal spacing. It can be seen in everyday things such as the overlapping of two window screens, the rescreening of a half-tone picture, or with a striped shirt seen on television (Creath & Wyant, 1992). The moiré effect is obtained as a pattern of clearly visible fringes when two or more structures (for example grids or diffraction gratings) with periodic geometry are superimposed. It has also been verified that the obtained fringes are a measure of the correlation between both structures. Additionally, it has been shown that the moiré effect can be obtained when other types of structures are superimposed, such as random and quasi-periodic ones or fractals. Fringe projection entails projecting a fringe pattern or grating over an object and viewing it from a different direction. It is a convenient technique for contouring objects that are too coarse to be measured with standard interferometry. A simple approach for contouring is to project interference fringes or a grating onto an object and then view it from a different direction (Calva et al., 2009). The first use of fringe projection for determining surface topography was presented by Rowe and Welford in 1967. Fringe projection is related to optical triangulation using a single point of light and light sectioning where a single line is projected onto an object and viewed in a different direction to determine the surface contour. Moiré and fringe projection interferometry complement conventional holographic interferometry, especially for testing optics to be used at long wavelengths. Although two-wavelength holography (TWH) can be used to contour surfaces at any longer-than-visible wavelength, visible interferometry environmental conditions are required. Moiré and fringe projection interferometry can contour surfaces at any wavelength longer than 10-100 μm with reduced environmental requirements and no intermediate photographic recording setup (Creath & Wyant, 1992). However doesn't exist commercial scanners who take advantage of the combine technique of moiré fringe.

3.3 Phase Measuring Profilometry (PMP)

A well-known non-contact 3D measurement technique has been extensively developed to meet the demands of various applications. In such system (see Figure 5), generally, periodic

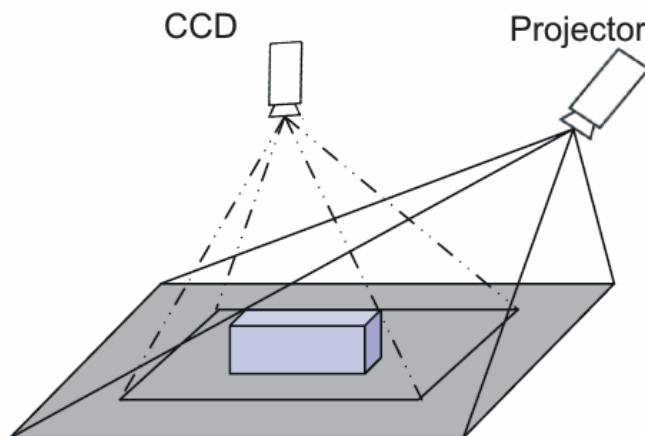


Fig. 5. The Phase Measuring Profilometry system

fringe patterns are projected on the objects surface, and the distorted patterns caused by the depth variation of the surface are recorded. The phase distributions of the distorted fringe patterns are recovered by phase-shifting technique or the method based on Fourier transformation analysis and then the depth map of the object surface is further reconstructed. Currently, light pattern is designed and generated by computer and Digital Light Projector (DLP) is popularly used to project the periodic sinusoidal fringe patterns on object surfaces. It is more flexible and accurate than conventional approaches in which grating is used for generating the sinusoidal fringe images. However, some problems still exist in PMP using DLP. One of them is that the inherent gamma nonlinearity of the DLP and CCD camera affects the output. As a result, the actual obtained fringe waveform is nonsinusoidal (Di & Naiguang 2008).

3.3.1 White light scanners by 3D3 solutions

The scanning system (see figure 6) consists of three main components: Projector (2200 Lumens to 2700 Lumens, 1024 + resolution), two 5MP high-speed HD machine vision cameras and a PC with FlexScan3D image capture software. The scanner use a projector to emit a white light pattern on to the surface of an object, two simple video cameras placed at different position scan the object and the software by triangulation of patterns renders the model in three dimensions. The first step in the scan procedure is the camera calibration using a pattern board, which the software needs to interpret the position of both cameras. When the pattern is projected the cameras provide the information to the software and render the image. The system needs a minimal 4 scans for a 360° view and is Recommended 8 scans for a full 360° view, the working range is 0.4 meters to 5 meters, and the scan speed is 1 to 6 seconds depending on scanner configuration. The common applications are: scanning faces for cosmetic surgery and burn treatments (in table 1 are presented medical applications for 3D scanners), bracing products (Knees, elbows and ankles), dental scanning replaces the need to create physical dental molds for patients.

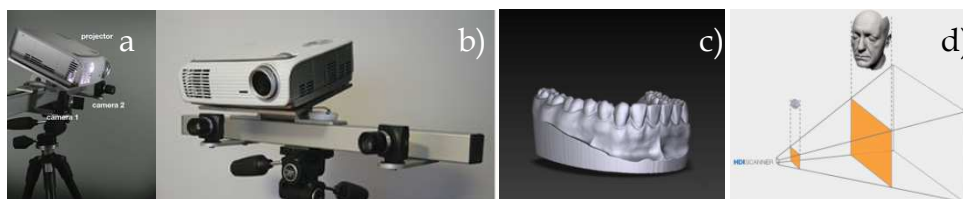


Fig. 6. a) Right view of 3D3 scanning system b) Front View of scanning system c) Dental scanning d) Field of view and face scanning

However this system only generates a 3D image and does not give as an output dimension measurements.

4. Laser scanning

Most of the contemporary non-contact 3D measurement devices are based on laser range scanning. The simplest devices, and also the least reliable, are based on the triangulation method. Laser triangulation is an active stereoscopic technique where the distance of the object is computed by means of a directional light source and a video camera. A laser beam is deflected from a mirror onto a scanning object. The object scatters the light, which is then

collected by a video camera located at a known triangulation distance from the laser (Azernikov & Fischer, 2008). Using trigonometry, the 3D spatial (XYZ) coordinates of a surface point are calculated. The charged couple device (CCD) camera's 2D array captures the surface profile image and digitizes all data points along the laser. The disadvantage of this method is that a single camera collects only a small percentage of the reflected energy. The amount of collected energy can be drastically increased by trapping the whole reflection conus. This improvement significantly increases the precision and reliability of the measurements. The measurement quality usually depends on surface reflection properties and lighting conditions. The surface reflection properties are dictated by a number of factors: a) angle of the laser ray hitting, b) surface material, and c) roughness. Owing to these factors, with some systems the measured object must be coated before scanning. More advanced systems provide automatic adaptation of the laser parameters for different surface reflection properties (Azernikov & Fischer, 2008).

There are a number of laser scanning systems on the market specifically engineered to scan manufactured parts smaller (10" L x 10" W x 16" H) than the human body. These systems are smaller than the typical laser body scanners mentioned below and employ a different scanning mechanism. The industrial units may pass a single laser stripe over the part or object multiple times at different orientations or rotate the part on a turntable. The smaller systems often have increased accuracy and resolution in their measurements when compared to their larger counterparts because of their reduced size and different scanning mechanisms. (Lerch et al., 2007)

4.1 Spatial discrimination

Given the nature of light there are discriminations to be performed in laser scanning systems, for example even in the best emitting conditions (single mode), the laser light does not maintain collimation with distance (e.g. check the beam divergence on scanner specifications sheets). In fact, the smaller the laser beam, the larger is the divergence produced by diffraction. For most laser scanning imaging device, the 3D sampling properties can be estimated using the Gaussian beam (see Figure 7) propagation formula and the Rayleigh criterion. This is computed at a particular operating distance, wavelength and desired spot size within the volume. Figure 4 illustrates that constraint ($\lambda = 0.633 \mu\text{m}$) (Beraldin, 2004).

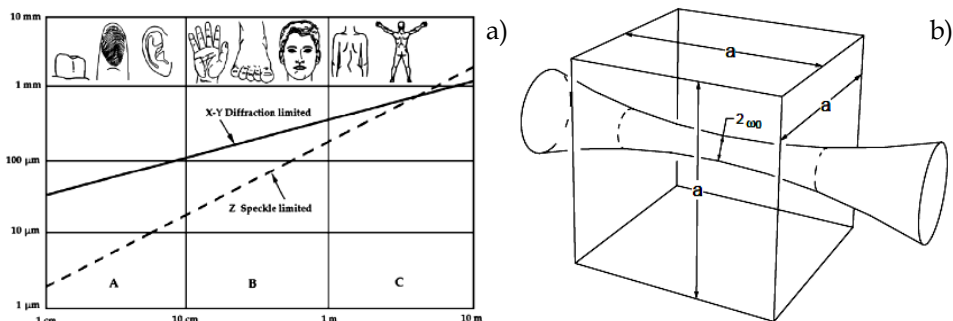


Fig. 7. a) Physical limits of 3D laser scanners as a function of volume measured. Solid line: X-Y spatial resolution limited by diffraction, Dashed line: Z uncertainty for triangulation-based systems limited by speckle. b) Gaussian Beam (Beraldin, 2004)

4.2 Body and medical 3D laser scanners

Of the diverse current methods for body scanning, laser scanners are used to graphically represent the silhouette and perform accurate measurements. The following systems are appropriate to perform the representation task but they have disadvantages which can decrease its measurement precision.

4.2.1 Vitus Smart 3D laser scanner

The scanning system developed by Human Solutions consists of two main components: the scanning assembly or booth and a PC with image reconstruction software. The scanning assembly is 4' wide by 4' deep by 10' high. (See figure 8) with a structural frame to keep the device stationary; curtains are hung from the frame to minimize outside light. Located in each of the four corners is a vertical column containing the essential scanning equipment: a low energy laser, and two charge coupled device (CCD) cameras, all of which ride together in an elevator assembly that travels up and down in the vertical column. When the system is calibrated correctly, the four elevator assemblies travel down the columns in unison, sweeping the scanning zone with a horizontal plane of laser light.

The laser light illuminates the contours of an object standing within the scanning zone and the CCD cameras record discrete points on these contours at each horizontal plane. The entire scan takes approximately 12 seconds (Lerch et al., 2007).



Fig. 8. Vitus 3D Laser Scanning

A computer attached to the scanner contains the user interface, data acquisition/reconstruction, and data analysis software, while interfacing with the motor controller. The computer software acquires data from the A/D converter and triangulates the discrete points for all of the horizontal planes, creating a point cloud representation of the object scanned. This process takes approximately 2 minutes to complete. After the data acquisition/reconstruction program is completed, a 3D image of the object is displayed on the computer screen. The point cloud data can be exported into proprietary and standard file formats (obj. dxf sdl. ascii) which can be imported into various computer aided design (CAD), finite element analysis (FEA). and rapid prototyping software packages (Lerch et al., 2007).

The elevated production costs of hardware components for the Vitus 3D Laser Scanning could be considered as a disadvantage. Moreover, precision electric motors should be used

for the displacement of the scanner units. Lastly, the whole scanner system must be calibrated so that the geometrical disposition of all the elements can be accurately determined. Any error in calibration will result in inaccurate measurements because there is no gap uncertainty in the calibration.

4.2.2 Konica Minolta 910

The Vivid 910 scanner (see figure 9) from Konica Minolta consists on a single camera and laser stripe, and acquires 3D data using triangulation. According to Konica the scanning process is comfortable, although subjects can see a quick flash of red when the laser stripe crosses the pupil. The laser is eye safe so the subject's eyes can remain open during scanning. The scan takes approximately 2.5 seconds and the subject must remain motionless during that time or a poor scan will result. The Vivid 910 managed to be accurate with a repeatability of 0.003 mm. (Boehnen & Flynn, 2005). There are three different zoom lenses available and an automatic focus system that allows scanning at a wide variety of distances from the camera (there is a tradeoff between image resolution and standoff). It is somewhat sensitive to lighting conditions and is necessary to operate on indoors environments (Boehnen & Flynn, 2005).

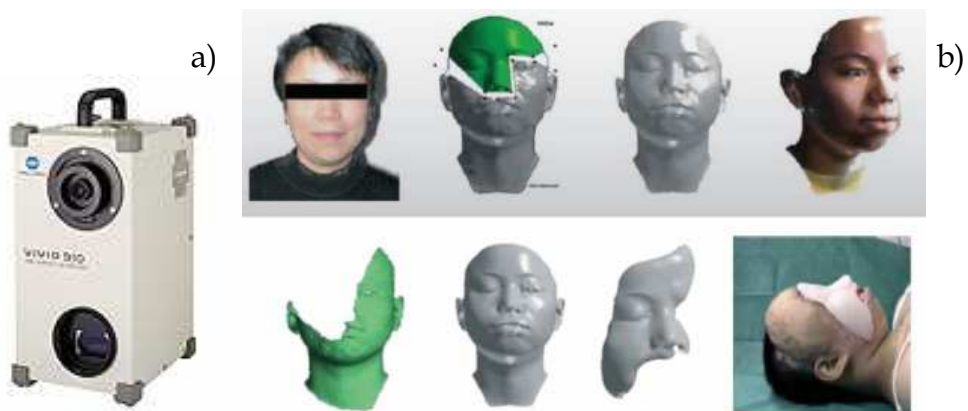


Fig. 9. a) Vivid 910 b) Rough procedures to create the missing part for visualization using Vivid scanner

4.2.3 3D Dynamic Triangulation scanner

The scanning system consists of four main components: electro-mechanical inclining angle system, laser beam projector, photodetector and software. A laser beam is projected onto the body and is detected by a photodetector which sets the angle of incidence. The system has a rotating system that allows inclining the angle for a complete scan. The system reduces measurement error because doesn't have independent elements to coordinate like Vitus Smart. The precision is 0.04 mm and allows a radiation-free representation of the profile.

The laser and the collimator are installed in own laser positioning system (PL) see figure 10. PL has its step drive, which on a command from the onboard computer can turn PL in a horizontal plane at each for one angle pitch (Rivas et al., 2008). On the other end of the bar is

located a scanning aperture (SA) (Sergiyenko et al, 2009). B_i is the angle detected and C_i is the output angle of the laser. The system works in the next way. By the command from the computer the bar is installed so that the SA rotation axis becomes perpendicular to plane XOY of reference system. PL puts the laser with the collimator, for example, in an extreme right position. The axis of the collimator (with the help of PV-step drive) then takes extreme top position (above the horizon). The laser and the SA are switched on. SA is rotated by the electromotor EM. At each SA turn a laser ray should hit an obstacle, is reflected diffusely by it (point S_{ij}) and returns to mirror in SA. At the moment when three objects - the point of reflection S_{ij} , the perpendicular to mirror and the vertical axis of SA - takes their common plane, perpendicular to plane XOY while SA is rotating, an optical signal, having travelled a path "S_{ij} - mirror M - objective O - optical channel OC - photoreceiver PR ". It makes an electrical stop signal. A start signal is previously formed by SA by means of a zero-sensor (installed on a bar b axis) (Rivas et al., 2008).

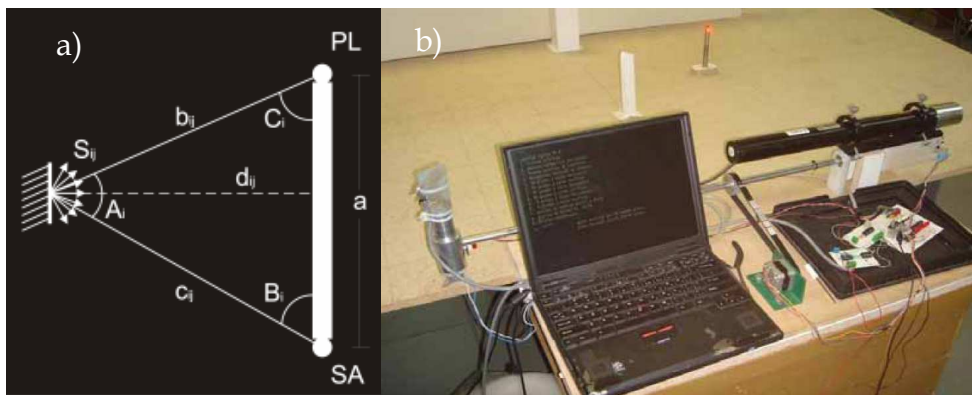


Fig. 10. a) Triangulation scheme, b) Dynamic triangulation scanner

The principle of this system is promising, although it has multiples disadvantages when the system is actually developed and running. The usage of the timing belts for the angular rotation of the system is one of them. Moreover, the system must undergo a thoroughly calibration to guarantee that the mirror rotates parallel to the system, and the receptor motor is not sufficient to guarantee constant rotational speed. Lastly, there are some components that vibrate and generate unwanted noise.

4.2.4 3D Rotational Body Scanner

The Rotational Body Scanner uses the principals of Dynamic Triangulation Scanner. (Basaca & Rodriguez, 2010). Increases its precision, decreases the mechanic noise sources and makes the addition of a stationary rotation system independent of timing belts (Rivas et al., 2008). The system receptor (see Figure 11) consist of 5 main components A) 45 degree rotational mirror, whose principal function is to direct the laser light beam towards the lenses (targets). B) Targets, whose function is to concentrate the light beam onto photodetector. C) DC Motor, which rotates the mirror. D) Photodetector, it captures the light beam located within the frequency range of the laser. E) Flat Bearing, allows the rotation in the angular axis of the system.

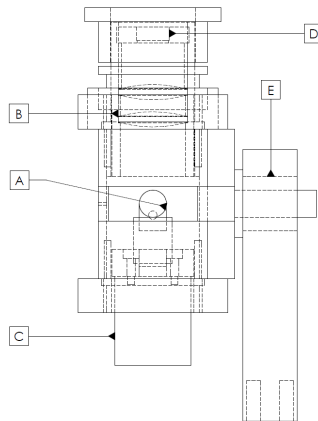


Fig. 11. System receptor

The system projector has 5 main components (see figure 12), which are the following: 1) Step Motor of angular rotation, whose main function is to control the rotation of the entire system. 2) Step motor for the mirror rotation, which controls the mirror rotation. 3) System's rotation gear, increases the precision of the system since it gives a 10:1 ratio gear-motor. 4) Mirror's rotation gear increases the precision of the system giving a 10:1 ratio gear. 5) Mirror, reflects the laser light beam towards the scanning body.

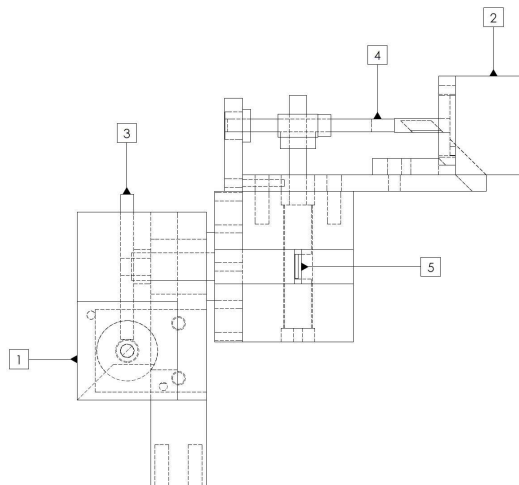


Fig. 12. System projector

The laser light projector emits the light at different angles towards the body. And at the same time the receptor rotates until it detects the light deflected by the body. When the mirror of the receptor deflects the scattered light towards the target and concentrates the light towards the photodetector, an electronic pulse is emitted which indicates the point has been detected. A relationship between the rotation time and detection time shows the angle

in which the receptor detects the point. Since the projector rotation is controlled by the user, the angle of the projector is known at all times. The relationship between the 2 angles and the known distance between the projector and receptor gives each of the captured coordinates.

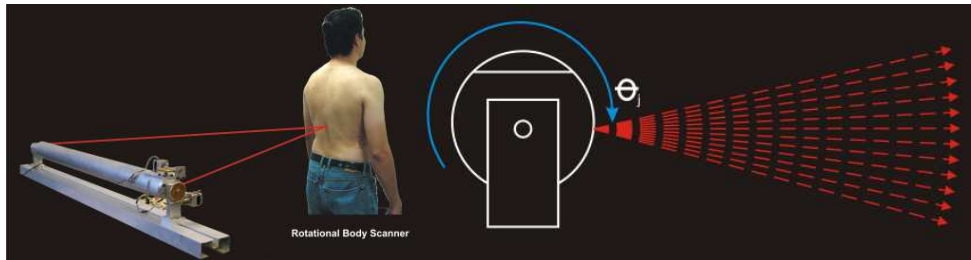


Fig. 13. 3D Rotational Body Scanner

As shown in figure 13, the projector and receptor are separated by a bar that gives the exact distance of 1 meter between them, and located in the bar is the laser light source. Within the bar the laser also gets aligned and locked avoiding measurement errors. The triangulation principle used is well known, and some of the advantages given by this system is the angular rotational mechanism (see figure 13) which allows the rotation with no chains, an increment in resolution of 10 times by using gears that gives 1 rotation for each 10 rotations that gives the step motor, inaccuracy caused by friction are decreased by using polytetrafluorethylene flat bearings which has the lowest friction coefficient of all materials, and the fabrication cost is economic.

4.3 Traceable 3D laser imaging metrology

The statement of uncertainty is based on comparisons with standards traceable to the national units (SI units) as requested by ISO 9000-9004. For example, manufacturers of theodolites and CMM manufacturers use specific standards to assess their measuring instruments. A guideline called VDI/VDE 2634 has been prepared in Germany for close range optical 3D vision systems. It contains acceptance testing and monitoring procedures useful for practical purposes for evaluating the accuracy of optical 3D measuring systems based on area scanning – bundle of rays. These systems work according to the principle of triangulation, e.g. fringe projection, Moiré techniques and photogrammetric/scanning systems based on area scanning (Beraldin et al., 2007). According to National Institute of Standards and Technology (NIST) in the Proceedings of the LADAR Calibration Facility Workshop, Gaithersburg, June 12 – 13, 2003 the steps to perform a 3D laser scanning calibration could be the following.

Calibration of the direction component: Using theodolite-type scanners, the direction affecting instrumental errors of the laser-scanner could be calibrated by procedures known from theodolites. These are:

1. Vertical axis wobble, which acts as a lever effect, if the scanner does not correct this influence by inclination sensors.
2. Eccentricity of scan center.
3. Collimation axis error.
4. Horizontal axis error.

However no internationally recognized standard or certification method exists; the evaluation of the accuracy, resolution, repeatability or measurement uncertainty of a 3D imaging system still remains the responsibility of the user.

5. Conclusions

Not all scanning methods are as accurate as the diverse applications demands. None of the systems is superior in every area of applications.

The MillimeterWave based systems are sufficient for object detection but underdeveloped to be used in the medical environment where accuracy is needed. The main disadvantage of these systems is that their accuracy and contrast are sacrificed to be able to perform real time scanning.

The diverse techniques used in Photogrammetry are appropriate to perform the modeling representation of the scanned objects, although not all techniques have the capability to perform measurements, such as the White Light Scanner by 3D3 Solutions mentioned above. This is one of the main reasons why the laser scanner based systems are preferred when measurements and surface areas are needed to be known, due to their attributes such as accuracy and efficiency.

If one of the system requirements to be met is that the 3D Model can be digitally rotated to offer its view in different angles, multiple laser scanner based systems can be used simultaneously. The speed of the laser scanning will be proportional to the number of systems used, since the simultaneously measurements of the multiple systems do not interfere between them. This laser scanning system attribute differs with the Photogrammetry based systems since they cannot perform the scan operation simultaneously due to the light projections interference, such as Formetric 3D/4D, which makes the speed ratio inversely proportional.

The 3D Rotational Body Scanner increases by 10 times its resolution in comparison with the former 3D Triangulation method. This is possible by using gears that gives 1 rotation per each 10 that gives the step motor. The increase in accuracy given by this improved method can be potentially used in other applications, for example, the scan of small parts of the human body, such as fingers and teeth.

Moreover, the 3D Rotational Body Scanner decreases significantly the mechanical sources of noise, and guarantee less calibration since is a more stable than the former 3D Dynamic Triangulation scanner.

The combination of the photogrammetry method and the 3D dynamic triangulation method could be an interesting area of opportunity. The image modeling phase could be obtained through the photogrammetry techniques and the accuracy and dimensional measurements could be complemented by the improved 3D Rotational Body Scanner system, although this is yet to be explored.

6. References

- Azernikov, S.; Fischer, A. (2008). Emerging non-contact 3D measurement technologies for shape retrieval and processing, *Virtual and Physical Prototyping*, Vol. 3, No. 2 (June 2008) pp 85-91, ISSN: 1745-2759.
- Básaca, Luis C.; Rodríguez, Julio C.; Sergiyenko, Oleg.; Tyrsa, Vera V; Hernández, Wilmar.; Nieto Hipólito, Juan I; Starostenko, Oleg. 3D Laser Scanning Vision System for

- Autonomous Robot Navigation, *Proceedings of IEEE (ISIE-2010)*, Bari, Italy, July 4-7, 2010, pp.1773-1779, ISBN 978-1-4244-6390-9.
- Beraldin, J.A.; Rioux, M.; Cournoyer, L.; Blais, F.; Picard, M.; Pekelsky, J (2007). Traceable 3D Imaging Metrology, *Proc. SPIE 6491*, ISBN: 9780819466044, California, USA, January 2007, SPIE, San Jose.
- Beraldin, J.A. (2004) Integration of Laser Scanning and Close-range Photogrammetry the Last Decade and Beyond, *ISPRS Journal of Photogrammetry and Remote Sensing*, Volume XXXV, No. B5 (July 2004) pp. 972-983, ISSN: 1682-1750.
- Bjarnason, J. E.; Chan, T. L. J.; Lee, A. W. M.; Celis, M. A.; Brown, E. R. (2004) Millimeter-wave, terahertz, and mid-infrared transmission through common clothing, *Applied Physics Letters*, Vol. 85, No. 4, (June 2004) pp. 519 -521, ISSN: 0003-6951.
- Boehnen, C.; Flynn, P. (2005) Accuracy of 3D Scanning Technologies in a Face Scanning Scenario, *Proceedings of 3-D Digital Imaging and Modelling*, pp 310-317, ISBN: 0-7695-2327-7, Ontario Canada, June 2005, IEEE, Ottawa.
- Calva, D.; Calva, S.; Landa, A.; Rudolph, H.; Lehman1, M. (2009). Face recognition system using fringe projection and moiré: characterization with fractal parameters, *IJCSNS*, Vol.9, No.7, (July 2009) pp 78 - 84, ISSN: 1738-7906.
- Creath, K.; Wyant, J. C. (1992). Moiré and Fringe Projection Techniques, *Optical Shop Testing*, Editor: Daniel Malacara pp. 653 - 685, John Wiley & Sons, ISBN: 0-471-52232-5, New York.
- Di, W.; Naiguang, L (2008). A pre-processing method for the fringe image in phase measuring profilometry, *Proc. SPIE*, Vol. 6623, No. 66231A, (March 2008) pp 1 - 8, ISSN: 0277-786X.
- Emmanuel P. Baltsavias (1999). A comparison between photogrammetry and laser scanning. *ISPRS Journal of Photogrammetry and Remote Sensing*, Vol. 54, No. 2-3, (March 1999) pp. 83 - 94, ISSN: 0924-2716.
- Haworth, C.D.; De Saint-Pern, Y.; Clark, D.; Trucco, E.; Petillot, Y.R. (2006). Detection and Tracking of Multiple Metallic Objects in Millimetre-Wave Images, *International Journal of Computer Vision*, Vol. 71, No. 2, (June 2006) pp 183-196, ISSN: 0920-5691
- Hierholzer, E. Drerup, B. (1995). High-resolution rasterstereography. *Three-Dimensional Analysis of Spinal Deformities*, Editors: Amico, D' M. Merolli, A. Santambrogio, G.C. pp. 435 - 439, The Netherlands: IOS Press, ISBN: 90-5199-181-9, Amsterdam.
- Howald, R.L.; Clark, G.; Hubert, J. Ammar, D. (2007), Millimeter Waves: The Evolving Scene, *Technologies for Homeland Security IEEE Conference on HST*, pp.234-239, ISBN: 1-4244-1053-5, Massachusetts USA, June 2007, IEEE, Woburn.
- Leifer, J. (2003) A close-range photogrammetry laboratory activity for mechanical engineering undergraduates, *Frontiers in Education*, 2003. FIE 2003. 33rd Annual, Vol 2, No F2E, (November 2003) pp 7 - 12, ISSN: 0190-5848.
- Lerch, T.; MacGillivray, M.; Domina, T. (2007). 3D Laser Scanning: A Model of multidisciplinary research, *Journal of Textil and Apparel, Technology and Management*, Vol. 5, No. 4 (October 2007) pp 1-21, ISSN: 1533-0915.
- Lippold, C.; Danesh, G.; Hoppe, G.; Drerup, B.; Hackenberg, L. (2007). Trunk Inclination, Pelvic Tilt and Pelvic Rotation in Relation to the Craniofacial Morphology in Adults, *Angle Orthodontist*, Vol. 77, No 1, (January 2007) pp 29 - 35, ISSN: 0003-3219.

- Liu, H.B.; Zhong, H.; Karpowicz, N.; Chen, Y. (2007) Terahertz Spectroscopy and Imaging for Defence and Security Applications, *Proceedings of the IEEE*, Vol. 95, No. 8, (October 2007) pp.1514-1527, ISSN: 0018-9219.
- Rivas Lopez, M.; Sergiyenko, O. & Tyrsa, V. (2008). Machine vision: approaches and limitations, In: *Computer vision*, Xiong Zhihui, (Ed.), pp. 395-428. Editorial: INTECH, ISBN 978-953-7619-21-3, Vienna, Austria.
- Rusinkiewicz, S.; Hall-Holt, O.; Levoy, M. (2002). Real-time 3D model acquisition. *ACM Transactions on Graphics (TOG)*, Vol. 21, No. 3, (July 2002) pp. 438 – 446, ISSN: 0730-0301.
- Sergiyenko, O.; Hernandez, W.; Tyrsa, V.; Devia Cruz, L.; Starostenko, O. & Pena-Cabrera, M. (2009). Remote Sensor for Spatial Measurements by Using Optical Scanning, *Sensors*, 9(7), July, 2009, MDPI, Basel, Switzerland, pp. 5477-5492. ISSN 1424-8220.
- Treleaven, B.; Wells, J. (2007). 3D Body Scanning and Healthcare Applications. *Computer*, Vol. 40, No. 7, (August 2007) pp. 28 – 34, ISSN : 0018-9162.