

UNIVERSIDAD NACIONAL DE HUANCABELICA

(Creado por Ley N° 25265)



FACULTAD DE INGENIERÍA ELECTRÓNICA - SISTEMAS

ESCUELA PROFESIONAL DE INGENIERÍA ELECTRÓNICA

TESIS

**BRAZO ARTICULADO DE TRES GRADOS DE LIBERTAD
CONTROLADO POR VOZ Y COMUNICACIÓN
INALÁMBRICA, PARA APOYO EN REHABILITACIÓN
MOTORA DE PERSONAS DISCAPACITADAS DEL
MIEMBRO SUPERIOR**

LÍNEA DE INVESTIGACIÓN: CONTROL Y AUTOMATIZACIÓN

**PARA OPTAR EL TÍTULO PROFESIONAL DE:
INGENIERO ELECTRÓNICO**

**PRESENTADO POR:
MARITZA ROCÍO ESPINOZA HUAMÁN
SAÚL ORE PACHECO**

HUANCAVELICA, 2015

SIONAL



Mg. Hipólito CARBAJAL MORÁN
Asesor



UNIVERSIDAD NACIONAL DE HUANCATELICA
(Creada por Ley N° 25265)
FACULTAD DE INGENIERÍA ELECTRÓNICA - SISTEMAS



ACTA DE SUSTENTACION DE TESIS

En el Auditorio de la Facultad de Ingeniería Electrónica - Sistemas, a los 17 días del mes de AGOSTO del año 2016, a horas 15:00, se reunieron; el Jurado Calificador, conformado de la siguiente manera:

Presidente: Mg. ING. ANGEL ALMIDON ELESCANO

Secretario: ING. CARLOS ABEL GALVAN MALDONADO

Vocal: M.Sc. JAVIER ALFREDO HERRERA MORALES

Ratificados con Resolución N° 305-2016-FIES-UNH del: proyecto de investigación (Tesis), Titulado: BRASO ARTICULADO DE TRES GRADOS DE LIBERTAD CONTROLADO POR VOZ Y COMUNICACIÓN INALÁMBRICA PARA APOYO EN REHABILITACIÓN MOTORA DE PERSONAS DISCAPACITADAS DEL MIEMBRO SUPERIOR

Cuyos autores son los graduado (s):

BACHILLER (S): MARITZA ROCIO ESPINOZA HUAMAN
SAUL ORE PACHECO

A fin de proceder con la evaluación y calificación de la sustentación del proyecto de investigación, antes citado.

Finalizado la evaluación; se invito al público presente y a los sustentantes a abandonar el recinto; y, luego de una amplia deliberación por parte del jurado, se llegó al siguiente el resultado:

APROBADO ☒ POR MAYORIA

DESAPROBADO ☐

En conformidad a lo actuado firmamos al pie.

Presidente

Secretario

Vocal

ÍNDICE

	Página
ÍNDICE DE TABLAS.....	vii
ÍNDICE DE FIGURAS.....	x
RESUMEN.....	xiii
ABSTRACT	xiii
INTRODUCCIÓN.....	xiii
CAPÍTULO I.....	1
PROBLEMA.....	1
1.1. PLANTEAMIENTO DEL PROBLEMA	1
1.2. FORMULACIÓN DEL PROBLEMA	5
1.2.1. Problema general.....	5
1.2.2. Problemas específicos.....	5
1.3. OBJETIVOS	6
1.3.1. Objetivo general.....	6
1.3.2. Objetivos específicos	6
1.4. JUSTIFICACIÓN	7
1.4.1. Justificación económica	7
1.4.2. Justificación tecnológica	7
1.4.3. Justificación social	8
1.4.4. Justificación ecológica	8
CAPÍTULO II.....	9
MARCO TEÓRICO	9
2.1. ANTECEDENTES	9
2.2. BASES TEÓRICAS	14
2.2.1. Brazo humano.....	14
2.2.2. Brazo articulado de 3 grados de libertad.....	16
2.2.3. Motores DC.....	18
2.2.4. Servomotores.....	20
2.2.5. Control por voz.....	22
2.2.6. Arduino nano.....	30

2.2.7.	Comunicación Bluetooth	32
2.2.8.	Persona discapacitada de miembro superior	33
2.2.9.	Rehabilitación motora	33
2.2.10.	SolidWorks.....	35
2.3.	HIPÓTESIS.....	36
2.3.1.	Hipótesis general	36
2.3.2.	Hipótesis específicas	36
2.4.	DEFINICIÓN DE TÉRMINOS	37
2.5.	IDENTIFICACIÓN DE VARIABLES	38
2.5.1.	Variable independiente	38
2.5.2.	Variables dependientes.....	39
2.6.	DEFINICIÓN OPERATIVA DE VARIABLES E INDICADORES.....	39
CAPÍTULO III.....		40
METODOLOGÍA DE LA INVESTIGACIÓN.....		40
3.1.	ÁMBITO DE ESTUDIO	40
3.2.	TIPO DE INVESTIGACIÓN	40
3.3.	NIVEL DE INVESTIGACIÓN	40
3.4.	MÉTODO DE INVESTIGACIÓN	41
3.5.	DISEÑO DE INVESTIGACIÓN	41
3.6.	POBLACIÓN, MUESTRA Y MUESTREO	42
3.6.1.	Población	42
3.6.2.	Muestra.....	42
3.6.3.	Muestreo.....	45
3.7.	TÉCNICAS E INSTRUMENTOS DE RECOLECCIÓN DE DATOS	45
3.8.	PROCEDIMIENTO DE RECOLECCIÓN DE DATOS	46
3.9.	TÉCNICAS DE PROCESAMIENTO Y ANÁLISIS DE DATOS	46
CAPÍTULO IV		47
RESULTADOS		47
4.1.	BRAZO ARTICULADO DE TRES GRADOS DE LIBERTAD CONTROLADO POR VOZ Y COMUNICACIÓN INALÁMBRICA.....	47
4.1.1.	Interface de control por voz de brazo articulado	48

4.1.2.	Diseño e implementación del mecanismo del brazo articulado de tres grados de libertad	54
4.1.3.	Módulo de control del mecanismo del brazo articulado	69
4.2.	PRUEBAS ESTADÍSTICAS DE FUNCIONAMIENTO DEL MECANISMO DEL BRAZO ARTICULADO DE TRES GRADOS DE LIBERTAD	71
4.2.1.	Prueba estadística de funcionamiento de articulación de muñeca.....	72
4.2.2.	Prueba estadística de funcionamiento de articulación de codo	73
4.2.3.	Prueba estadística de funcionamiento de articulación de hombro	75
4.2.4.	Prueba estadística de trayectoria recorrida por el segmento de la mano.....	76
4.2.5.	Prueba estadística de trayectoria recorrida por el segmento del antebrazo.....	78
4.2.6.	Prueba estadística de trayectoria recorrida por el segmento del brazo.....	79
4.3.	DISCUSIÓN.....	81
4.3.1.	Prueba de hipótesis específica 1	82
4.3.2.	Prueba de hipótesis específica 2	83
4.3.3.	Prueba de hipótesis general	84
	CONCLUSIONES.....	85
	RECOMENDACIONES.....	86
	REFERENCIA BIBLIOGRÁFICA	87
	ARTÍCULO CIENTÍFICO	90
	ANEXOS.....	100
	Anexo A.....	101
	Anexo B.....	102
	Anexo C.....	104
	Anexo D.....	105
	Anexo E.....	115
	Anexo F.....	117

ÍNDICE DE TABLAS

	Página
Tabla 1.1. Total por año de población discapacitada por departamento del año 2006 al año 2013	2
Tabla 1.2. Total por año de población discapacitada según discapacidad del año 2006 al año 2013	3
Tabla 2.1. Rangos de movilidad del brazo humano	15
Tabla 2.2. Evolución de versiones y fechas de distribución de Android	30
Tabla 2.3. Definición operativa de variables e indicadores.	39
Tabla 3.1. Velocidades deseadas y obtenidas en el mecanismo del brazo articulado de tres grados de libertad	43
Tabla 3.2. Trayectorias de la mano, antebrazo y brazo deseadas y obtenidas en el mecanismo del brazo articulado de tres grados de libertad.	44
Tabla 3.3. Instrumento de recolección de datos	45
Tabla 3.4. Tabla de niveles de confianza de “t” para $gl=49$	46
Tabla 4.1. Comandos de voz y su codificación para control de brazo articulado de tres grados de libertad.	49
Tabla 4.2. Rango de ángulos de movimientos del mecanismo del brazo articulado de tres grados de libertad	55
Tabla 4.3. Longitud de los eslabones o segmentos del mecanismo del brazo articulado de tres grados de libertad	56
Tabla 4.4. Masa de las piezas que conforman el brazo articulado	59
Tabla 4.5. Peso de segmento del brazo de una persona de 53 Kg.	63
Tabla 4.6. Parámetros de actuador M1 seleccionado	64
Tabla 4.7. Parámetros de actuador M2 seleccionado	66
Tabla 4.8. Parámetros de actuador M3 seleccionado	67
Tabla 4.9. Torque calculado para el brazo de una persona de 100 Kg.....	68
Tabla 4.10. Torque calculado para el brazo de una persona de 100 Kg.....	68
Tabla 4.11. Estadística de muestras apareadas de velocidad del actuador de la articulación de la muñeca.	72

Tabla 4.12. Correlación de muestras apareadas de velocidad del actuador de la articulación de la muñeca.	73
Tabla 4.13. Prueba t de muestras apareadas de velocidad del actuador de la articulación de la muñeca.	73
Tabla 4.14. Estadística de muestras apareadas de velocidad del actuador de la articulación del codo.	74
Tabla 4.15. Correlación de muestras apareadas de velocidad del actuador de la articulación del codo.	74
Tabla 4.16. Prueba t de muestras apareadas de velocidad del actuador de la articulación del codo.	74
Tabla 4.17. Estadística de muestras apareadas de velocidad del actuador de la articulación del hombro.	75
Tabla 4.18. Correlación de muestras apareadas de velocidad del actuador de la articulación del hombro.	75
Tabla 4.19. Prueba t de muestras apareadas de velocidad del actuador de la articulación del hombro.	76
Tabla 4.20. Estadística de muestras apareadas de la trayectoria recorrida por el segmento de la mano.....	77
Tabla 4.21. Correlación de muestras apareadas de la trayectoria recorrida por el segmento de la mano.....	77
Tabla 4.22. Prueba t de muestras apareadas de la trayectoria recorrida por el segmento de la mano.....	77
Tabla 4.23. Estadística de muestras apareadas de la trayectoria recorrida por el segmento del antebrazo.....	78
Tabla 4.24. Correlación de muestras apareadas de la trayectoria recorrida por el segmento del antebrazo.....	78
Tabla 4.25. Prueba t de muestras apareadas de la trayectoria recorrida por el segmento del antebrazo.....	79
Tabla 4.26. Estadística de muestras apareadas de la trayectoria recorrida por el segmento del brazo.....	80

Tabla 4.27. Correlación de muestras apareadas de la trayectoria recorrida por el segmento del brazo.....	80
Tabla 4.28. Prueba t de muestras apareadas de la trayectoria recorrida por el segmento del brazo.....	80



ÍNDICE DE FIGURAS

	Página
Figura 2.1. Movimientos del brazo humano.....	15
Figura 2.2. Movimiento de flexión y extensión del codo	15
Figura 2.3. Dimensiones del ser humano	16
Figura 2.4. Brazo articulado extendido de 3 grados de libertad.....	17
Figura 2.5. Motor de corriente directa.....	19
Figura 2.6. Señal de control de velocidad PWM para motores de corriente directa	20
Figura 2.7. Servomotor.....	21
Figura 2.8. Control PWM de posición del servomotor	22
Figura 2.9. Interface de programación de App Inventor.....	24
Figura 2.10. Diagrama de funcionamiento de App Inventor.....	25
Figura 2.11. Uso de sentencias de App Inventor.....	26
Figura 2.12. Estructuras condicionales de App Inventor.....	26
Figura 2.13. Bucles empleados en App Inventor	27
Figura 2.14. Diagrama de asignación de variables de App Inventor	28
Figura 2.15. Diagrama de funcionamiento de App Inventor.....	28
Figura 2.16. Icono Identificador de Android	29
Figura 2.17. Arduino nano 3.0	31
Figura 2.18. Icono de Bluetooth.....	32
Figura 2.19. Persona con discapacidad temporal de miembro superior	33
Figura 2.20. Diseño 3D en Solidworks	36
Figura 4.1. Diagrama de bloques del brazo articulado de tres grados de libertad controlado por voz y comunicación inalámbrica	48
Figura 4.2. Diagrama de flujo de la interface de control por voz de brazo articulado desarrollado en Android	50
Figura 4.3. Interface de control por voz de brazo articulado desarrollado en Android	51
Figura 4.4. Bloque de conexión de comunicación por bluetooth	51

Figura 4.5.	Bloque de reconocimiento de voz, asignación de código y envío de comando por bluetooth.....	52
Figura 4.6.	Continuación Bloque de reconocimiento de voz, asignación de código y envío de comando por bluetooth	53
Figura 4.7.	Articulaciones y eslabones del brazo articulado de tres grados de libertad.....	56
Figura 4.8.	Eslabón mano del brazo articulado de tres grados de libertad	57
Figura 4.9.	Eslabón antebrazo del mecanismo articulado de tres grados de libertad.....	58
Figura 4.10.	Eslabón brazo del mecanismo articulado de tres grados de libertad.....	58
Figura 4.11.	Eslabón brazo del mecanismo articulado de tres grados de libertad.....	59
Figura 4.12.	Estructura del brazo articulado de tres grados de libertad	61
Figura 4.13.	Pesos que actúan sobre el mecanismo del brazo articulado.....	62
Figura 4.14.	M1 seleccionado para la articulación de la muñeca	65
Figura 4.15.	M2 seleccionado para la articulación del codo	66
Figura 4.16.	M3 seleccionado para la articulación del codo	67
Figura 4.17.	Diagrama de flujo de la operación del control del mecanismo del brazo articulado.....	69
Figura 4.18.	Circuito electrónico del módulo de control del mecanismo del brazo articulado.....	70
Figura 4.19.	Desarrollo del software de control del mecanismo	71
Figura 4.20.	Resultado de velocidad deseada y medición de velocidad obtenida en la articulación muñeca M1 del mecanismo del brazo articulado.....	72
Figura 4.21.	Resultado de velocidad deseada y velocidad obtenida en la articulación de codo M2 del mecanismo del brazo articulado.....	73
Figura 4.22.	Resultado de velocidad deseada y velocidad obtenida en la articulación M3 del mecanismo del brazo articulado.	75
Figura 4.23.	Resultado de trayectoria deseada versus trayectoria obtenida en la mano del mecanismo del brazo articulado	76
Figura 4.24.	Resultado de trayectoria deseada versus trayectoria obtenida en el antebrazo del mecanismo del brazo articulado	78

Figura 4.25. Resultado de trayectoria deseada versus trayectoria obtenida en el
brazo del mecanismo del brazo articulado 79



RESUMEN

La discapacidad del miembro superior es la incapacidad que tienen las personas de realizar movimientos con las manos, brazo y antebrazo. Las causas de esta son variadas. Las más comunes son las lesiones medulares, las cuales no solo afectan a las manos en estos casos, sino también a todo el brazo o ambos brazos, dependiendo del grado de la lesión. Los traumas en los brazos, con la consiguiente lesión en músculos, nervios y huesos, también producen esta deficiencia. Para dar solución a esta discapacidad se somete a los pacientes a un proceso de rehabilitación. La investigación propone un mecanismo en este proceso de rehabilitación, por lo que se plantea como objetivo: Establecer un controlador, por comandos de voz y comunicación inalámbrica, de velocidad y trayectorias, que debe seguir el hombro, codo y muñeca, con las articulaciones del brazo de tres grados de libertad. El método empleado es el sistémico, ya que el funcionamiento del brazo articulado es estudiado como un todo, partiendo de las entradas que son las instrucciones de control que provienen de los comandos de voz hasta las salidas que activan las articulaciones de los eslabones de la mano, antebrazo y brazo. Se estableció que el controlador por comandos de voz y comunicación inalámbrica por bluetooth integrado con un controlador digital, y permitió controlar la velocidad de los motores de las articulaciones muñeca, codo y hombro que son parte del brazo de tres grados de libertad, las velocidades obtenidas tienen diferencias de poca significancia con la velocidad deseada por el usuario. En conclusión se diseñó e implementó el controlador por comandos de voz y comunicación inalámbrica, para controlar las trayectorias de movimientos de flexión – extensión del hombro de -0° a 120° , movimiento de flexión – extensión del codo de 0° a 120° y movimiento de flexión – extensión de la muñeca de -30° a 60° , con las articulaciones del brazo de tres grados de libertad.

Palabras claves: brazo articulado, control por voz, apoyo, rehabilitación.

ABSTRACT

The upper limb disability is the inability of people to perform movements with the hands, arm and forearm. The causes of this disability are varied. The most common are spinal injuries, which not only affect the hands in these cases, but also the entire arm or both arms, depending on the degree of the injury. The traumas in the arms, with the consequent injury in muscles, nerves and bones, also produce this deficiency. To solve this disability, patients undergo a rehabilitation process. The research proposes a mechanism in this rehabilitation process, so it is proposed as a goal: Establish a controller, by voice commands and wireless communication, speed and trajectories, which must follow the shoulder, elbow and wrist, with the articulations of the arm of three degrees of freedom. The method used is the systemic, since the operation of the articulated arm is studied as a whole, starting from the inputs that are the control instructions that come from the voice commands to the outputs that activate the joints of the links of the hand, forearm and arm. It was established that the controller by voice commands and wireless communication by bluetooth integrated with a digital controller, and allowed to control the speed of the motors of the wrist, elbow and shoulder joints that are part of the arm of three degrees of freedom, obtained speeds they have differences of little significance with the speed desired by the user. In conclusion, the controller was designed and implemented by voice commands and wireless communication, to control the trajectories of flexion-extension movements of the shoulder from -0° to 120° , flexion-extension movement of the elbow from 0° to 120° and flexion movement - wrist extension from -30° to 60° , with arm joints of three degrees of freedom.

Key words: articulated arm, voice control, support, rehabilitation.

INTRODUCCIÓN

El derecho a la salud de las personas con discapacidad, presenta un análisis respecto a la actualidad de rehabilitación y la problemática de los sistemas actuales de rehabilitación en el país. La oferta de servicios de rehabilitación se concentra en pocos establecimientos de salud. Para apoyar en la rehabilitación de personas discapacitadas se miembros superiores muchos investigadores plantearon mecanismos con diferentes configuraciones. Este trabajo de investigación parte de la hipótesis de que el controlador por comandos de voz y comunicación inalámbrica por Bluetooth, controla la velocidad y las trayectorias que debe seguir el hombro, codo y muñeca, con las articulaciones del brazo de tres grados de libertad, para apoyo en rehabilitación motora de personas discapacitadas del miembro superior. Se obtuvo como resultado un controlador por comandos de voz y comunicación inalámbrica, que controla las trayectorias de movimientos de flexión – extensión del hombro, movimiento de flexión – extensión del codo y movimiento de flexión – extensión de la muñeca.

El trabajo de investigación está organizado de la siguiente manera:

Capítulo I; en este capítulo se aborda el planteamiento del problema, así como la formulación y los objetivos.

Capítulo II; contiene el marco teórico incluyendo los antecedentes y las bases teóricas que son el soporte para el desarrollo del trabajo de Tesis. También contiene la hipótesis y las variables de estudio.

Capítulo III; contiene la metodología de la investigación, la población, muestra y muestreo, así como las técnicas e instrumentos empleados y los procedimientos de toma de datos como la técnica de análisis de datos.

Capítulo IV; contiene la presentación de resultados y la discusión de los mismos.

Los investigadores.

CAPÍTULO I

PROBLEMA

1.1. PLANTEAMIENTO DEL PROBLEMA

La discapacidad del miembro superior es la incapacidad que tienen las personas de realizar movimientos con las manos, brazo y antebrazo. Las causas de esta son variadas. Las más comunes son las lesiones medulares, las cuales no solo afectan a las manos en estos casos, sino también a todo el brazo o ambos brazos, dependiendo del grado de la lesión. Los traumas en los brazos, con la consiguiente lesión en músculos, nervios y huesos, también producen esta deficiencia. Otro factor son las enfermedades degenerativas de las articulaciones como la artrosis. Arroyo J. 2008, en su trabajo: El derecho a la salud de las personas con discapacidad, presenta un análisis respecto a la actualidad de rehabilitación y la problemática de los sistemas actuales de rehabilitación en el país. La oferta de servicios de rehabilitación se concentra en el sector salud en 75 establecimientos que brindan atención especializada, que son insuficientes. 38 de estos establecimientos son del MINSA, 26 de EsSALUD, 7 de la Sanidad de las FFAA y PNP y 4 son privados [1].

Uno de los centros de rehabilitación más conocido es el Instituto Especializado de Rehabilitación, con sede en la ciudad de Lima, el cual está al servicio de las personas con discapacidad y se ha consolidado como una institución moderna en su género; ocupa el más alto nivel de complejidad de atención en la red de Servicios de Salud y por tanto es el ente rector, normativo y dinamizador de las acciones de Rehabilitación de nuestro País. Cuenta con una amplia gama de servicios que permite que la persona con una discapacidad compleja que los solicite pueda obtener el mayor beneficio posible sin tener que buscar recursos fuera de la Institución¹.

¹ Instituto Nacional de Rehabilitación. URL: <http://www.inr.gob.pe/>. Consultado el 25 de febrero de 2015.

El organismo encargado de velar por los derechos de las personas con discapacidad es el Consejo Nacional de la Persona con Discapacidad (CONADIS), dada la naturaleza y Misión para la que fue creado, juega un papel determinante en el logro de la finalidad y la aplicación de la ley 27050, ya que se constituye como el ente rector a nivel nacional en cuanto a política, normatividad y promoción de acciones afirmativas en beneficio de las personas con discapacidad. Asimismo, supervisa y vigila el cumplimiento de la Ley General de la Persona con discapacidad, su reglamento y normas conexas en la materia; así como en la realización de estudios y proyectos que permitan alternativas de Integración y desarrollo de dicha población [2]. CONADIS registra a personas discapacitadas a nivel nacional por departamentos (ver Tabla 1.1), y en las estadísticas lo clasifica según el tipo de discapacidad, siendo la discapacidad motriz el de más alta incidencia que supera el 47 % de todas las discapacidades registradas (ver tabla 1.2). Esta discapacidad motriz involucra la discapacidad de miembros inferiores, discapacidad de miembros superiores, hemiplejía y paraplejía.²

Tabla 1.1. Total por año de población discapacitada por departamento del año 2006 al año 2013

DEPARTAMENTO	AÑO							
	2,006	2,007	2,008	2,009	2,010	2,011	2,012	2,013
Amazonas	8	16	10	13	145	200	207	39
Ancash	199	315	229	306	237	507	501	43
Apurímac	136	222	235	240	488	582	600	54
Arequipa	342	360	507	361	546	1,037	1,012	226
Ayacucho	273	136	243	168	203	123	213	26
Cajamarca	168	152	148	194	225	218	257	80
Callao	362	331	434	638	622	428	446	191
Cusco	262	458	370	190	311	787	1,019	180
Huancavelica	26	50	27	42	135	49	140	34
Huánuco	453	381	200	131	158	177	508	31
Ica	134	138	54	285	220	251	411	122

² CONADIS. *Estadística del total de población con discapacidad, según tipo de discapacidad*. URL: <http://www.conadisperu.gob.pe/estadisticas/104-estadisticas/833-total-de-población-con-discapacidad-segun-discapacidad.html>. Citado el 28 de febrero de 2015.

Junín	797	952	771	378	398	405	672	554
La libertad	71	593	239	316	428	730	719	31
Lambayeque	170	190	203	145	188	715	713	25
Lima	3797	3177	3476	4183	4036	3299	3771	2072
Loreto	120	166	124	108	146	407	446	96
Madre de dios	3	3	13	10	93	23	139	21
Moquegua	84	88	106	67	239	141	175	12
Pasco	262	319	115	62	379	279	517	244
Piura	428	422	344	460	805	1088	1638	432
Puno	794	526	465	605	550	587	694	80
San Martin	16	123	137	53	161	308	389	31
Tacna	202	172	209	179	131	392	387	43
Tumbes	133	102	302	126	246	277	295	1755
Ucayali	3	131	32	120	50	59	142	47
Total	9,243	9,523	8,993	9,380	11,140	13,069	16,011	6,469

Fuente: Consejo Nacional de la Persona con Discapacidad (CONADIS)

Tabla 1.2. Total por año de población discapacitada según discapacidad del año 2006 al año 2013

TIPO DISCAPACIDAD	AÑO								Total Porcentaje por discapacidad (%)
	2,006	2,007	2,008	2,009	2,010	2,011	2,012	2,013	
Ceguera	1,107	1,285	1,167	1,133	1,380	1,863	1,971	834	12.21
Auditiva	999	975	993	987	1,107	1,353	1,428	602	9.6
Mental	291	284	271	302	384	469	493	199	3.06
Intelectual	2,217	2,326	2,360	2,726	3,114	4,582	4,835	2,129	27.62
Motriz	4,597	4,699	4,148	4,200	5,072	7,234	7,632	3,762	47.02
Sordo ceguera	34	56	54	32	84	51	55	62	0.49
Total	9,245	9,625	8,993	9,380	11,141	15,552	16,414	7,588	100

Fuente: Consejo Nacional de la Persona con Discapacidad (CONADIS)

Existe en el campo de la salud de personas con discapacidad una brecha entre demanda y oferta muy superior a la existente en el resto de problemas de salud. En todos los demás problemas hay una tasa de no acceso a consulta institucional

del 53,3%, que suma al 44,8% que no se atiende pese a sufrir malestares y al 8,7% que busca atención en consulta no institucional. En el caso de las personas con discapacidad, la demanda no atendida en rehabilitación especializada es del 90% de la franja que debería recibirla, esto es, sólo se atiende el 10% de personas con discapacidad que requiere rehabilitación especializada. La otra gran franja de población con discapacidad, que requiere una rehabilitación básica o basada en la comunidad, parece no existir, ya que de cada 100 personas con discapacidad sólo una se atiende en forma especializada [3].

Lo más grave en el caso de las personas que requieren rehabilitación es que no se atienden en servicios profesionales de salud, y que, incluso si buscaran servicios, no los encontrarían porque la oferta de servicios de rehabilitación es muy pequeña y está concentrada en la capital. Lima tiene 38 de los 75 centros con servicios especializados en rehabilitación. Lima tiene, además, a 160 del total de 243 neurólogos registrados en el Colegio Médico, a 381 de los 468 psiquiatras, a 150 de los 223 especialistas en medicina física y rehabilitación. Hay 8 regiones sin médicos especializados en medicina física y rehabilitación y en neurología, 7 regiones sin psiquiatras y 19 sin geriatras [3].

Aguirre FA, Villarreal MR. 2011, en el 10° Congreso nacional de mecatrónica presentan el estudio de la trayectoria de un brazo normal y determinan que, en el 80 % del proceso de rehabilitación el miembro superior debe seguir una trayectoria definida por: movimiento del hombro de -180° a 50° , movimiento del codo de 0° a 145° y movimiento de muñeca de -70° a 90° [4]. Este estudio servirá de base para el desarrollo de la investigación que se propone.

En el ámbito internacional, Muri F. y Carbajal C. 2013, en el trabajo: Diseño de un sistema de rehabilitación para miembro superior en entorno de realidad virtual, describe el diseño y desarrollo de un sistema capaz de adquirir señales electromiográficas³ de superficie, digitalizarlas y procesarlas en una computadora personal, para ser usadas como control de un objeto de realidad virtual que representa al miembro superior [5]. Pérez MA. 2011, en la tesis de maestría en

³ Técnica para la evaluación y registro de la actividad eléctrica producida por los músculos esqueléticos.
URL: <http://es.wikipedia.org/wiki/Electromiograf%C3%ADa>. Visitado el 27 de febrero de 2015.

ingeniería mecánica desarrolla el análisis cinemático e implementa una mano robótica servo-articulada aplicable como prótesis [6]. Zambrano I, Buitrón J. 2009, en la tesis para optar el título de Ingeniero en Electricidad, especialidad en Electrónica y Automatización Industrial, diseña y construye un equipo de rehabilitación muscular basado en la magnetoterapia [7].

En el ámbito nacional, Zapata MA. 2010, en el trabajo de tesis para optar el título de ingeniero Electrónico, diseña un estimulador eléctrico funcional para rehabilitación física en miembros distales superiores con disfunción motriz [8].

Tomando como referencia los trabajos antes citados y aportar con la solución al problema de la rehabilitación de personas con discapacidad motriz temporal, se propone el diseño e implementación de un brazo articulado de 3 grados de libertad con acción mecánica efectuada por 02 motores DC y un servomotor, con movimiento controlado por comandos de voz, empleando como medio de comunicación, entre el sistema de reconocimiento de voz y el módulo de control de articulaciones, una red inalámbrica implementada con Bluetooth⁴.

1.2. FORMULACIÓN DEL PROBLEMA

1.2.1. Problema general

- ¿Cómo controlar por comandos de voz y comunicación inalámbrica la velocidad y las trayectorias que debe seguir el hombro, codo y muñeca, con las articulaciones del brazo de tres grados de libertad, para apoyo en rehabilitación motora de personas discapacitadas del miembro superior?

1.2.2. Problemas específicos

- ¿Qué tipo de controlador, accionado por comandos de voz y comunicación inalámbrica por Bluetooth, controla adecuadamente la velocidad de los motores de las articulaciones del brazo de tres grados de libertad?

⁴ Bluetooth. URL: <http://es.wikipedia.org/wiki/Bluetooth>. Visitado el 27 de febrero de 2015.

- ¿Qué tipo de controlador accionado por comandos de voz y comunicación inalámbrica por Bluetooth, controla adecuadamente las trayectorias de movimiento del hombro de 0° a 120° , movimiento del codo de 0° a 120° y movimiento de muñeca de -30° a 60° ?

1.3. OBJETIVOS

1.3.1. Objetivo general

- Establecer un controlador por comandos de voz y comunicación inalámbrica para el control de velocidad y trayectorias que debe seguir el hombro, codo y muñeca, con las articulaciones del brazo de tres grados de libertad, para apoyo en rehabilitación motora de personas discapacitadas del miembro superior.

1.3.2. Objetivos específicos

- Establecer el tipo de controlador, accionado por comandos de voz y comunicación inalámbrica por Bluetooth, que controla adecuadamente la velocidad de los motores de las articulaciones del brazo de tres grados de libertad.
- Establecer el tipo de controlador accionado por comandos de voz y comunicación inalámbrica por Bluetooth, que controla adecuadamente las trayectorias de movimiento del hombro de 0° a 120° , movimiento del codo de 0° a 120° y movimiento de muñeca de -30° a 60° .

1.4. JUSTIFICACIÓN

1.4.1. Justificación económica

El sistema de control por voz fue desarrollado sobre una plataforma gratuita de Google Labs, que ofrece el App Inventor del Massachusetts Institute of Technology (MIT) para sistemas operativos de celulares Android, distribuido como parte del sistema operativo GNU de la Free Software Foundation⁵. La estructura del brazo articulado de 3 grados de libertad está construida en material ligero, cada una de las tres articulaciones está constituida por motores DC servo controlados de bajo costo. Por otro lado el mecanismo al cumplir la función de asistir en la rehabilitación de personas discapacitadas de los miembros superiores, será capaz de reemplazar las labores asistenciales de un terapeuta. Permitiendo la reducción del costo de rehabilitación de personas discapacitadas del miembro superior.

1.4.2. Justificación tecnológica

El sistema de control por voz es desarrollado sobre App Inventor con una programación gráfica de tipo Scratch⁶ de fácil uso que se implementa en celulares con sistemas operativos Android. La comunicación entre el sistema de control por voz y el brazo articulado de tres grados de libertad, se hará usando la tecnología inalámbrica emergente basada en Bluetooth⁷. Por lo que el prototipo implementado hace uso de tecnología reciente con fácil adaptación al usuario, lo que permitió, con esta investigación, obtener un producto tecnológico que integra productos de tecnología emergente.

⁵ Helmy O. App Inventor. URL: http://es.wikipedia.org/wiki/App_Inventor. Citado el 5 de marzo de 2015.

⁶ Lenguaje de programación gráfica online.

⁷ Especificación industrial para redes inalámbricas de área personal, con capacidad para comunicación de voz y datos.

1.4.3. Justificación social

El prototipo implementado al ser aplicado en la rehabilitación de personas con discapacidad del miembro superior, permite planificar la recuperación del paciente dependiendo del grado de complejidad del mismo, donde el paciente después de un tratamiento con el brazo de tres grados de libertad de manera automatizada, estará en condiciones de reinsertarse a sus labores cotidianas en la sociedad, lo que implica la mejora de su calidad de vida.

1.4.4. Justificación ecológica

El prototipo a implementarse funcionará con energía eléctrica, siendo esta energía limpia, la máxima potencia que consume el prototipo para generar los movimientos de rehabilitación es de 60 Watts, lo que es considerado de bajo consumo energético, por otro lado, en la comunicación se emplea la tecnología de bajo consumo como es Bluetooth que es una especificación industrial para Redes Inalámbricas de Área Personal (WPAN) que posibilita la transmisión de voz y datos entre diferentes dispositivos mediante un enlace por radiofrecuencia en la banda ISM de los 2,4 GHz.

CAPÍTULO II

MARCO TEÓRICO

2.1. ANTECEDENTES

Como antecedentes para el desarrollo de este trabajo de investigación se tiene las siguientes investigaciones:

Muri F, Carbajal C. Diseño de un sistema de rehabilitación para miembro superior en entorno de realidad virtual. Ingeniería biomédica. 2 de Julio - Diciembre 2013; 7(14): p. 81-89.

Este trabajo describe el diseño y desarrollo de un sistema capaz de adquirir señales electromiográficas de superficie, digitalizarlas y procesarlas en una computadora personal, para ser usadas como control de un objeto de realidad virtual que representa al miembro superior. La clasificación de la intencionalidad del usuario se realiza mediante la configuración y entrenamiento de una red neuronal artificial. Luego se presenta en tiempo real la animación en realidad virtual de los movimientos realizados por el miembro superior. Los resultados para los cuatro voluntarios estudiados, indican una tasa de clasificación positiva en promedio del 75% para cada uno de ellos [5].

Pérez MA. Análisis cinemático e implementación de una mano robótica servo-articulada aplicable como prótesis. [Tesis para obtener el grado de maestro en Ingeniería Mecánica]. México D.F: Instituto Politécnico Nacional, Escuela Superior de Ingeniería Mecánica y Eléctrica.

En esta investigación se analiza la cinemática de la mano y se implementa una mano robótica servo articulada. El procesamiento de imágenes y la síntesis del mecanismo fueron pilares fundamentales para la generación detallada de un modelo tridimensional utilizando el programa de cómputo Solidworks ®, que posteriormente fue la interface para obtener una impresión tridimensional del prototipo [6].

Zapata MA. Diseño de un estimulador eléctrico funcional para rehabilitación física en miembros distales superiores con disfunción motriz [Tesis para optar el Título de Ingeniero Electrónico]. Lima: Pontificia Universidad Católica del Perú, Facultad de Ciencias e Ingeniería; 2010. p. 74.

En el trabajo se diseña un estimulador eléctrico funcional, que es un dispositivo biomédico de asistencia desarrollado para restaurar las funciones motoras perdidas en diversos órganos del cuerpo humano que se vean privados de un control, normalmente debido a una lesión de los nervios que lo inervan, como por ejemplo la pérdida de control sobre los movimientos de las manos. El estimulador genera un estímulo en corriente o voltaje, adecuado para la activación neuromuscular usando como por ejemplo pulsos bifásicos rectangulares con modulación o con patrones de N-pulsos. El trabajo tuvo como objetivo el diseño de un dispositivo no invasivo, económico, portátil y de fácil manejo para lograr la restauración de las funciones motoras de los miembros distales superiores, específicamente la mano, mediante un patrón de señales de estimulación eléctrica funcional para el control del movimiento de prensión. Y tiene como generador de señales un instrumento virtual con una interfaz de usuario para monitorear y controlar las señales generadas. Asimismo, se plantearon dos opciones para la interfaz de salida dando como resultado la elección del uso de interfaz de puerto paralelo para enviar la señal eléctrica al paciente, al lado de un módulo conversor análogo/digital, aislamiento y los electrodos superficiales correspondientes. Como conclusión más importante menciona que el estimulador eléctrico funciona para rehabilitación de miembros distales superiores, que demostró, mediante las pruebas realizadas, y que la estimulación lograda es bien tolerado por el cuerpo humano [8].

Zambrano I, Buitrón J. Diseño y construcción de un equipo de rehabilitación muscular basado en la magnetoterapia [Tesis para optar el título de Ingeniero en Electricidad, especialidad en Electrónica y Automatización

Industrial]. Guayaquil: Escuela Superior Politécnica del Litoral, Facultad de Ingeniería en Electricidad y Computación; 2009. p. 88.

En esta tesis se diseña y construye el equipo de rehabilitación muscular basado en magnetoterapia que excita a cada célula con una frecuencia de resonancia, se construye un oscilador de banda continua capaces de generar señales AF VHF que cubre frecuencias de 27 MHz hasta 250 MHz, al ser aplicado sobre las articulaciones del codo, hombro y muñeca permitió generar movimientos [7].

Ayala F, Martínez J. Exoesqueletos en los procesos de rehabilitación de miembro superior. Congreso internacional de investigación académica. 23 al 26 Abril 2013; 5(1): p. 100.

En el artículo menciona el estilo de vida actual, sobre todo de países y ciudades industrializadas, que ha derivado en aumento de enfermedades y accidentes discapacitantes tanto de miembro superior, inferior o ambos; lo que ha ocasionado que el número de pacientes que requieren una terapia de rehabilitación aumente, saturando los centros médicos, y en ocasiones, no se tiene el personal para atender la demanda tan alta, por ese motivo, en fechas recientes varios grupos de investigación han empezado a desarrollar sistemas robóticos para este fin, a los que se han denominado exoesqueletos, pero este término es muy amplio como consecuencia principal de que no todos los investigadores usan la misma clasificación, por tal motivo, en el presente artículo se enfoca en analizar una recopilación de los principales temas que se ven involucrados tales como, la definición de rehabilitación, la definición y clasificación de los exoesqueletos y por último se presentan ejemplos de varios diseños realizados principalmente para rehabilitación de miembro superior en sus diferentes segmentos [9].

Alvarado FA. Mano robótica inalámbrica [Tesis para la obtención del título profesional de ingeniero en electrónica]. Guayaquil: Universidad Politécnica Salesiana, Facultad de Ingenierías, carrera Ingeniería en Electrónica; 2011. p. 90.

La tesis, tiene como objetivo general, diseñar y construir una mano robótica que será capaz de emular los movimientos básicos de una mano humana, controlada por un guante sensorizado. El guante sensorizado es un elemento provisto con sensores fotoeléctricos, los cuales determinan la posición de cada dedo de una mano diestra. La mano robótica fue construida con un material de acrílico que en su interior consta de los micros servomotores que generan los movimientos de los dedos de la mano robótica. Para controlar las señales de entrada y salida tanto de la mano robótica como del guante sensorizado se empleo un microcontrolador PIC16F877A el cual se lo programa en la plataforma de Microcode y para establecer el envío y recepción de datos se utilizó el dispositivo inalámbrico XBEE el cual utiliza la comunicación serial (RX y TX). Este proyecto es aplicable en: Control de procesos industriales, elaboración de productos y también se puede usar en la medicina. Tiene una ventaja que opera a la mano robótica a distancia, ahorra energía, mayor control y maximiza la producción [10].

Gutiérrez R, Suárez A. Exoesqueleto mecatrónico para rehabilitación motora. 8º Congreso iberoamericano de ingeniería mecánica. 23 al 25 Octubre 2007; p. 9.

El dispositivo de rehabilitación, cuyo diseño e implementación se presenta en este trabajo, es una estructura con forma de exoesqueleto que se sujeta al brazo del paciente permitiéndole a este realizar movimientos combinados, gracias a los tres grados de libertad que posee el dispositivo de rehabilitación. El dispositivo es controlado por medio de una interfaz de usuario que permite enviar las órdenes de movimiento al exoesqueleto a partir del puerto del computador, por lo tanto el terapeuta puede modificar la terapia que debe realizar el paciente modificando las trayectorias a seguir por el exoesqueleto. Adicionalmente, podrá programar la cantidad de repeticiones que el paciente debe realizar y almacenar los datos obtenidos de la posición de cada una de las articulaciones del miembro superior en cada sesión de terapia, para de esta forma monitorear el progreso del paciente. La posibilidad de llevar un control cronológico de la evolución del paciente es un beneficio adicional que brinda el dispositivo, dado que es posible almacenar en

una base de datos las mediciones de la amplitud de los movimientos de las articulaciones de la extremidad superior (codo y muñeca). El prototipo cumple la función de reeducación de movimientos (función pasiva), para lo cual cuenta con un banco de trayectorias programables por el especialista de una forma sencilla, el fisioterapeuta realiza el movimiento con el dispositivo una vez y el exoesqueleto lo repite almacenando la rutina en su memoria. El este artículo se presenta el diseño mecánico, con base en el análisis por elementos finitos, de cada una de las piezas que conforman el exoesqueleto, se presenta también el diseño e implementación de los sistemas de potencia, su integración al sistema mecánico, el desarrollo del sistema de control y de la interfaz de usuario [11].

Victoria R. Diseño y construcción de un exoesqueleto en brazo para amplificar fuerza [Tesis para optar el título de ingeniero en control y automatización]. México D.F: Instituto Politécnico Nacional, Escuela Superior de Ingeniería Mecánica y Eléctrica; 2011. p. 164.

Este trabajo forma parte del desarrollo mecánico y electrónico en el prototipo de un exoesqueleto con 4 grados de libertad accionado por actuadores eléctricos. El trabajo comienza por un marco de referencia, en donde se proporciona información acerca de los exoesqueletos y proyectos actuales de investigación, en los cuales, grandes y reconocidas empresas se encuentran participando. También se brindan conceptos fundamentales para dar un amplio panorama y un mejor entendimiento al proyecto propuesto en este trabajo. Una vez entendida la primera parte, en los capítulos siguientes, la información es más centralizada sobre el proyecto que se planea realizar, como lo es, el modelo mecánico del brazo exoesqueleto, una comparación entre diversos materiales con los cuales se puede realizar la estructura, diseño y ensamblado de las piezas estructurales, simulación de esfuerzos para comprobar la efectividad de la estructura, la propuesta de los actuadores para el movimiento de las articulaciones y del control electrónico para la activación de los mismos [12].

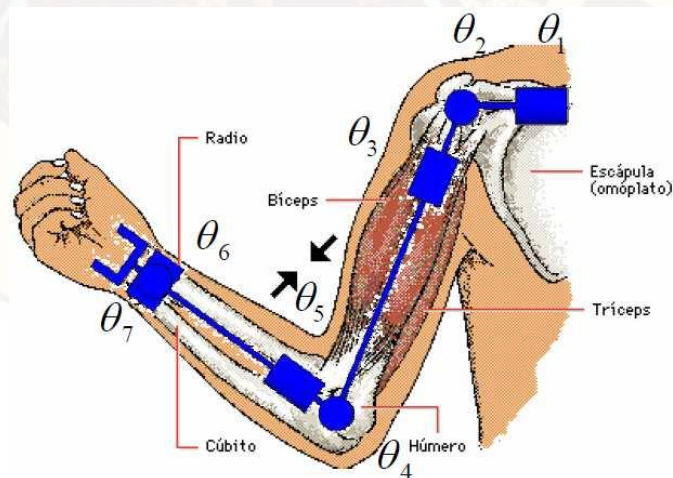
Rea E, Pinos L. Control de componentes eléctricos y electrónicos por medio de comandos de voz [Tesis previa a la obtención del título de ingeniero electrónico]. Guayaquil: Universidad Politécnica Salesiana, Facultad de Ingenierías; 2011. p. 143.⁸

En esta tesis el autor analiza el uso de la voz concluyendo en que se convertirá en el recurso a utilizar en aplicaciones, juguetes, herramientas, computadoras, equipos médicos, industrias y robótica. Determina que hay un gran mercado esperando para esta tecnología perfeccionada y esté disponible para las aplicaciones. Este proyecto detalla la implementación de un módulo que utiliza la tecnología de reconocimiento de voz para poder manejar equipos electrónicos y eléctricos. Para esta tesis se atiende el área industrial en el cual un operario desde una cabina podrá transmitir órdenes a una maquinaria que él va a manipular por medio de su voz [13].

2.2. BASES TEÓRICAS

2.2.1. Brazo humano

El movimiento básico del hombro brazo y muñeca está representado por siete ángulos de giro, θ_1 a θ_7 como se muestra en la Figura 2.1. Los rangos de movilidad se muestran en la Tabla 2.1 [14].



⁸ Hallado en: <http://dspace.ups.edu.ec/bitstream/123456789/1665/13/UPS-GT000223.pdf>. Referenciado el 5 de marzo de 2015.

Figura 2.1. Movimientos del brazo humano

Tabla 2.1. Rangos de movilidad del brazo humano

Hombro	θ_1	-180 a 50	
	θ_2	-90 a 90	Flexión - Extensión
	θ_3	-90 a 0	Abducción-Aducción
Codo	θ_4	0 a 145	Flexión - Extensión
	θ_5	-90 a 90	Abducción-Aducción
Muñeca	θ_6	-55 a 25	Flexión - Extensión
	θ_7	-70 a 90	Abducción-Aducción

Fuente: Diseño de un sistema emulando el movimiento articulado de una mano, brazo y antebrazo [Tesis de maestría]⁹

El músculo humano es el elemento encargado de generar los movimientos. El músculo humano se une a las articulaciones de los huesos por medio de los tendones. Si el músculo bíceps se contrae, se genera un movimiento giratorio en el codo tal y como lo muestra la Figura 2.2. El músculo tríceps se relaja en el movimiento.

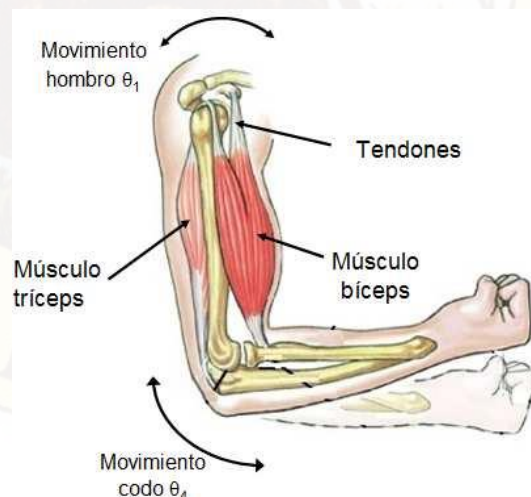


Figura 2.2. Movimiento de flexión y extensión del codo

⁹ Disponible en: URL: <http://www.cenidet.edu.mx/subaca/web-mktro/submenus/investigacion/tesis/34-35%20Carlos%20Hernandez%20Santos%20-%20Carlos%20Francisco%20Montoya%20Mejia.pdf>. Visitado el 6 de marzo de 2015.

Por otro lado, las dimensiones estándar de las diferentes partes del cuerpo humano son función de la altura del individuo y se muestra en la figura 2.3. Si un individuo tiene una altura H de 165 centímetros, la distancia de su hombro al codo es de $0.186 \cdot H$, que es igual a 30.69 centímetros. [15]

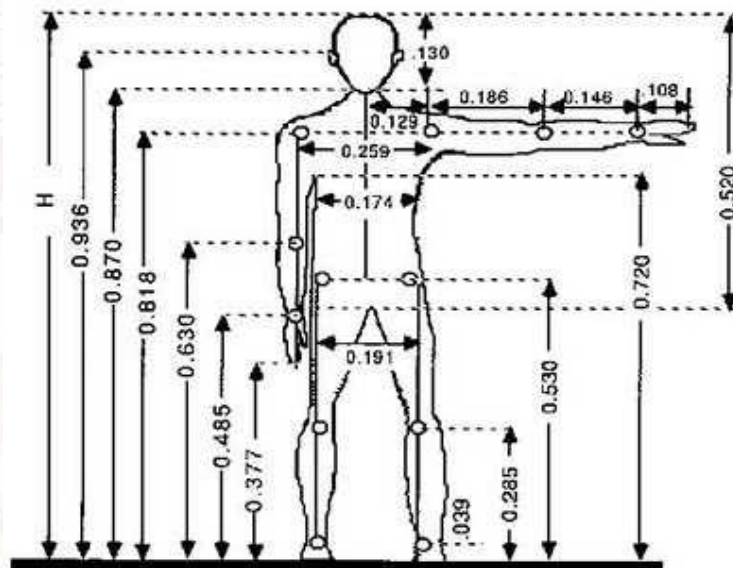


Figura 2.3. Dimensiones del ser humano¹⁰

2.2.2. Brazo articulado de 3 grados de libertad

A partir de los ángulos de movimientos obtenidos del brazo humano, se establece la estructura a diseñar con tres grados de libertad, flexión-extensión del hombro, flexión-extensión del codo y pronación-supinación de la muñeca, considerados importantes en la rehabilitación de la extremidad superior [16].

¹⁰ Guzmán A. Unidad 6 antropometría aplicada [Internet]. [citado 6 Marzo 2015]. Disponible en: <http://ergonomia2010.wordpress.com>.

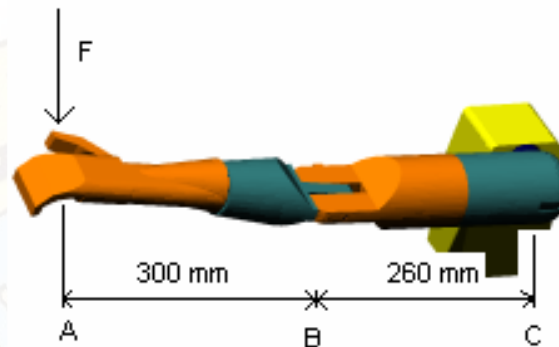


Figura 2.4. Brazo articulado extendido de 3 grados de libertad (Fuente: Aguirre FA. Exoesqueleto. 10° Congreso nacional de mecatrónica, 2011)

A continuación se presentan los movimientos del mecanismo que compone al brazo articulado, para cada uno de los grados de libertad.

Flexión - Extensión del hombro: Debido que el eje de rotación de este movimiento es interno, se desarrollará un mecanismo externo que consiste en dos férulas concéntricas con una guía que garantiza que una férula rote sobre la otra. Además se adicionará una transmisión que permite que el movimiento del motor situado en la férula superior actúe sobre la inferior.

Flexión - Extensión del codo: Este movimiento se realizará con un mecanismo donde el eje del motor es concéntrico al eje de rotación del codo y contará con unas barras que se deslizan para hacerlo ajustable al tamaño del brazo del paciente.

Pronación – supinación de la mano: El mecanismo a diseñar para esta acción es similar al de rotación del húmero ya que el eje de rotación se encuentra paralelo al eje de los huesos del radio y cúbito. La férula que va en la mano poseerá un engrane por medio del cual el motor ubicado en la férula complementaria realiza los movimientos de prona-supina. Esta férula se aloja en una muñequera universal para túnel carpiano.

2.2.3. Motores DC

Un motor de corriente directa es una máquina que convierte energía eléctrica en energía mecánica, esto se logra haciendo pasar corriente a través de los devanados, tanto del rotor como del estator, la cual crea un campo magnético en las caras polares produciendo un par de fuerzas, las cuales por medio de su flecha se convertirá en trabajo mecánico¹¹.

Las partes principales de un motor son:

- 1) Rotor: La parte giratoria de un motor
- 2) Estator: La parte fija del motor
- 3) Flecha: Éste está unida al rotor y a su vez es el que mueve la carga proporcionalmente a la velocidad del rotor.
- 4) Escobillas: Son piezas de grafito en contacto al rotor, las cuales sirven para hacer circular corriente eléctrica en los devanados del rotor.

En principio hay dos tipos de motores: imán permanente y reluctancia variable, en el primero el movimiento es creado por la interacción de dos campos uno es producido precisamente por un imán se dice que es permanente ya que la corriente aplicada a este es constante y el campo magnético lo podemos considerar fijo y el otro es debido a la corriente que fluye a través de las bobinas del rotor, estos dos campos crean un torque el cual moverá al rotor, cuando éste este girando la corriente en las bobinas debe ser conmutada para producir una salida de torque (ver figura 2.5).

¹¹ Montero J. Motor de corriente continua. URL: http://es.wikipedia.org/wiki/Motor_de_corriente_continua. Citado el 07 de marzo de 2015.

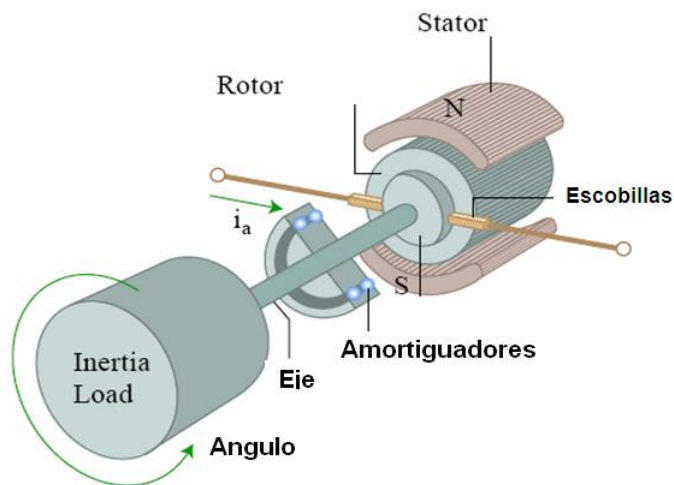


Figura 2.5. Motor de corriente directa

Los motores de reluctancia variable siguen teniendo un rotor y un estator, con la diferencia de que ahora el rotor no es un imán permanente, sino simplemente de material magnético como hierro dulce, además de que es dentado, cuando pasa corriente a través de la bobinas este es atraído, hasta que logra alinearse con los polos del estator minimizando así la reluctancia entre el rotor y el estator, de este tipo son los motores a pasos.

La velocidad de los motores DC es controlado por modulación de ancho de pulso, basada en el hecho de que si se recorta la corriente de alimentación en forma de una onda cuadrada, la energía que recibe el motor disminuirá de manera proporcional a la relación entre la parte alta (habilita corriente) y baja (cero corriente) del ciclo de la onda cuadrada. Controlando esta relación se logra variar la velocidad del motor de una manera bastante aceptable¹². (Ver Figura 2.6)

¹² Carletti E. Control de motores de CC. URL: http://robots-argentina.com.ar/MotorCC_ControlAncho.htm. Citado el 7 de marzo de 2015.



Figura 2.6. Señal de control de velocidad PWM para motores de corriente directa

2.2.4. Servomotores

Son dispositivos electromagnéticos como un motor de corriente continua, los cuales son controlados por una entrada eléctrica, que determina la posición de la armadura del motor por medio de un eje, a este eje le llega una señal codificada que está íntimamente relacionada con la posición angular del motor dentro de un rango determinado¹³.

Este tipo de motores están compuestos de tres partes, un motor de corriente continua, un sistema de engranes, los cuales dan la propiedad de alto torque y por último, un sistema de control, el cual coloca al motor en una posición según la señal que reciba. La manera más sencilla de reconocerlo es observando el número de cables, en este tipo de motores

¹³ Vila M. Servomotor. URL: <http://es.wikipedia.org/wiki/Servomotor>. Citado el 7 de marzo de 2015.

son tres, dos para la alimentación de corriente directa, es decir positivo y negativo y un tercero para recibir la señal de control (ver figura 2.7).



Figura 2.7. Servomotor (Fuente: <http://es.wikipedia.org/wiki/Servomotor>) URL:

Los servomotores hacen uso de la modulación por ancho de pulsos (PWM) para controlar la dirección o posición de los motores de corriente continua. La mayoría trabaja en la frecuencia de los cincuenta Hertz, así las señales PWM tendrán un periodo de veinte milisegundos. La electrónica dentro del servomotor responderá al ancho de la señal modulada. Si los circuitos dentro del servomotor reciben una señal de entre 0,5 a 1,4 milisegundos, éste se moverá en sentido horario; entre 1,6 a 2 milisegundos moverá el servomotor en sentido antihorario; 1,5 milisegundos representa un estado neutro para los servomotores estándares¹⁴.

¹⁴ Vila M. servomotor control. URL: http://es.wikipedia.org/wiki/Servomotor_control. Citado el 7 de marzo de 2015.

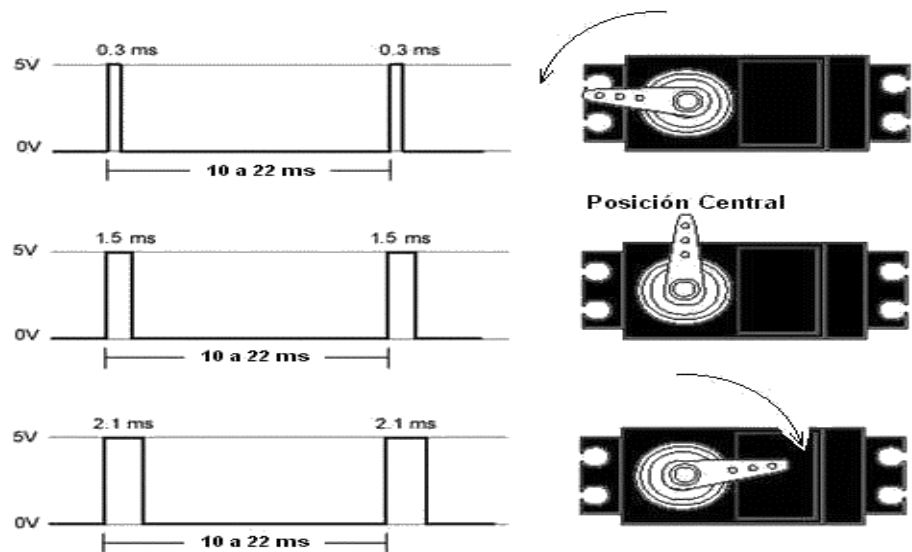


Figura 2.8. Control PWM de posición del servomotor (Fuente: Manual de usuario servomotor Futaba)

2.2.5. Control por voz

El control por voz se basa en el reconocimiento automático del habla o reconocimiento automático de voz, esta es una disciplina de la inteligencia artificial que tiene como objetivo permitir la comunicación hablada entre seres humanos y computadoras. El problema que se plantea en un sistema de este tipo es el de hacer cooperar un conjunto de informaciones que provienen de diversas fuentes de conocimiento (acústica, fonética, fonológica, léxica, sintáctica, semántica y pragmática), en presencia de ambigüedades, incertidumbres y errores inevitables para llegar a obtener una interpretación aceptable del mensaje acústico recibido¹⁵.

Un sistema de reconocimiento de voz es una herramienta computacional capaz de procesar la señal de voz emitida por el ser humano y reconocer la información contenida en ésta, convirtiéndola en texto o emitiendo órdenes que actúan sobre un proceso [17]. En su desarrollo intervienen

¹⁵ Reconocimiento del habla. URL http://es.wikipedia.org/wiki/Reconocimiento_del_habla. Referenciado el 7 de marzo de 2015.

diversas disciplinas, tales como: la fisiología, la acústica, la lingüística, el procesamiento de señales, la inteligencia artificial y la ciencia del procesamiento.

2.2.5.1. App inventor 2

App Inventor es un framework creado para el reconocimiento de voz, fue desarrollado por Google, pero en Agosto de 2012 fue publicado como Software Libre bajo la licencia Apache 2.0 y su desarrollo se traspasó al Instituto Tecnológico de Massachusetts (MIT) [18]. El lenguaje de programación que se usa en App Inventor está claramente inspirado y toma muchos elementos de Scratch que está siendo desarrollado por el mismo MIT desde hace más de ocho años.¹⁶

En la Figura 2.9 se puede apreciar la herramienta de diseño en el navegador con la que se construye el interfaz gráfico de la aplicación.

¹⁶ Artículo; *Uso de App Inventor*. URL: <http://recursostic.educacion.es/observatorio/web/en/software/programacion/1090-uso-de-appinventor-en-la-asignatura-de-tecnologias-de-la-comunicacion-y-la-informacion>. Referenciado el 7 de marzo de 2015.

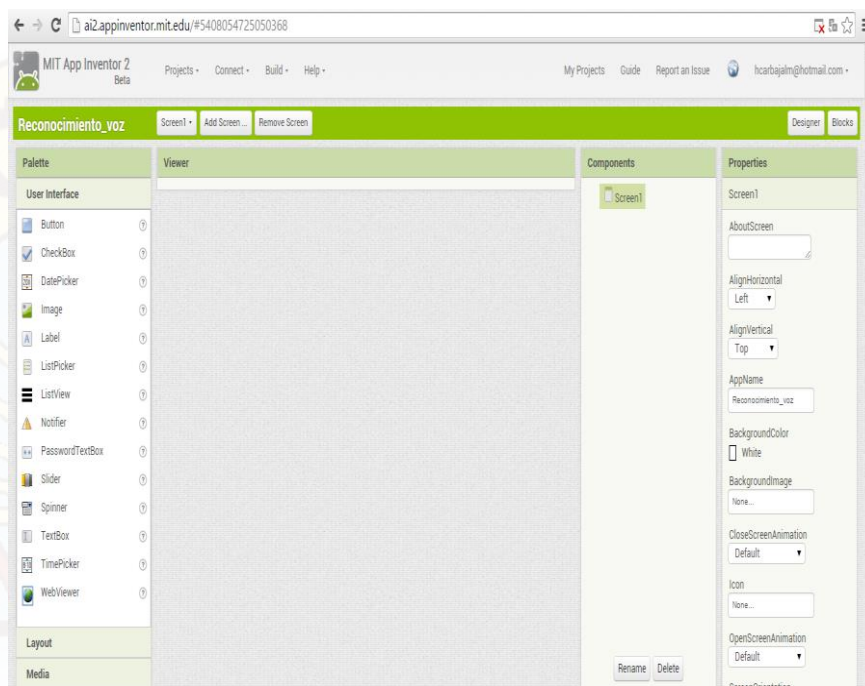


Figura 2.9. Interface de programación de App Inventor
(Fuente: <http://ai2.appinventor.mit.edu/>)

Con App Inventor se aprende a programar usando bloques de programación. Estos bloques están hechos con elementos comunes a la mayoría de los lenguajes de programación existentes. Se colocan bloques para construir bucles, condiciones, variables, etc. que permiten pensar lógicamente y solucionar los problemas de forma metódica, sin perder el tiempo en encontrar el punto y coma o los dos puntos que están donde no deben y producen errores de compilación o ejecución.¹⁷

En la Figura 2.10 se presenta el diagrama de funcionamiento de App Inventor, que cuenta con un servidor en la nube, una pantalla de diseño, un editor de bloques y emulador Android.

¹⁷ Artículo; Uso de App Inventor. URL: <http://recursostic.educacion.es/observatorio/web/en/software/programacion/1090-uso-de-appinventor-en-la-asignatura-de-tecnologias-de-la-comunicacion-y-la-informacion>. Referenciado el 7 de marzo de 2015.

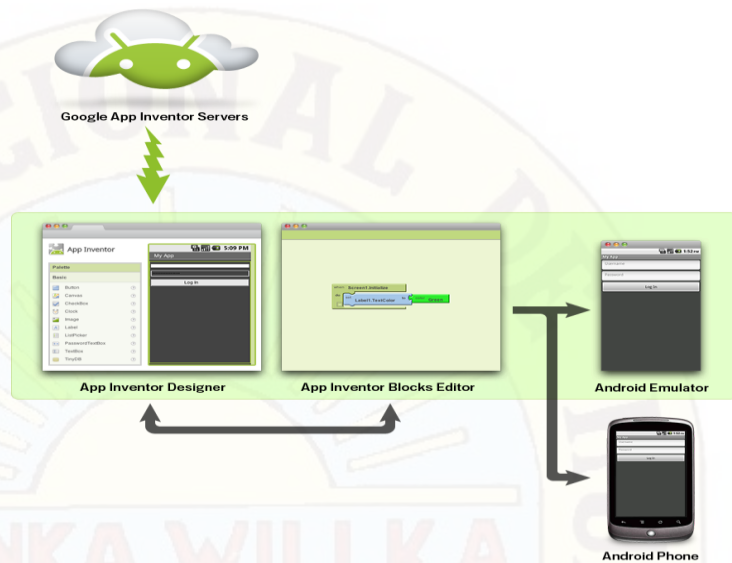


Figura 2.10. Diagrama de funcionamiento de App Inventor
(Fuente: <http://appinventor.mit.edu/explore/content/what-app-inventor.html>)

2.2.5.2. Elementos de programación en App Inventor

Sentencias:

En App Inventor existen numerosos bloques que son sentencias de programación. Se distinguen rápidamente porque expresan una acción a realizar con un verbo en imperativo. Los más habituales son *call*, *set* y *def* (abreviatura de define). Además, los bloques que son sentencias sólo están disponibles en dos colores: azul para modificar variables o propiedades de un objeto y naranja para llamar a funciones. En la figura 2.11 se ven algunos ejemplos de las sentencias para dividir un texto en partes, convertirlo a mayúsculas, cambiar la altura, texto o visibilidad de un recuadro de texto o definir una variable.¹⁸

¹⁸ Artículo; Uso de App Inventor. URL: <http://recursostic.educacion.es/observatorio/web/en/software/programacion/1090-uso-de-appinventor-en-la-asignatura-de-tecnologias-de-la-comunicacion-y-la-informacion>. Referenciado el 7 de marzo de 2015.

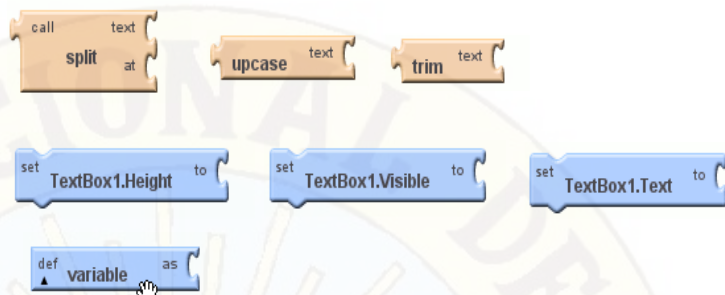


Figura 2.11. Uso de sentencias de App Inventor (Fuente: <http://appinventor.mit.edu/explore/content/what-app-inventor.html>)

Condiciones:

Con frecuencia necesitamos realizar distintas acciones en función de que ocurra o no algo. En App Inventor para condicionar nuestro programa tenemos las estructuras if-then, if-then-else, while y choose:

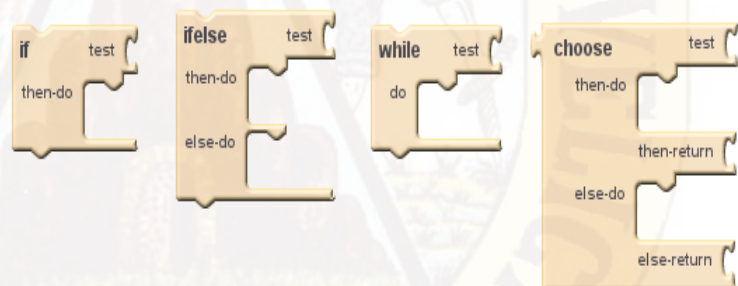


Figura 2.12. Estructuras condicionales de App Inventor (Fuente: <http://appinventor.mit.edu/explore/content/what-app-inventor.html>)

En todos estos bloques se puede ver como tenemos en la Figura 2.12 un espacio para encajar el test o pregunta que se hace el programa para decidir por donde continuar su flujo. Las tres primeras estructuras son habituales en la mayoría de los lenguajes, la última, choose, es prácticamente igual a if-then-

else con la diferencia de que permite devolver una variable en función de que se cumpla o no el test.¹⁹

Bucles:

Un bucle provoca la ejecución repetida de varias sentencias. En App inventor se dispone de los bucles while, for range y foreach (ver Figura 2.13).

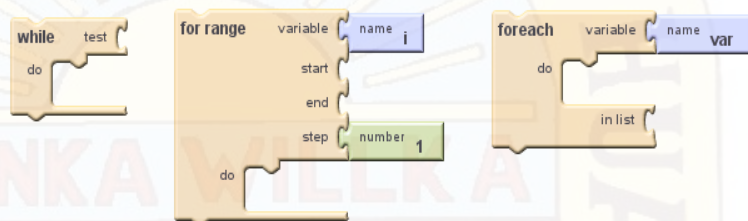


Figura 2.13. Bucles empleados en App Inventor (Fuente: <http://appinventor.mit.edu/explore/content/what-app-inventor.html>)

El primero ejecutará el bloque de sentencias que se encajen en el apartado *do* mientras se cumpla la condición que refleje el test. *for range* es el típico bucle “for” de otros lenguajes de programación y, como tal, tiene las opciones de elegir el nombre de la variable que itera, su comienzo, fin y el tamaño de los saltos de iteración. Finalmente, *foreach* es un iterador sobre los elementos de una lista. [7]

Variables:

Disponemos de las herramientas para definir y cambiar variables. El tipo puede ser numérico o un texto y “se declara” al asignarle un valor por primera vez (ver figura 2.14).

¹⁹ Artículo; Uso de App Inventor. URL: <http://recursostic.educacion.es/observatorio/web/en/software/programacion/1090-uso-de-appinventor-en-la-asignatura-de-tecnologias-de-la-comunicacion-y-la-informacion>. Referenciado el 27 de febrero de 2015.

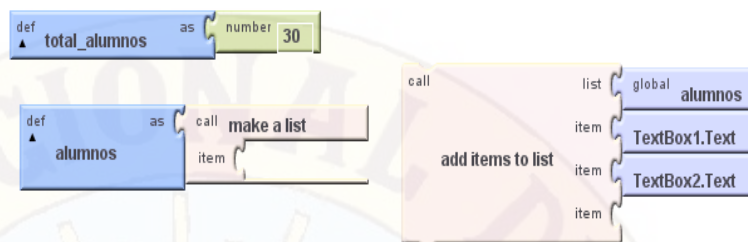


Figura 2.14. Diagrama de asignación de variables de App Inventor (Fuente: <http://appinventor.mit.edu/explore/content/what-app-inventor.html>)

Eventos:

Es indispensable que los programas que sean capaces de responder a la interacción del usuario con el interfaz. Es ahí donde toman su importancia los bloques de App Inventor, para ejecutar acciones en respuesta a los eventos que se produzcan en el teléfono o el tablet.²⁰

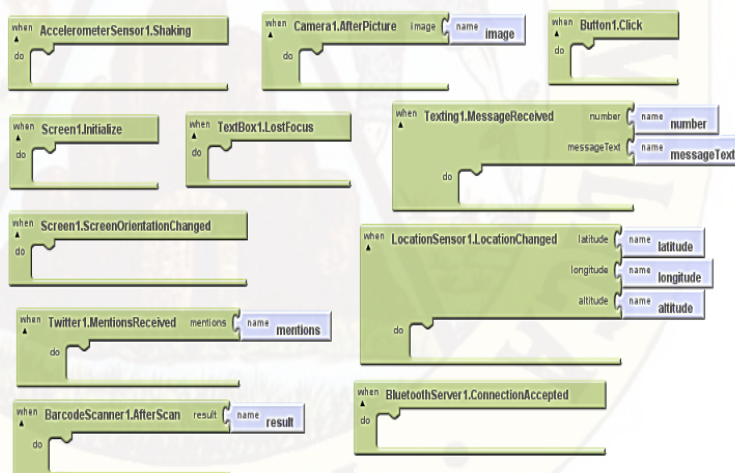


Figura 2.15. Diagrama de funcionamiento de App Inventor (Fuente: <http://appinventor.mit.edu/explore/content/what-app-inventor.html>)

²⁰ Artículo; Uso de App Inventor. URL: <http://recursostic.educacion.es/observatorio/web/en/software/programacion/1090-uso-de-appinventor-en-la-asignatura-de-tecnologias-de-la-comunicacion-y-la-informacion>. Referenciado el 7 de marzo de 2015.

En la Figura 2.15 se puede ver algunos de estos eventos. De esta selección se aprecia que con App Inventor no sólo se dispone de objetos que se pueden colocar en la pantalla como un botón o imagen, sino también de otros muchos objetos que nos dan acceso a las funcionalidades que tienen los teléfonos y tablets Android.

2.2.5.3. Android

Android es un sistema operativo basado en el núcleo Linux. Fue diseñado principalmente para dispositivos móviles con pantalla táctil, como teléfonos inteligentes o tablets; y también para relojes inteligentes, televisores y automóviles. Inicialmente fue desarrollado por Android Inc., empresa que Google respaldó económicamente y más tarde, en 2005, compró. Android fue presentado en 2007 junto la fundación del Open Handset Alliance (un consorcio de compañías de hardware, software y telecomunicaciones) para avanzar en los estándares abiertos de los dispositivos móviles.²¹ El primer móvil con el sistema operativo Android fue el HTC Dream y se vendió en octubre de 2008. Los dispositivos de Android venden más que las ventas combinadas de Windows Phone y IOS.²² En la figura 2.16 se muestra la mascota de Android.



Figura 2.16. Icono Identificador de Android (Fuente: <https://www.android.com/>)

²¹ Android. URL: <http://es.wikipedia.org/wiki/Android>. Referenciado el 27 de febrero de 2015.

²² Samsung sells more smartphones than all major manufacturers combined in Q1. URL: <http://www.sammobile.com/2014/05/01/samsung-sells-more-smartphones-than-all-major-manufacturers-combined-in-q1/>. Consultado el 7 de marzo de 2015.

Android durante los últimos años ha evolucionado notablemente (ver tabla 2.2), estando a la fecha en la versión 5.0 con mejoras para el reconocimiento de voz.

Tabla 2.2. Evolución de versiones y fechas de distribución de Android

Versión	Nombre en código	Fecha de distribución
5.0	Lollipop	3 de noviembre de 2014
4.4	Kit Kat	31 de octubre de 2013
4.3	Jelly Bean	24 de julio de 2013
4.2	Jelly Bean	13 de noviembre de 2012
4.1	Jelly Bean	9 de julio de 2012
4.0	Ice Cream Sandwich	16 de diciembre de 2011
3.0	Honeycomb	22 de febrero de 2011
2.3	Gingerbread	9 de febrero de 2011
2.2	Froyo	20 de mayo de 2010

Fuente: <http://es.wikipedia.org/wiki/Android>.

2.2.6. Arduino nano

Arduino Nano es una pequeña y completa placa basada en el ATmega 328 (Arduino Nano 3.0) que se usa conectándola a un protoboard [19]. No posee conector para alimentación externa, y funciona con un cable USB Mini-B en vez del cable estándar.²³ (Ver figura 2.17)

²³ Arduino Nano. URL:
http://www.leophix.com/arduino?option=com_content&view=article&id=531&Itemid=205&p=204.
Referenciado el 7 de marzo de 2015.



Figura 2.17. Arduino nano 3.0 (Fuente: http://tienda.bricogeek.com/41-thickbox_default/arduino-nano.jpg)

2.2.6.1. Especificaciones técnicas de Arduino nano.²⁴

Microcontrolador: Atmel ATmega 168 o ATmega 328.

Tensión de Operación (nivel lógico): 5 V.

Tensión de Entrada (recomendado): 7-12 V.

Tensión de Entrada (límites): 6-20 V.

Pines E/S Digitales: 14 (de los cuales 6 proveen de salida PWM).

Entradas Analógicas: 8.

Corriente máx por cada PIN de E/S: 40 mA.

Memoria Flash: 16 KB (ATmega 168) o 32 KB (ATmega 328) de los cuales 2 KB son usados por el bootloader.

SRAM: 1 KB (ATmega 168) o 2 KB (ATmega 328).

EEPROM: 512 bytes (ATmega 168) o 1 KB (ATmega 328).

Frecuencia de reloj: 16 MHz.

²⁴ Características Arduino nano: URL: http://www.leophix.com/arduino?option=com_content&view=article&id=531&Itemid=205&p=204. Referenciado el 7 de marzo de 2015.

Dimensiones: 18,5 mm x 43.2 mm.

El Arduino nano tiene algunos métodos para la comunicación con dispositivos, otro Arduino, u otros microcontroladores. El ATmega 168 y el ATmega 328 poseen un módulo UART que funciona con TTL (5V) el cual permite una comunicación serial disponible usando los pines 0 (RX) y 1 (TX). Arduino nano presenta la comunicación serial el cual es adecuado para la comunicación por un módulo bluetooth que será enlazado a una aplicación de reconocimiento de comandos de voz para Android.

2.2.7. Comunicación Bluetooth

Bluetooth es una especificación industrial para Redes Inalámbricas de Área Personal (WPAN) que posibilita la transmisión de voz y datos entre diferentes dispositivos mediante un enlace por radiofrecuencia en la banda ISM de los 2,4 GHz. Los principales objetivos que se pretenden conseguir con esta norma son: facilitar las comunicaciones entre equipos móviles, eliminar los cables y conectores entre éstos. Ofrecen la posibilidad de crear pequeñas redes inalámbricas y facilitar la sincronización de datos entre equipos personales. Los dispositivos que con mayor frecuencia utilizan esta tecnología pertenecen a sectores de las telecomunicaciones y la informática personal, como PDA, teléfonos móviles, computadoras portátiles, ordenadores personales, impresoras o cámaras digitales.²⁵



Figura 2.18. Icono de Bluetooth (Fuente: <http://es.wikipedia.org/wiki/Bluetooth>)

²⁵ Bluetooth. URL: <http://es.wikipedia.org/wiki/Bluetooth>. Referenciado el 7 de marzo del 2015.

2.2.8. Persona discapacitada de miembro superior

Presenta deficiencia que provoca en el individuo que la padece alguna disfunción en el aparato locomotor de los miembros superiores. Como consecuencia se pueden producir limitaciones posturales o de coordinación del movimiento (ver Figura 2.19)



Figura 2.19. Persona con discapacidad temporal de miembro superior
(Fuente:
<http://www.rehabilitacionblog.com/2009/01/robotica-y-discapacidad.html>)

Los principales problemas que puede generar la discapacidad motriz son varios, entre ellos podemos mencionar: movimientos incontrolados, dificultades de coordinación, alcance limitado, fuerza reducida, dificultad con la motricidad fina y gruesa, mala accesibilidad al medio objetivo²⁶.

2.2.9. Rehabilitación motora

La OMS en 1969 define la rehabilitación como parte de la asistencia médica encargada de desarrollar las capacidades funcionales y psicológicas del individuo y activar sus mecanismos de compensación, a

²⁶ Discapacidad de miembro superior. URL: http://es.wikipedia.org/wiki/Deficiencia_motriz. Citado el 7 de marzo de 2015.

fin de permitirle llevar una existencia autónoma y dinámica. El objetivo se mide en parámetros funcionales, en el restablecimiento de su movilidad, cuidado personal, habilidad manual y comunicación. La rehabilitación como especialidad se aparta del concepto tradicional de individualidad para interiorizarse también en lo social. Los valores que crea no siempre se pueden cuantificar, pero hacen al bienestar y la felicidad del discapacitado y su familia [1].

La rehabilitación nace con la aparición de secuelas invalidantes, donde la etiología y el tratamiento primario se han instituido y el hombre se encuentra ante su familia y la sociedad desprotegido social y económicamente a causa de sus deficiencias. Deaver estableció las bases de la rehabilitación en la siguiente forma:

1. Uso básico de las manos
2. Ambulación
3. Independencia en la atención personal
4. Comunicación
5. Aspecto normal

La **rehabilitación** motora, es un proceso (largo) compuesto por acciones médicas, físicas y sociales (educación, vivienda, trabajo) tendientes a lograr la máxima recuperación, disminuyendo el déficit funcional, favoreciendo el autovalimiento, la aceptación de la discapacidad y la inserción social. Primeramente se busca que sea independiente dentro de sus limitaciones y al final que se integre a la sociedad. Todo esto sólo se puede lograr en el marco de una labor de equipo. En rehabilitación el equipo funciona en forma inter y multidisciplinaria, tanto en la evaluación como en el tratamiento. Intervienen varios integrantes con el objetivo de averiguar y valorar cuantitativamente y cualitativamente las características de las dificultades funcionales y sociales. La rehabilitación no cura, ayuda a la independencia del sujeto potenciando la función remanente.

2.2.10. SolidWorks

SolidWorks es un software CAD (diseño asistido por computadora) para modelado mecánico en 3D, desarrollado en la actualidad por SolidWorks Corp., una filial de Dassault Systèmes, S.A. (Suresnes, Francia), para el sistema operativo Microsoft Windows. Su primera versión fue lanzada al mercado en 1995 con el propósito de hacer la tecnología CAD más accesible.

El programa permite modelar piezas y conjuntos y extraer de ellos tanto planos técnicos como otro tipo de información necesaria para la producción. Es un programa que funciona con base en las nuevas técnicas de modelado con sistemas CAD. El proceso consiste en trasvasar la idea mental del diseñador al sistema CAD, "construyendo virtualmente" la pieza o conjunto. Posteriormente todas las extracciones (planos y ficheros de intercambio) se realizan de manera bastante automatizada.

El software CAD SolidWorks es una aplicación de automatización de diseño mecánico que les permite a los diseñadores croquizar ideas con rapidez, experimentar con operaciones y cotas, y producir modelos y dibujos detallados. En la Figura 2.20 se tiene el modelo del brazo articulado de tres grados de libertad.

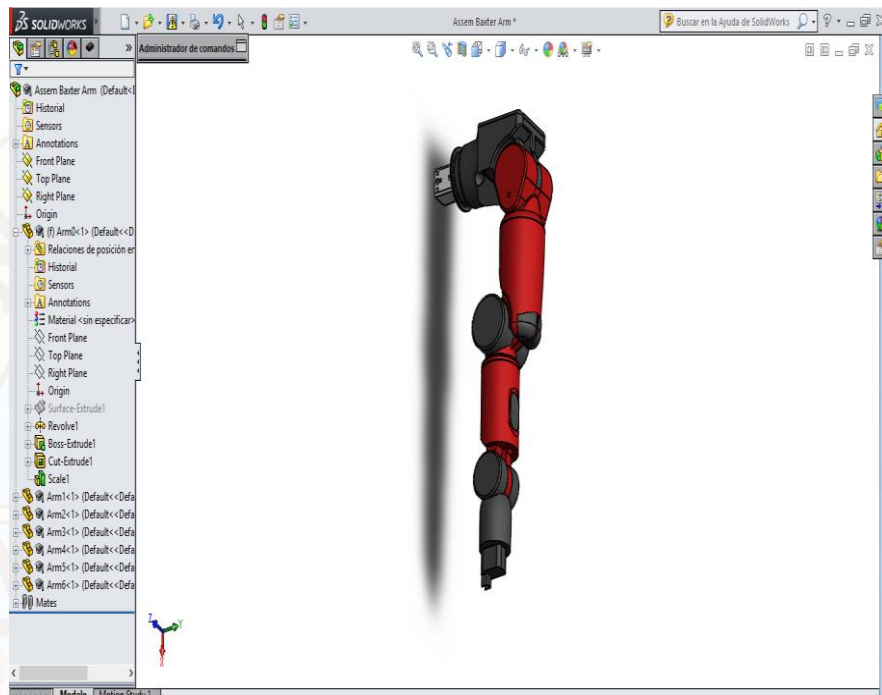


Figura 2.20. Diseño 3D en Solidworks

2.3. HIPÓTESIS

2.3.1. Hipótesis general

- El controlador por comandos de voz y comunicación inalámbrica por Bluetooth, controla la velocidad y las trayectorias que debe seguir el hombro, codo y muñeca, con las articulaciones del brazo de tres grados de libertad, para apoyo en rehabilitación motora de personas discapacitadas del miembro superior.

2.3.2. Hipótesis específicas

- El controlador digital On/Off en lazo abierto, accionado por comandos de voz y comunicación inalámbrica por Bluetooth, controla adecuadamente la velocidad de los motores de las articulaciones del brazo de tres grados de libertad.
- El controlador digital On/Off en lazo cerrado, accionado por comandos de voz y comunicación inalámbrica por Bluetooth, controla

adecuadamente la trayectoria del movimiento del hombro de 0° a 120°, movimiento del codo de 0° a 120° y movimiento de muñeca de -30° a 60°.

2.4. DEFINICIÓN DE TÉRMINOS

- Brazo articulado: es un tipo de brazo mecánico, normalmente programable, con funciones parecidas a las de un brazo humano; este puede ser la suma total del mecanismo. Las partes de estos manipuladores o brazos son interconectadas a través de articulaciones que permiten, tanto un movimiento rotacional, como un movimiento traslacional o desplazamiento lineal²⁷
- Grados de libertad: se refiere al número mínimo de parámetros que necesitamos especificar para determinar completamente la velocidad de un mecanismo o el número de reacciones de una estructura²⁸
- Control por voz: acción de un sistema de reconocimiento del habla y envió de señales de comando hacia un efector final²⁹.
- Discapacidad de miembro superior: falta de potencia muscular controlado para generar movimiento por si solo del miembro superior.
- Rehabilitación motora: movimientos físicos controlados en los miembros para la potenciación muscular y de movilidad³⁰.
- Hemiplejia: Es un trastorno del cuerpo del paciente en el que la mitad contra lateral de su cuerpo está paralizada. Es normalmente el resultado de un accidente cerebrovascular, aunque también pueden provocarla enfermedades que afecten la espina dorsal o los hemisferios cerebrales.³¹

²⁷ Brazo articulado. URL: http://es.wikipedia.org/wiki/Brazo_rob%C3%B3tico. Citado el 07 de marzo de 2015.

²⁸ Grados de libertad. URL: [http://es.wikipedia.org/wiki/Grado_de_libertad_\(ingenier%C3%ADa\)](http://es.wikipedia.org/wiki/Grado_de_libertad_(ingenier%C3%ADa)). Citado el 07 de marzo de 2015.

²⁹ Control por voz. URL: http://es.wikipedia.org/wiki/Reconocimiento_del_habla. Citado el 07 de marzo de 2015.

³⁰ Rehabilitación motora. URL: <http://www.neurowikia.es/content/rehabilitaci%C3%B3n-motora>. Citado el 07 de marzo de 2015.

³¹ Hemiplejia. URL: <http://es.wikipedia.org/wiki/Hemiplejia>. Citado el 07 de marzo de 2015.

- Paraplejia: Es una enfermedad por la cual la parte inferior del cuerpo queda paralizada y carece de funcionalidad. Normalmente es resultado de una lesión medular o de una enfermedad congénita como la espina bífida. Una polineuropatía puede tener también como consecuencia la paraplejía. Si los brazos se ven afectados también por la parálisis la enfermedad se denomina tetraplejía.³²
- Activado por voz: acción de activar por instrucciones o comandos de voz los dispositivos conectados a un controlador por medio de un actuador.
- Android es un sistema operativo basado en el núcleo Linux. Fue diseñado principalmente para dispositivos móviles y soportan aplicaciones de reconocimiento de voz.³³
- App Inventor: es una plataforma de Google Labs para crear aplicaciones de software para el sistema operativo Android. De forma visual y a partir de un conjunto de herramientas básicas, el usuario puede ir enlazando una serie de bloques para crear la aplicación.³⁴
- Bluetooth es una especificación industrial para Redes Inalámbricas de Área Personal (WPAN) que posibilita la transmisión de voz y datos entre diferentes dispositivos mediante un enlace por radiofrecuencia en la banda ISM de los 2,4 GHz.³⁵
- Eficiencia: la eficiencia es la capacidad de disponer de controladores de diferentes variables para conseguir un efecto determinado³⁶.

2.5. IDENTIFICACIÓN DE VARIABLES

2.5.1. Variable independiente

- Controlador por comandos de voz y comunicación inalámbrica por Bluetooth = CCVCIB

³² Paraplejia. URL: <http://es.wikipedia.org/wiki/Paraplej%C3%ADa>. Citado el 07 de marzo de 2015.

³³ Android. URL: <http://es.wikipedia.org/wiki/Android>. Citado el 07 de marzo de 2015.

³⁴ App Inventor. URL: http://es.wikipedia.org/wiki/App_Inventor. Referenciado el 02 de marzo de 2015.

³⁵ Bluetooth. URL: <http://es.wikipedia.org/wiki/Bluetooth>. Referenciado el 02 de marzo de 2015.

³⁶ Diccionario de la lengua española (vigésima segunda edición). Real Academia Española. España; 2012.

2.5.2. Variables dependientes

- Velocidad de motores de brazo articulado = VMBA
- Trayectoria del brazo articulado = TBA

2.6. DEFINICIÓN OPERATIVA DE VARIABLES E INDICADORES

Tabla 2.3. Definición operativa de variables e indicadores.

VARIABLES	OPERACIONALIZACIÓN DE LAS VARIABLES	INDICADORES
Variable independiente:		
➤ Controlador por comandos de voz y comunicación inalámbrica por Bluetooth = CCVCIB	➤ VMBA= f(CCVCIB)	➤ X ₁ = Comandos para control de velocidad de motores de articulaciones. (Instrucciones)
	➤ TBA = f(CCVCIB)	➤ X ₂ = Comandos para control de trayectoria de articulaciones. (Instrucciones)
Variables dependientes:		
➤ Velocidad de motores de brazo articulado = VMBA.		➤ Y ₁₁ = Velocidad de motores. (rpm)
➤ Trayectoria de brazo articulado = TBA.		➤ Y ₂₁ = Trayectoria de articulaciones. (°)

En la Tabla 2.3 la variable dependiente: Velocidad de motores de brazo articulado, es operacionalizada como una función dependiente de la variable: controlador por comandos de voz y comunicación inalámbrica por Bluetooth; y también, la variable dependiente: Trayectoria de brazo articulado, es operacionalizada como una función dependiente de la variable: controlador por comandos de voz y comunicación inalámbrica por Bluetooth

CAPÍTULO III

METODOLOGÍA DE LA INVESTIGACIÓN

3.1. ÁMBITO DE ESTUDIO

La investigación se limita al diseño e implementación de un prototipo de brazo mecánico de tres grados de libertad con control inalámbrico de la velocidad de los motores, y al desplazamiento de las articulaciones accionados por comandos de voz cortos que no superan los veinte caracteres. El sistema de reconocimiento de voz se desarrolla sobre una plataforma de Google Labs que ofrece App Inventor del Massachusetts Institute of Technology (MIT) y soportado por un móvil con procesador Android V 4.0 o superior. La prueba de funcionamiento del prototipo se llevó a cabo en el laboratorio de control y automatización de la Escuela Profesional de Ingeniería Electrónica, verificando el cumplimiento de cambio de velocidades y la trayectoria recorrida por las articulaciones, que se plantearon en los objetivos.

3.2. TIPO DE INVESTIGACIÓN

La investigación es del tipo Tecnológico, ya que se aplica la tecnología electrónica para control de actuadores que generan movimientos en el brazo articulado de tres grados de libertad, estos movimientos y su variación son controlados por comandos de voz empleando que emplea la tecnología inalámbrica para interactuar con el controlador de actuadores. Permitiendo al mecanismo ser capaz de asistir en apoyo a la rehabilitación de una persona discapacitada del miembro superior.

3.3. NIVEL DE INVESTIGACIÓN

Por el tipo de investigación, el nivel de investigación a la que corresponde es experimental, donde se comprobó de manera empírica las trayectorias y velocidades de recorrido del brazo articulado de tres grados de libertad, en

respuesta a las instrucciones dadas por comandos de voz empleando la comunicación por Bluetooth.

3.4. MÉTODO DE INVESTIGACIÓN

En esta investigación se emplea el método sistémico, ya que el funcionamiento del brazo articulado es estudiado como un todo, partiendo de las entradas que son las instrucciones de control que provienen de los comandos de voz, siendo una caja blanca el brazo articulado con comunicación inalámbrica, hasta las salidas que vienen a ser las velocidades y trayectorias que recorren las articulaciones del brazo en respuesta a los comandos.

3.5. DISEÑO DE INVESTIGACIÓN

En esta investigación se usó el diseño invariado, ya que las dos variables dependientes establecidas (velocidad de motores y trayectoria de brazo articulado), depende de una sola variable independiente (Controlador por comandos de voz con comunicación inalámbrica por Bluetooth). Por lo que, se emplea en esta investigación el diseño cuasi experimental, comprobando el sistema implementado solo a nivel de prototipo. El diseño de la investigación queda representada con el siguiente esquema:

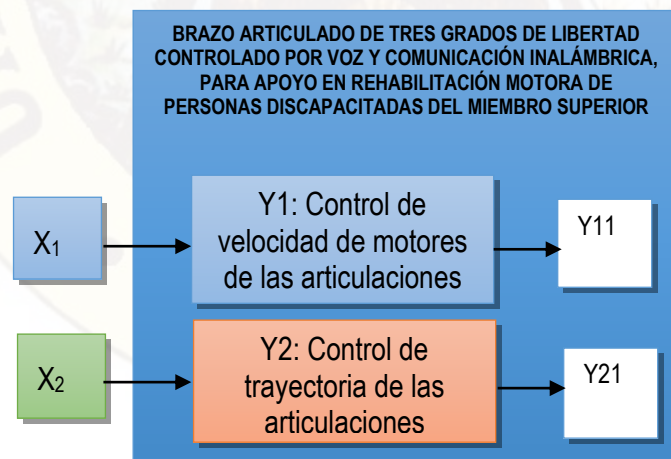


Figura 3.1. Diagrama en bloques del diseño de investigación

Donde:

X1: indicador de velocidad deseada de motores de las articulaciones.

X2: indicador de trayectoria deseada de los eslabones de las articulaciones.

Y1: Controlador de velocidad de motores del brazo articulado.

Y2: Controlador de trayectorias de eslabones del brazo articulado.

Y11: indicador de velocidad obtenida de los motores de las articulaciones.

Y21: indicador de trayectoria obtenida de los eslabones de las articulaciones.

Los indicadores de velocidad y trayectoria deseadas (X1, X2), son determinados inicialmente por el usuario por medio de comandos de voz y estos son enviados al controlador correspondiente (Y1, Y2) por medio de la comunicación inalámbrica por Bluetooth. Los indicadores de velocidad y trayectoria (Y11, Y21) son obtenidas como respuesta a los comandos de voz, estos indicadores son medidos y registrados en la Tabla E del Anexo E, el mismo que servirá para validar la investigación.

3.6. POBLACIÓN, MUESTRA Y MUESTREO

3.6.1. Población

Una vez construido el prototipo del mecanismo del brazo articulado de tres grados de libertad, para la demostración de la hipótesis se consideró una población finita de 50 pruebas de velocidad y trayectoria, tomándose los datos en un periodo de tiempo de 05 días.

3.6.2. Muestra

Por tratarse de una población finita de 50 muestras, se tomó toda la población como muestras de estudio para el análisis respectivo. En la Tabla 3.1, se tiene las muestras de velocidades y en la Tabla 3.2, se tiene las muestras de las trayectorias.

Tabla 3.1. Velocidades deseadas y obtenidas en el mecanismo del brazo articulado de tres grados de libertad

N° Muestra	Velocidad Motor M1 (Muñeca)		Velocidad Motor M2 (Codo)		Velocidad Motor M3 (Hombro)	
	Deseada alta= 16 RPM baja= 8 RPM Det. = 0 RPM	Obtenida alta= 16 RPM baja= 8 RPM Det. = 0 RPM	Deseada alta= 16 RPM baja= 8 RPM Det. = 0 RPM	Obtenida alta= 16 RPM baja= 8 RPM Det. = 0 RPM	Deseada alta= 16 RPM baja= 8 RPM Det. = 0 RPM	Obtenida alta= 16 RPM baja= 8 RPM Det. = 0 RPM
1	0	0	0	0	0	0
2	8	7	8	7	8	8
3	0	0	0	0	0	0
4	0	0	0	0	0	0
5	16	15	16	15	0	0
6	16	15	0	0	8	8
7	0	0	8	7.5	16	15.8
8	0	0	16	15	16	16
9	8	8	16	15	8	8
10	0	0	0	0	0	0
11	0	0	16	15	8	8
12	0	0	8	8	0	0
13	8	8	0	0	8	8
14	16	15	16	16	16	16
15	0	0	8	8	0	0
16	16	15	8	7	16	16
17	0	0	0	0	8	8
18	0	0	0	0	16	16
19	0	0	0	0	0	0
20	0	0	0	0	16	16
21	0	0	16	15	16	16
22	0	0	0	0	0	0
23	0	0	0	0	0	0
24	8	7.5	0	0	16	16
25	16	15.5	16	15	16	16
26	16	15	0	0	0	0
27	16	15	8	7.5	0	0
28	0	0	8	7.5	8	8
29	0	0	8	8	16	16
30	16	16	16	15	8	8
31	8	8	16	16	0	0
32	16	14	16	16	8	8
33	0	0	0	0	16	16
34	16	15	8	8	0	0
35	8	7	16	16	16	16
36	0	0	0	0	16	16
37	16	15	16	15	8	8
38	0	0	16	17	16	16
39	0	0	0	0	16	16
40	16	15.5	0	0	0	0
41	16	15.5	0	0	16	16
42	0	0	16	16	16	16
43	8	7.5	16	17	16	16
44	0	0	0	0	16	16
45	16	15	16	16	0	0
46	16	16	0	0	0	0
47	16	16	8	8	16	16
48	0	0	16	16	8	8
49	16	16	8	8	16	16
50	8	8	0	0	8	8

Tabla 3.2. Trayectorias de la mano, antebrazo y brazo deseadas y obtenidas en el mecanismo del brazo articulado de tres grados de libertad.

N° Muestra	Trayectoria mano		Trayectoria antebrazo		Trayectoria brazo	
	Deseada: Flexión 0° a -30° Extensión 0° a 60°	Obtenida: Flexión 0° a -30° Extensión 0° a 60°	Deseada: Flexión - extensión 0° a 120°	Obtenida: Flexión - extensión 0° a 120°	Deseada: Flexión - extensión 0° a 120°	Obtenida: Flexión - extensión 0° a 120°
1	0	0	0	0	0	0
2	-30	-28	0	0	120	119
3	0	0	120	117	120	119
4	60	60	120	121	120	118
5	0	0	120	120	0	0
6	-30	-28.5	0	0	120	121
7	0	0	0	0	0	0
8	0	0	120	119	0	0
9	60	57	0	0	120	119
10	-30	-28	0	0	0	0
11	0	0	0	0	0	0
12	-30	-32	120	118	0	0
13	0	0	120	119	0	0
14	60	59	0	0	120	119
15	60	60	0	0	0	0
16	0	0	120	120	120	118.7
17	-30	-30	120	121	120	119.5
18	0	0	120	119	120	121
19	60	60	120	120	0	0
20	0	0	120	122	120	119.5
21	-30	-30	120	119	120	120
22	0	0	0	0	120	120
23	0	0	120	121	120	117
24	0	0	120	118	0	0
25	-30	-30	120	119	0	0
26	0	0	120	119	120	116
27	60	60	0	0	120	115
28	0	0	120	121	120	119
29	60	60	120	120	120	119.5
30	0	0	0	0	120	119.5
31	0	0	0	0	120	121
32	-30	-30	0	0	0	0
33	60	59	0	0	0	0
34	-30	-29	120	118	120	121
35	0	0	120	118	120	119
36	0	0	0	0	120	119.5
37	0	0	120	119	120	119
38	0	0	0	0	0	0
39	0	0	0	0	120	119.8
40	0	0	120	120	120	119.5
41	-30	-29	120	119	120	120
42	0	0	120	118	120	120
43	0	0	0	0	0	0
44	60	59	120	118	120	118
45	60	58	120	119	0	0
46	-30	-27	120	119	0	0
47	0	0	120	120	0	0
48	0	0	120	119	120	119
49	0	0	0	0	0	0
50	0	0	0	0	0	0

3.6.3. Muestreo

Teniendo una poblacion finita con elementos homogéneos y con la misma oportunidad de ser seleccionados en un determinado orden para integrar la muestra de estudio, el muestreo fue aleatorio simple, se tomaron 10 muestras por dia, tanto de velocidad de articulaciones (motores) como de trayectoria, durante 5 días, los mismos que fueron registrados en las tablas 3.1 y 3.2.

3.7. TÉCNICAS E INSTRUMENTOS DE RECOLECCIÓN DE DATOS

Se empleó la técnica de la observación y toma de datos directos del indicador de velocidad de motores de articulaciones e indicador de trayectoria de articulaciones. Los datos referentes a la velocidad se tomaron de modo visual empleando un cronómetro y transportador y las trayectorias se recolectaron empleando el transportador. Estos datos fueron almacenados de modo apareado (deseado - obtenido) en las articulaciones del brazo de tres grados de libertad. En la Tabla 3.3, se presenta el instrumento de recolección de datos de velocidad de las articulaciones deseadas y obtenidas, tambien se indica en la tabla la trayectoria de articulaciones que el usuario desea y la trayectoria obtenida en el mecanismo del brazo articulado.

Tabla 3.3. Instrumento de recolección de datos

N° Muestra	Velocidad de articulaciones (Motores)						Trayectoria de articulaciones (Giro de motores)					
	Velocidad deseada: alta=1 baja=0 M1 (Muñeca)	Velocidad obtenida alta=1 baja=0 M1 (Muñeca)	Velocidad deseada alta=1 baja=0 M2 (Codo)	Velocidad obtenida alta=1 baja=0 M2 (Codo)	Velocidad deseada alta=1 baja=0 M3 (Hombro)	Velocidad obtenida alta=1 baja=0 M3 (Hombro)	Trayectoria deseada Flexión 0° a -30° Extensión 0° a 60° Mano	Trayectoria obtenida Flexión 0° a -30° Extensión 0° a 60° Mano	Trayectoria deseada Flexión - extensión 0° a 120° Antebrazo	Trayectoria obtenida Flexión - extensión 0° a 120° Antebrazo	Trayectoria deseada Flexión - extensión 0° a 120° Brazo	Trayectoria obtenida Flexión - extensión 0° a 120° Brazo
1												
2												
3												
...												
50												

3.8. PROCEDIMIENTO DE RECOLECCIÓN DE DATOS

Los datos se recolectaron a propósito de la investigación por cada indicador 50, se tomaron 10 por cada día, y se almacenaron en el instrumento de recolección de datos de la Tabla 3.3, estos datos almacenados se encuentra organizado en la Tabla E del Anexo E.



Figura 3.2. Recolección de datos de ángulo de giro de las articulaciones del brazo.

3.9. TÉCNICAS DE PROCESAMIENTO Y ANÁLISIS DE DATOS

Para procesar los datos del trabajo de investigación se aplicó la técnica de procesamiento apareado y se realizó el análisis estadístico de significancia de la diferencia entre las velocidades y trayectorias deseadas frente a velocidades y trayectorias obtenidas, usando la prueba “t” de Student por tratarse de 50 muestras para un nivel de confianza de 95% (ver Tabla 3.4). Para la prueba de hipótesis se formuló las hipótesis de trabajo (hipótesis alternas y nulas). Se sometió a prueba las hipótesis nulas, estas se rechazaron y se aceptaron las hipótesis alternas. (Ver sección 4.3, Discusión).

Tabla 3.4. Tabla de niveles de confianza de “t” para $gl=49$

Nivel de confianza	75%	90%	95%	97.5%	99%	99.5%
t	0.6795	1.2991	1.6766	2.0096	2.4049	2.6800

CAPÍTULO IV

RESULTADOS

4.1. BRAZO ARTICULADO DE TRES GRADOS DE LIBERTAD CONTROLADO POR VOZ Y COMUNICACIÓN INALÁMBRICA

El propósito de la investigación es obtener un prototipo de brazo articulado de tres grados de libertad para realizar movimientos terapéuticos de rehabilitación para un determinado grupo de pacientes, se tomó en cuenta varios parámetros para su construcción. Empezando por las dimensiones, se trata de que el mecanismo sea adaptable para la persona que lo va a utilizar y que los materiales que se van a utilizar para el ensamblaje son resistente, ligeros y flexibles a fin de no causar malestar en el paciente al momento de utilizarlo.

El conjunto de piezas y actuadores que conforman la estructura del mecanismo para el miembro superior está unido a una estructura base que en este caso es una silla móvil, lo cual le da el soporte y estabilidad al prototipo.

Para este proyecto se trabajó en el plano sagital para los movimientos de flexión y extensión de muñeca, codo y hombro, para proporcionar la fuerza o movimientos a cada uno de los eslabones del mecanismo se usaron motores de dc con caja reductora, por su característica principal de tener buen torque, y para la muñeca un servomotor con el torque necesario para soportar el peso de la mano.

El brazo articulado diseñado e implementado es controlado por comandos de voz, desde una aplicación desarrollada en la plataforma de Android, que envía comandos al módulo driver de las articulaciones por medio de la comunicación inalámbrica por Bluetooth (ver Figura 4.1).

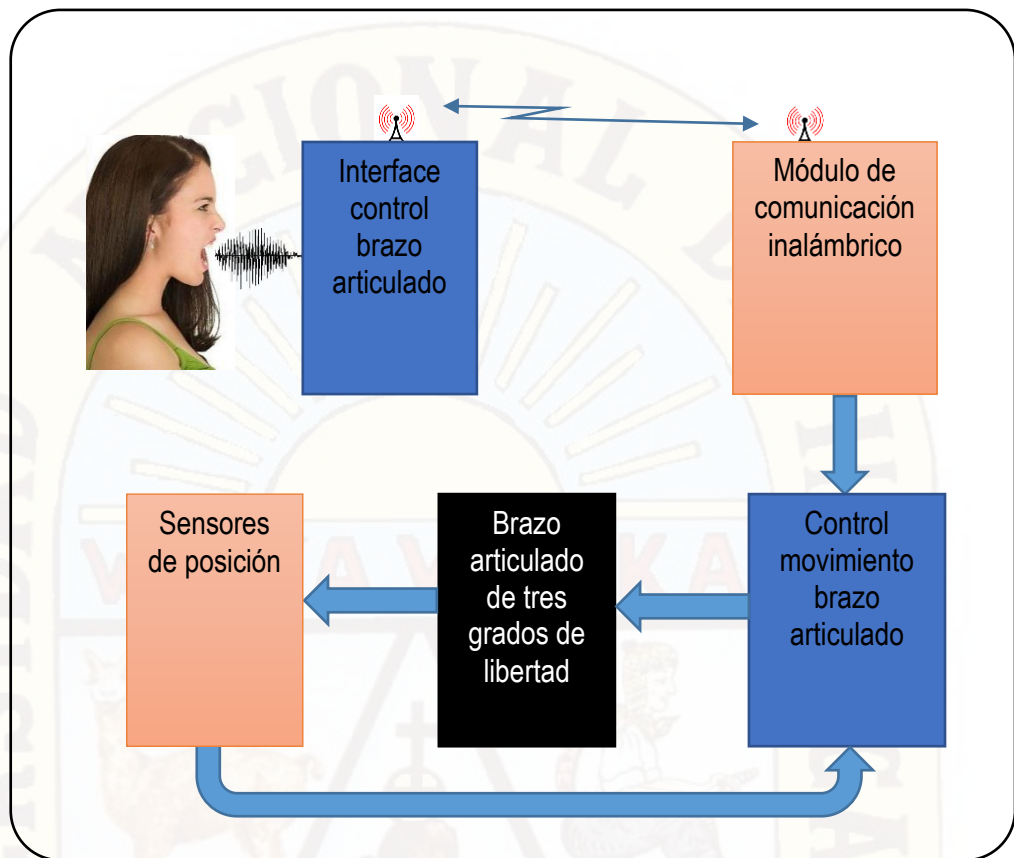


Figura 4.1. Diagrama de bloques del brazo articulado de tres grados de libertad controlado por voz y comunicación inalámbrica

4.1.1. Interface de control por voz de brazo articulado

La interface de control por voz del brazo articulado se desarrolló en la plataforma de aplicaciones de Android, empleando el software libre App Inventor 2 desarrollado por el Instituto Tecnológico de Massachusetts (MIT).

Para el desarrollo de la aplicación se definieron comandos de voz que se detalla en la Tabla 4.1.

Tabla 4.1. Comandos de voz y su codificación para control de brazo articulado de tres grados de libertad.

N°	Comando de voz	Asignación de código
01	Posición inicial	"0"
02	Velocidad baja	"1"
03	Velocidad máxima	"2"
04	Rehabilitación hombro arriba	"3"
05	Rehabilitación hombro abajo	"4"
06	Rehabilitación codo arriba	"5"
07	Rehabilitación codo abajo	"6"
08	Rehabilitación muñeca arriba	"7"
09	Rehabilitación muñeca abajo	"8"
10	Rehabilitación hombro	"9"
11	Rehabilitación codo	"A"
12	Rehabilitación muñeca	"B"
13	Rehabilitación brazo	"C"

Los comandos de voz son generados por el usuario, y luego son identificados por el sistema de reconocimiento de voz integrado a Google Apps, una vez identificado el comando es transmitido por RF vía Bluetooth a una velocidad de 9600 bps. En la Figura 4.2, se detalla el proceso de la interface de control del brazo articulado con el usuario.

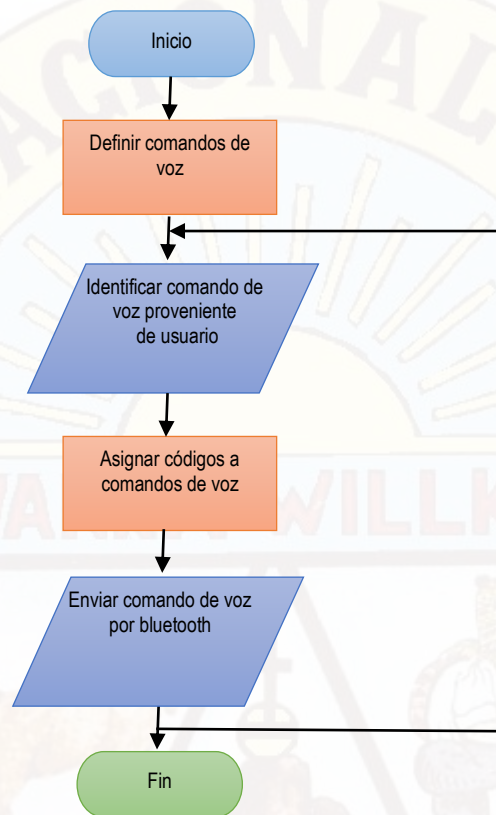


Figura 4.2. Diagrama de flujo de la interface de control por voz de brazo articulado desarrollado en Android

El control por voz y comunicación inalámbrica del brazo articulado se implementó para la plataforma de celulares Android, el mismo que tiene la interface que se muestra en la Figura 4.3, empleando como componentes la comunicación Bluetooth, el reconocimiento de voz, herramienta de notificación y conversor de texto a voz.

En las figuras 4.4, 4.5 y 4.6 se desarrolla el bloque de configuración de comunicación Bluetooth y control por voz del brazo articulado.

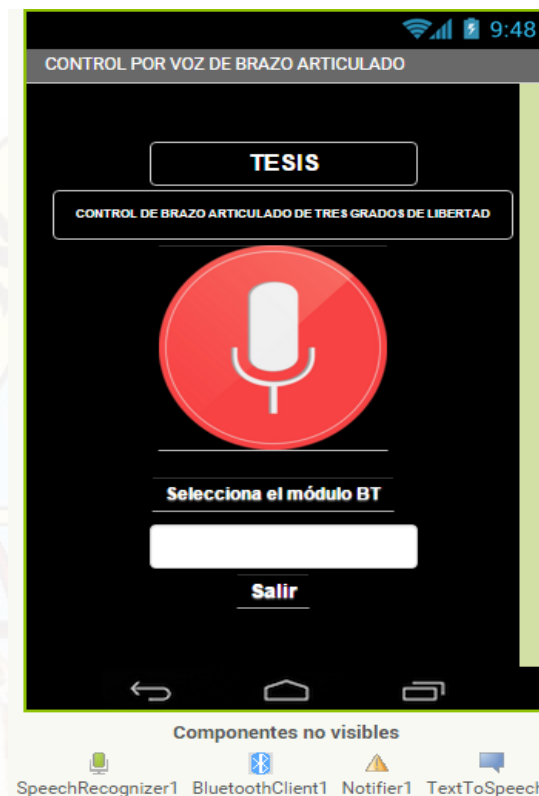


Figura 4.3. Interface de control por voz de brazo articulado desarrollado en Android

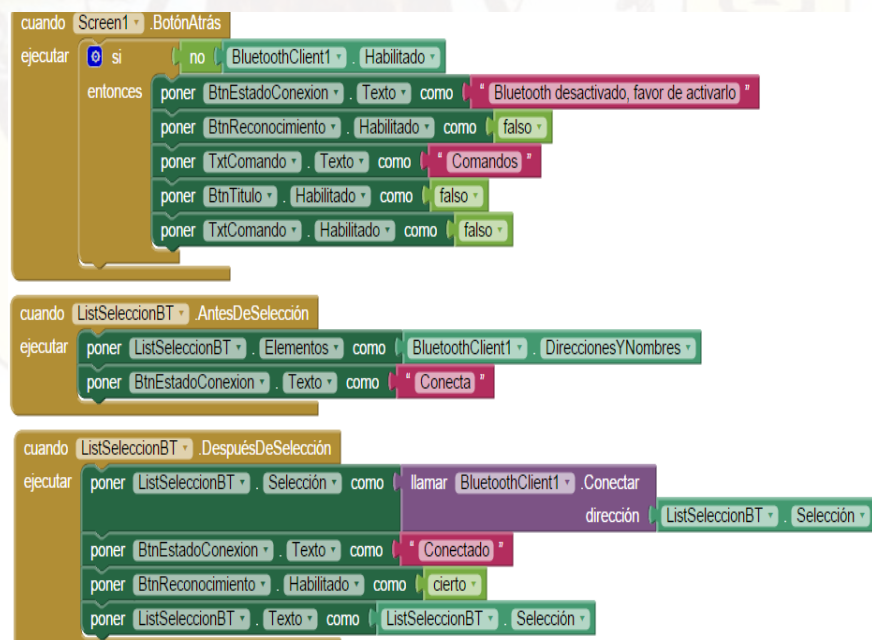


Figura 4.4. Bloque de conexión de comunicación por Bluetooth

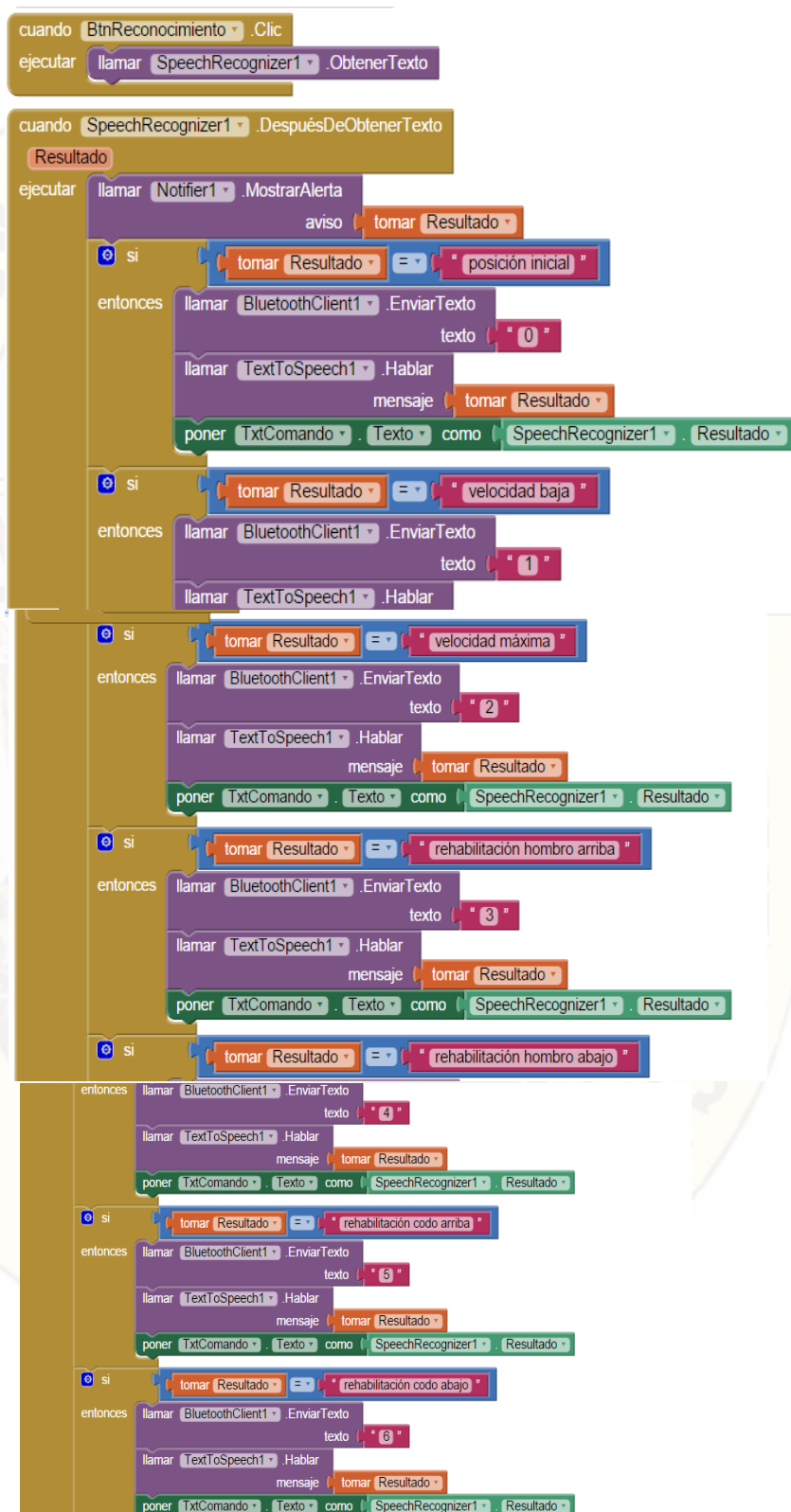


Figura 4.5. Bloque de reconocimiento de voz, asignación de código y envío de comando por Bluetooth

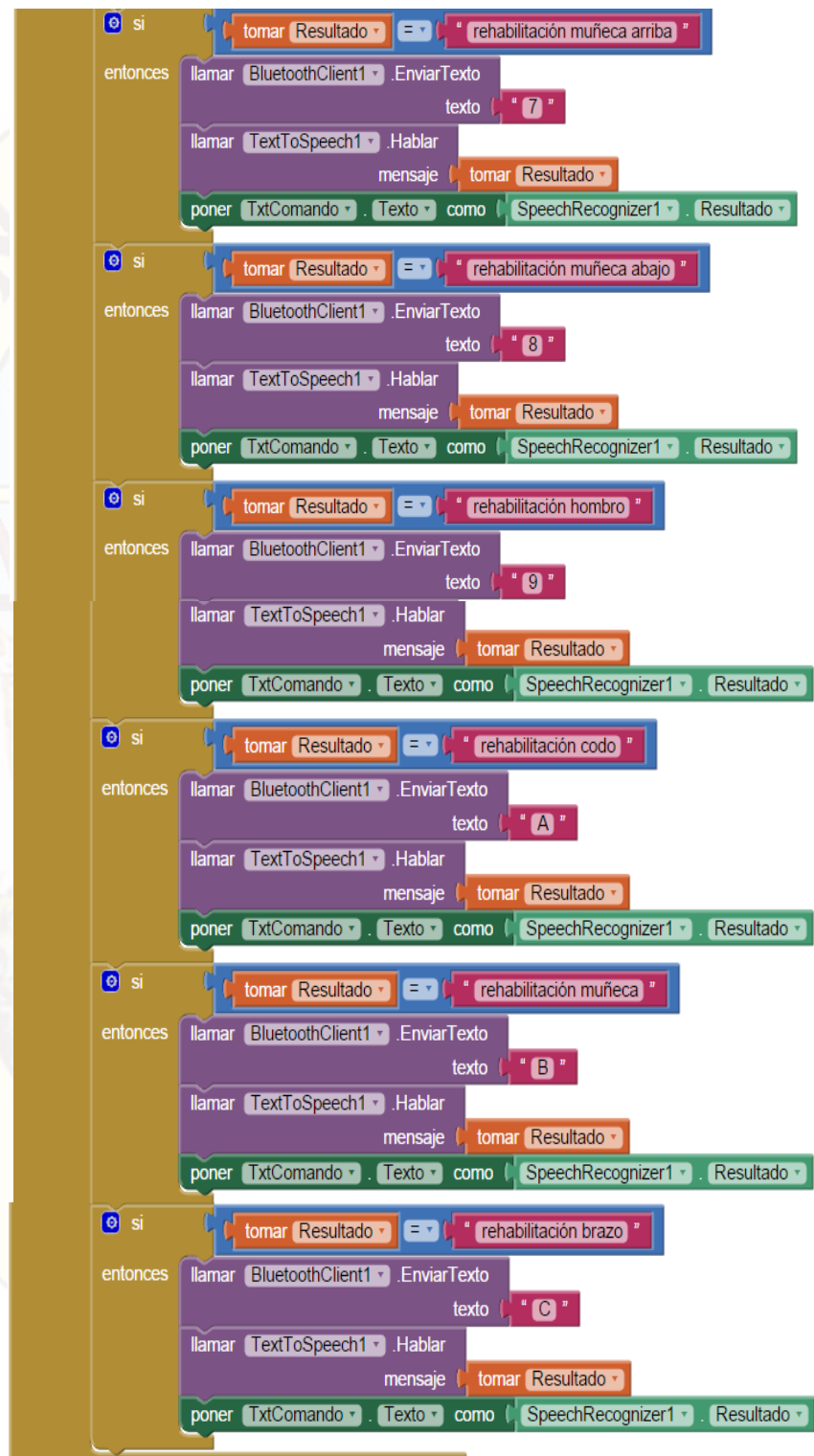


Figura 4.6. Continuación Bloque de reconocimiento de voz, asignación de código y envío de comando por Bluetooth

4.1.2. Diseño e implementación del mecanismo del brazo articulado de tres grados de libertad

4.1.2.1 Análisis biomecánico de las articulaciones a implementar

Para el diseño e implementación del brazo articulado se analizó la morfología del cuerpo humano, cada extremidad superior está formada por cuatro segmentos: el hombro, el brazo, el antebrazo y la mano. El brazo está unido al cuerpo por el hombro y al antebrazo por el codo, mientras que el antebrazo está unido a la mano por la muñeca. Se estudió la biomecánica de las articulaciones que componen la extremidad superior

4.1.2.1.1. Hombro

El hombro tiene dos huesos principales la clavícula y el omóplato, este es la articulación más móvil del cuerpo humano y posee tres grados de libertad que permiten orientar al miembro superior en relación a los tres planos del espacio.

Para el desarrollo del brazo se tomó en cuenta los movimientos de flexión extensión de hombro teniendo 1 grado de libertad además considerando los grados de giro de cada movimiento.

Flexión-Extensión: 0° a 120°

4.1.2.1.2. Codo

Es la articulación intermedia del miembro superior, realiza la unión del brazo y antebrazo su función es similar al de una bisagra y permite 1 grado de libertad, para desarrollar el mecanismo se ha tomado los movimientos de flexión-extensión de codo con los ángulos de giro de una persona normal.

Flexión - extensión: 0° a 120°

4.1.2.1.3. Muñeca

La muñeca es la articulación que une los segmentos tercero y cuarto del miembro superior, es decir, el antebrazo y la mano.

La muñeca posee dos grados de libertad flexo-extensión, abducción-aducción, pero solo se tomó el movimiento de flexo-extensión para el desarrollo del proyecto; la posición neutra es aquella en que la mano está al mismo nivel que el antebrazo.

Flexión: 0° - 30°

Extensión: 0° - 60°

Tabla 4.2. Rango de ángulos de movimientos del mecanismo del brazo articulado de tres grados de libertad

Articulación	Angulo	Rango	Movimiento
Hombro	θ_H	0° a 120°	Flexión - Extensión
Codo	θ_C	0° a 120°	Flexión - Extensión
Muñeca	θ_M	0° a -30	Flexión
		0° a 60	Extensión

4.1.2.2 Diseño del brazo articulado

La estructura del brazo articulado tiene una serie de uniones las cuales deben coincidir con las uniones del cuerpo, por lo que se planteó la realización de piezas individuales para cada segmento, para luego dar paso a su respectivo ensamblaje.

Se tomó medidas para una persona de 160 cm, y teniendo en cuenta que la medida de altura (H) de la persona que va a utilizar este mecanismo está en relación a su altura³⁷, a continuación en la Tabla 4.3 se observan las medidas de los segmentos que sirven de referencia para el diseño de cada una de las piezas que componen la estructura del mecanismo.

³⁷ Para obtener una medida referencial del segmento del cuerpo que se necesita para el diseño de las estructuras, se basó en las relaciones establecidas por Winter, Drillis y Cotini.

Tabla 4.3. Longitud de los eslabones o segmentos del mecanismo del brazo articulado de tres grados de libertad

Eslabón	Factor* altura (H)	Dimensión
Mano	$0.108 \cdot H$	17.28 cm
Antebrazo	$0.146 \cdot H$	23.36 cm
Brazo	$0.186 \cdot H$	29.76 cm

Fuente: Winter, Drillis y Cotini. Biomechanics and Motor Control of Human Movement

Las articulaciones y eslabones del brazo de tres grados de libertad fueron diseñados en Solidworks, tomando en cuenta la Tabla 4.2, y la Tabla 4.3

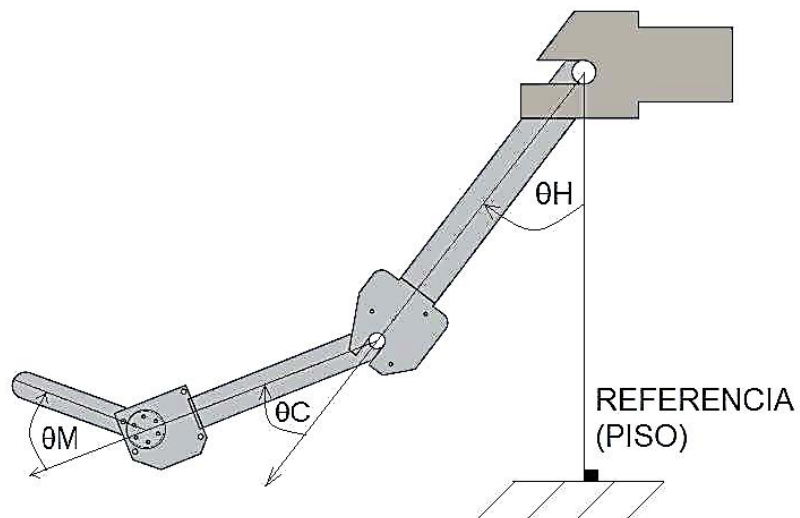


Figura 4.7. Articulaciones y eslabones del brazo articulado de tres grados de libertad

Se consideró que la toma de medida de la longitud para cada pieza (eslabón), se hizo desde una articulación a otra, o sea desde un eje del motor al otro, que da el respectivo movimiento a la pieza.

Dependiendo de los segmentos y movimientos que se quiere realizar se ha optado realizar el diseño de estas piezas de forma sencilla y de fácil adaptabilidad para la persona que lo utilice.

Diseño de la pieza de la mano:

Para la elaboración de esta pieza, se consideró el movimiento que la estructura va a realizar (flexión y extensión de muñeca), además se realizó una comparación entre la distancia teórica del segmento de mano obtenida de las relaciones de Winter, Drillis y Cotini y la dimensión real que tiene la mano del paciente. Dando como resultado las medidas de la pieza de la mano en cuanto a su longitud y anchura, resultó ser $L=13\text{ cm}$ y $A=2.5\text{ cm}$, como se muestra en la Figura 4.8.

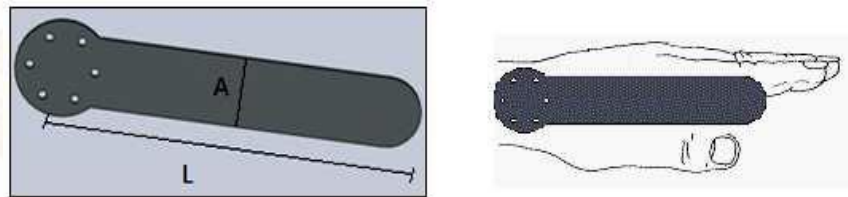


Figura 4.8. Eslabón mano del brazo articulado de tres grados de libertad

Esta pieza se acopla sobre el eje del motor que da el movimiento de flexo-extensión a la mano, con la ayuda de tornillos, arandelas y demás elementos de unión y sujeción.

Diseño de la pieza del antebrazo:

Para este caso el movimiento de la estructura será flexión y extensión del codo, igualmente se procedió a tomar medidas reales de la longitud y anchura del antebrazo, al comparar los resultados de las medidas reales con los datos de la Tabla 4.3, se determinó como las medidas de la pieza a $L=23.26\text{ cm} + 1.74\text{ cm} = 25\text{ cm}$ y $A=3\text{ cm}$, en donde se toma como referencia la longitud, desde el eje del motor (articulación de la

mano) hasta el eje del otro motor (articulación del codo), así como se muestra en la Figura 4.9.

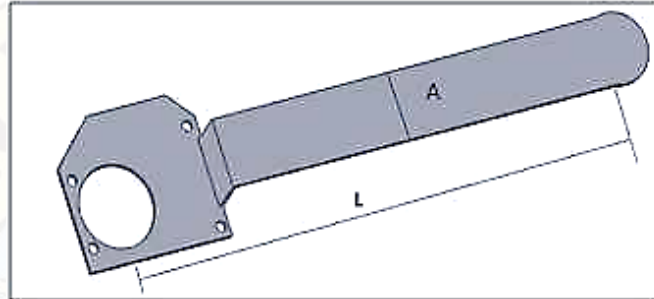


Figura 4.9. Eslabón antebrazo del mecanismo articulado de tres grados de libertad

Esta pieza se acopla sobre el eje del motor que da el movimiento de flexo-extensión al codo, con la ayuda de tornillos, arandelas y demás elementos de unión y sujeción.

Diseño de la pieza del brazo.

Para la realización de esta pieza igualmente se procedió a tomar medidas reales de la longitud y anchura del brazo, al comparar los resultados de las medidas reales con los datos de la Tabla 4.3, se determinó las medidas de la pieza $L = 30$ cm y $A = 4$ cm, como se muestra en la Figura 4.10.

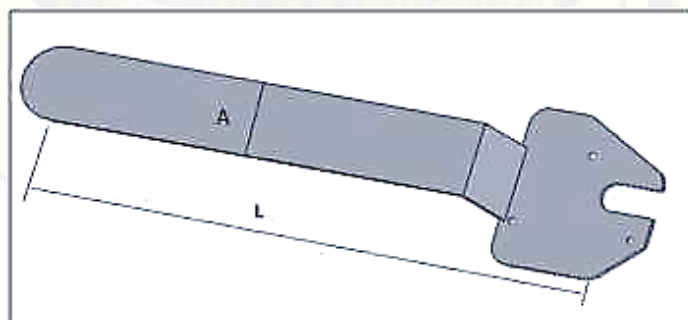


Figura 4.10. Eslabón brazo del mecanismo articulado de tres grados de libertad

Esta pieza se acopla sobre el eje del motor que da movimiento de flexo-extensión al hombro, con la ayuda de tornillos, arandelas y demás elementos de unión y sujeción.

Diseño de la pieza del hombro:

Esta pieza va a soportar el peso de los anteriores eslabones y de los actuadores, se determinó las medidas de la pieza $L1=4$ cm, $L2=16$ cm, $A=7$ cm y obviamente la forma de esta dependerá del movimiento que se desee realizar, en la Figura 4.11, se muestra la pieza:

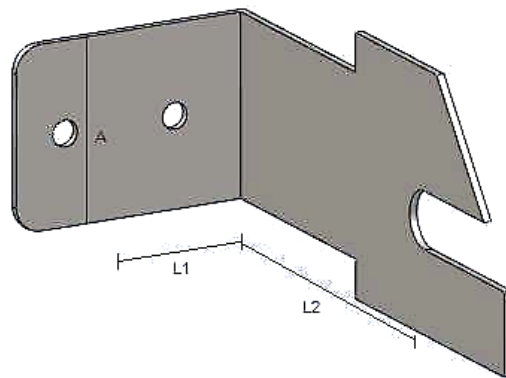


Figura 4.11. Eslabón brazo del mecanismo articulado de tres grados de libertad

En la Tabla 4.4, se presenta las masas de las piezas calculadas empleando Solidworks.

Tabla 4.4. Masa de las piezas que conforman el brazo articulado

Pieza	Masa
Mano	0.02 Kg.
Antebrazo	0.06 Kg.
Brazo	0.14 Kg.

4.1.2.3 Implementación del brazo articulado

Después de diseñadas las piezas o eslabones, se procedió a la fabricación de las piezas. La totalidad de las piezas fueron elaboradas en un torno manual, debido a que las formas de las piezas fueron sencillas y de pocos acabados.

Durante el ensamblaje de las piezas se verificó el correcto funcionamiento de la mecánica del conjunto de las piezas, que permiten al mecanismo los movimientos de rehabilitación requeridos sin que haya obstáculos.

La implementación requirió de 02 motores DC con reductores de velocidad de 1:50 para generar movimiento en el hombro y codo, y un servomotor MG995 para generar movimiento en la muñeca.

Para mejorar el confort del paciente se ensambló el brazo sobre la plataforma de una silla giratoria, permitiendo obtener un brazo articulado móvil, como se ve en la Figura 4.12.



Figura 4.12. Estructura del brazo articulado de tres grados de libertad

4.1.2.4 Diseño y selección de actuadores

Para la designación de los actuadores a utilizar en las distintas articulaciones del mecanismo es importante partir del cálculo del torque, para ello fue necesario definir todas las fuerzas a las que son sometidas, la extremidad superior, por lo que el cálculo se basa en el peso de las diferentes partes del brazo humano que están inmiscuidas y de las partes mecánicas de la estructura.

Partiendo de las premisas anteriores se definen los parámetros necesarios para el cálculo del torque por cada actuador:

- ✓ Peso de la estructura para cada eslabón
- ✓ Peso de cada articulación (actuadores)
- ✓ Pesos de los segmentos de la extremidad superior
- ✓ Distancia entre articulaciones

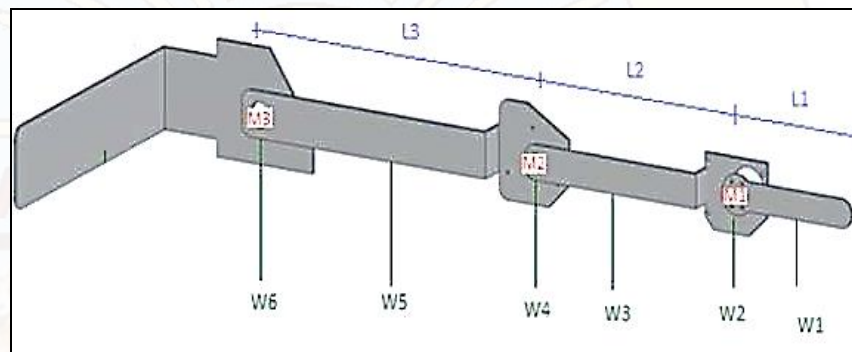


Figura 4.13. Pesos que actúan sobre el mecanismo del brazo articulado

Donde:

M1: motor para el movimiento de flexo-extensión de la muñeca

M2: motor para el movimiento de flexo-extensión de codo

M3: motor para el movimiento de flexo-extensión de hombro

L1: distancia de la estructura de la mano= 13 cm

L2: distancia del eslabón muñeca-codo= 25 cm

L3: distancia del eslabón codo-hombro= 30 cm

W1: peso de la estructura y del segmento de mano

W2: peso del motor de la articulación de la muñeca

W3: peso de la estructura para el eslabón muñeca-codo y del segmento del antebrazo

W4: peso del motor de la articulación del codo

W5: peso de la estructura para el eslabón codo-hombro y del segmento del brazo

W6: peso del motor de la articulación del hombro

Para obtener el valor de masa de los segmentos del cuerpo humano requerido, se basó en las relaciones establecidas por Winter, Drillis y Cotini, donde se expresan las masas de los cuerpos en función del peso total de la persona [19].

Una vez tomado el dato del peso total de la persona, se tiene que $M=53$ Kg, a continuación, se tendrá los resultados de las masas de los segmentos que servirá de referencia para el dimensionamiento de los actuadores del mecanismo.

Tabla 4.5. Peso de segmento del brazo de una persona de 53 Kg.

Segmento	Peso relativo de segmento	Masa
Mano	$0.007 \cdot M$	0.371 Kg.
Antebrazo	$0.016 \cdot M$	0.848 Kg.
Brazo	$0.026 \cdot M$	1.378 Kg.

Fuente: Winter, Drillis y Cotini. Biomechanics and Motor Control of Human Movement

El torque es la fuerza aplicada sobre una palanca que sirve para hacer girar un eje. El torque es la fuerza aplicada que se multiplica por el largo de la palanca:

$$\text{Torque} = \text{Fuerza} \times \text{Distancia} \quad (\text{Ec. 4.1})$$

El torque requerido por cada actuador está dado por la sumatoria de los productos entre la distancia y la fuerza de los elementos a soportar.

Para calcular el máximo torque, las estructuras del brazo deberán estar posicionadas a 90° desde su posición inicial, garantizando que en esta posición se encontrará el torque máximo para cada actuador.

Para cada eslabón se considera que el peso está en centro de la gravedad o sea en la mitad de la longitud, por lo cual se divide para dos.

Para el dimensionamiento de los motores se buscó que estos sean adecuados en sus características de torque, voltaje, velocidad con el fin

de que responda adecuadamente ante las condiciones de trabajo a las que serán sometidos, por eso se utiliza motores con caja reductora (trico) ya que estos se ajustan más a las necesidades del mecanismo.

Para el actuador M1:

Para hallar W1 se tiene que sumar la masa de la pieza de la mano y del segmento de mano, hallada en la tabla 4.3 y 4.4 respectivamente.

$$W1 = Wp + Wm \quad (\text{Ec. 4.2})$$

Dónde:

Wp: peso de la pieza de la mano

Wm: peso del segmento de mano

$$W1 = 0.371 \text{ Kg} + 0.02 \text{ Kg}$$

$$W1 = 0.391 \text{ Kg}$$

$$\text{TorqueM1} = \frac{L1}{2} \times W1 \quad (\text{Ec. 4.3})$$

$$\text{TorqueM1} = \frac{13 \text{ cm}}{2} \times 0.391 \text{ Kg}$$

$$\text{TorqueM1} = 2.5415 \text{ Kg} \times \text{cm}$$

Convirtiendo a Nm, tenemos:

$$\text{TorqueM1} = 2.5415 \text{ Kg} \times \text{cm} \left| \frac{0.0981 \text{ Nm}}{1 \text{ Kg} \times \text{cm}} \right| = 0.2493 \text{ Nm}$$

Con este parámetro buscamos al M1 y las principales características del motor escogido es como se indica en la Tabla 4.5.

Tabla 4.6. Parámetros de actuador M1 seleccionado

Marca	Robotics
Voltaje	6 V
Peso (W2)	0.06 Kg.
Torque	1.2 Nm



Figura 4.14. M1 seleccionado para la articulación de la muñeca

En este caso el torque de este servomotor es mayor al calculado, se optó por este servomotor, porque estos tipos de motores se caracterizan por tener una velocidad reducida y una mayor fuerza o potencia, que es lo que se necesita para este proyecto.

Con las características del peso (W_2) del M1, se tiene listo el dato que interviene en el cálculo del actuador M2.

Para el actuador M2:

Para hallar el W_3 se utiliza la ecuación 4.2, en donde se suma lo que pesa la pieza y el segmento del antebrazo.

$$W_3 = 0.848 \text{ Kg} + 0.06 \text{ Kg}$$

$$W_3 = 0.908 \text{ Kg}$$

Con el peso $W_2 = 0.06 \text{ Kg}$, calculamos

$$\text{Torque}M2 = \frac{L1}{2} \times W1 + L2 \times W2 + \frac{L2}{2} \times W3$$

$$\text{Torque}M2 = 14.3915 \text{ Kg} \times \text{cm}$$

Convirtiendo a Nm, tenemos:

$$\text{Torque}M2 = 14.3915 \text{ Kg} \times \text{cm} \left| \frac{0.0981 \text{ Nm}}{1 \text{ Kg} \times \text{cm}} \right| = 1.412 \text{ Nm}$$

Con este parámetro buscamos al M2 y las principales características del motor escogido es como se indica en la Tabla 4.6.

Tabla 4.7. Parámetros de actuador M2 seleccionado

Marca	Toyota
Voltaje	6 V – 12 V
Peso (W4)	0.25 Kg.
Torque	3.1 Nm
Velocidad	16 RPM

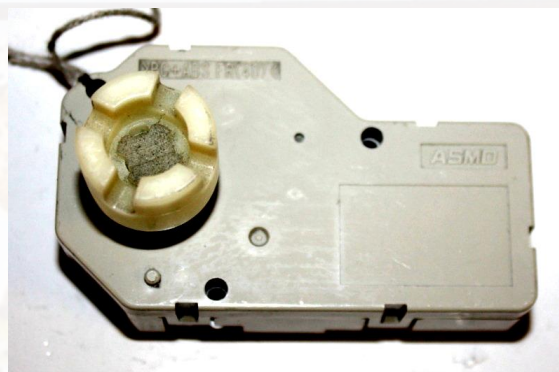


Figura 4.15. M2 seleccionado para la articulación del codo

Con las características del peso (W4) del M1, se tiene listo el dato que interviene en el cálculo del actuador M3.

Para el actuador M3:

Para hallar el W5 se utiliza la ecuación 4.2, en donde se suma lo que pesa la pieza y el segmento del brazo.

$$W5 = 1.378 \text{ Kg} + 0.14 \text{ Kg}$$

$$W5 = 1.518 \text{ Kg}$$

Con el peso $W4 = 0.25 \text{ Kg}$, calculamos

$$TorqueM3 = \frac{L1}{2} \times W1 + L2 \times W2 + \frac{L2}{2} \times W3 + L3 \times W4 + \frac{L3}{2} \times W5$$

$$TorqueM3 = 44.6615 \text{ Kg} \times \text{cm}$$

Convirtiendo a Nm, tenemos:

$$TorqueM3 = 44.6615 \text{ Kg} \times \text{cm} \left| \frac{0.0981 \text{ Nm}}{1 \text{ Kg} \times \text{cm}} \right| = 4.38 \text{ Nm}$$

Con este parámetro buscamos al M3, siendo las principales características del motor escogido como se indica en la Tabla 4.7.

Tabla 4.8. Parámetros de actuador M3 seleccionado

Voltaje	6 V – 12 V
Peso (W4)	1.2 Kg.
Torque	12 Nm
Velocidad	16 RPM



Figura 4.16. M3 seleccionado para la articulación del codo

Para saber el rango de peso de las personas que podrán usar el mecanismo, se procede a calcular un nuevo torque de los actuadores con un peso de 100 Kg, comprobando que no se sobrepase del torque nominal de los motores ya dimensionados, teniendo como peso inicial de 53 Kg.

Para el actuador M1:

El nuevo W1 con un peso de 100 Kg es igual a 0.72 Kg y reemplazamos en la ecuación (2.4) y se tiene:

$$TM1 = 0.459 \text{ Nm}$$

Este procedimiento se repitió para el resto de actuadores y se tiene el resumen en la Tabla 4.9.

Tabla 4.9. Torque calculado para el brazo de una persona de 100 Kg.

Actuador	Torque (Nm)
M1	0.459
M2	2.984
M3	7.750

Los actuadores del mecanismo seleccionados inicialmente para una persona de 53 Kg. Soportan en la asistencia a rehabilitación del brazo de personas de 100 Kg.

También se establece rangos de las dimensiones de los eslabones entre una persona de estatura 1.53 m y 1.75 m, obteniendo una variación de +/- 2 cm. En la Tabla 4.10 se presentan los resultados.

Tabla 4.10. Torque calculado para el brazo de una persona de 100 Kg.

Segmentos	Factor	Rango 1 (-2 cm)	Rango 2 (+2 cm)
		H=153 cm	H=175 cm
Mano	0.108	14.28	20.18
Antebrazo	0.15625	23	27
Brazo	0.1875	28	32

Conocido el factor, se tiene el valor ideal, y se determina el rango de la dimensión de las piezas estableciendo como rango permitido por pieza en ± 2 cm.

4.1.3. Módulo de control del mecanismo del brazo articulado

El brazo articulado se controla por medio de un algoritmo desarrollado e implementado en Arduino que hace la interface inalámbrica con la aplicación software desarrollado en Android. En la Figura 4.17, se presenta el diagrama de flujo de operación del control de mecanismo del brazo articulado.

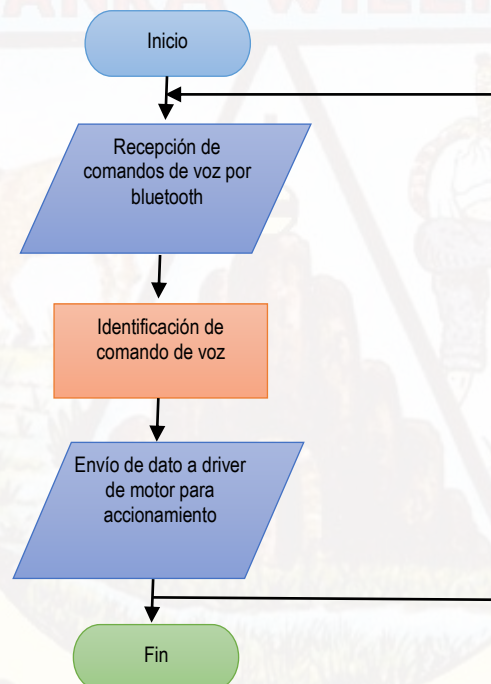


Figura 4.17. Diagrama de flujo de la operación del control del mecanismo del brazo articulado

El diagrama esquemático del control del brazo articulado se muestra en la Figura 4.18.

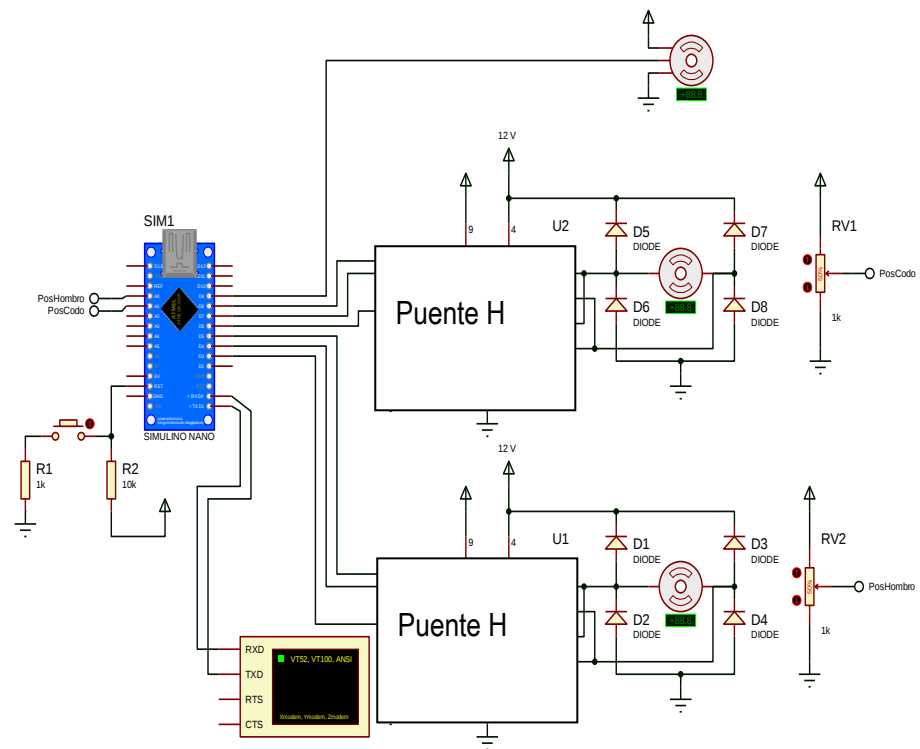


Figura 4.18. Circuito electrónico del módulo de control del mecanismo del brazo articulado

El microcontrolador del Arduino nano constantemente está verificando la llegada de comandos de voz enviados desde la interface de control por voz de brazo articulado. Una vez recepcionados e identificados los comandos de voz, estas son enviados al driver de los actuadores. El driver de los actuadores se construyó en base a relés, que permite la configuración del puente H doble para dotar de la energía necesaria para el funcionamiento adecuado de los motores DC escogidos en el diseño y selección de actuadores.

El sistema está conformado por 2 potenciómetros como sensores de posición angular de la articulación del hombro y codo respectivamente ya que cada una de estas no se mueven a altas velocidades y su rango de movimiento máximo está entre 0° y 180° .

El programa de control del mecanismo fue desarrollado en Arduino ver Figura 4.19, cuya codificación se muestra en Anexo C.



```

ControlBrazo3GL Arduino 1.6.5
Archivo Editar Programa Herramientas Ayuda

ControlBrazo3GL

/* *****
BRAZO ARTICULADO DE TRES GRADOS DE LIBERTAD CONTROLADO POR VOZ Y COMUNICACIÓN INALÁMBRICA,
PARA APOYO EN REHABILITACIÓN MOTORA DE PERSONAS DISCAPACITADAS DEL MIEMBRO SUPERIOR
***** */
#include <Servo.h> // Adiciona la biblioteca de servomotor

Servo muneca; // Da nombre "muneca" al Servo motor que controla la mano.

// Declaración de pines de motor DC Hombro
int EMH = 3; // Habilita motor hombro
int MH1 = 4; // Pin4 conexion 1 a motor hombro
int MH2 = 5; // Pin5 conexion 2 a motor hombro

// Declaración de pines de motor DC Codo
int EMC = 6; // Habilita motor codo
int MC1 = 7; // Pin7 conexion 1 a motor codo
int MC2 = 8; // Pin5 conexion 2 a motor codo

char mensaje; // Comando de voz recibido
int i; // Posición para servomotor mano

// Declaracion de indicadores de posicion actual
int Ubicacion_Hombro=A0;
int Ubicacion_Codo=A1;
int Ubicacion_Muneca=A2;

// Declaración de pin de control de velocidad
int Velocidad=10;

Compilado
C:\Users\HCM\AppData\Local\Temp\build4371348467980658922.tmp/ControlBrazo3GL.cpp.hex

Sketch uses 5.014 bytes (16%) of program storage space. Maximum is 30.720 bytes.
319

```

Figura 4.19. Desarrollo del software de control del mecanismo

4.2. PRUEBAS ESTADÍSTICAS DE FUNCIONAMIENTO DEL MECANISMO DEL BRAZO ARTICULADO DE TRES GRADOS DE LIBERTAD

Las pruebas se llevaron a cabo con el prototipo del mecanismo implementado, se tomaron 50 muestras de funcionamiento por cada articulación (M1, M2 y M3) y 50 muestras de funcionamiento del mecanismo relacionado con cada trayectoria de la mano, antebrazo y brazo.

Los datos de prueba se almacenaron en la Tabla D del Anexo D. estando agrupados en valores deseados por el usuario y los obtenidos en el mecanismo del brazo articulado.

4.2.1. Prueba estadística de funcionamiento de articulación de muñeca

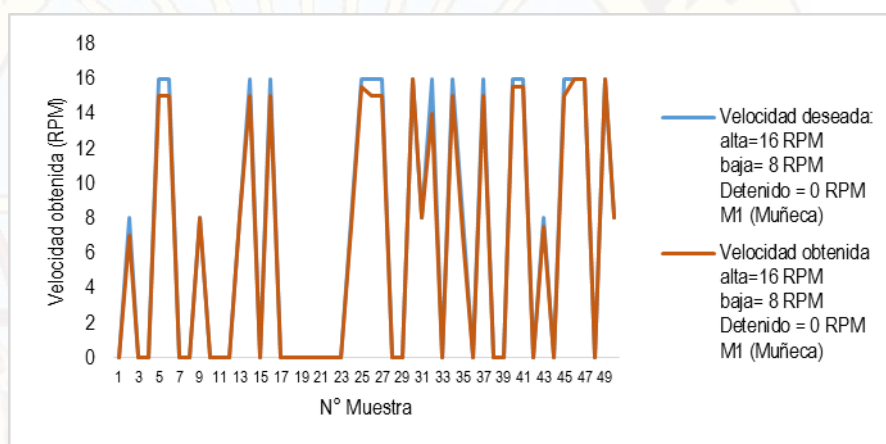


Figura 4.20. Resultado de velocidad deseada y medición de velocidad obtenida en la articulación muñeca M1 del mecanismo del brazo articulado.

La Figura 4.20 muestra una ligera diferencia de la velocidad deseada con la velocidad obtenida en la articulación de la muñeca, estas muestras son analizados con SPSS cuyos resultados se muestran en las tablas 4.11, 4.12 y 4.13.

Tabla 4.11. Estadística de muestras apareadas de velocidad del actuador de la articulación de la muñeca.

		Media	N	Desviación estándar	Media de error estándar
Par 1	Velocidad_deseada_M1_Muñeca	6.20	50	7.293	1.03
	Velocidad_obtenida_M1_Muñeca	6.41	50	6.966	0.985

Tabla 4.12. Correlación de muestras apareadas de velocidad del actuador de la articulación de la muñeca.

		N	Correlación	Sig.
Par 1	Velocidad_deseada_M1_Muñeca & Velocidad_obtenida_M1_Muñeca	50	0.999	0.000

El valor de la correlación es de 0.999, lo que indica que las muestras están muy correlacionadas, la significancia es 0.00, esto confirma que los datos tienen una alta similitud.

Tabla 4.13. Prueba t de muestras apareadas de velocidad del actuador de la articulación de la muñeca.

		Diferencias emparejadas					t	gl
		Media	Desviación estándar	Media de error estándar	95% de intervalo de confianza de la diferencia			
					Inferior	Superior		
Par 1	Velocidad_deseada_M1_Muñeca - Velocidad_obtenida_M1_Muñeca	0.31	0.48329	0.068	0.172	0.447	4.54	49

En la Tabla 4.13 la media de la diferencia de la velocidad deseada y la velocidad obtenida en la articulación de la muñeca es de 0.31. Este valor nos indica que la diferencia de velocidades es insignificante.

4.2.2. Prueba estadística de funcionamiento de articulación de codo



Figura 4.21. Resultado de velocidad deseada y velocidad obtenida en la articulación de codo M2 del mecanismo del brazo articulado.

La Figura 4.21 muestra una ligera diferencia de la velocidad deseada con la velocidad obtenida en la articulación del codo, estas muestras son analizados con SPSS cuyos resultados se muestran en las tablas 4.14, 4.15 y 4.16.

Tabla 4.14. Estadística de muestras apareadas de velocidad del actuador de la articulación del codo.

		Media	N	Desviación estándar	Media de error estándar
Par 1	Velocidad_deseada_M2_Codo	7.20	50	7.090	1.0028
	Velocidad_obtenida_M2_Codo	7.01	50	6.945	0.982

Tabla 4.15. Correlación de muestras apareadas de velocidad del actuador de la articulación del codo.

		N	Correlación	Sig.
Par 1	Velocidad_deseada_M2_Codo & Velocidad_obtenida_M2_Codo	50	0.998	0.000

El valor de la correlación es de 0.998, lo que indica que las muestras están muy correlacionadas, la significancia es 0.00 por lo que los datos tienen una alta similitud.

Tabla 4.16. Prueba t de muestras apareadas de velocidad del actuador de la articulación del codo.

		Diferencias emparejadas					t	gl
			Desviación estándar	Media de error estándar	95% de intervalo de confianza de la diferencia			
					Inferior	Superior		
Par 1	Velocidad_deseada_M2_Codo - Velocidad obtenida M2 Codo	0.19	0.473	0.0668	0.056	0.324	2.84	49

En la Tabla 4.16 la media de la diferencia de la velocidad deseada y la velocidad obtenida en la articulación de la muñeca es de 0.19. Este valor nos indica que la diferencia de velocidades es insignificante.

4.2.3. Prueba estadística de funcionamiento de articulación de hombro

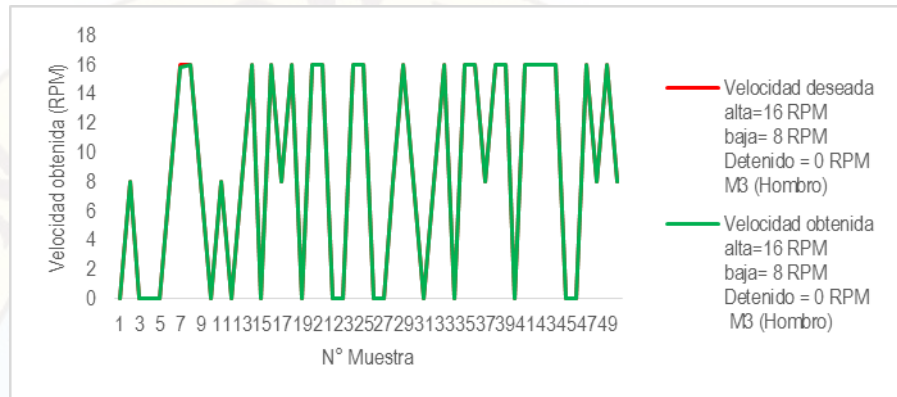


Figura 4.22. Resultado de velocidad deseada y velocidad obtenida en la articulación M3 del mecanismo del brazo articulado.

La Figura 4.22 muestra una ligera diferencia de la velocidad deseada con la velocidad obtenida en la articulación del hombro, estas muestras son analizadas con SPSS cuyos resultados se muestran en las tablas 4.17, 4.18 y 4.19.

Tabla 4.17. Estadística de muestras apareadas de velocidad del actuador de la articulación del hombro.

		Media	N	Desviación estándar	Media de error estándar
Par 1	Velocidad_deseada_M3_Hombro	8.640	50	7.015	0.9921
	Velocidad_obtenida_M3_Hombro	8.636	50	7.011	0.9915

Tabla 4.18. Correlación de muestras apareadas de velocidad del actuador de la articulación del hombro.

		N	Correlación	Sig.
Par 1	Velocidad_deseada_M3_Hombro & Velocidad_obtenida_M3_Hombro	50	1.00	0.000

El valor de la correlación es de 1.00, lo que indica que las muestras están estrechamente correlacionadas, teniendo prácticamente una igualdad.

Tabla 4.19. Prueba t de muestras apareadas de velocidad del actuador de la articulación del hombro.

		Diferencias emparejadas					t	gl
		Media	Desviación estándar	Media de error estándar	95% de intervalo de confianza de la diferencia			
					Inferior	Superior		
Par 1	Velocidad_deseada_M3_Hombro - Velocidad_obtenida_M3_Hombro	0.004	0.02828	0.004	-0.004	0.012	1.00	49

En la Tabla 4.19 la media de la diferencia de la velocidad deseada y la velocidad obtenida en la articulación del hombro es de 0.004. Este valor indica que la diferencia de velocidades es nula.

4.2.4. Prueba estadística de trayectoria recorrida por el segmento de la mano

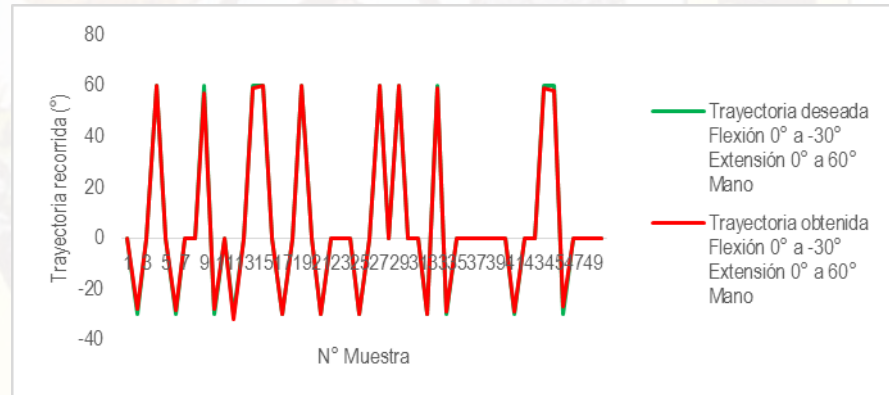


Figura 4.23. Resultado de trayectoria deseada versus trayectoria obtenida en la mano del mecanismo del brazo articulado

La Figura 4.23 muestra una ligera diferencia de la trayectoria deseada con la trayectoria obtenida en el segmento de la mano, estas muestras son analizados con SPSS cuyos resultados se muestran en las tablas 4.20, 4.21 y 4.22.

Tabla 4.20. Estadística de muestras apareadas de la trayectoria recorrida por el segmento de la mano.

		Media	N	Desviación estándar	Media de error estándar
Par 1	Trayectoria_deseada_Mano	5.40	50	30.11	4.25
	Trayectoria_obtenida_Mano	5.41	50	29.62	4.18

Tabla 4.21. Correlación de muestras apareadas de la trayectoria recorrida por el segmento de la mano.

		N	Correlación	Sig.
Par 1	Trayectoria_deseada_Mano & Trayectoria_obtenida_Mano	50	1.00	0.000

El valor de la correlación es de 1.00, lo que indica que las muestras están estrechamente correlacionadas, teniendo prácticamente una igualdad.

Tabla 4.22. Prueba t de muestras apareadas de la trayectoria recorrida por el segmento de la mano.

		Diferencias emparejadas					t	gl
		Media	Desviación estándar	Media de error estándar	95% de intervalo de confianza de la diferencia			
					Inferior	Superior		
Par 1	Trayectoria_deseada_Mano - Trayectoria_obtenida Mano	-0.01	-0.9175	0.13	-0.27	0.25	-0.077	49

En la Tabla 4.22 la media de la diferencia de la trayectoria deseada y la trayectoria obtenida en el segmento de la mano es de -0.01. Este valor indica que la diferencia de trayectorias recorridas por el segmento de la mano con respecto a la deseada es nula.

4.2.5. Prueba estadística de trayectoria recorrida por el segmento del antebrazo



Figura 4.24. Resultado de trayectoria deseada versus trayectoria obtenida en el antebrazo del mecanismo del brazo articulado

La Figura 4.24 muestra una ligera diferencia de la trayectoria deseada con la trayectoria obtenida en el segmento del antebrazo, estas muestras son analizadas con SPSS cuyos resultados se muestran en las tablas 4.23, 4.24 y 4.25.

Tabla 4.23. Estadística de muestras apareadas de la trayectoria recorrida por el segmento del antebrazo.

		Media	N	Desviación estándar	Media de error estándar
Par 1	Trayectoria_deseada_Antebrazo	69.60	50	59.83	8.46
	Trayectoria_obtenida_Antebrazo	69.20	50	59.49	8.41

Tabla 4.24. Correlación de muestras apareadas de la trayectoria recorrida por el segmento del antebrazo.

		N	Correlación	Sig.
Par 1	Trayectoria_deseada_Antebrazo & Trayectoria_obtenida_Antebrazo	50	1.00	0.000

El valor de la correlación es de 1.00, lo que indica que las muestras están estrechamente correlacionadas, teniendo prácticamente una igualdad.

Tabla 4.25. Prueba t de muestras apareadas de la trayectoria recorrida por el segmento del antebrazo.

		Diferencias emparejadas					t	gl
		Media	Desviación estándar	Media de error estándar	95% de intervalo de confianza de la diferencia			
					Inferior	Superior		
Par 1	Trayectoria_deseada_Antebrazo - Trayectoria_obtenida_Antebrazo	0.40	0.947	0.13	0.13	0.67	2.98	49

En la Tabla 4.22 la media de la diferencia de la trayectoria deseada y la trayectoria obtenida en el segmento del antebrazo es de 0.40. Este valor indica que la diferencia de trayectoria recorridas por el segmento del antebrazo y la deseada es nula.

4.2.6. Prueba estadística de trayectoria recorrida por el segmento del brazo

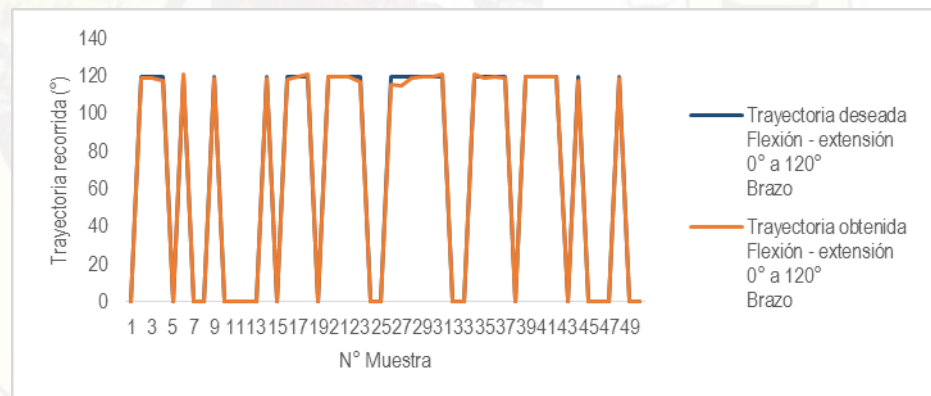


Figura 4.25. Resultado de trayectoria deseada versus trayectoria obtenida en el brazo del mecanismo del brazo articulado

La Figura 4.25 muestra una ligera diferencia de la trayectoria deseada con la trayectoria obtenida en el segmento del antebrazo, estas muestras son

analizados con SPSS cuyos resultados se muestran en las tablas 4.26, 4.27 y 4.28.

Tabla 4.26. Estadística de muestras apareadas de la trayectoria recorrida por el segmento del brazo.

		Media	N	Desviación estándar	Media de error estándar
Par 1	Trayectoria_deseada_Brazo	69.60	50	59.82	8.46
	Trayectoria_obtenida_Brazo	69.11	50	59.41	8.40

Tabla 4.27. Correlación de muestras apareadas de la trayectoria recorrida por el segmento del brazo.

		N	Correlación	Sig.
Par 1	Trayectoria_deseada_Brazo & Trayectoria_obtenida_Brazo	50	1.00	0.000

El valor de la correlación es de 1.00, lo que indica que las muestras están estrechamente correlacionadas, teniendo prácticamente una igualdad.

Tabla 4.28. Prueba t de muestras apareadas de la trayectoria recorrida por el segmento del brazo.

		Diferencias emparejadas					t	gl
		Media	Desviación estándar	Media de error estándar	95% de intervalo de confianza de la diferencia			
					Inferior	Superior		
Par 1	Trayectoria_deseada_Brazo - Trayectoria obtenida Brazo	0.49	0.912	0.16	0.17	0.80	3.1	49

En la Tabla 4.28 la media de la diferencia de la trayectoria deseada y la trayectoria obtenida en el segmento del brazo es de 0.49. Este valor indica que la diferencia de trayectorias recorridas por el segmento del brazo y la deseada es nula.

4.3. DISCUSIÓN

El trabajo de investigación se orientó para dar apoyo en rehabilitación motora de personas discapacitadas del miembro superior.

Una vez diseñado e implementado se procedió con las pruebas de funcionamiento respectivos tanto de la velocidad de los actuadores de las articulaciones como de los eslabones de los segmentos de la mano, antebrazo y brazo, para demostrar la fiabilidad de funcionamiento se plantea las hipótesis de trabajo que a su vez permitirán demostrar las hipótesis de investigación. Para esto se plantea a continuación las hipótesis de trabajo en función a las hipótesis de investigación:

Hipótesis general.- El controlador por comandos de voz y comunicación inalámbrica por Bluetooth, controla la velocidad y las trayectorias que deben seguir el hombro, codo y muñeca, con las articulaciones del brazo de tres grados de libertad, para apoyo en rehabilitación motora de personas discapacitadas del miembro superior.

Hipótesis específica 1.- El controlador digital On/Off en lazo abierto, accionado por comandos de voz y comunicación inalámbrica por Bluetooth, controla adecuadamente la velocidad de los motores de las articulaciones del brazo de tres grados de libertad.

Hipótesis específica 2.- El controlador digital On/Off en lazo cerrado, accionado por comandos de voz y comunicación inalámbrica por Bluetooth, controla adecuadamente la trayectoria del movimiento del hombro de 0° a 120° , movimiento del codo de 0° a 120° y movimiento de muñeca de -30° a 60° .

La hipótesis general de trabajo que se establece es:

Hipótesis general de trabajo.- El controlador por comandos de voz y comunicación inalámbrica controla adecuadamente la velocidad y trayectorias de un brazo articulado de tres grados de libertad.

4.3.1. Prueba de hipótesis específica 1

Se establece la hipótesis específica de trabajo:

Hipótesis específica de trabajo 1.- Las diferencias entre las velocidades deseada y obtenidas para las articulaciones del hombro, codo y muñeca, no son significativas.

Hipótesis nula H_0 .- Existe diferencia significativa entre las velocidades deseadas y obtenidas para las articulaciones del hombro, codo y muñeca.

$$H_0: u_1 \neq u_2$$

Donde: u_1 , es la media de velocidades deseadas y

u_2 , es la media de velocidades obtenidas

Hipótesis alternativa H_A .- No existe diferencia significativa entre las velocidades deseadas y obtenidas para las articulaciones del hombro, codo y muñeca.

$$H_A: u_1 = u_2$$

Donde: u_1 , es la media de velocidades deseadas y

u_2 , es la media de velocidades obtenidas

Prueba de hipótesis:

En las tablas 4.12, 4.15 y 4.18 la significancia de la diferencia de los pares: Velocidad_deseada_M1_Muñeca & Velocidad_obtenida_M1_Muñeca,

Velocidad_deseada_M2_Codo & Velocidad_obtenida_M2_Codo y

Velocidad_deseada_M3_Hombro & Velocidad_obtenida_M3_Hombro, respectivamente, es

cero (Sig. = 0.000), esto nos indica claramente que la velocidad de las articulaciones deseadas y obtenidas son prácticamente iguales, por lo que se rechaza H_0 y se acepta la hipótesis alternativa H_A .

4.3.2. Prueba de hipótesis específica 2

Se establece la hipótesis específica de trabajo:

Hipótesis específica de trabajo 2.- Las diferencias entre las trayectorias deseadas y las obtenidas de los segmentos de la mano, antebrazo y brazo, no son significativas.

Hipótesis nula H_0 .- Existe diferencia significativa entre las trayectorias deseadas y las obtenidas de los segmentos de la mano, antebrazo y brazo.

$$H_0: u_1 \neq u_2$$

Donde: u_1 , es la media de las trayectorias deseadas y
 u_2 , es la media de las trayectorias obtenidas

Hipótesis alternativa H_A .- No existe diferencia significativa entre las trayectorias deseadas y las obtenidas de los segmentos de la mano, antebrazo y brazo.

$$H_A: u_1 = u_2$$

Donde: u_1 , es la media de las trayectorias deseadas y
 u_2 , es la media de las trayectorias obtenidas

Prueba de hipótesis:

En las tablas 4.21, 4.24 y 4.27 la significancia de la diferencia de los pares:

Trayectoria_deseada_Mano & Trayectoria_obtenida_Mano,
Trayectoria_deseada_Antebrazo & Trayectoria_obtenida_Antebrazo y
Trayectoria_deseada_Brazo & Trayectoria_obtenida_Brazo, respectivamente, es cero

(Sig. = 0.000), esto nos indica claramente que la trayectoria de los segmentos de la mano, antebrazo y brazo, deseadas y obtenidas son prácticamente iguales, por lo que se rechaza H_0 y se acepta la hipótesis alternativa H_A .

4.3.3. Prueba de hipótesis general

Comprobado las hipótesis específicas de trabajo 1 y hipótesis específica de trabajo 2, queda demostrada la hipótesis general de trabajo “El controlador por comandos de voz y comunicación inalámbrica controla adecuadamente la velocidad y trayectorias de un brazo articulado de tres grados de libertad”.

En consecuencia, se acepta todas las hipótesis planteadas en la investigación titulada “Brazo articulado de tres grados de libertad controlado por voz y comunicación inalámbrica, para apoyo en rehabilitación motora de personas discapacitadas del miembro superior”.

CONCLUSIONES

- El controlador digital On/Off en lazo abierto, accionado por comandos de voz y comunicación inalámbrica por Bluetooth, controla adecuadamente la velocidad de los motores de las articulaciones del brazo de tres grados de libertad.
- El controlador digital On/Off en lazo cerrado, accionado por comandos de voz y comunicación inalámbrica por Bluetooth, controla adecuadamente la trayectoria del movimiento del hombro de 0° a 120° , movimiento del codo de 0° a 120° y movimiento de muñeca de -30° a 60° .
- El control adecuado, tanto de velocidad de los motores de las articulaciones y la trayectoria de los segmentos de la mano, antebrazo y brazo, fueron probados empleando la prueba T de Student dando como resultado que no existe diferencia significativa entre la velocidad deseada y la obtenida de los motores, como también entre la trayectoria deseada y obtenida de los segmentos de la mano, antebrazo y brazo.
- El prototipo de brazo articulado de tres grados de libertad, diseñado e implementado, con controlador, por comandos de voz y comunicación inalámbrica por Bluetooth, que controla la velocidad y las trayectorias que debe seguir el hombro, codo y muñeca, es apto para el empleo en el apoyo en rehabilitación motora de personas discapacitadas del miembro superior.

RECOMENDACIONES

- La velocidad de los actuadores de las articulaciones se encuentran pre establecidos, por lo que, en el proceso de rehabilitación del paciente se debe tener en cuenta este aspecto, para realizar ajustes y evitar daños e incomodidades.
- Para la interface de control por comandos de voz y comunicación inalámbrica, se debe tener conexión a internet, toda vez que el sistema de reconocimiento de voz es Google App.
- El prototipo de brazo articulado de tres grados de libertad, diseñado e implementado, con controlador, por comandos de voz y comunicación inalámbrica, de velocidad y trayectorias, debe ser usado tomando en cuenta la talla y peso del paciente a rehabilitar de acuerdo a las fórmulas antropométricas del Anexo C.

REFERENCIA BIBLIOGRÁFICA

x

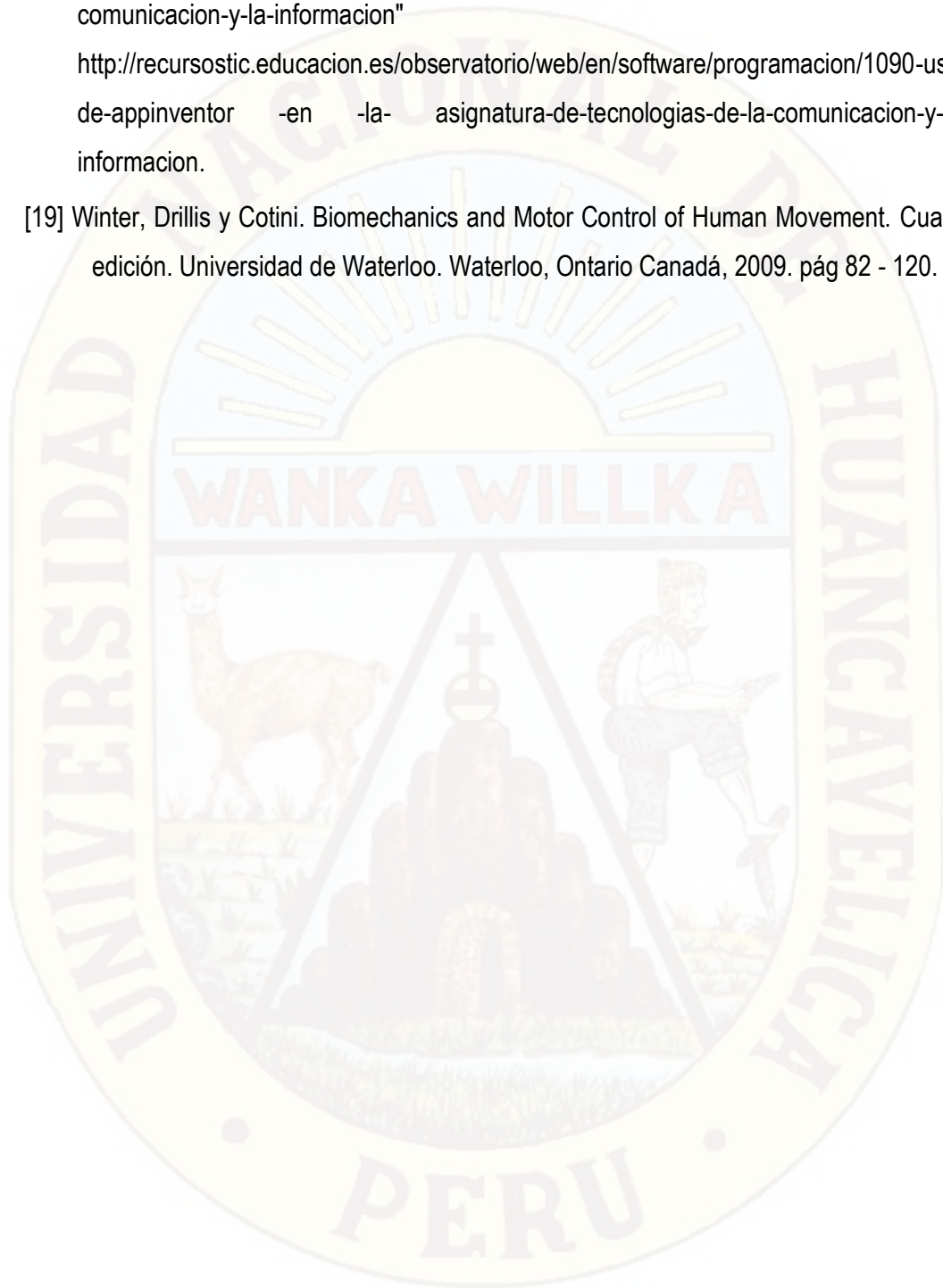
- [1]. Camacho HT, Fajardo P. Análisis descriptivo sobre deficiencias y discapacidades del desarrollo psicomotor en pacientes atendidos en el instituto Nacional de rehabilitación 2006-2008. Lima; 2012.
- [2]. CONADIS. Estadística de la persona con discapacidad [Internet]. [citado 25 Febrero 2015]. Disponible en: HYPERLINK "<http://www.conadisperu.gob.pe/>" <http://www.conadisperu.gob.pe/> .
- [3]. Arroyo J. El derecho a la salud de las personas con discapacidad. Lima; 2008.
- [4]. Aguirre FA, Villarreal MR. El brazo humano. 10° Congreso nacional de mecatrónica. 3 y 4 Noviembre 2011: p. 1-6.
- [5]. Muri F, Carbajal C. Diseño de un sistema de rehabilitación para miembro superior en entorno de realidad virtual. Ingeniería biomédica. 2 Julio - Diciembre 2013; 7(14): p. 81-89.
- [6]. Pérez MA. Análisis cinemático e implementación de una mano robótica servo-articulada aplicable como prótesis [Tesis para obtener el grado de maestro en Ingeniería Mecánica]. México D.F: Instituto Politécnico Nacional, Escuela Superior de Ingeniería Mecánica y Eléctrica; 2011. p. 163.
- [7]. Zambrano I, Buitrón J. Diseño y construcción de un equipo de rehabilitación muscular basado en la magnetoterapia [Tesis para optar el título de Ingeniero en Electricidad, especialidad en Electrónica y Automatización Industrial]. Guayaquil: Escuela Superior Politécnica del Litoral, Facultad de Ingeniería en Electricidad y Computación; 2009. p. 88.
- [8]. Zapata MA. Diseño de un estimulador eléctrico funcional para rehabilitación física en miembros distales superiores con disfunción motriz [Tesis para optar el Título de Ingeniero Electrónico]. Lima: Pontificia Universidad Católica del Perú, Facultad de Ciencias e Ingeniería; 2010. p. 74.
- [9]. Ayala F, Martínez J. Exoesqueletos en los procesos de rehabilitación de miembro

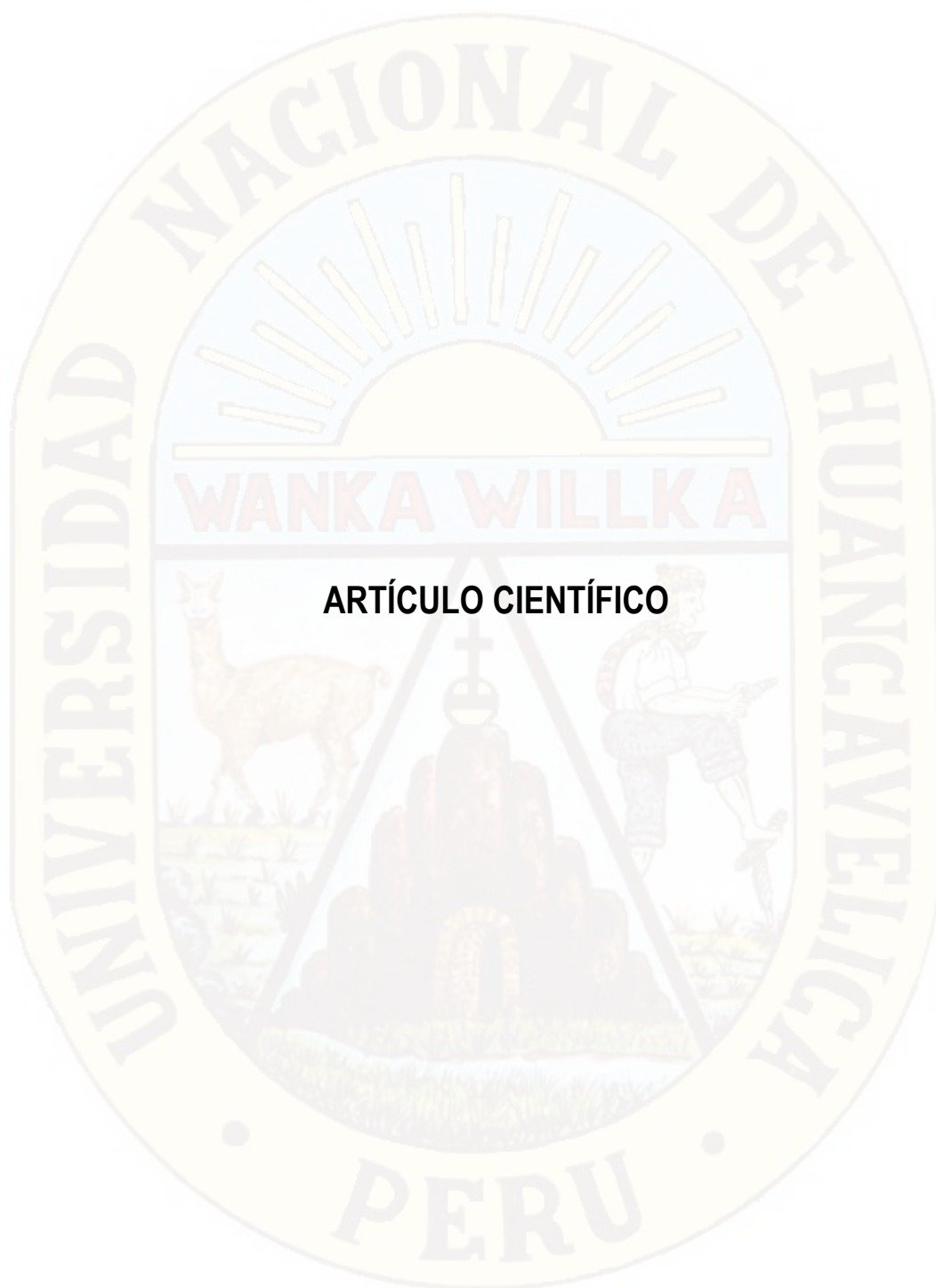
- superior. Congreso internacional de investigación académica. 23 al 26 Abril 2013; 5(1): p. 100.
- [10]. Alvarado FA. Mano robótica inalámbrica [Tesis para la obtención del título profesional de ingeniero en electrónica]. Guayaquil: Universidad Politécnica Salesiana, Facultad de ingenierías, carrera ingeniería en electrónica; 2011. p. 90.
- [11]. Gutiérrez R, Suárez A. Exoesqueleto mecatrónico para rehabilitación motora. 8º Congreso iberoamericano de ingeniería mecánica. 23 al 25 Octubre 2007; I(1): p. 9.
- [12]. Victoria R. Diseño y construcción de un exoesqueleto en brazo para amplificar fuerza [Tesis para optar el título de ingeniero en control y automatización]. México D.F: Instituto Politécnico Nacional, Escuela Superior de Ingeniería Mecánica y Eléctrica; 2011. p. 164.
- [13]. Rea E, Pinos L. Control de componentes eléctricos y electrónicos por medio de comandos de voz [Tesis previa a la obtención del título de ingeniero electrónico]. Guayaquil: Universidad Politécnica Salesiana, Facultad de Ingenierías; 2011. p. 143.
- [14]. Hernández CS, García CF. Diseño de un sistema emulando el movimiento articulado de una mano, brazo y antebrazo [Tesis de maestría en ingeniería mecatrónica]. Cuernavaca México: CENIDET, Ingeniería Electrónica; 2011. p. 140.
- [15]. Guzmán A. Unidad 6 antropometría aplicada [Internet]. [citado 6 Marzo 2015]. Disponible en: HYPERLINK "<http://ergonomia2010.wordpress.com>" <http://ergonomia2010.wordpress.com> .
- [16]. Ponikvar M, Miniv M. Haptic enviroment for analysis of smooth arm movements. International Conference of Advanced Robotic; Canadá; 2003. p. 173-178.
- [17]. Capel S. Reconocimiento del habla [Internet]. [citado 5 Marzo 2015]. Disponible en: HYPERLINK "http://es.wikipedia.org/wiki/Reconocimiento_del_habla" http://es.wikipedia.org/wiki/Reconocimiento_del_habla .
- [18]. Rederjo JL. Uso de App Inventor [Internet]. [citado 5 Marzo 2015]. Disponible en: HYPERLINK "<http://recursostic.educacion.es/observatorio/web/en/software/programacion/1090-uso-de-appinventor%20-en%20-la-%20asignatura-de-tecnologias-de-la->

comunicacion-y-la-informacion"

<http://recursostic.educacion.es/observatorio/web/en/software/programacion/1090-uso-de-appinventor> -en -la- asignatura-de-tecnologias-de-la-comunicacion-y-la-informacion.

- [19] Winter, Drillis y Cotini. Biomechanics and Motor Control of Human Movement. Cuarta edición. Universidad de Waterloo. Waterloo, Ontario Canadá, 2009. pág 82 - 120.





ARTÍCULO CIENTÍFICO

BRAZO ARTICULADO DE TRES GRADOS DE LIBERTAD CONTROLADO POR VOZ Y COMUNICACIÓN INALÁMBRICA, PARA APOYO EN REHABILITACIÓN MOTORA DE PERSONAS DISCAPACITADAS DEL MIEMBRO SUPERIOR

ARTICULATED ARM THREE DEGREES OF FREEDOM AND VOICE-CONTROLLED WIRELESS COMMUNICATION, SUPPORT FOR MOTOR REHABILITATION OF DISABLED PERSONS OF UPPER LIMB

MARITZA ROCÍO ESPINOZA HUAMÁN, SAÚL ORE PACHECO

Universidad Nacional de Huancavelica, Facultad de Ingeniería Electrónica – Sistemas,
Escuela Profesional de Ingeniería Electrónica

RESUMEN

El objetivo de investigación es: establecer un controlador, por comandos de voz y comunicación inalámbrica, de velocidad y trayectorias, que debe seguir el hombro, codo y muñeca, con las articulaciones del brazo de tres grados de libertad. El método empleado es el sistémico, ya que el funcionamiento del brazo articulado es estudiado como un todo, partiendo de las entradas que son las instrucciones de control que provienen de los comandos de voz hasta las salidas que activan las articulaciones de los eslabones de la mano, antebrazo y brazo. Se estableció que el controlador por comandos de voz y comunicación inalámbrica por Bluetooth integrado con un controlador digital, y permitió controlar la velocidad de los motores de las articulaciones muñeca, codo y hombro que son parte del brazo de tres grados de libertad, las velocidades obtenidas tienen diferencias de poca significancia con la velocidad deseada por el usuario. En conclusión se diseñó e implementó el controlador por comandos de voz y comunicación inalámbrica, para controlar las trayectorias de movimientos de flexión – extensión del hombro de -0° a 120° , movimiento de flexión – extensión del codo de 0° a 120° y movimiento de flexión – extensión de la muñeca de -30° a 60° , con las articulaciones del brazo de tres grados de libertad.

Palabras claves: brazo articulado, control por voz, apoyo, rehabilitación.

ABSTRACT

The research objective is to establish a controller, voice commands and wireless communication, speed and trajectories, to be followed by the shoulder, elbow and wrist joints arm with three degrees of freedom. The method is systemic, since the operation of the articulated arm is studied as a whole, based on the entries that are control instructions coming from voice commands to the outputs that activate the joints of the links in the hand, forearm and arm. It was established that the controller voice commands and Bluetooth wireless communication integrated with a digital controller, allowing control the speed of the motors of the wrist joints, elbow, shoulder and arm are three degrees of freedom, the ratios obtained They have differences of little significance with the desired speed by the user. In conclusion, it was designed and implemented the driver by voice commands and wireless communication to control the trajectories of flexion - extension shoulder - 0° to 120° , flexion - elbow extension from 0° to 120° flexion - extension of the wrist from -30° to 60° with the arm joints of three degrees of freedom.

Key words: articulated arm, voice control, support, rehabilitation.

INTRODUCCIÓN

El derecho a la salud de las personas con discapacidad, presenta un análisis respecto a la actualidad de rehabilitación y la problemática de los sistemas actuales de rehabilitación en el país [2]. La oferta de servicios de rehabilitación se concentra en pocos establecimientos de salud. Para apoyar en la rehabilitación de personas discapacitadas se miembros superiores muchos investigadores plantearon mecanismos con diferentes configuraciones[3]. Este trabajo de investigación parte de la hipótesis de que el controlador por comandos de voz y comunicación inalámbrica por Bluetooth, controla la velocidad y las trayectorias que debe seguir el hombro, codo y muñeca, con las articulaciones del brazo de tres grados de libertad, para apoyo en rehabilitación motora de personas discapacitadas del miembro superior. Se obtuvo como resultado un controlador por comandos de voz y comunicación inalámbrica, que controla las trayectorias de movimientos de flexión – extensión del hombro, movimiento de flexión – extensión del codo y movimiento de flexión – extensión de la muñeca.

MATERIAL Y MÉTODOS

En el desarrollo del trabajo se ha utilizado diversos materiales entre los más resaltantes tenemos: la estructura del mecanismo, actuadores de las articulaciones, sistema de reconocimiento de voz [4] con comunicación por Bluetooth[5], tablas de toma de datos, sensores y driver de motores, arduino nano. El método que se empleó fue el sistémico, ya que el funcionamiento del brazo articulado es estudiado como un todo, partiendo de las entradas que son las instrucciones de control que provienen de los comandos de voz hasta las salidas que vienen a ser la velocidad y trayectoria que recorre las articulaciones del brazo en respuesta a los comandos.

RESULTADOS

El brazo articulado de tres grados de libertad controlado por voz y comunicación inalámbrica, para apoyo en rehabilitación motora de personas discapacitadas del miembro superior se implementó en diferentes etapas:

Interface de control por voz de brazo articulado:

La interface de control por voz del brazo articulado se desarrolló en la plataforma de aplicaciones de Android, empleando el software libre App Inventor 2 [6] desarrollado por el Instituto Tecnológico de Massachusetts (MIT).

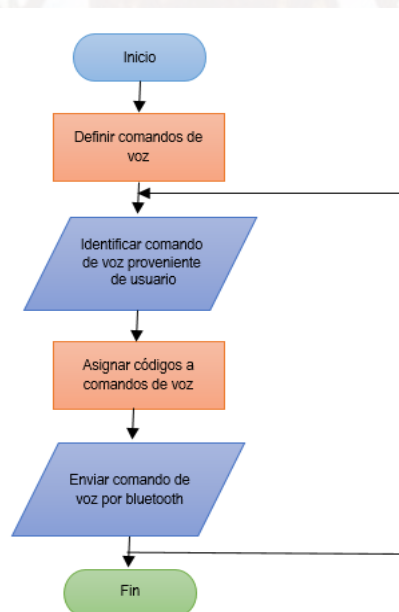


Figura 1 Diagrama de flujo de la interface de control por voz de brazo articulado desarrollado en Android

La interface del usuario del control por voz de brazo articulado tiene la presentación como la Figura 2.

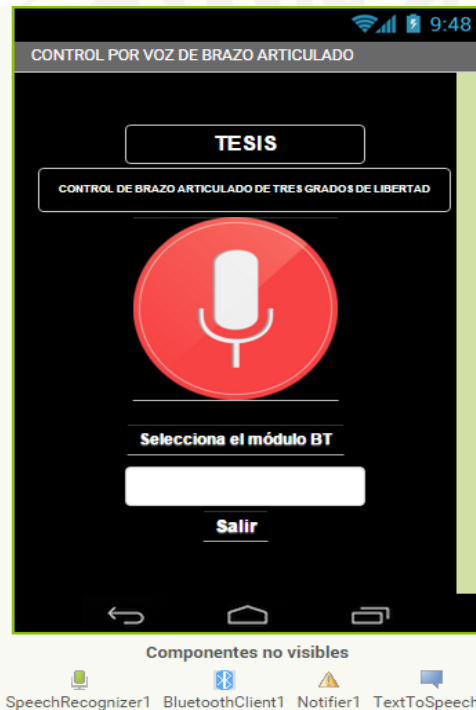


Figura 2 Interface de control por voz de brazo articulado desarrollado en Android

La programación del bloque de comunicación y de reconocimiento de voz se presenta en la Figura 3 y Figura 4.

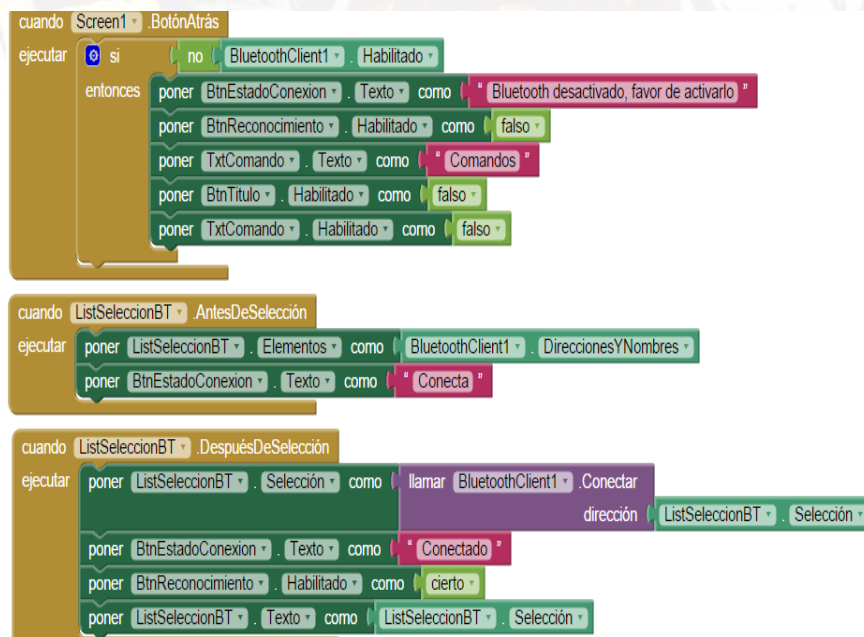


Figura 3 Bloque de conexión de comunicación por Bluetooth

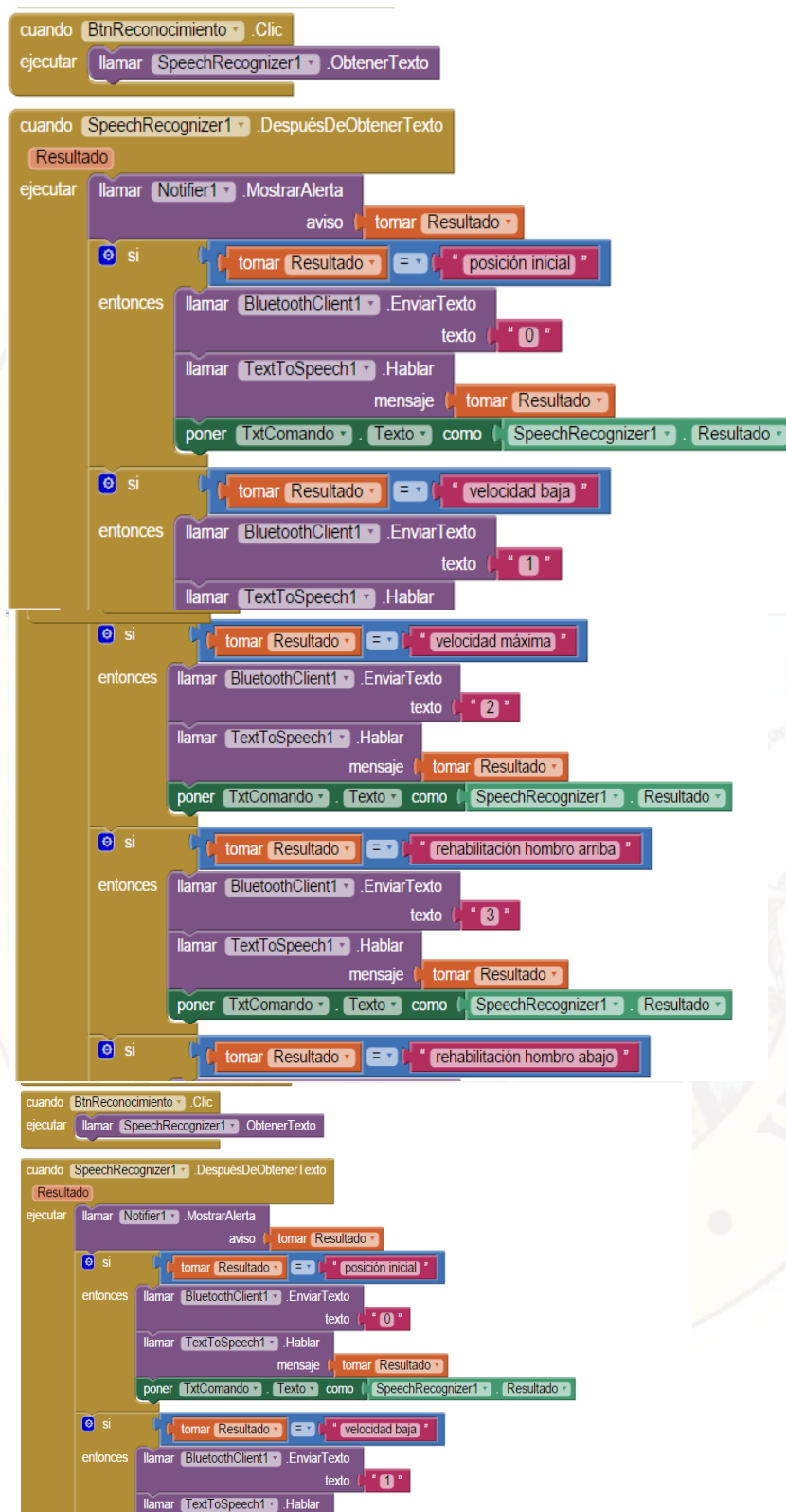


Figura 4 Bloque de reconocimiento de voz, asignación de código y envío de comando por Bluetooth

Diseño e implementación del mecanismo:

El mecanismo fue diseñado e implementado en SolidWorks [7], se hicieron pruebas con una persona de estatura $H=160$ y Peso 60 Kg. La estructura es adaptable para personas de una estatura de 1.53 m a 1.75 m.

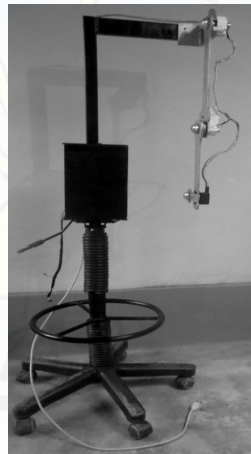


Figura 5. Estructura del brazo articulado de tres grados de libertad

Etapas de control del mecanismo de brazo articulado:

El brazo articulado se controla por medio de un algoritmo desarrollado e implementado en Arduino que hace la interface inalámbrica con la aplicación software desarrollado en Android.

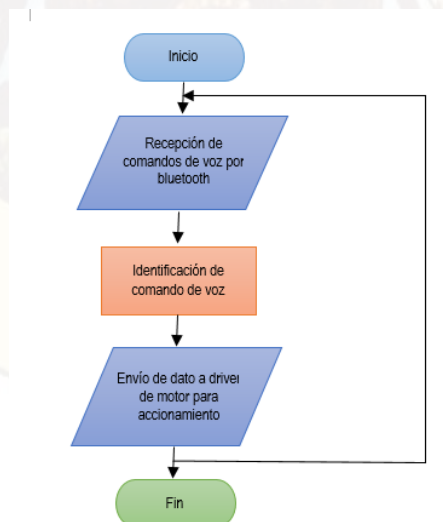


Figura 6. Diagrama de flujo de la operación del control del mecanismo del brazo articulado

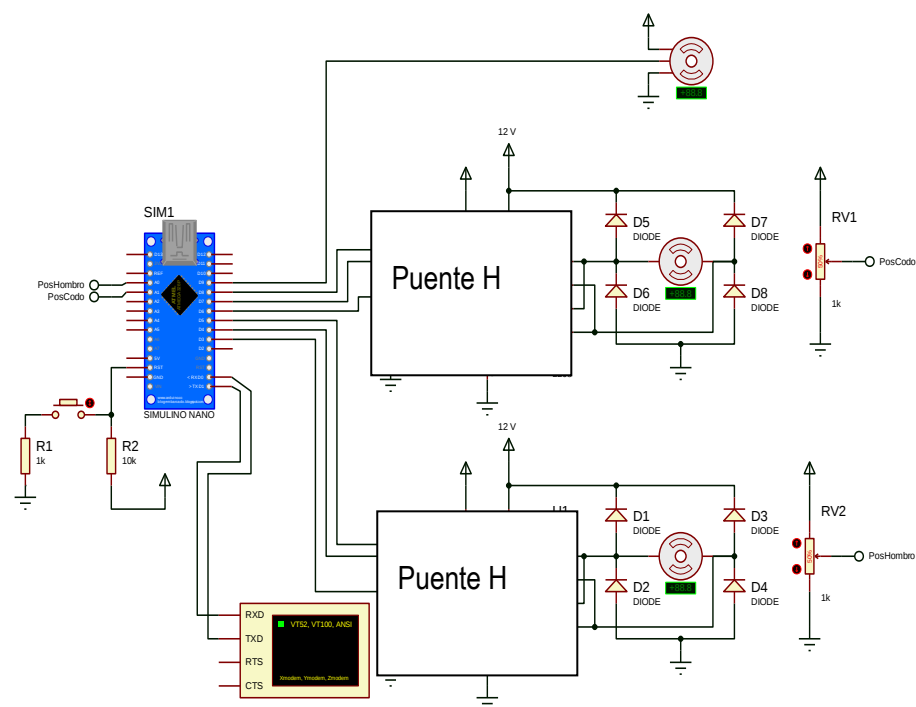


Figura 7. Circuito electrónico del módulo de control del mecanismo del brazo articulado

El circuito de la Figura 7 permite el control del mecanismo del brazo articulado, recibiendo los comandos o instrucciones provenientes de la interface de control desarrollado en Android.

Tabla 1. Comandos de voz y su codificación para control de brazo articulado de tres grados de libertad.

N°	Comando de voz	Asignación de código
01	Posición inicial	"0"
02	Velocidad baja	"1"
03	Velocidad máxima	"2"
04	Rehabilitación hombro arriba	"3"
05	Rehabilitación hombro abajo	"4"
06	Rehabilitación codo arriba	"5"
07	Rehabilitación codo abajo	"6"
08	Rehabilitación muñeca arriba	"7"
09	Rehabilitación muñeca abajo	"8"
10	Rehabilitación hombro	"9"
11	Rehabilitación codo	"A"
12	Rehabilitación muñeca	"B"
13	Rehabilitación brazo	"C"

DISCUSIÓN

El trabajo de investigación se orientó para dar apoyo en rehabilitación motora de personas discapacitadas del miembro superior.

Una vez diseñado e implementado se procedió con las pruebas de funcionamiento respectivos tanto de la velocidad de los actuadores de las articulaciones como de los eslabones de los segmentos de la mano, antebrazo y brazo, para demostrar la fiabilidad de funcionamiento se plantea las hipótesis de trabajo que a su vez permitirán demostrar las hipótesis de investigación. Para esto se prueba las hipótesis, al hacer las pruebas se encuentra que el mecanismo del brazo articulado responde a los movimientos fijados por el usuario en su totalidad con ligeras variaciones de posicionamiento y velocidad.

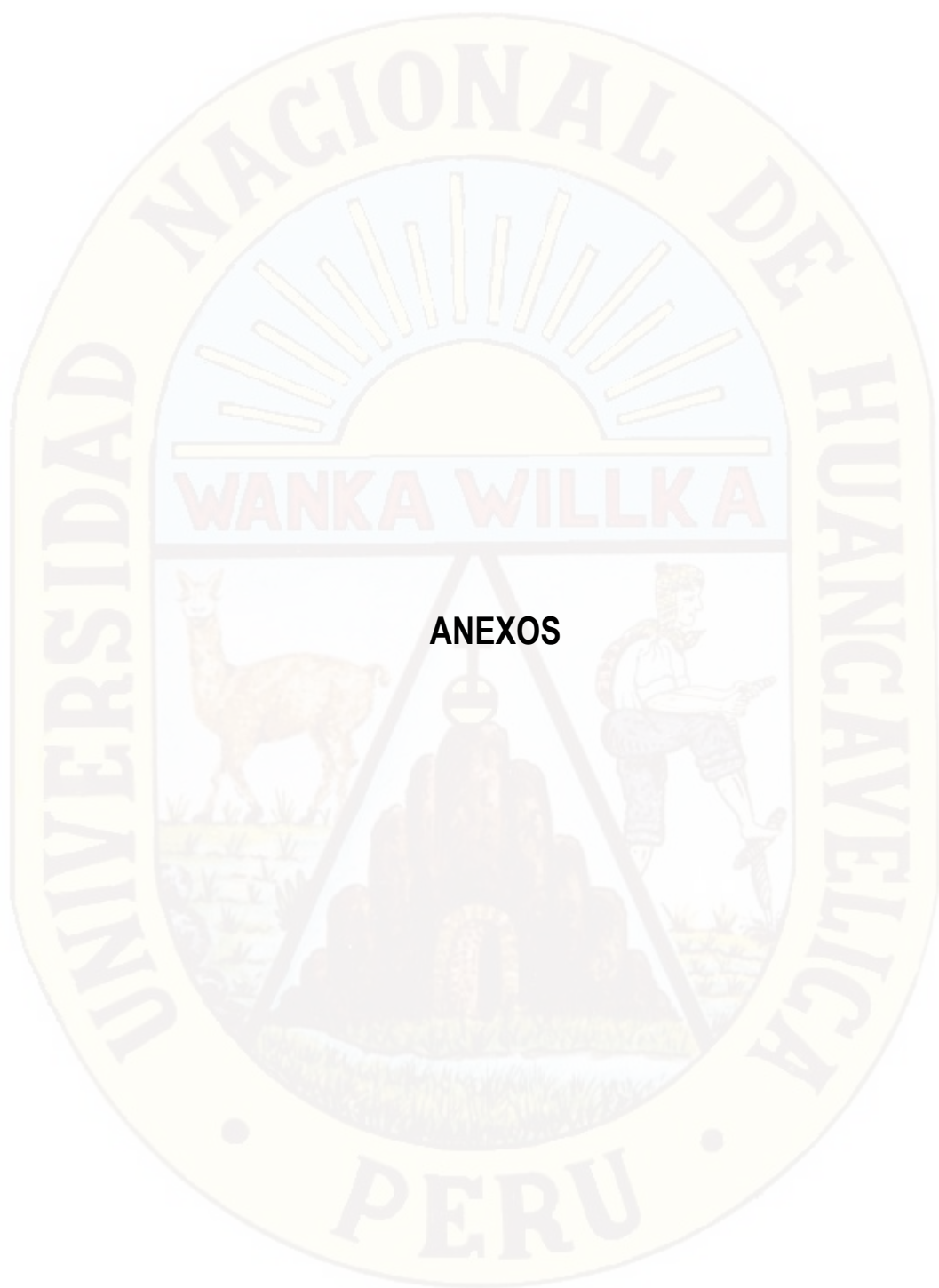
CONCLUSIÓN

Se concluye el trabajo de investigación estableciendo que el controlador por comandos de voz y comunicación inalámbrica por Bluetooth integrado con un controlador digital, y permitió controlar la velocidad de los motores de las articulaciones muñeca, codo y hombro que son parte del brazo de tres grados de libertad, las velocidades obtenidas tienen diferencias de poca significancia con la velocidad deseada por el usuario. El controlador por comandos de voz y comunicación inalámbrica, permitió controlar las trayectorias de movimientos de flexión – extensión del hombro de -0° a 120° , movimiento de flexión – extensión del codo de 0° a 120° y movimiento de flexión – extensión de la muñeca de -30° a 60° , con las articulaciones del brazo de tres grados de libertad. El prototipo de brazo articulado de tres grados de libertad, diseñado e implementado, con controlador, por comandos de voz y comunicación inalámbrica, de velocidad y trayectorias, es apto para el empleo en el apoyo en rehabilitación motora de personas discapacitadas del miembro superior izquierdo.

REFERENCIAS BIBLIOGRÁFICAS

- [1]. Camacho HT, Fajardo P. Análisis descriptivo sobre deficiencias y discapacidades del desarrollo psicomotor en pacientes atendidos en el instituto Nacional de rehabilitación 2006-2008. Lima; 2012.

- [2]. CONADIS. Estadística de la persona con discapacidad [Internet]. [citado 25 Febrero 2015]. Disponible en: <http://www.conadisperu.gob.pe/>.
Arroyo J. El derecho a la salud de las personas con discapacidad. Lima; 2008.
- [3]. Alvarado FA. Mano robótica inalámbrica [Tesis para la obtención del título profesional de ingeniero en electrónica]. Guayaquil: Universidad Politécnica Salesiana, Facultad de ingenierías, carrera ingeniería en electrónica; 2011. p. 90.
- [4]. Rea E, Pinos L. Control de componentes eléctricos y electrónicos por medio de comandos de voz [Tesis previa a la obtención del título de ingeniero electrónico]. Guayaquil: Universidad Politécnica Salesiana, Facultad de Ingenierías; 2011. p. 143.
- [5]. Hernández CS, García CF. Diseño de un sistema emulando el movimiento articulado de una mano, brazo y antebrazo [Tesis de maestría en ingeniería mecatrónica]. Cuernavaca México: CENIDET, Ingeniería Electrónica; 2011. p. 140.
- [6]. Rederjo JL. Uso de App Inventor [Internet]. [citado 5 Marzo 2015]. Disponible en: <http://recursostic.educacion.es/observatorio/web/en/software/programacion/1090-uso-de-appinventor-en-la-asignatura-de-tecnologias-de-la-comunicacion-y-la-informacion>.
- [7]. Winter, Drillis y Cotini. Biomechanics and Motor Control of Human Movement. Cuarta edición. Universidad de Waterloo. Waterloo, Ontario Canadá, 2009. pág 82 - 120.



ANEXOS

Anexo A

MATRIZ DE CONSISTENCIA

TITULO: BRAZO ARTICULADO DE TRES GRADOS DE LIBERTAD CONTROLADO POR COMANDOS DE VOZ Y COMUNICACIÓN INALÁMBRICA, PARA APOYO EN REHABILITACIÓN MOTORA DE PERSONAS DISCAPACITADAS DEL MIEMBRO SUPERIOR					
PROBLEMAS	OBJETIVOS	HIPÓTESIS	OPERACIONALIZACIÓN		METODOLOGÍA
			VARIABLES	OPERACIÓN DE LAS VARIABLES	
Problema general: ➤ ¿Cómo controlar por comandos de voz y comunicación inalámbrica la velocidad y las trayectorias que debe seguir el hombro, codo y muñeca, con las articulaciones del brazo de tres grados de libertad, para apoyo en rehabilitación motora de personas discapacitadas del miembro superior? Problemas específicos: ➤ ¿Qué tipo de controlador, accionado por comandos de voz y comunicación inalámbrica por Bluetooth, controla adecuadamente la velocidad de los motores de las articulaciones del brazo de tres grados de libertad? ➤ ¿Qué tipo de controlador accionado por comandos de voz y comunicación inalámbrica por Bluetooth, controla adecuadamente las trayectorias de movimiento del hombro de 0° a 120°, movimiento del codo de 0° a 120° y movimiento de muñeca de -30° a 60°?	Objetivo general: ➤ Establecer un controlador por comandos de voz y comunicación inalámbrica para el control de velocidad y trayectorias que debe seguir el hombro, codo y muñeca, con las articulaciones del brazo de tres grados de libertad, para apoyo en rehabilitación motora de personas discapacitadas del miembro superior. Objetivos específicos: ➤ Establecer el tipo de controlador, accionado por comandos de voz y comunicación inalámbrica por Bluetooth, que controla adecuadamente la velocidad de los motores de las articulaciones del brazo de tres grados de libertad. ➤ Establecer el tipo de controlador accionado por comandos de voz y comunicación inalámbrica por Bluetooth, que controla adecuadamente las trayectorias de movimiento del hombro de 0° a 120°, movimiento del codo de 0° a 120° y movimiento de muñeca de -30° a 60°.	Hipótesis general: ➤ El controlador por comandos de voz y comunicación inalámbrica por Bluetooth, controla la velocidad y las trayectorias que debe seguir el hombro, codo y muñeca, con las articulaciones del brazo de tres grados de libertad, para apoyo en rehabilitación motora de personas discapacitadas del miembro superior. Hipótesis específicas: ➤ El controlador digital On/Off en lazo abierto, accionado por comandos de voz y comunicación inalámbrica por Bluetooth, controla adecuadamente la velocidad de los motores de las articulaciones del brazo de tres grados de libertad. ➤ El controlador digital On/Off en lazo cerrado, accionado por comandos de voz y comunicación inalámbrica por Bluetooth, controla adecuadamente la trayectoria del movimiento del hombro de 0° a 120°, movimiento del codo de 0° a 120° y movimiento de muñeca de -30° a 60°.	Variable Independiente: ➤ Controlador por comandos de voz y comunicación inalámbrica por bluetooth = CCVCIB Variable Dependiente: ➤ Velocidad de motores de brazo articulado = VMBA ➤ Trayectoria del brazo articulado = TBA	➤ VMBA = f(CCVCIB) ➤ TBA = f(CCVCIB)	➤ Tipo de investigación: Tecnológico. ➤ Nivel de investigación: Explicativo. ➤ Método: Experimental.

Anexo B

Manual del servomotor MG 995

TowerPro MG995 Alta Velocidad & Torque, Servo Digital



MG995 Servo Digital de Alta Velocidad y Torque

Voltaje recomendable de entrada: 3.5 - 8.4 Volt, nominal 5 voltios.

Datos Técnicos

Dimensiones:	1.57" x 0.79" x 1.44" (40 x 20 x 36.5 mm)
Peso:	1.78 oz (48 g)
Velocidad de Operación:	0.17 seg / 60 grados
Velocidad de Operación (6 V sin carga):	0.13 seg / 60 grados
Torque de parada (4.8 V):	(13 kg/cm)
Torque de Parada (6.0 V):	(15 kg/cm)
Peso:	55.2 g
Rango de Temperatura:	-30 to +60 grados C



Anexo C

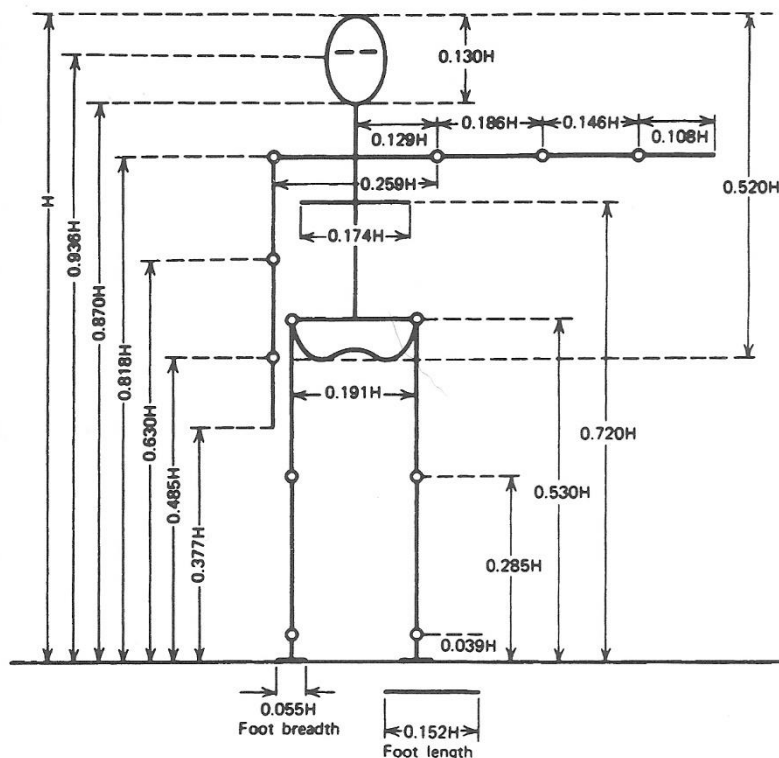
Fórmulas antropométricas de Winter, Drillis y Cotini

KAAP427/627

$$F = ma, \frac{dv}{dt} = \frac{F}{m} \quad \tau = I\alpha, \frac{d\omega}{dt} = \frac{\tau}{I}$$

Segment Dimensions

Length of body segments is often obtainable by direct measurement. If not, the segment lengths can be estimated from the subject height using the proportions shown in Fig. 4.1, Winter, 4th ed., 2009.



Density Estimation

$$d = 0.69 + 0.9c$$

$$c = \frac{h}{w^{1/3}}$$

where d=density in kg/liter, h=height in m, and w=mass (weight) in kg. Source: Winter, 4th ed. (2009), p.84. Winter cites Drillis & Contini (1966).

Anexo D

Codificación del algoritmo de control del brazo articulado

```
/* *****  
BRAZO ARTICULADO DE TRES GRADOS DE LIBERTAD CONTROLADO POR VOZ Y  
COMUNICACIÓN INALÁMBRICA, PARA APOYO EN REHABILITACIÓN MOTORA DE  
PERSONAS DISCAPACITADAS DEL MIEMBRO SUPERIOR  
*****/  
#include <Servo.h> // Adiciona la biblioteca de servomotor  
  
Servo muneca; // Da nombre "muneca" al Servo motor que controla la mano.  
  
// Declaración de pines de motor DC Hombro  
int EMH = 3; // Habilita motor hombro  
int MH1 = 4; // Pin4 conexion 1 a motor hombro  
int MH2 = 5; // Pin5 conexion 2 a motor hombro  
  
// Declaración de pines de motor DC Codo  
int EMC = 6; // Habilita motor codo  
int MC1 = 7; // Pin7 conexion 1 a motor codo  
int MC2 = 8; // Pin5 conexion 2 a motor codo  
  
char mensaje; // Comando de voz recibido  
int i; // Posición para servomotor mano  
  
// Declaracion de indicadores de posicion actual  
int Ubicacion_Hombro=A0;  
int Ubicacion_Codo=A1;  
int Ubicacion_Muneca=A2;  
  
// Declaración de pin de control de velocidad  
int Velocidad=10;
```

```
void Hombro_Arriba () //Código que gira hombro arriba
{
    digitalWrite(MH1,1); // Frena motor hombro por 100 mseg.
    digitalWrite(MH2,1);
    delay(100);
    digitalWrite(MH1,1);
    digitalWrite(MH2,0);
}
```

```
void Hombro_Abajo () //Código que gira hombro abajo
{
    digitalWrite(MH1,1); // Frena motor hombro por 100 mseg.
    digitalWrite(MH2,1);
    delay(100);
    digitalWrite(MH1,0);
    digitalWrite(MH2,1);
}
```

```
void Codo_Arriba () //Código que gira codo arriba
{
    digitalWrite(MC1,1); // Frena motor codo por 100 mseg.
    digitalWrite(MC2,1);
    delay(100);
    digitalWrite(MC1,1);
    digitalWrite(MC2,0);
}
```

```
void Codo_Abajo () //Código que gira codo abajo
{
    digitalWrite(MC1,1); // Frena motor codo por 100 mseg.
    digitalWrite(MC2,1);
    delay(100);
    digitalWrite(MC1,0);
}
```

```

digitalWrite(MC2,1);
}

void Frenar_Hombro ()
{
digitalWrite(MH1,1); // Frena motor hombro por 100 mseg.
digitalWrite(MH2,1);
delay(100);
}

void Frenar_Codo ()
{
digitalWrite(MC1,1); // Frena motor codo por 100 mseg.
digitalWrite(MC2,1);
delay(100);
}

void PosicionInicial_Hombro () //Llevar motor hombro a 0
{
Frenar_Hombro();
if (Ubicacion_Hombro>0)
{
while (Ubicacion_Hombro>0)
{
Hombro_Abajo();
delay(100);
}
}
}

void PosicionInicial_Codo () //Llevar motor codo a 0
{
Frenar_Codo();
}

```

```

if (Ubicacion_Codo>0)
{
    while (Ubicacion_Codo>0)
    {
        Codo_Abajo();
        delay(100);
    }
}

void PosicionInicial_Muneca () //Llevar motor muñeca a posicion inicial
{
    if (i<70)
    {
        while (i <= 70)
        {
            muneca.write(i);
            i=i+5;
        }
    }
    else
    {
        while (i >= 70)
        {
            muneca.write(i);
            i=i+5;
        }
    }
}

```

```

void Rehabilitacion_Hombro_Ariba()// Lleva motor hombro a posicion final
{
    Frenar_Hombro();
}

```

```

if (Ubicacion_Hombro<230) //
{
    while (Ubicacion_Hombro<230)
    {
        Hombro_Ariba();
        delay(100);
    }

    Frenar_Hombro();
}
}

void Rehabilitacion_Hombro_Abajo()// Lleva motor hombro a posicion inicial
{
    PosicionInicial_Hombro ();
    Frenar_Hombro();
}

void Rehabilitacion_Codo_Ariba()// Lleva motor codo a posicion final
{
    Frenar_Codo();
    if (Ubicacion_Codo<140) //
    {
        while (Ubicacion_Codo<140)
        {
            Codo_Ariba();
            delay(100);
        }
        Frenar_Codo();
    }
}
}

```

```

void Rehabilitacion_Codo_Abajo()// Lleva motor codo a posicion inicial

```

```

{
  PosicionInicial_Codo ();
  Frenar_Codo();
}

void Rehabilitacion_Muneca_Arriba()// Lleva servomotor a posicion máxima
{
  while (i <= 140)
  {
    muneca.write(i);
    i=i+5;
  }
}

void Rehabilitacion_Muneca_Abajo()// Lleva motor codo a posicion inicial
{
  while (i >= 0)
  {
    muneca.write(i);
    i=i-3;
  }
}

void setup()
{

  Serial.begin(9600); // Comunicación inalámbrica a 9600 bps
  pinMode(Velocidad,OUTPUT); // Pin que acciona un rele para seleccionar 6V o 12V, relacionadas
  con velocidad.
  pinMode(EMH,OUTPUT);
  pinMode(MH1,OUTPUT);
  pinMode(MH2,OUTPUT);
  pinMode(EMC,OUTPUT);
  pinMode(MC1,OUTPUT);
  pinMode(MC2,OUTPUT);
}

```

```

muneca.attach(9); // Pin que acciona el servo motor de la muñeca.
i=0;           // Inicia el servomotor em 0°.

pinMode(Ubicacion_Hombro,INPUT);
pinMode(Ubicacion_Codo,INPUT);
pinMode(Ubicacion_Muneca,INPUT);
digitalWrite(EMH,HIGH);
digitalWrite(EMC,HIGH);
}

void loop()
{
  if( Serial.available()) // Verifica validez de puerto de comunicación
  {
    mensaje = Serial.read(); // Lee el comando de voz que esta siendo recibido por el puerto serial,
                             // conectado al módulo bluetooth y guarda la variable en 'mensaje '
    Serial.println(mensaje); // Reenvia el dato que esta siendo recibido

    if( mensaje == '0') // Si dato enviado desde aplicacion android es '0'
    {
      PosicionInicial_Hombro(); // Lleva brazo a posicion inicial
      PosicionInicial_Codo();
      PosicionInicial_Muneca();
    }
    if( mensaje == '1') // Si dato enviado desde aplicacion android es '1'
    {
      digitalWrite(Velocidad,HIGH); // Acciona pin para variar la velocidad
    }
    if( mensaje == '2') // Si dato enviado desde aplicacion android es '1'
    {
      digitalWrite(Velocidad,LOW); // Acciona pin para variar la velocidad
    }

    if( mensaje == '3') // Si dato enviado desde aplicacion android es '3'

```

```

{
    Rehabilitacion_Hombro_Arriba(); // Lleva hombro a maxima posición
}

if( mensaje == '4') // Si dato enviado desde aplicacion android es '4'
{
    Rehabilitacion_Hombro_Abajo(); // Baja hombro a posición 0
}

if( mensaje == '5') // Si dato enviado desde aplicacion android es '5'
{
    Rehabilitacion_Codo_Arriba(); // Lleva codo a máxima posición
}

if( mensaje == '6') // Si dato enviado desde aplicación android es '6'
{
    Rehabilitacion_Codo_Abajo(); // Eleva codo a posición inicial
}

if( mensaje == '7') // Si dato enviado desde aplicacion android es '7'
{
    Rehabilitacion_Muneca_Arriba(); // Lleva muñeca a máxima posición
}

if( mensaje == '8') // Si dato enviado desde aplicación android es '8'
{
    Rehabilitacion_Muneca_Abajo(); // Lleva muñeca a posición minima
}

if( mensaje == '9') // Si dato enviado desde aplicación android es '9'
{
    for (int j=0; j <= 100; j++)
    {
        Rehabilitacion_Hombro_Abajo(); // Lleva hombro a posición minima
    }
}

```

```

    delay (100);
    Rehabilitacion_Hombro_Arriba(); // Lleva hombro a posición máxima
}
}

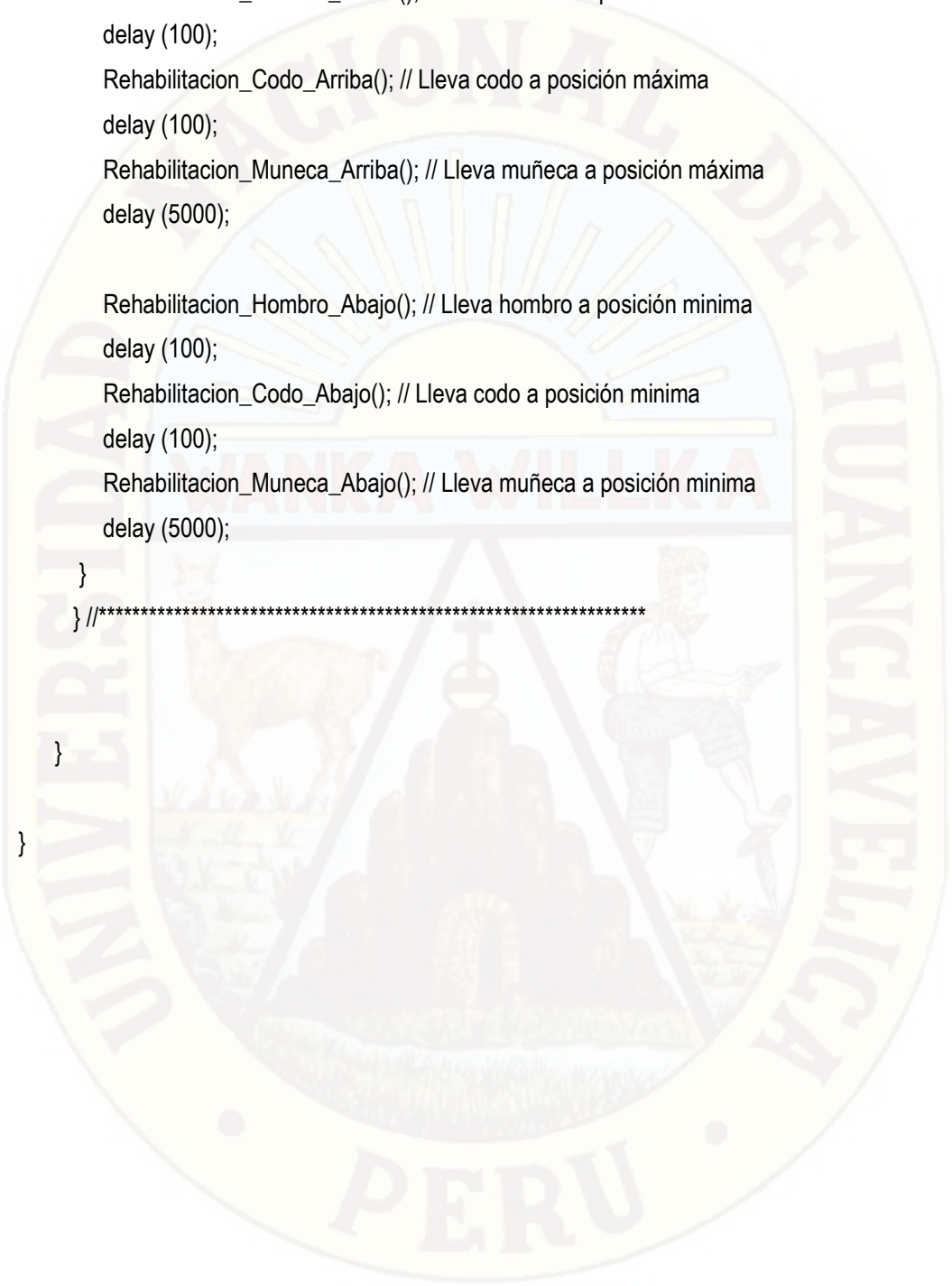
if( mensaje == 'A') // Si dato enviado desde aplicación android es 'A'
{
    for (int j=0; j <= 100; j++)
    {
        Rehabilitacion_Codo_Abajo(); // Lleva codo a posición minima
        delay (100);
        Rehabilitacion_Codo_Arriba(); // Lleva codo a posición máxima
    }
}

if( mensaje == 'B') // Si dato enviado desde aplicación android es 'B'
{
    for (int j=0; j <= 100; j++)
    {
        Rehabilitacion_Muneca_Abajo(); // Lleva muñeca a posición minima
        delay (100);
        Rehabilitacion_Muneca_Arriba(); // Lleva muñeca a posición máxima
    }
}

if( mensaje == 'C') // Si dato enviado desde aplicación android es 'C'
//***** Rehabilitación general del brazo *****
{
    Rehabilitacion_Hombro_Abajo(); // Lleva hombro a posición minima
    Rehabilitacion_Codo_Abajo(); // Lleva codo a posición minima
    Rehabilitacion_Muneca_Abajo(); // Lleva muñeca a posición minima

    for (int j=0; j <= 100; j++)
    {

```



```

Rehabilitacion_Hombro_Ariba(); // Lleva hombro a posición máxima
delay (100);
Rehabilitacion_Codo_Ariba(); // Lleva codo a posición máxima
delay (100);
Rehabilitacion_Muneca_Ariba(); // Lleva muñeca a posición máxima
delay (5000);

Rehabilitacion_Hombro_Abajo(); // Lleva hombro a posición minima
delay (100);
Rehabilitacion_Codo_Abajo(); // Lleva codo a posición minima
delay (100);
Rehabilitacion_Muneca_Abajo(); // Lleva muñeca a posición minima
delay (5000);
}
} //*****
}
}
}

```

Anexo E

Tabla E. Velocidades y trayectorias, deseadas por comando de voz y obtenidas en el mecanismo del brazo articulado de tres grados de libertad

N° Muestra	Velocidad articulaciones (Motores)						Trayectoria de articulaciones					
	Velocidad deseada: alta=16 RPM baja= 8 RPM Detenido = 0 RPM M1 (Muñeca)	Velocidad obtenida: alta=16 RPM baja= 8 RPM Detenido = 0 RPM M1 (Muñeca)	Velocidad deseada: alta=16 RPM baja= 8 RPM Detenido = 0 RPM M2 (Codo)	Velocidad obtenida: alta=16 RPM baja= 8 RPM Detenido = 0 RPM M2 (Codo)	Velocidad deseada: alta=16 RPM baja= 8 RPM Detenido = 0 RPM M3 (Hombro)	Velocidad obtenida: alta=16 RPM baja= 8 RPM Detenido = 0 RPM M3 (Hombro)	Trayectoria deseada Flexión 0° a -30° Extensión 0° a 60° Mano	Trayectoria obtenida Flexión 0° a -30° Extensión 0° a 60° Mano	Trayectoria deseada Flexión - extensión 0° a 120° Antebrazo	Trayectoria obtenida Flexión - extensión 0° a 120° Antebrazo	Trayectoria deseada Flexión - extensión 0° a 120° Brazo	Trayectoria obtenida Flexión - extensión 0° a 120° Brazo
1	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0
2	8	7	8	7	8	8	-30	-28	0	0	120	119
3	0	0	0	0	0	0	0	0	120	117	120	119
4	0	0	0	0	0	0	60	60	120	121	120	118
5	16	15	16	15	0	0	0	0	120	120	0	0
6	16	15	0	0	8	8	-30	-28.5	0	0	120	121
7	0	0	8	7.5	16	15.8	0	0	0	0	0	0
8	0	0	16	15	16	16	0	0	120	119	0	0
9	8	8	16	15	8	8	60	57	0	0	120	119
10	0	0	0	0	0	0	-30	-28	0	0	0	0
11	0	0	16	15	8	8	0	0	0	0	0	0
12	0	0	8	8	0	0	-30	-32	120	118	0	0
13	8	8	0	0	8	8	0	0	120	119	0	0
14	16	15	16	16	16	16	60	59	0	0	120	119
15	0	0	8	8	0	0	60	60	0	0	0	0
16	16	15	8	7	16	16	0	0	120	120	120	118.7
17	0	0	0	0	8	8	-30	-30	120	121	120	119.5
18	0	0	0	0	16	16	0	0	120	119	120	121
19	0	0	0	0	0	0	60	60	120	120	0	0
20	0	0	0	0	16	16	0	0	120	122	120	119.5
21	0	0	16	15	16	16	-30	-30	120	119	120	120
22	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	120	120
23	0	0	0	0	0	0	0	0	120	121	120	117

24	8	7.5	0	0	16	16	0	0	120	118	0	0
25	16	15.5	16	15	16	16	-30	-30	120	119	0	0
26	16	15	0	0	0	0	0	0	120	119	120	116
27	16	15	8	7.5	0	0	60	60	0	0	120	115
28	0	0	8	7.5	8	8	0	0	120	121	120	119
29	0	0	8	8	16	16	60	60	120	120	120	119.5
30	16	16	16	15	8	8	0	0	0	0	120	119.5
31	8	8	16	16	0	0	0	0	0	0	120	121
32	16	14	16	16	8	8	-30	-30	0	0	0	0
33	0	0	0	0	16	16	60	59	0	0	0	0
34	16	15	8	8	0	0	-30	-29	120	118	120	121
35	8	7	16	16	16	16	0	0	120	118	120	119
36	0	0	0	0	16	16	0	0	0	0	120	119.5
37	16	15	16	15	8	8	0	0	120	119	120	119
38	0	0	16	17	16	16	0	0	0	0	0	0
39	0	0	0	0	16	16	0	0	0	0	120	119.8
40	16	15.5	0	0	0	0	0	0	120	120	120	119.5
41	16	15.5	0	0	16	16	-30	-29	120	119	120	120
42	0	0	16	16	16	16	0	0	120	118	120	120
43	8	7.5	16	17	16	16	0	0	0	0	0	0
44	0	0	0	0	16	16	60	59	120	118	120	118
45	16	15	16	16	0	0	60	58	120	119	0	0
46	16	16	0	0	0	0	-30	-27	120	119	0	0
47	16	16	8	8	16	16	0	0	120	120	0	0
48	0	0	16	16	8	8	0	0	120	119	120	119
49	16	16	8	8	16	16	0	0	0	0	0	0
50	8	8	0	0	8	8	0	0	0	0	0	0

Anexo F

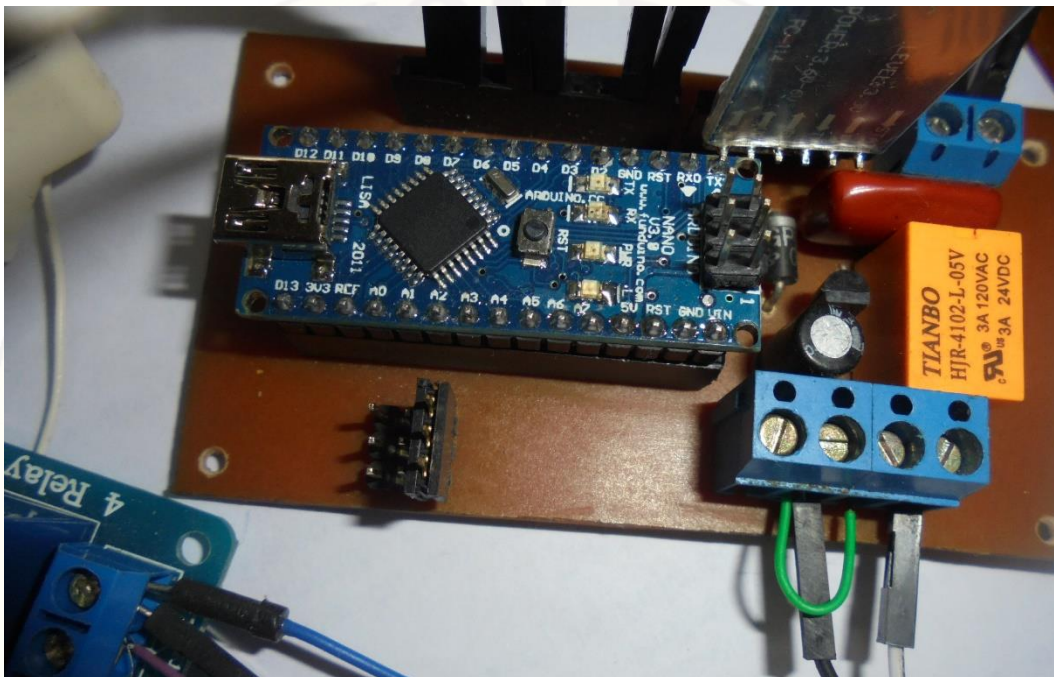


Foto F.1. Vista del módulo de control del mecanismo del brazo articulado.

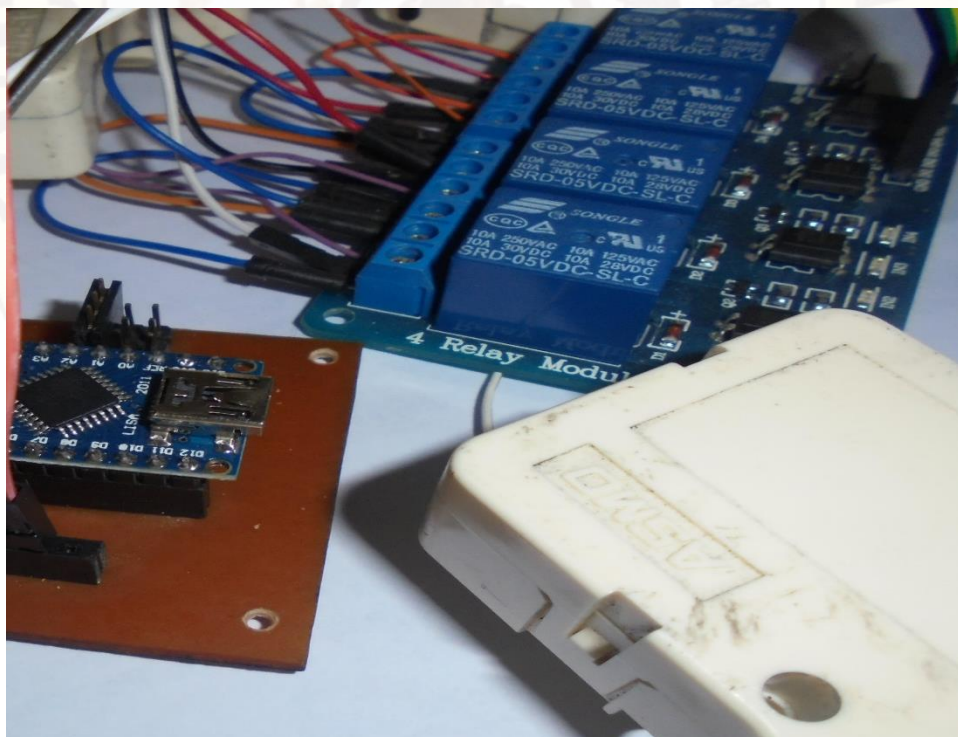


Foto F.2. Vista del módulo de control de los motores de las articulaciones del mecanismo del brazo articulado.



Foto F.3. Pruebas de funcionamiento del prototipo del brazo articulado de tres grados de libertad.