

4668

T.O.C
0002

**MEDICION DE POTENCIALES ELECTRICOS GENERADOS ENTRE EL
TITANIO COMERCIALMENTE PURO Y LAS ALEACIONES DE USO
ODONTOLOGICO**

**Dr. Carlos Arturo Villamizar Galvis.Od.
UNIVERSIDAD SANTO TOMAS DE AQUINO**

**Dr. Iván Darío Triviño Paez..Od.
COLEGIO ODONTOLÓGICO COLOMBIANO**

**Tesis para optar al título de
Especialista en Cirugía, Implantología y Patología Oral**

**Director
Dr. Jorge Hernando Arango Mejía.. Od. M.S.D.
Especialista en Prostodoncia e Implantología Oral**

**COLEGIO ODONTOLOGICO COLOMBIANO
AREA DE EDUCACION AVANZADA
PROGRAMA DE ESPECIALIZACION EN CIRUGIA IMPLANTOLOGIA Y
PATOLOGIA ORAL**

SANTAFE DE BOGOTA. D.C.

1995

ACEPTACION

DIRECTOR

Dr. Jorge Hernando Arango Mejía
Profesor y Director
Centro de Implantología Oral
Colegio Odontológico Colombiano

Fecha

ASESOR METODOLOGICO

Dr. Jaime Aparicio Serrano
Profesor y Coordinador de Investigaciones
Area de Educación Avanzada
Colegio Odontológico Colombiano

Fecha

APROBACION INSTITUCIONAL

TESIS

☐

APROBADA

☐

APROBADA CON MENCIÓN HONORÍFICA

☐

LAUREADA

**DIRECTOR PROGRAMA DE ESPECIALIZACIÓN EN CIRUGÍA PATOLOGÍA E
IMPLANTOLOGÍA ORAL**

Dr. Mauricio Rubiano Garzón

Fecha

**COORDINADOR DE INVESTIGACIONES ÁREA DE EDUCACIÓN
AVANZADA**

Dr. Jaime Aparicio Serrano

Fecha

DIRECTOR ÁREA DE EDUCACIÓN AVANZADA

Dr. Miguel José Gallo Arbeláez

Fecha

DECANO

Dr. Jorge Hernando Arango Mejía

Fecha

DEDICATORIA

A mi madre por todo ese infinito amor que ha sabido brindarme durante todos estos años de mi vida.

A Pedro, Coco y Fabricio por la paciencia que me han tenido en todo este tiempo

A mi tía Otilia, que siempre ha sido como otra madre para mí.

Carlos Arturo

A Marta lucía que con su dedicación y amor, ha contribuido a la realización de lo que he logrado.

A mi madre, mi padre (Q.E.P.D) y la familia de mi esposa que han apoyado la razón de todos mis esfuerzos.

Ivan Dario

AGRADECIMIENTOS

Al doctor Jorge Hernando Arango Mejía, Decano del Colegio Odontológico Colombiano por toda su colaboración en la realización de este proyecto.

Al doctor Jaime Aparicio Serrano por el empeño que colocó para que este proyecto saliera exitoso

Al doctor Enrique Farré, gerente general de Marcan Williams por su aporte en el desarrollo de este trabajo.

Al Ingeniero Hector Bohorquez, director del área de Ingeniería Biomédica de la facultad de Ingeniería Eléctrica de la Universidad de los Andes.

Al doctor Carlos Ovalle , asesor metodológico del Colegio Odontológico Colombiano por su colaboración desinteresada.

TABLA DE CONTENIDO

	Pág.
I INTRODUCCION	1
II DEFINICION DEL PROBLEMA	3
III MARCO TEORICO	4
1 METALURGIA	4
1.1 METALES	5
1.2 ALEACIONES	9
2 PROPIEDADES ELECTROQUIMICAS	11
3 GALVANISMO ORAL	12
4 PIGMENTACION Y CORROSION	17
4.1 CLASIFICACION DE LA CORROSION	18
5 OSEOINTEGRACION	21
IV JUSTIFICACION	24
V HIPOTESIS	26
1 PRINCIPAL	26

2 SECUNDARIAS	26
VI OBJETIVOS	29
1 GENERAL	29
2 ESPECIFICOS	29
VII MATERIALES Y METODOS	30
1 TIPO DE ESTUDIO	30
2.1 MUESTRA	30
3 VARIABLES	31
3.1 VARIABLE INDEPENDIENTE	31
3.2 VARIABLES DEPENDIENTES	31
4 INSTRUMENTOS	32
4.1 CLASE DE INSTRUMENTOS	32
4.2 PRUEBA DE INSTRUMENTOS	32
4.3 FUENTES DE INFORMACION	33
4.3.1 PRIMARIA	33
4.3.2 SECUNDARIA	33
5 PROCEDIMIENTOS	34
VIII RESULTADOS	39
IX DISCUSION	53
X CONCLUSIONES	55
XI BIBLIOGRAFIA	57

LISTA DE INSTRUMENTOS

62

LISTA DE FOTOGRAFIAS

71

LISTA DE GRAFICAS

	Pàg.
GRAFICA No 1	42
GRAFICA No 2	43
GRAFICA No 3	44
GRAFICA No 4	45
GRAFICA No 5	46
GRAFICA No 6	47
GRAFICA No 7	48
GRAFICA No 8	49
GRAFICA No 9	50
GRAFICA No 10	51
GRAFICA No 11	52

LISTA DE INSTRUMENTOS

	Pàg.
INSTRUMENTO No 1	62
INSTRUMENTO No 2	63
INSTRUMENTO No 3	64
INSTRUMENTO No 4	65
INSTRUMENTO No 5	66
INSTRUMENTO No 6	67
INSTRUMENTO No 7	68
INSTRUMENTO No 8	69
INSTRUMENTO No 9	70

LISTA DE FOTOGRAFIAS

	Pag.
FOTOGRAFIA N° 1	71
FOTOGRAFIA N° 2	71
FOTOGRAFIA N°3	72
FOTOGRAFIA N°4	72
FOTOGRAFIA N°5	73
FOTOGRAFIA N°6	73
FOTOGRAFIA N°7	74
FOTOGRAFIA N°8	74
FOTOGRAFIA N°9	75
FOTAGRAFIA N°10	75
FOTOGRAFIA N°11	76
FOTOGRAFIA N°12	76
FOTOGRAFIA N°13	77
FOTOGRAFIA N° 14	77

RESUMEN

El titanio comercialmente puro(Ti-CP), es el principal biomaterial utilizado para la fabricación de implantes endoóseos, debido a su gran biocompatibilidad.

Las diferencias en los potenciales eléctricos generados entre el titanio comercialmente puro (Ti-CP) y algunas de las aleaciones más frecuentemente utilizadas en restauración oral, pueden originar corrientes galvánicas de valores significativos.

Se tomaron nueve diferentes tipos de aleaciones utilizadas en restauración oral incluyendo la amalgama y se colocaron junto con el Ti-CP en un medio electrolítico, (saliva artificial). Los pesos tanto del Ti-CP como de las aleaciones fueron variados en cada medición. Los potenciales eléctricos fueron medidos mediante un galvanómetro digital (FLUKE 97).

Los resultados de este estudio confirmaron que la diferencia de potencial fue mayor entre el Ti-CP y las aleaciones de Oro- Paladio, lo cual significa que este tipo de aleación podría ser la mas recomendable en la rehabilitación de implantes dentales, inclusive superior que las aleaciones de Oro.

INTRODUCCION

El titanio comercialmente puro(Ti-CP) es el principal biomaterial utilizado para fabricar implantes endòseos; estos se “unen” al hueso por medio de un proceso llamado “oseointegraciòn” (6-7-18). Los implantes endòseos son rehabilitados utilizando diferentes tipos de aleaciones, tales como Oro, Oro-paladio, Paladio-Plata entre otras. Es sabido que la presencia de aleaciones de diferente potencial elèctrico en la cavidad oral generan corrientes galvànicas, debido a las diferencia de potencial eléctrico existente entre dichas aleaciones y a la presencia de un medio electrolitico como la saliva (1).

Las corrientes galvànicas originan alteraciones en la superficie de las aleaciones, estas alteraciones son principalmente la pigmentaciòn y la corrosiòn.(1).

Se ha postulado que las corrientes galvànicas originadas por la diferencia de potencial elèctrico entre el Ti-CP y las aleaciones de uso odontològico, podràn tener influencia en los procesos de oseointegraciòn de los implantes endoòseos y

al mismo tiempo pueden originar alteraciones en la superficie de las aleaciones. (16-17-18). Sin embargo los valores de dichas corrientes galvánicas aún no han sido estudiadas y reportadas en la literatura científica.

El propósito de este estudio, es mediar los valores de potencial eléctrico generados entre el Ti-CP y algunas de las aleaciones de uso más común en restauración oral.

Se realizó un estudio "in vitro" con el fin de medir los potenciales eléctricos generados entre el titanio comercialmente puro y algunas de las aleaciones de uso odontológico.

II. DEFINICION DEL PROBLEMA

Cuales son los valores de los potenciales eléctricos producidos “in vitro” entre el (Ti-CP) utilizado para implantes dentales y algunas aleaciones de uso odontológico (oro, oro-paladio, paldio- plata, niquel-cromo y amalgama)

III. MARCO TEORICO

Los temas a tratar en el marco teórico son los relacionados con metalurgia, haciendo énfasis en las propiedades de los metales y las aleaciones de uso mas común en Odontología, incluyendo el titanio como metal utilizado recientemente en implantología oral .Se tratará además el galvanismo oral como factor importante en la generación de corrientes eléctricas en boca y las alteraciones que este fenómeno produce en la cavidad oral, tales como pigmentación y corrosión. Por último se mencionarán los fenómenos de la oseointegración en implantes dentales y las posibles influencias de la generación de corrientes eléctricas en dicho fenómeno.

1. METALURGIA

La metalurgia consiste en el estudio de las propiedades y características tanto físicas como electroquímicas de los metales y las aleaciones, tales como dureza, resistencia, puntos de fusión, puntos de ebullición, maleabilidad y peso entre

otras. En Odontología son utilizadas muchas aleaciones principalmente en el área de restauración oral, por lo tanto es necesario conocer algunas de las propiedades a fin de aprovechar las ventajas y evitar las desventajas de dichas aleaciones en el campo de la restauración oral.

1.1 METALES.

Los metales son elementos químicos que en un medio normal son sólidos cristalinos (excepto galio y mercurio que son líquidos y el hidrógeno que es un gas) (1). Algunas propiedades de los metales son características de su estado sólido, tales como superficie brillante, sonido peculiar al golpearlos, son duros, resistentes, densos y además mas dúctiles y maleables que los no metálicos.(1)

Una característica principal de los metales es su conductibilidad térmica y eléctrica.(1) De los 105 elementos, 80 son considerados como metales. Desde el punto de vista electroquímico, los metales ceden electrones a nivel de sus superficie. Esta facilidad de ceder electrones es la causa del lustre de dichos metales.(1); dicha capacidad de ceder electrones se denomina fuerza electromotriz(FEM).(2). la cual origina en los metales los fenómenos de corrosión y pigmentación. Los metales de uso odontológico deben ser resistentes a estos fenómenos. En la tabla 1 se muestran los principales metales de uso

odontológico y algunas de sus propiedades mas relevantes, tales como punto peso atómico, punto de fusión y ebullición.

Uno de los metales recientemente incorporados al campo de la rehabilitación en Odontología es el titanio (Ti). El Ti tiene su nombre del griego "TITANS" que significa "primer hijo de la tierra", es uno de los más abundantes después del aluminio, el hierro y el magnesio.(3), aunque su obtención y procesamiento es bastante costosa y requiere de alta tecnología.

El Ti es también un metal costoso, de una biocompatibilidad excelente y con propiedades físico-químicas muy ventajosas; Entre estas se destacan su resistencia a la corrosión y su reducido peso específico, lo que lo ha destinado a ser utilizado en Odontología.(4). En estado puro el Ti es un elemento metálico, dúctil, plateado, del grupo accesorio IV de la tabla periódica de elementos de un peso atómico de 47,88 y un número de orden de 22.(4). En comparación con las aleaciones dentales usuales, el titanio puede colocarse a temperaturas notablemente superiores, ya que su punto de fusión se sitúa en 1688°C y su punto de ebullición es de 3260°C. Su peso específico de 4,51g/cm³ lo cual lo sitúa entre los metales ligeros(4). Su densidad es de 4,51 GR/cm³ y su dureza es de 170 kg/ MM². Gracias a estas propiedades, el Ti-CP es ampliamente usado

TABLA I. PRINCIPALES METALES DE USO ODONTOLÓGICO Y SUS PROPIEDADES

ELEMENTO	SÍMBOLO	PESO ATÓMICO	PUNTO EBULLICION EN °C	PUNTO DE FUSION EN °C
ZINC	Zn	65,37	906	430
CROMO	Cr	52,00	2.665	1.875
COBALTO	Co	58,93	2.900	1.495
COBRE	Co	63,54	2.595	1.083
ESTAÑO	Sn	118,69	2.270	231,9
INDIO	In	114,82	2.000	156,2
IRIDIO	Ir	192,2	5.300	2.542,2
MERCURIO	Hg	200,59	357	38,87
MOLIBDENO	Mo	95,94	5.560	2.610
NIQUEL	Ni	58,71	2.730	1.453
ORO	Au	196,97	2.970	1.063,0
PALADIO	Pd	106,4	3980	1522,0
PLATA	Ag	107,87	2.216	960,8
PLATINO	Pt	195,09	4.530	1.769,0
TITANIO	Ti	47,90	3.260	1.668,0

FUENTE: Metals handbook 8ª edición. vol 1. Cleveland American Society for
metals. 1964

en ingeniería espacial, donde fue inicialmente introducido. El Ti se utiliza también cada vez mas en ortopedia maxilar y ortodoncia (4).

En cuanto a su biocompatibilidad, las investigaciones hechas por la "Titanium Orthopedics Implants" han insistido en su compatibilidad en células humanas.(5). Gracias a estos informes el doctor Branemark realizó sus primeros estudios en humanos utilizando implantes dentales en 1965.(6). Kasemo, mediante el uso de microscopio electrónico pudo observar osteoblastos en contacto directo con la superficie del titanio; También comprobó la adaptación de células epiteliales al implante haciendo un cierre hermético, lo cual era indicio de su gran biocompatibilidad.(26). Kupper (4) menciona que la elevada estabilidad ante la corrosión del titanio, hace que este sea aceptado por el organismo sin producir reacciones alérgicas ya que no posee proteínas en su superficies que actuarían como antígeno en la reacción inmunológica.

El Ti más utilizado en odontología (Implantología Oral y Prostodoncia), se presenta en dos formas un metal y una aleación.. los dos tipos de titanio son:

-aleación de Titanio (Ti6Al4V).la cual posee una composición de 90% de Ti, 6% de Aluminio y 4% de Vanadio. El Aluminio incrementa la fuerza y

disminuye el peso del material, mientras que el Vanadio actúa previniendo la corrosión de la aleación. (7).

-Titanio Comercialmente Puro (Ti- CP). El cual es el metal utilizado en implantes, de él existen varios tipos según su porcentaje de Ti y de otros metales, sin embargo por su alto contenido de Ti se considera como un metal puro.

Existen 12 tipos de Ti-CP pero solo cuatro son usados en Odontología, estos tipos han sido clasificados de acuerdo a su pureza así: (27)

Tipo 1 . 99,155% de titanio como mínimo

Tipo 2 . 98,885% de titanio como mínimo

Tipo 3 . 98,885% de titanio con aumento de FeO₂

Tipo 4 . 98,635% de titanio como mínimo.

1.2.- ALEACIONES

Las aleaciones son mezclas o combinaciones de dos o más elementos metálicos. ya sea metal o metaloide(1-2). Los metaloides se diferencian de los metales en que:

1.- No se ionizan

2.- No son dúctiles

3.- No son maleables.

Los llamados metaloides son: Arsénico(As)- Carbono (C)- Silicio (Si)- Boro(B)- Germanio(Ge)- Polonio(Po)- Antimonio(Sb) y Telurio(Te).

El uso de metales puros con propósitos odontológicos no es frecuente, ya que estos son blandos por lo que se usa la “mezcla” de dos o mas metales aprovechando así combinar sus propiedades.(2).

Según el número de componentes, las aleaciones pueden ser:

- Binarias : dos componentes metálicos
- Terciarias: tres componentes
- Cuaternarias: cuatro componentes
- Quinarias : cinco componentes.

En la tabla 2 se muestran las principales aleaciones de uso odontológico tanto para restauración con porcelana como con acrílico así como principales componentes. (2) El Ti utilizado en los implantes orales no es la

excepción, existe también una aleación que es el Ti6Al4V donde el Al y el V han sido incorporados para mejorar sus propiedades.

2. PROPIEDADES ELECTROQUIMICAS

Las aleaciones metálicas, al igual que los metales puros tienden a ceder electrones en su capa superficial, este desprendimiento de electrones se denomina potencial eléctrico.(1-2). Cada metal de uso odontológico tiene un potencial eléctrico definido, el cual depende de sus propiedades electroquímicas y de otros factores como la solución electrolítica, masa, metal entre otros.

En la tabla 3, se muestran los potenciales eléctricos de los metales más comúnmente utilizados en Odontología, así como sus valores de potencial eléctrico medidos en milivoltios; de la misma manera se muestran la valencia de dichos metales. (electrones en el último nivel).

Es importante anotar que cada uno de estos metales tiene mayor o menor capacidad en ceder electrones dependiendo de su potencial eléctrico; los metales nobles por ejemplo no ceden electrones, por lo que no se oxidan ni se corroen (1), de ahí su valor tanto industrial como comercial y médico principalmente en ortopedia y traumatología.(4).

Los metales nobles son:

Oro (Au)- Plata(Ag)- Paladio(Pd)- Platino(Pt)- Iridio(Ir)- Rodio(Ro)- Osmio(Os)
y Rutenio(Ru).(1)

Cuando se sumergen dos metales con diferentes potenciales en una solución electrolitica como la saliva, se genera una serie de "corrientes eléctricas" en las cuales el metal de menor potencial electrico cede electrones en su superficies (1-2.); Esta perdida de electrones origina alteración en la estructura superficial del metal que posee dicho menor potencial, este fenómeno es el llamado corrosión, la cual es común en metales tales como hierro y cobre.

3. GALVANISMO ORAL

Se define galvanismo oral como la generacion de corrientes eléctricas en boca por la presencia de metales o aleaciones de diferente potencial eléctrico.(1)

Un ejemplo tipico, es la irritación y la sensibilidad dentaria producida por la corriente que se generan cuando una incrustación de oro es antagonista de una restauración de amalgama.(2).

**TABLA 2.- PRINCIPALES ALEACIONES DE USO ODONTOLOGICO Y
SU COMPOSICION**

ALEACIONES PARA PORCELANA

ALEACIÓN	Au	Pt	Pd	Ag	Cr	Ni	Mo
ORO(GOLDEN CERAMIC)	87,5	8,0	2,0				
ORO(CERAMCOL)	86,5	7,0	4,0				
ORO-PALADIO(W3)	49,5		39,5				
ORO-PALADIO(EVOLUTION)	2,0		80				
PALADIO-PLATA(ANGEL)			53,5	37,5			
NÍQUEL- CROMO(MARCALIUM)					12,5	77,5	4,0

ALEACIONES PARA ACRILICO

ORO(MARCAN TIPO III)	75	0,3	4,0	1,2
PALADIO-PLATA(WLW)			25	71,0

	Hg	Ag	Sn	Cu	Pd
AMALGAMA	52,5	29,7	17,5	0,3	50

CONVENCIONES: Au: ORO- Pt: PLATINO- Pd: PALADIO- Ag: PLATA- Cr: CROMO-

Ni: NIQUEL- Mo: MOLIBDENO- Hg: MERCURIO- Sn: ESTAÑO

Cu:: COBRE

FUENTE: MARCAIN WILLIAMS S.

Swartz (9). propone que las corrientes eléctricas producidas por la diferencia de potencial de las aleaciones y los metales, puede producir enfermedades tales como cáncer Y úlceras .

**TABLA 3. POTENCIALES ELECTRICOS DE LOS PRINCIPALES
METALES**

METALES	VALENCIA	POTENCIAL
ORO	Au+	+ 1,50
ORO	Au+++	+ 1,36
PLATINO	Pt +++	+ 0,86
PALADIO	Pd++	+ 0,82
MERCURIO	Hg ++	+ 0,80
PLATA	Ag +	+ 0,80
COBRE	Co+	+ 0,47
BISMUTO	Bi+++	+ 0,23
ANTIMONIO	Sb+++	+ 0,10
HIDROGENO	H+	+ 0,00
PLOMO	Pb+++	- 0,12
ESTAÑO	Sn++	- 0,14
NIQUEL	Ni++	- 0,23
HIERRO	Fe++	- 0,44
CROMO	Cr++	- 0,56
ZINC	Zn++	- 0,76
ALUMINIO	Al+++	- 1,70
SODIO	Na+	- 2,71
CALCIO	Ca++	- 2,87
POTASIO	K+	- 2,92

FUENTE: Skinner. ciencia de los materiales dentales. 1990

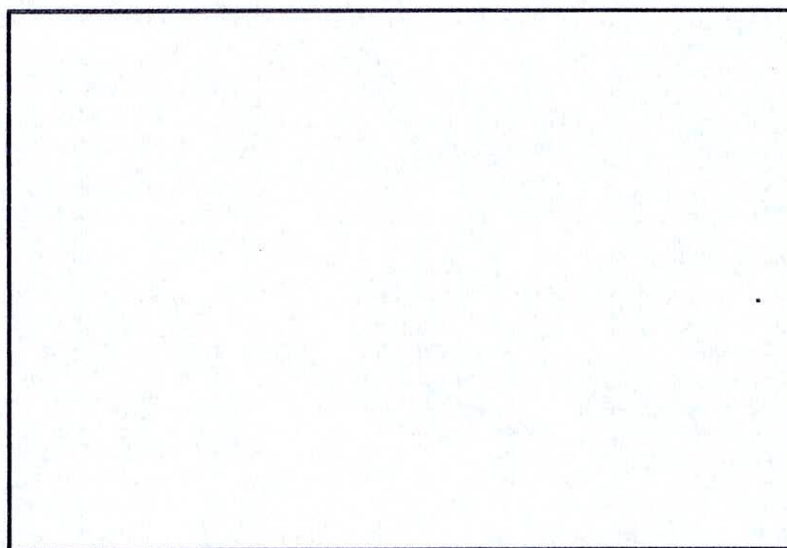
Shell (11). ha sugerido que las corrientes o los electrones que se liberan de las restauraciones debido a las mismas corrientes galvánicas explicarían la razón de muchas discrasias tales como desordenes renales. Las manifestaciones clínicas de estos fenómenos galvánicos, son la pigmentación y la corrosión de los metales. Se han sugerido otros nombres al fenómeno de galvanismo oral, por ejemplo Molin (10). considera que el galvanismo oral puede ser llamado también "síndrome metálico" o micromercurialismo ya que es producido por aleaciones que tiene mercurio.

Por otra parte diversos autores han determinado que la presencia de continuas y pequeñas corrientes galvánicas en la cavidad bucal, influyen sobre la corrosión y la pigmentación de los metales y aleaciones.(2). Se han reportado casos de choques galvánicos y de sensación de quemazón en las labios de pacientes que poseen concomitantemente en boca restauraciones en amalgama y aparatos ortodónticos.(26). Esto sugiere que existen diferencias de potencial considerables entre estas aleaciones capaces de generar corrientes galvánicas de gran magnitud que puedan causar daños en los tejidos blandos intraorales.

En el diagrama No 1, podemos observar el recorrido y la generación de las corrientes eléctricas producidas en boca con dos metales de diferente potencial eléctrico y actuando como electrolito la saliva. La aleación de amalgama y Oro

poseen diferentes potenciales eléctricos, lo cual origina corrientes galvánicas que originan sensibilidad dentaria y alteraciones de la superficie de la amalgama, estas alteraciones son por lo general la corrosión, la cual es producida por la pérdida de electrones a nivel de las capas superficiales de dicha amalgama y ocurre en forma lenta y progresiva.

**DIAGRAMA No 1. GENERACION DE CORRIENTES ELÉCTRICAS EN
BOCA CON DOS METALES DE DIFERENTE POTEN-
CIAL ELECTRICO.**



FUENTE: La ciencia de los materiales dentales. Skinner. 1990.

4. PIGMENTACION Y CORROSION

Se define pigmentación como el cambio superficial del metal o una leve pérdida o alteración del lustre o terminación de un metal.(1-2.) El depósito de sustancias duras o blandas en las restauraciones orales, pueden ocasionar esta pérdida del brillo superficial.(1-2). Entre las principales sustancias encontramos:

- Substancias calcáreas
- Nicotina
- Manchas de café
- Manchas ocasionales por alimentos
- Ingestión de algunas drogas.

Aunque estas son las causas mas frecuentes de pigmentación, se cree que la presencia de delgadas películas de óxidos, sulfuros o cloruros, pueden aumentar la pigmentación.(1). La corrosión sin embargo, no es simplemente una capa superficial sino una "verdadera degradación" de la estructura metálica.(2.) La degradación del metal se debe a la influencia de factores tales como humedad, soluciones alcalinas, soluciones ácidas y ciertos compuestos químicos. Varios sulfuros como el hidrógeno, el amonio entre otros, corroen la plata, el cobre, el mercurio y otros metales que hacen parte de la aleación de la amalgama.(12). La

corrosión es básicamente una pérdida de electrones de la capa superficial de algunos metales o aleaciones, en presencia de un medio electrolítico.

4.1. CLASIFICACION DE LA CORROSIÓN

Las reacciones de corrosión se pueden clasificar en dos tipos generales: la corrosión química y la corrosión electrolítica cada una de ellas tiene un origen diferente pero originan la misma alteración en la superficie metálica. A continuación se define cada una de ellas y los factores que la originan.

- Corrosión química:

Esta corrosión se produce por la combinación de elementos metálicos y no metálicos, debido a procesos de oxidación, halogenación o sulfuración(1-2.) es decir que es producida por la acción directa de sustancias químicas como ácidos o bases. Este tipo de corrosión suele estar acompañada de corrosión electrolítica aunque esto no siempre sucede.

- Corrosión electrolítica:

La corrosión electrolítica, es producida por el paso de corriente de un metal a

otro, debido a la diferencia de potenciales eléctricos entre estos.(1-2). Por lo general el metal de menor potencial eléctrico es el que cede electrones y se corroe.

Existen dentro de este tipo de corrosión dos subtipos a saber: Una corrosión “seca”, en la cual existe una combinación de elementos metálicos y no metálicos sin presencia de agua; y una corrosión “húmeda” en la cual se requiere un medio electrolítico.(13). En boca el electrolito es la saliva, la cual posee sales que lo hacen un electrolito débil.(1).

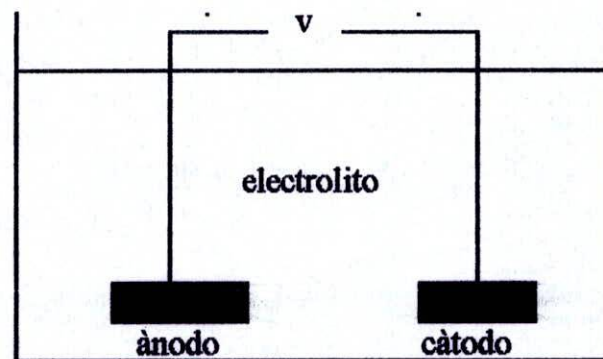
Las propiedades electroquímicas de la saliva como un electrolito débil, dependen de su concentración en iones metálicos, principalmente iones de sodio, potasio, calcio y fluor entre otros, de la concentración de sus componentes no metálicos como proteínas, del Ph y de su efecto amortiguador.(14). Por lo tanto este juega un papel primordial en la capacidad que tenga un metal o aleación para ceder electrones de su capa superficial generando corrientes galvánicas.

El principal tipo de corrosión electrolítica, es aquel que se debe a la combinación de metales “dispare” capaces de generar corrientes galvánicas.(1). En el caso de las aleaciones de oro y las aleaciones de amalgama, estas corrientes pueden ser de hasta 500 milivoltios (15).

Venable y Stuck.(16). determinaron que los metales en contacto con los fluidos tisulares producían acción galvánica y corrosión de dichos metales, estos estudios demostraron que el vitalium (Cr-Co-Mo) era el único metal utilizado que no producía acción electrolítica cuando estaba en contacto con los tejidos.

El principio de la corrosión electrolítica, se basa en el diseño de la “celda electrolítica”, la cual es explicada en el diagrama No 2.

DIAGRAMA N° 2. PRINCIPIO DE LA CORROSION ELECTROLITICA



FUENTE: La ciencia de los materiales dentales . Skinner. 1990

La celda electrolítica consta de los siguientes elementos:

-Anodo: corresponde a la superficie en donde se forman iones positivos, es el metal que se corroe.

-Cátodo: sitio en donde se consumen los electrones liberados en el ánodo.

Generalmente es el metal que posee un mayor potencial eléctrico.

-Circuito externo: sirve de camino para llevar los electrones del ánodo al cátodo (corriente eléctrica).

-Solución electrolítica: es aquella que suministra los iones necesarios en el cátodo y extrae los productos de corrosión en el ánodo.

6.- OSEOINTEGRACION

La oseointegración se define como un contacto directo entre el hueso vital y el implante endoóseo de titanio cargado visto al microscopio de luz, y electrónico.

(18). Los estudios realizados por el profesor Branemark, (6) en animales de experimentación, demostraron que la oseointegración es viable y puede ser aplicada a la restauración oral. Se observó que la superficie de los implantes de titanio, crea una capa de óxidos, los cuales se unen químicamente con las moléculas de proteoglicanos presentes en la superficie ósea adyacente al implante, los proteoglicanos son moléculas de proteínas unidas a glucosas por enlaces peptídicos.(26). Estas uniones se presentan a nivel de la interfase hueso

implante y su espesor es de 50 a 100 micras (6-19-20). Esta unión entre el implante y el hueso se realiza por medio de enlaces iónicos, el cual es uno de los tipos de enlaces químicos más fuertes que existen junto con los enlaces covalentes.

Los mecanismos por los cuales los implantes dentales son integrados al hueso, fueron recientemente evaluados por Albrektsson. (19). mediante evaluación histológica bajo microscopio de luz y microscopio electrónico. Sin embargo, el posible efecto que pueden tener la generación de corrientes galvánicas entre el titanio y otro metal o aleación presentes en boca sobre los mecanismos de oseointegración, no ha sido reportado en la literatura. Yasuda demostró que cuando actúan fuerzas eléctricas sobre fracturas abiertas, pueden estimular una respuesta ósea de reparación. (20). Los potenciales eléctricos ocasionados por tensiones mecánicas aplicadas sobre el hueso, producen cambios bioeléctricos (esto es, el efecto pizoelectrico) que se relacionan de manera directa o indirecta con el desencadenamiento de reacciones osteoblásticas y osteoclásticas.(21), los cuales pueden influenciar en los mecanismos de reabsorción y aposición ósea.

Se ha demostrado también que la estimulación eléctrica con magnitudes aproximadas de 20 a 50 miliamperios(MA) han originado un incremento en la fuerza interfacial en implantes experimentales.(22).Por otra parte investigaciones

hechas por Lemons.(23). y Smith.(24). identificaron y determinaron que el uso de aleaciones con níquel para protodoncia fija sobre implantes de titanio y aleaciones de titanio, podrían resultar en la generación de potenciales eléctricos que causaran la corrosión de las aleaciones de níquel. Con respecto a este tema Lucas.(25). menciona que cuando el implante de titanio comercialmente puro es colocado en contacto con una aleación de níquel (níquel-cromo o níquel cobalto), la aleación de níquel empieza a degradarse por la creación de un circuito eléctrico entre el titanio y el níquel., lo cual podría deteriorar los procesos de oseointegración del implante endóseo. Estas corrientes pueden ser minimizadas escogiendo una restauración que posea similar potencial eléctrico al del titanio es decir aleaciones de metales nobles tales como el oro o el oro- paladio.

De acuerdo a estos pocos reportes, se postula que la generación de corrientes eléctricas producto de las diferencias de potencial entre los implantes de titanio y las aleaciones de uso odontológico podrían influir en la interfase hueso implante, ya sea estimulando o deteriorando el proceso de oseointegración.

IV. JUSTIFICACION

La oseointegración es un principio bioclínico aceptado y ampliamente estudiado en la literatura (6-17-18-28-7), donde se observa un "contacto" directo entre el hueso y el implante. Estos implantes son fabricados de Ti-CP, el cual ha demostrado ser el metal ideal para lograr este propósito debido a sus propiedades físicas y biológicas.

La rehabilitación de los implantes orales se lleva a cabo utilizando diferentes tipos de aleaciones odontológicas, las cuales también son elegidas de acuerdo a sus propiedades físicas y químicas, sin embargo la presencia de metales y aleaciones de diferente potencial eléctrico en boca podrían originar corrientes galvánicas que influyan sobre los procesos de oseointegración de los implantes dentales.

Con esta investigación se busca determinar cuales son las magnitudes de dichas corrientes galvánicas utilizando algunas de las aleaciones mas comúnmente

utilizadas en restauración oral, sirviendo como base a futuras investigaciones y aportando nuevos conocimientos al área de los biomateriales dentales y en particular a la metalurgia.

V. HIPOTESIS

1. HIPOTESIS PRINCIPAL.

- Los potenciales eléctricos generados entre el Ti-CP y las aleaciones de uso mas común en odontología no generan corrientes eléctricas de valores significativos a pesar de variar los porcentajes en peso de dichas aleaciones.

2. HIPOTESIS SECUNDARIAS.

- Los potenciales eléctricos generados entre el Ti-CP y la aleación de oro para porcelana (Golden ceramic), no generan corrientes eléctricas de valores significativos, a pesar que se varien los porcentajes en peso de los dos componentes.

- Los potenciales eléctricos generados entre el Ti-CP y la aleación de oro para porcelana (ceramcol), no generan corrientes eléctricas de valores significativos, a pesar que se varien los porcentajes en peso de los dos componentes.

- Los potenciales eléctricos generados entre el Ti-CP y la aleación de oro-paladio para porcelana (W3), no generan corrientes eléctricas de valores significativos, a pesar que se varien los porcentajes en peso de los dos componentes.

- Los potenciales eléctricos generados entre el Ti-CP y la aleación de oro-paladio para porcelana (Evolution), no generan corrientes eléctricas de valores significativos, a pesar que se varien los porcentajes en peso de los dos componentes.

- Los potenciales eléctricos generados entre el Ti-CP y la aleación de paladio plata para porcelana (angel), no generan corrientes eléctricas de valores significativos, a pesar que se varien los porcentajes en peso de los dos componentes.

- Los potenciales eléctricos generados entre el Ti-CP y la aleación paladio-plata para acrílico (WLW), no generan corrientes eléctricas de valores significativos, a pesar que se varien los porcentajes en peso de los dos componentes.

- Los potenciales eléctricos generados entre el Ti-CP y la aleación de oro para acrílico (Marcan tipo III), no generan corrientes eléctricas de valores significativos, a pesar que se varien los porcentajes en peso de sus componentes.

- Los potenciales eléctricos generados entre el Ti-CP y la aleación de níquel-cromo para porcelana (Marcallium), no generan corrientes eléctricas de valores significativos, a pesar que se varien los porcentajes en peso de los dos componentes.

- Los potenciales eléctricos generados entre el Ti-CP y la aleación para amalgama (Valiant Ph.D.- Caulk) no generan corrientes eléctricas de valores significativos a pesar que se varien los porcentajes en peso de sus dos componentes.

VI. OBJETIVOS

1. GENERAL.

Medir y comparar los potenciales eléctricos generados entre el Ti y algunas de las aleaciones de uso mas común en la restauración oral, variando los porcentajes en peso de cada uno de estos componentes.

2. ESPECIFICO.

Determinar los potenciales eléctricos generados entre el (Ti-CP) y algunas de las aleaciones de uso odontológico común en restauración oral. (oro para porcelana, oro para acrílico, oro-paladio, paladio-plata para porcelana, paladio plata para acrílico, níquel-cromo y amalgama), variando el porcentaje en peso entre estos dos componentes.

VII. MATERIALES Y METODOS

1. TIPO DE ESTUDIO

El diseño de la investigación es descriptivo y experimental.

2. MUESTRA

- 40 gramos de Ti- Cp
- 40 gramos de Oro para porcelana(Golden cermic).
- 40 gramos de Oro para porcelana (Ceramcol).
- 40 gramos de Oro-paladio (evolution)
- 40 gramos de Oro-paladio(W3)
- 40 gramos de paladio-plata(angel).
- 40 gramos de paladio-plata(WLW).
- 40 gramos de Níquel - Cromo(Marcallium)
- 40 gramos de Oro para acrílico(Marcan tipo III).

- 2,8 gramos de Amalgama (Valiant Ph.D. - Caulk)

3. VARIABLES

3.1. VARIABLES INDEPENDIENTES

- Ti-Cp

Aleación - Oro para porcelana (Golden Ceramic).

Aleación - Oro para porcelana (Ceramcol).

Aleación - Oro-paladio para porcelana (W3).

Aleación - Oro-paladio para porcelana (Evolution)

Aleación - Paladio-plata para porcelana (angel).

Aleación - Paladio-plata para acrílico (WLW).

Aleación - Níquel-cromo (Marcallium).

Aleación - Oro para acrílico (Marcan tipo III).

Aleación - Amalgama. (Valiant Ph.D.)

3.2. VARIABLE DEPENDIENTE.

- Los valores de potencial eléctrico medidos en milivoltios y generados entre

las aleaciones de uso mas común en odontología y el Ti-Cp

4. INSTRUMENTOS

4.1. Clase de instrumentos.

Los instrumentos consisten de tablas en las que se especifican el tipo de aleación a utilizar y el Ti-Cp, así como las variaciones en peso de cada uno de los componentes en la medición. Se realizó una tabla para cada aleación, es decir un total de 9 instrumentos (ver anexos), en cada tabla se realizaron 16 mediciones según la variación en peso de los componentes a medir.

4.2. Pruebas de Instrumentos.

A fin de verificar la confiabilidad de los instrumentos, se realizó una serie de mediciones previas entre la aleación de WLW y el Ti-CP, variando los porcentajes en peso de estos dos componentes, los valores fueron registrados en el instrumento y se registraron los siguientes inconvenientes:

- El movimiento de los electrodos(ánodo y cátodo) colocados respectivamente en el titanio y en la aleación, producían variación en los valores de potencial, por lo

que se determinò registrar el primer valor dado por el galvanómetro en el momento en que se colocaron en contacto los electrodos con los metales; esto disminuyó el riesgo de error en la medición.

- Se observó que la saliva artificial es fácilmente evaporada por lo que se decidió vertir dicha saliva en el compartimiento solo en el momento de la medición.

4.3. Fuentes de información.

4.3.1 Primaria

Las fuentes de información primaria consistieron en la observación del comportamiento de los metales en cuanto a la generación de potenciales eléctricos entre ellos, variando los porcentajes en peso dentro de la celda electrolítica

4.3.2. Secundarias

- Institucionales.

Universidad de los Andes.

Facultad de Ingeniería Eléctrica. Área de Ingeniería Biomédica

Pontificia Universidad Javeriana

Biblioteca

Escuela Colombiana de Medicina

Biblioteca.

- Humanos.

Ingeniero Hector Bohorquez.

Director del Área de Ingeniería Biomédica. Facultad de Ingeniería Eléctrica.

Universidad de los Andes

Doctor Enrique Farré.

Gerente General Marcan William

5. Procedimientos.

Se midieron “in vitro” los potenciales eléctricos generados entre el Ti-CP y algunas de las aleaciones de uso odontológico mas comunes, utilizando el

principio de la celda electrolítica, con un extremo positivo (ánodo) en donde se colocó el Ti-CP y un extremo negativo (cátodo) en donde se colocaron los diferentes tipos de aleaciones utilizadas.

Las aleaciones fueron divididas en cinco (5) grupos así:

Grupo A: ALEACIONES DE ORO

1. Oro para porcelana (Golden Ceramic) 87% de Au
2. Oro para porcelana (Ceramcor) 86,5% de Au
3. Oro para acrílico (Marcan III) 75% de Au

Grupo B: ALEACIONES DE ORO- PALADIO

1. Oro- Paladio para porcelana (W3) 49,5% de Au- 39,5% de Pd
2. Oro- Paladio para porcelana (Evolution) 20% de Au- 80% de Pd

Grupo C: ALEACIONES DE PALADIO- PLATA

1. Paladio- Plata para porcelana (Angel) 53,5% de Pd- 37,5% de Ag
2. Paladio- Plata para acrílico (W.L.W.) 25% de Pd- 71% de Ag

Grupo D: ALEACIONES DE NÍQUEL- CROMO

1. Níquel- Cromo para porcelana (Marcallium) 77,5% de Ni- 12,5% de Cr

Grupo E: ALEACIONES DE AMALGAMA DE PLATA

1. Amalgama de plata (Valiant Ph.D.- Caulk) 52,5% de Hg- 29,7% de Ag

El electrolito utilizado fue saliva artificial (solución estabilizadora de electrolitos) * en una cantidad de 30 centímetros cúbicos para cada medición, la cual es mantenida a una temperatura de 37 grados centígrados mediante el uso de un esterilizador **; la temperatura es visualizada mediante termómetros en cada medición. Los potenciales eléctricos fueron medidos en milivoltios mediante el uso de un galvanómetro digital u osciloscopio marca***, lo cual hizo mas confiable la medición.

Fueron hechas un total de 16 mediciones entre el Ti-Cp y cada una de las aleaciones variando los porcentajes en peso de estos así:

1. 10 gramos de Ti-CP con 10 gramos de aleación
2. 10 gramos de Ti-CP con 20 gramos de aleación
3. 10 gramos de Ti-CP con 30 gramos de aleación
4. 10 gramos de Ti-CP con 40 gramos de aleación

* SALIVAR. LABORATORIOS FARPAG. BOGOTA. COLOMBIA

** DRI-CLAVE. CORPORATION. COLUMBUS. OHIO. U.S.A.

*** FLUKE 97. TEXAS INSTRUMENTS. U.S.A

5. 15 gramos de Ti-CP con 10 gramos de aleación
6. 15 gramos de Ti-CP con 20 gramos de aleación
7. 15 gramos de Ti-CP con 30 gramos de aleación
8. 15 gramos de Ti- CP con 40 gramos de aleación
9. 30 gramos de Ti- CP con 10 gramos de aleación
10. 30 gramos de Ti- CP con 20 gramos de aleación
11. 30 gramos de Ti- CP con 30 gramos de aleación
12. 30 gramos de Ti- CP con 40 gramos de aleación
13. 40 gramos de Ti- CP con 10 gramos de aleación
14. 40 gramos de Ti- CP con 20 gramos de aleación
15. 40 gramos de Ti- CP con 30 gramos de aleación
16. 40 gramos de Ti- CP con 40 gramos de aleación

Para el caso de la aleación de amalgama de plata se utilizaron 2,8 gramos, lo cual corresponde a el peso total de cuatro capsulas predosificadas. (cada capsula tiene un peso de 0,7 gramos de aleación de amalgama). Las variaciones en peso fueron determinadas de la siguiente manera:

1. 10 gramos de Ti- CP con 0,7 gramos de aleación de amalgama de plata
2. 15 gramos de Ti- CP con 0,7 gramos de aleación de amalgama de plata

3. 30 gramos de Ti- CP con 0,7 gramos de aleación de amalgama de plata
4. 40 gramos de Ti- CP con 0,7 gramos de aleación de amalgama de plata
5. 10 gramos de Ti- CP con 1,4 gramos de aleación de amalgama de plata
6. 20 gramos de Ti- CP con 1,4 gramos de aleación de amalgama de plata
7. 30 gramos de Ti- CP con 1,4 gramos de aleación de amalgama de plata
8. 40 gramos de Ti- CP con 1,4 gramos de aleación de amalgama de plata
9. 10 gramos de Ti- CP con 2,1 gramos de aleación de amalgama de plata
10. 20 gramos de Ti-CP con 2,1 gramos de aleación de amalgama de plata
11. 30 gramos de Ti- CP con 2,1 gramos de aleación de amalgama de plata
12. 40 gramos de Ti- CP con 2,1 gramos de aleación de amalgama de plata
13. 10 gramos de Ti- CP con 2,8 gramos de aleación de amalgama de plata
14. 20 gramos de Ti- CP con 2,8 gramos de aleación de amalgama de plata
15. 30 gramos de Ti- CP con 2,8 gramos de aleación de amalgama de plata
16. 40 gramos de Ti- CP con 2,8 gramos de aleación de amalgama de plata

6. Procesamiento de Datos

Los datos obtenidos mediante los instrumento fueron sometidos a valoración estadística. Se utilizaron medidas de tendencia central para analizar dichos datos, tales como mediana, rango y desviación estandar. Cada instrumento fue graficado mediante histogramas y curvas de distribución normal.

VIII. RESULTADOS

Al analizar los resultados obtenidos de la medición de los potenciales eléctricos generados entre el Ti-CP y algunas de las aleaciones de uso mas común en restauración oral se observó:

1.- GRUPO A: ALEACIONES DE ORO

- Los potenciales eléctricos generados entre el Ti-CP y los tres tipos de aleaciones de oro mostraron que el mayor valor promedio se presentó con la aleación de oro para porcelana CERAMCOR con 249,9 milivoltios ($S = \pm 55,43$), seguida por la aleación de oro para acrílico MARCAN TIPO III con 240 milivoltios ($S = \pm 53,5$). La aleación de oro para porcelana GOLDEN CERAMIC presentó valor promedio menor, el cual fue de 238,5 ($S = \pm 55,43$).
(ver gráficos 1 y 2)

2. GRUPO B: AELACIONES DE ORO- PALADIO

-Los potenciales eléctricos generados entre el Ti-CP y los dos tipos de aleaciones de oro-paladio mostraron que el mayor promedio se presentó con la aleación W.3. con 378,62 milivoltios ($S = \pm 73,79$). La aleación EVOLUTION presentó un promedio ligeramente menor, el cual fue de 377,31 milivoltios ($S = \pm 47,17$). (Ver gráficos 3 y 4).

3. GRUPO C: ALEACIONES DE PALADIO- PLATA

- Los potenciales eléctricos generados entre el Ti-CPy las aleaciones de Paladio-Plata, demostraron que el mayor promedio es el de la aleación W.L.W. con 291,5 milivoltios ($S = \pm 64,38$), seguida de la aleación ANGEL la cual presentó un promedio de 266,8 milivoltios ($S = \pm 55,29$). (Ver gráficos 5 y 6).

4. GRUPO D: ALEACION DE NIQUEL- CROMO

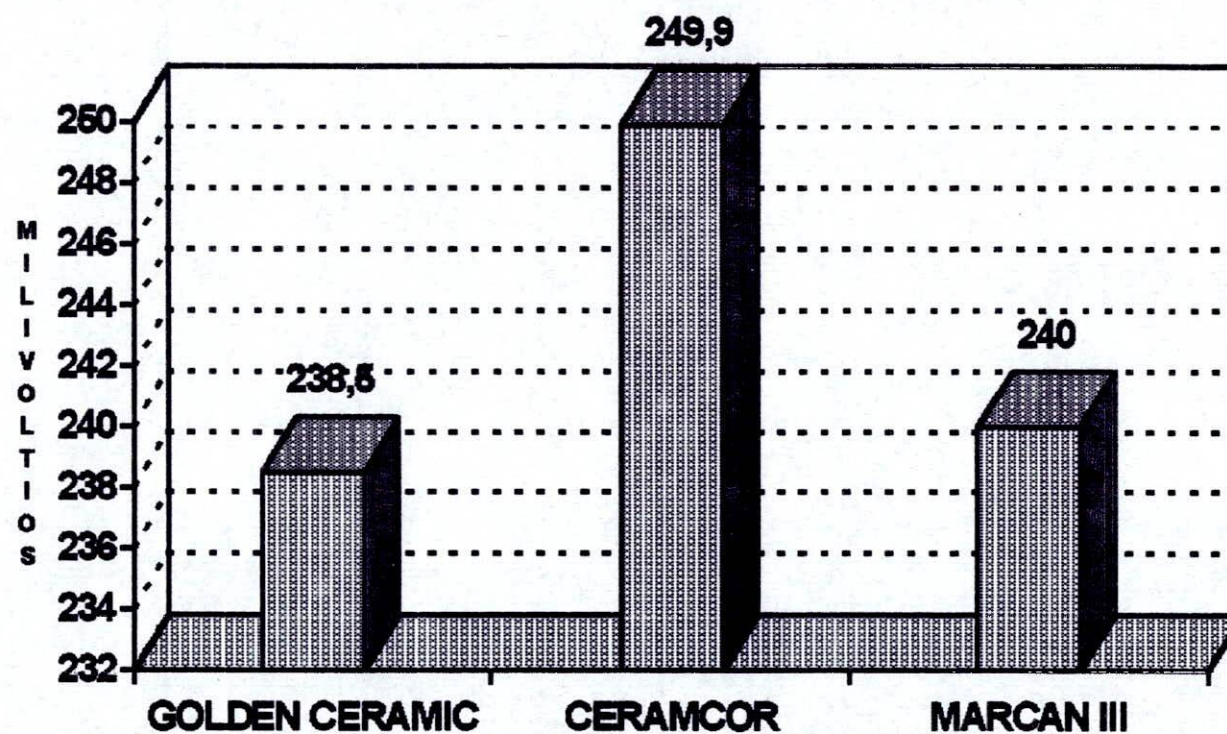
Los potenciales eléctricos generados entre el Ti-CPy las aleación de Niquel -Cromo (MARCALLIUM) presentó un valor promedio de 120,87 milivoltios ($S = \pm 32,86$). (Ver gráfico 7 y 8).

5. GRUPOE: ALEACIÓN DE AMALGAMA DE PLATA

Los potenciales eléctricos generados entre el Ti-CP y la aleación de amalgama de plata(Valiant Ph.D.) presentaron un valor promedio de $-183,87$ milivoltios($S= \pm 38,87$). (ver gráfico 9 y 10).

Los mayores potenciales eléctricos promedios los presentaron las aleaciones de Oro- Paladio, siendo la aleación W3 la que registrò el mayor promedio de todas las aleaciones utilizadas. Por otra parte, la AMALGAMA fuè la aleación que presentò un promedio mas bajo inclusive por debajo de cero. (Ver gráfico 11) .

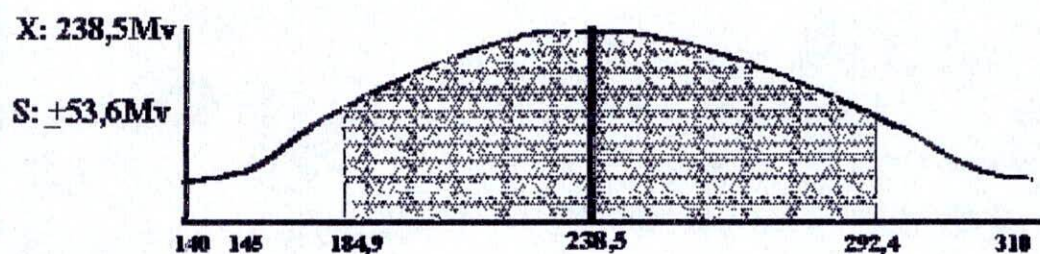
GRAFICO No1. GRUPO A. VALOR PROMEDIO DE LOS POTENCIALES ELECTRICOS GENERADOS ENTRE EL TI-CP Y LAS ALEACIONES DE ORO



DATOS OBTENIDOS DE LOS INSTRUMENTOS 1,2Y 3

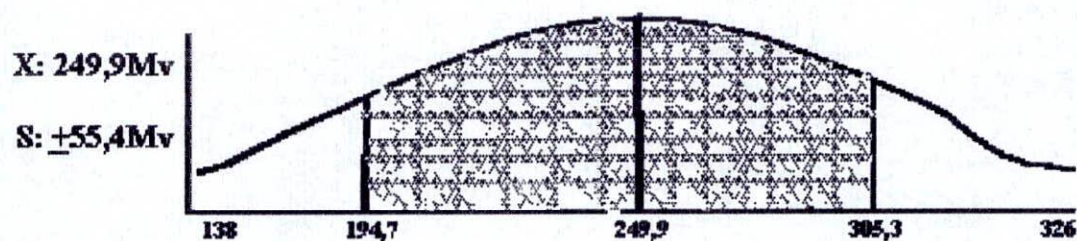
GRAFICO N° 2.- PROMEDIO Y DESVIACION ESTANDAR DE LOS POTENCIALES ELECTRICOS GENERADOS ENTRE EL TITANIO COMERCIALMENTE PURO Y LAS ALEACIONES DE ORO.

GOLDEN CERAMIC



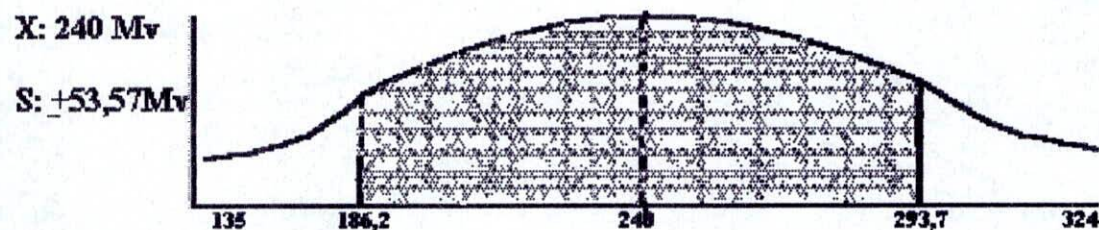
FUENTE: DATOS OBTENIDOS DEL INSTRUMENTO N° 1

CERAMCOR



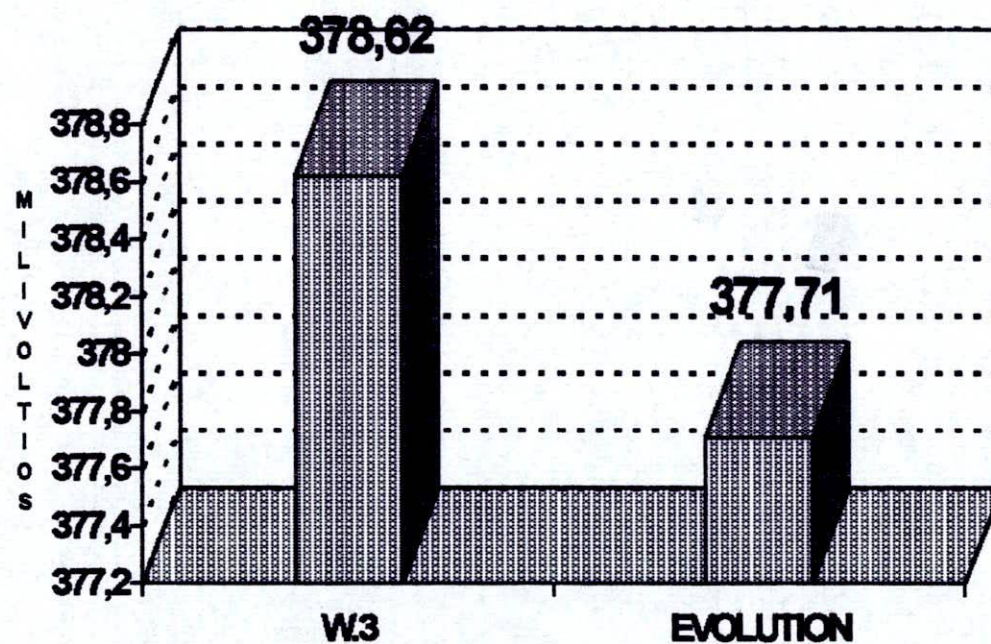
FUENTE: DATOS OBTENIDOS DEL INSTRUMENTO N° 2

MARCAN TIPO III



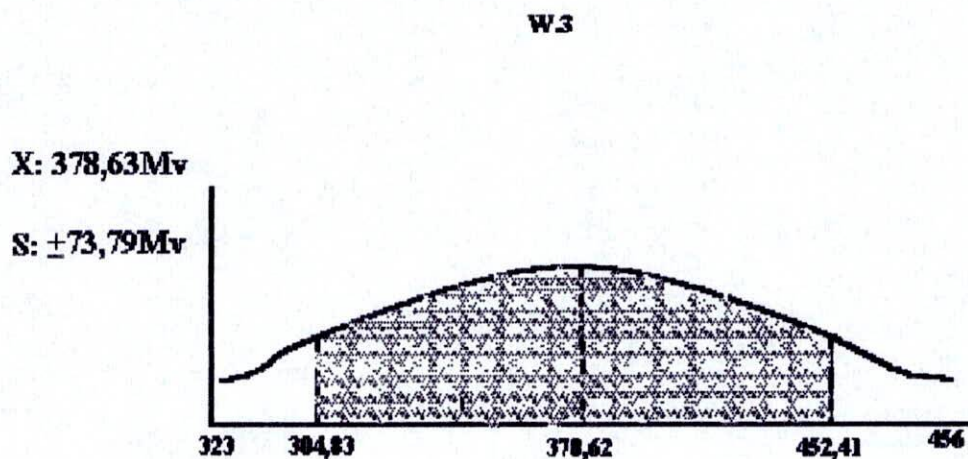
FUENTE: DATOS OBTENIDOS DEL INSTRUMENTO N° 3

**GRAFICO Nº3.-GRUPO B VALOR PROMEDIO DE LOS POTENCIALES ELECTRICOS
GENERADOS ENTRE EL TI-CP Y LAS ALEACIONES DE ORO-PALADIO**

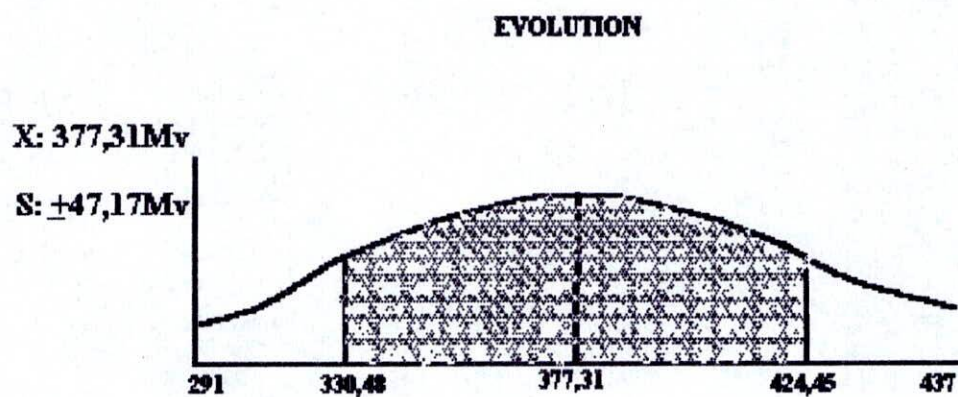


FUENTE: DATOS OBTENIDOS DE LOS INSTRUMENTOS 4 Y

**GRAFICO N°4.- PROMEDIO Y DESVIACION ESTANDAR DE LOS
POTENCIALES ELECTRICOS GENERADOS ENTRE
EL TITANIO COMERCIALMENTE PURO Y LAS
ALEACIONES DE ORO- PALADIO**

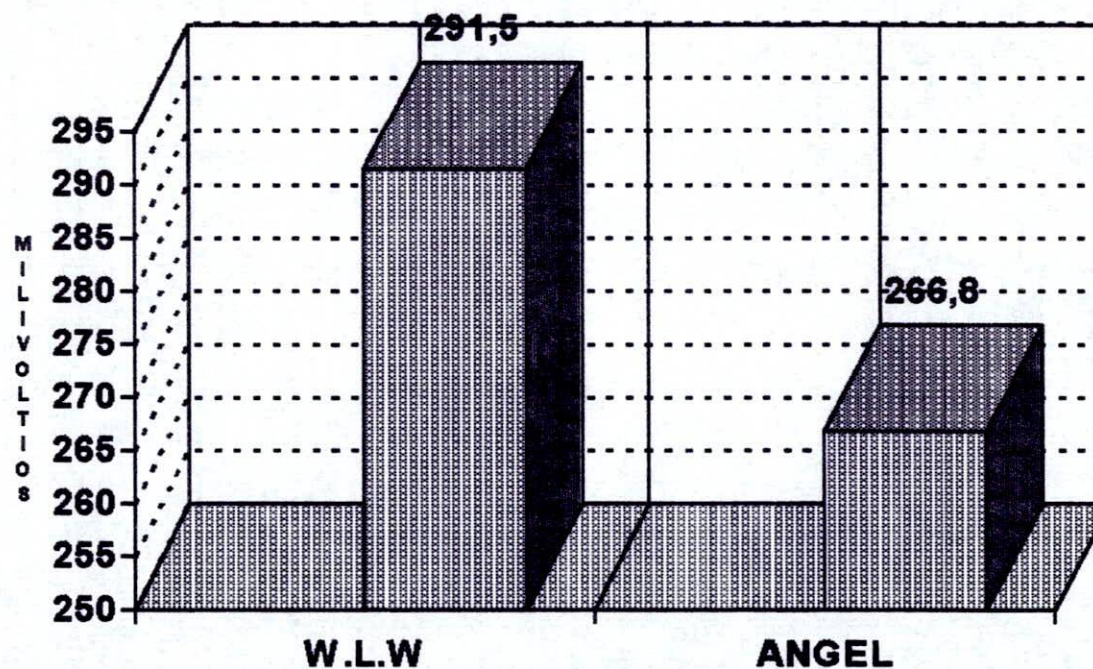


FUENTE: DATOS OBTENIDOS DEL INSTRUMENTO N° 4



FUENTE: DATOS OBTENIDOS DEL INSTRUMENTO N° 5

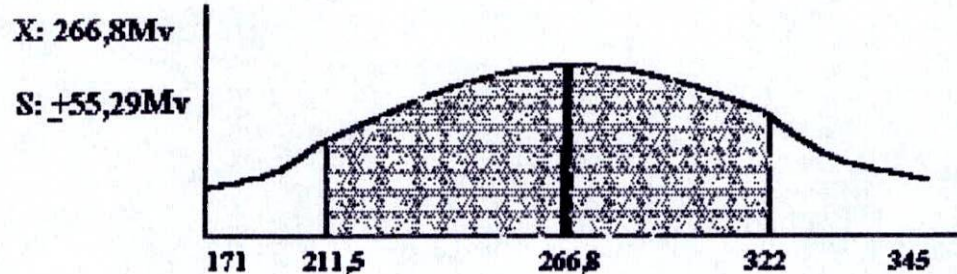
**GRAFICO No 5. GRUPO C. VALORES PROMEDIOS DE LOS
POTENCIALES ELECTRICOS GENERADOS ENTRE EL TI-CP Y LAS
ALEACIOES DE PALADIO-PLATA**



**FUENTE: DATOS OBTENIDOS DE LOS
INSTRUMENTOS 6 Y 7**

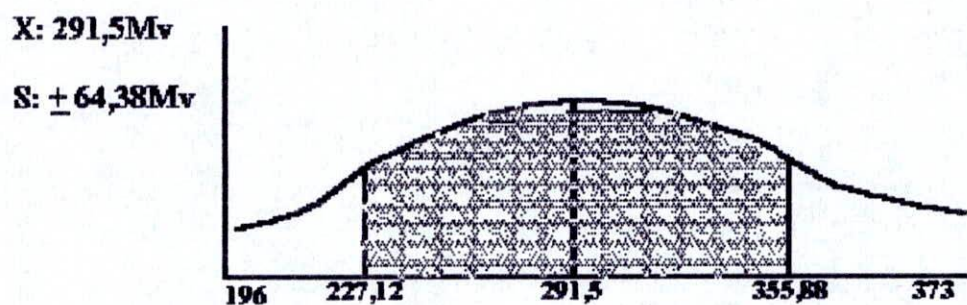
**GRAFICO N° 6.- PROMEDIO Y DESVIACION ESTANDAR DE LOS
POTENCIALES ELECTRICOS GENERADOS ENTRE
EL TITANIO COMERCIALMENTE PURO Y LAS
ALEACIONES DE PALADIO- PLATA**

ANGEL



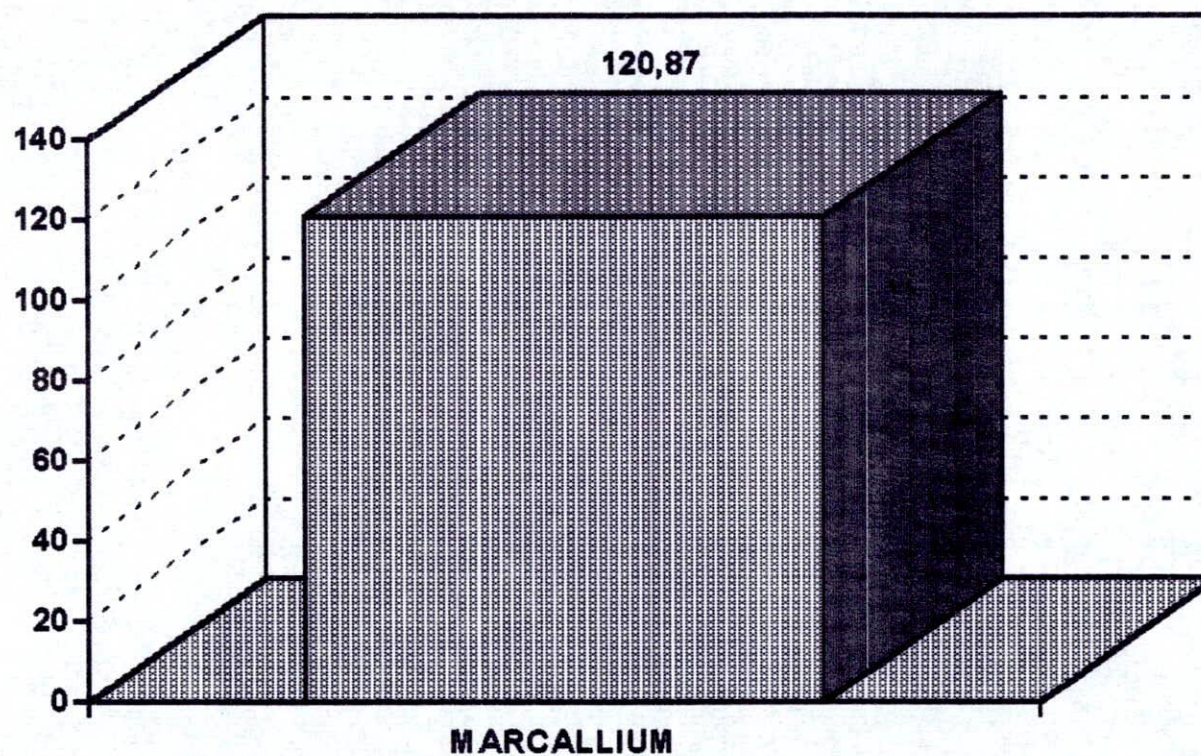
FUENTE: DATOS OBTENIDOS DEL INSTRUMENTO N° 6

W.L.W.



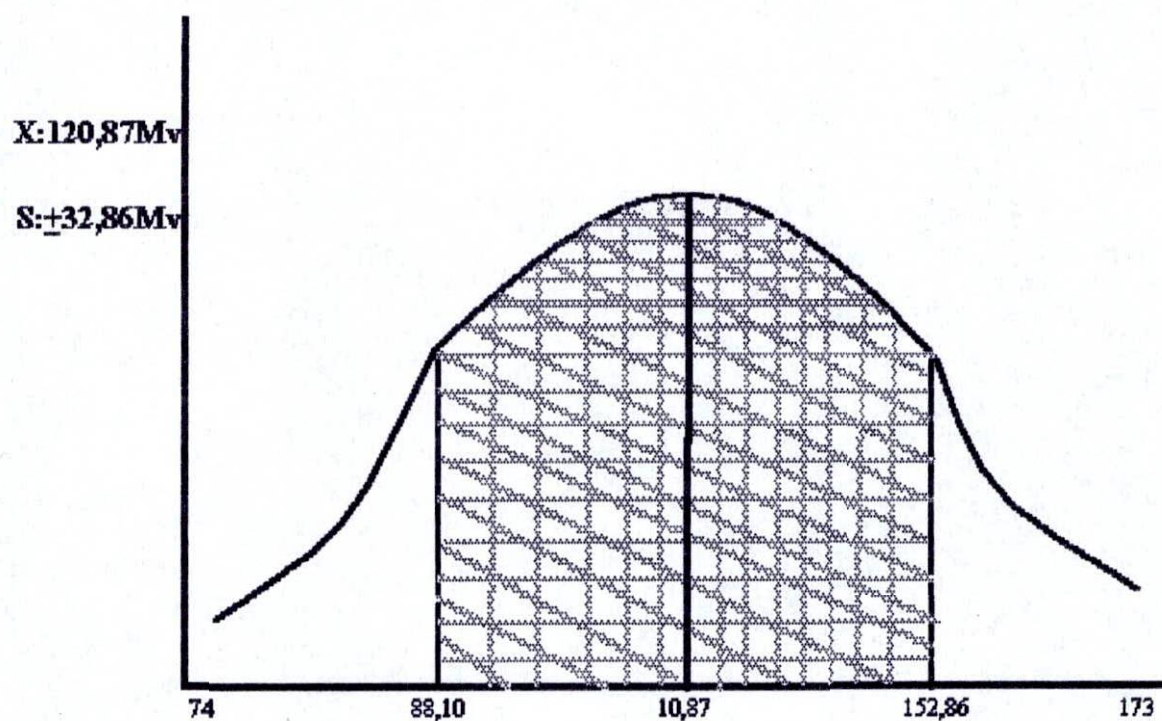
FUENTE: DATOS OBTENIDOS DEL INSTRUMENTO N° 7

GRAFICO No 7. GRUPO D. VALORES PROMEDIOS DE LOS POTENCIALES ELECTRICOS GENERADOS ENTRE EL TI-CP Y LA ALEACION DE NIQUEL-CROMO (MARCALLIUM)



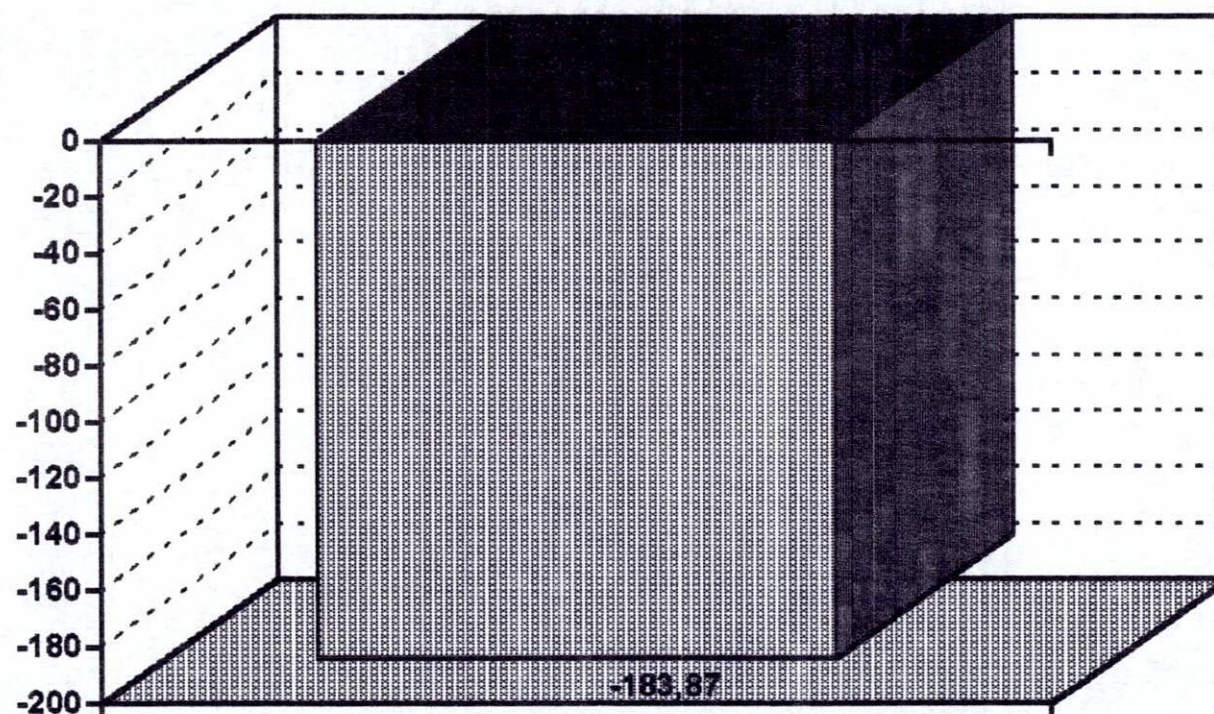
FUENTE: DATOS OBTENIDOS DEL INSTRUMENTO No 8

**GRAFICO N°8.- PROMEDIO Y DESVIACION ESTANDAR DE LOS
POTENCIALES ELECTRICOS GENERADOS ENTRE
EL TITANIO COMERCIALMENTE PURO Y LAS
ALEACION DE NIQUEL-CROMO(MARCALLIUM)**



FUENTE: DATOS OBTENIDOS DEL INSTRUMENTO N° 8

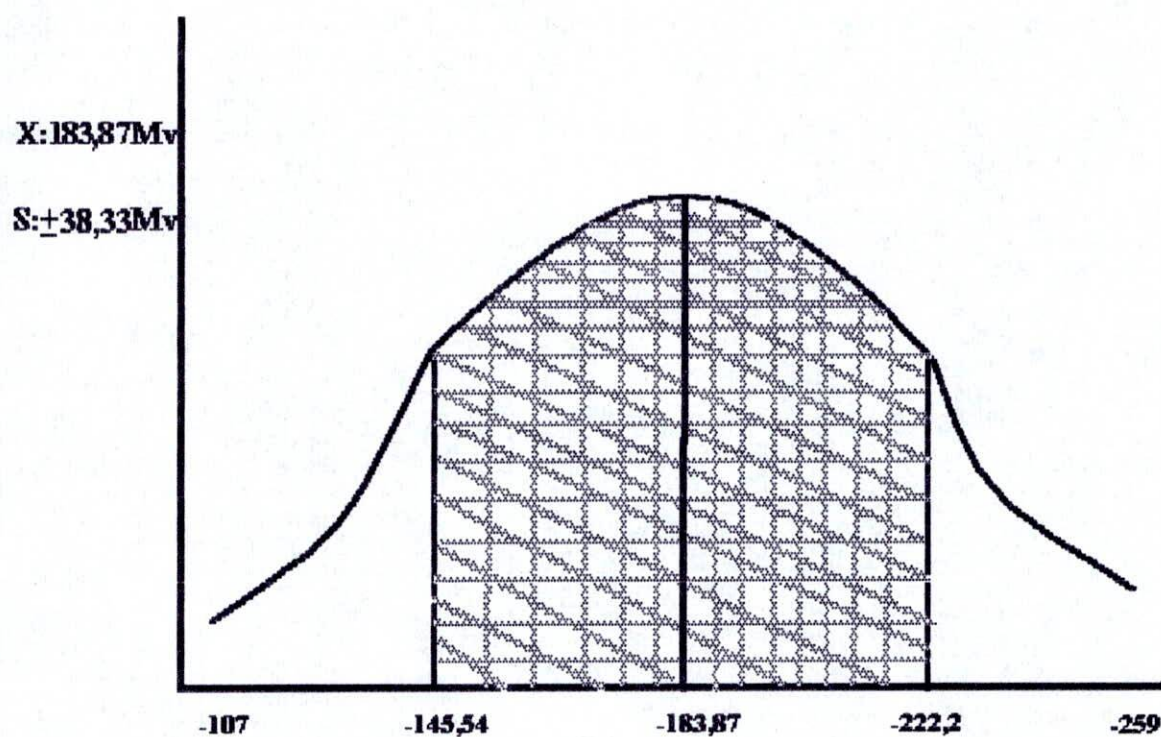
**GRAFICO No 9 GRUPO E. VALORES PROMEDIOS DE LOS POTENCIALES
ELECTRICOS GENERADOS ENTRE EL TI-CP Y LA ALEACION DE
AMALGAMA DE PLATA (VALIANT)**



AMALGAMA DE PLATA

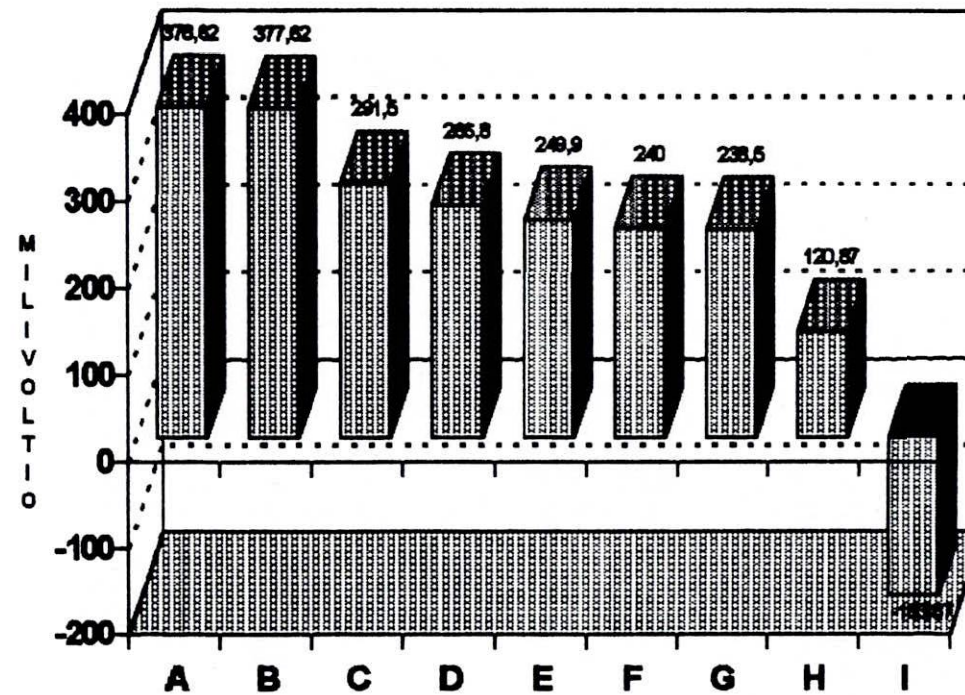
FUENTE: DATOS OBTENIDOS DEL INSTRUMENTO No 9

**GRAFICO N° 10. PROMEDIO Y DESVIACION ESTANDAR DE LOS
POTENCIALES ELECTRICOS GENERADOS ENTRE
EL TITANIO COMERCIALMENTE PURO Y LAS
ALEACION DE AMALGAMA DE PLATA (VALIANT)**



FUENTE: DATOS OBTENIDOS DEL INSTRUMENTO N° 9

GRAFICO N 11 .- VALORES PROMEDIOS DE LOS POTENCIALES ELECTRICOS GENERADOS ENTRE EL TITANIO COMERCIALMENTE PURO Y LAS ALEACIONES DE USO ODONTOLÓGICO



CONVENCIONES : A: W.3 - B: EVOLUTION - C: W.L.W. - D: ANGEL - E: CERAMCOR - F: MINICAN II - G: GOLDEN CERAMIC - H: MARC ALLIUM - I: AMALGAMA

FUENTE: DATOS OBTENIDOS DE LOS INSTRUMENTOS

IX. DISCUSION

La presencia de metales o aleaciones de diferente potencial eléctrico dentro de un medio electrolítico como la saliva generan corrientes galvánicas que originan alteraciones en la superficie del metal que posee menor potencial. Estas corrientes, dependiendo de su magnitud pueden llegar a originar sensibilidad dentaria, alteraciones de los tejidos blandos intraorales o alteraciones en la superficie del metal. (1,2,5)

Definitivamente el Ti utilizado en la actualidad en la elaboración de implantes dentales origina menores corrientes galvánicas cuando está en presencia de aleaciones con alto contenido de metales nobles tales como oro o paladio, mientras que las aleaciones no preciosas como el níquel- cromo o la amalgama producen mayores corrientes lo cual podría originar alteraciones en estas últimas.

Este estudio coincide con reportes de varios investigadores que han indicado la

alteración superficial de algunas aleaciones utilizadas en la rehabilitación de implantes dentales (24-25). Por otra parte de acuerdo con estudios realizados por Yasuda(21) y Collela(22), la magnitud de estos potenciales eléctricos pueden incrementar la actividad osteoblástica y los mecanismos de reparación ósea.

Es de anotar también que la naturaleza del electrolito juega un papel importante en la generación de corrientes galvánicas.(1,2). A pesar de que en este estudio se utilizò saliva artificial cuyas propiedades son similares a las de la saliva humana, esta última puede incrementar el "circuito eléctrico" ya que està en continuo recambio en la cavidad oral; además la presencia de bacterias en esta podría también influir. Es por esto necesario realizar un estudio posterior "in vivo" con el fin de observar como estos potenciales pueden alterar o estimular los procesos de oseointegración de los implantes dentales.

X. CONCLUSIONES

De acuerdo al presente estudio podemos concluir que son las aleaciones con alto contenido de metales nobles como el oro o el paladio son las más recomendables para rehabilitación con implantes orales. Las aleaciones de oro- paladio y paladio-plata mostraron tener una mayor diferencia de potencial que las aleaciones de oro, por lo que son estas las más indicadas en restauración oral.

Parece ser que el porcentaje de paladio y oro como metales nobles en la aleación juega un importante papel en su comportamiento electrolítico ya que tienden a ser más resistentes a la corrosión.

Definitivamente las aleaciones níquel- cromo y amalgama de plata son las que menor diferencia de potencial poseen, por lo que tienden a perder electrones más fácilmente y por lo tanto a corroerse. Su bajo potencial eléctrico se debe al Cobre (Cu) y al Estaño(Sn), más no a la plata, ya que este es un metal noble.

Los milivoltajes originados entre el Ti-CP y las diferentes aleaciones de uso odontológico varían entre - 183 y 378, estos milivoltajes podrían influenciar en los mecanismos de oseointegración de los implantes dentales, ya sea estimulando o degenerando la oseointegración.

Es recomendable por lo tanto que a todos los pacientes que sean candidatos para implantes endoseos se les rehabilite con aleaciones que posean un alto porcentaje de metales noble y en lo posible reemplazar sus restauraciones de amalgama de plata por este tipo de aleaciones.

Después de identificar en este estudio el potencial eléctrico de algunas de las aleaciones de uso más frecuente y el Ti-CP, sería conveniente realizar un estudio "in vivo" donde se busque determinar si estas corrientes eléctricas influyen en el proceso de oseointegración favorable o desfavorablemente.

XI. BIBLIOGRAFIA

1. SKINER. La ciencia de los materiales dentales, Interamericana 1990. Cap. 4
pg. 235
2. GUZMAN BAEZ HUMBERTO. Biomateriales odontológicos de uso clínico.
1990. pg. 27-30.
3. A. W. GROSVENOR. Basic metallurgy principles. Vol. 1. Cleveland
American Society for metals. 1986.
4. KUPPER H. Titanio puro: propiedades y técnicas de transformación de un
metal dental. Quintessence. Vol 4. N°2. 1991.
5. CHERCHEVE RAPHAEL. Implantes Odontológicos. Panamerican 1985. Cap
7 pg. 109-110.

6. P. I. BRANEMARK. Osseointegration and its experimental background. The J. of Prosthetics Dentistry. Vol 50. No 3. 1.980. pg. 399-409.

7. MEFFERT RONALD. Dental Implants: A review. J. Periotontol. Vol 63. 1990. pg. 859-870.

8. MEYERS ROBERTS. Journal of Prosthetic Dentistry. Vol 69. No1. 1993. pg. 237-247

9. MARSHALL G.W. Journal American Dental Association. Vol 100. No 43. 1.980. pg. 145-148.

10. MOLIN CARL. Journal American Dental Association Vol. 121. agosto. 1990. pg. 175-180.

11. SHELL J.S. Galvanic action of metal in the mouth. Journal south calif. D.A. octubre. 1953. pg. 24-26.

12. SWARTZ M.L. PHILLIPS. Tarnish of certain dental alloys. Journal of Dental Research. octubre. 1958 pp. 837-847.

13. BURNS. R.M. Protective containings for metals.2ª edició N.Y. Reinhold. Publish Corp. 1995. pp. 5-12
14. KOEHLER E. KRITISCHE BETROCHTUNGEN UEBER. Messungen electrisger metail potentiale in munde. Marzo. 1958.pg. 324-325.
15. REED G.J. Galvanism in the oral cavity. Jornal American Dental Association. Sept. 1940. pg. 1471-1475.
16. VENABLE C.S. Effects on bone of the presence of metals based on electrolysis Ann surgery. 1937.pg.245.247.
17. MEFFERT RONALD. What is Osseointegration?. The International Journal of Periodonthics and Restorative Dentristy. 1987. pg.9-21.
18. ALBREKTSSON THOMAS. Direct anchorage of oral implants.the Int. Journal of Prosthodontics. pg.30-40.
19. ALBREKTSSON THOMAS.Biological aspects of implants dentistry. Osseointegration Periodontology 2000. 1994. pg.33-53.

20. PARK J.B. Effects of electrical simulation on the tensile strength of the porous implants and bone interface biomaterial. Med. Devices Artiforgans.1975.pg.233.

21. ENLOW D.H. Crecimiento Maxilofacial. Interamericana. 6ª edición. 1984. pg. .293.

22. COLLELA. Journal Biomed. Material Rest.1981.pg.15-37.

23. LEMONS Jack. Dental implants retrieval analyses. Journal of Dental Education. Vol 52 No 12. 1988. pg.758-756.

24. SIMTH D.C. Future directions of research on materials and design of dental Implants Dental Education.1988.pg.815-820.

25. LEMONS J.E. Dental Implants Biomaterials. Journal American Dental Association.1990.Pg.716-719.

26. KASEMO B. Biocompatibility of titanium implants:surface science aspects. J. Prosthetic Dent.49;832,1983.

27. ARANGO J, STEIN S. Castability of Titanium Castings and Marginal Fit. Thesis. Boston University, Boston U.S.A. 1991

28. SMITH D.E. A Review of endosseous Implants for Partially Edentulous Patients. Int. Journal Prosthodont. vol 3. 1990.

**INSTRUMENTO Nº 1.- MEDICION DEL POTENCIAL ELECTRICO ENTRE EL TITANIO
COMERCIALMENTE PURO Y LA ALEACIÓN DE ORO PARA
PORCELANA (GOLDEN CERAMIC)**

TI-CP		ALEACIÓN		PESO TOTAL		MILIVOLTAJE
Gr	%	Gr	%	Gr	%	MV
10	50	10	50	20	100	
10	33,3	20	66,6	30	100	
10	25	30	75	40	100	
10	20	40	80	50	100	
15	60	10	40	25	100	
15	42,8	20	57,2	35	100	
15	33,3	30	66,6	45	100	
15	27,2	40	72,8	55	100	
30	75	10	25	40	100	
30	60	20	40	50	100	
30	50	30	50	60	100	
30	42,8	40	57,2	70	100	
40	80	10	20	50	100	
40	66,6	20	33,3	60	100	
40	57,2	30	42,8	70	100	
40	50	40	50	80	100	

**INSTRUMENTO N° 2.- MEDICION DEL POTENCIAL ELECTRICO ENTRE EL TITANIO
COMERCIALMENTE PURO Y LA ALEACIÓN DE ORO PARA
PORCELANA (CERAMCOR)**

TI-CP		ALEACIÓN		PESO TOTAL		MILIVOLTAJE
Gf	%	Gf	%	Gf	%	MV
10	50	10	50	20	100	
10	33,3	20	66,6	30	100	
10	25	30	75	40	100	
10	20	40	80	50	100	
15	60	10	40	25	100	
15	42,8	20	57,2	35	100	
15	33,3	30	66,6	45	100	
15	27,2	40	72,8	55	100	
30	75	10	25	40	100	
30	60	20	40	50	100	
30	50	30	50	60	100	
30	42,8	40	57,2	70	100	
40	80	10	20	50	100	
40	66,6	20	33,3	60	100	
40	57,2	30	42,8	70	100	
40	50	40	50	80	100	

**INSTRUMENTO N° 3.- MEDICION DEL POTENCIAL ELECTRICO ENTRE EL TITANIO
COMERCIALMENTE PURO Y LA ALEACIÓN DE ORO PARA
ACRÍLICO (MARCAN III)**

TI-CP		ALEACIÓN		PESO TOTAL		MILVOLTAJE
Gf	%	Gf	%	Gf	%	mV
10	50	10	50	20	100	
10	33,3	20	66,6	30	100	
10	25	30	75	40	100	
10	20	40	80	50	100	
15	60	10	40	25	100	
15	42,8	20	57,2	35	100	
15	33,3	30	66,6	45	100	
15	27,2	40	72,8	55	100	
30	75	10	25	40	100	
30	60	20	40	50	100	
30	50	30	50	60	100	
30	42,8	40	57,2	70	100	
40	80	10	20	50	100	
40	66,6	20	33,3	60	100	
40	57,2	30	42,8	70	100	
40	50	40	50	80	100	

**INSTRUMENTO N° 4.- MEDICION DEL POTENCIAL ELECTRICO ENTRE EL TITANIO
COMERCIALMENTE PURO Y LA ALEACIÓN DE ORO-PALADIO
PARA PORCELANA(W.3)**

TI-CP		ALEACION		PESO TOTAL		MILIVOLTAJE
Gr	%	Gr	%	Gr	%	MV
10	50	10	50	20	100	
10	33,3	20	66,6	30	100	
10	25	30	75	40	100	
10	20	40	80	50	100	
15	60	10	40	25	100	
15	42,8	20	57,2	35	100	
15	33,3	30	66,6	45	100	
15	27,2	40	72,8	55	100	
30	75	10	25	40	100	
30	60	20	40	50	100	
30	50	30	50	60	100	
30	42,8	40	57,2	70	100	
40	80	10	20	50	100	
40	66,6	20	33,3	60	100	
40	57,2	30	42,8	70	100	
40	50	40	50	80	100	

**INSTRUMENTO N° 5.- MEDICION DEL POTENCIAL ELECTRICO ENTRE EL TITANIO
COMERCIALMENTE PURO Y LA ALEACIÓN DE ORO -PALADIO
PARA PORCELANA (EVOLUTION)**

TI-CP		ALEACIÓN		PESO TOTAL		MILIVOLTAJE
Gr	%	Gr	%	Gr	%	MV
10	50	10	50	20	100	
10	33,3	20	66,6	30	100	
10	25	30	75	40	100	
10	20	40	80	50	100	
15	60	10	40	25	100	
15	42,8	20	57,2	35	100	
15	33,3	30	66,6	45	100	
15	27,2	40	72,8	55	100	
30	75	10	25	40	100	
30	60	20	40	50	100	
30	50	30	50	60	100	
30	42,8	40	57,2	70	100	
40	80	10	20	50	100	
40	66,6	20	33,3	60	100	
40	57,2	30	42,8	70	100	
40	50	40	50	80	100	

**INSTRUMENTO Nº 6.- MEDICION DEL POTENCIAL ELECTRICO ENTRE EL TITANIO
COMERCIALMENTE PURO Y LA ALEACIÓN DE PALADIO
PLATA (ANGEL)**

TI-CP		ALEACIÓN		PESO TOTAL		MILVOLTAJE
Gr	%	Gr	%	Gr	%	MV
10	50	10	50	20	100	
10	33,3	20	66,6	30	100	
10	25	30	75	40	100	
10	20	40	80	50	100	
15	60	10	40	25	100	
15	42,8	20	57,2	35	100	
15	33,3	30	66,6	45	100	
15	27,2	40	72,8	55	100	
30	75	10	25	40	100	
30	50	20	40	50	100	
30	50	30	50	60	100	
30	42,8	40	57,2	70	100	
40	80	10	20	50	100	
40	66,6	20	33,3	60	100	
40	57,2	30	42,8	70	100	
40	50	40	50	80	100	

**INSTRUMENTO N° 7.- MEDICION DEL POTENCIAL ELECTRICO ENTRE EL TITANIO
COMERCIALMENTE PURO Y LA ALEACIÓN DE PALADIO
PLATA (W.L.W.)**

TI-CP		ALEACIÓN		PESO TOTAL		MILIVOLTAJE
Gr	%	Gr	%	Gr	%	MV
10	50	10	50	20	100	
10	33,3	20	66,6	30	100	
10	25	30	75	40	100	
10	20	40	80	50	100	
15	60	10	40	25	100	
15	42,8	20	57,2	35	100	
15	33,3	30	66,6	45	100	
15	27,2	40	72,8	55	100	
30	75	10	25	40	100	
30	60	20	40	50	100	
30	50	30	50	60	100	
30	42,8	40	57,2	70	100	
40	80	10	20	50	100	
40	66,6	20	33,3	60	100	
40	57,2	30	42,8	70	100	
40	50	40	50	80	100	

**INSTRUMENTO N° 8.- MEDICION DEL POTENCIAL ELECTRICO ENTRE EL TITANIO
COMERCIALMENTE PURO Y LA ALEACION DE NIQUEL-
CROMO (MARCALLIUM)**

TI-CP		ALEACION		PESO TOTAL		MILIVOLTAJE
Gr	%	Gr	%	Gr	%	MV
10	50	10	50	20	100	
10	33,3	20	66,8	30	100	
10	25	30	75	40	100	
10	20	40	80	50	100	
15	60	10	40	25	100	
15	42,8	20	57,2	35	100	
15	33,3	30	66,8	45	100	
15	27,2	40	72,8	55	100	
30	75	10	25	40	100	
30	60	20	40	50	100	
30	50	30	50	60	100	
30	42,8	40	57,2	70	100	
40	80	10	20	50	100	
40	66,8	20	33,3	60	100	
40	57,2	30	42,8	70	100	
40	50	40	50	80	100	

**INSTRUMENTO Nº 9. MEDICION DE POTENCIALES ELECTRICOS PRODUCIDOS ENTRE
EL TITANIO COMERCIALMENTE PURO Y LA ALEACION PARA
AMALGAMA (CONTOUR-KER) 2)**

TI-CP	AMALGAMA	PESO TOTAL	MILIVOLTAJE
Gr	Gr	Gr	MV
10	0.7	10.7	
15	0.7	15.7	
30	0.7	30.7	
40	0.7	45.7	
10	1.4	11.4	
15	1.4	16.4	
30	1.4	31.4	
40	1.4	46.4	
10	2.1	12.1	
15	2.1	17.1	
30	2.1	32.1	
40	2.1	47.1	
10	2.8	12.8	
15	2.8	17.8	
30	2.8	32.8	
40	2.8	47.8	

FOTO N° 1. MATERIALES UTILIZADOS EN LAS MEDICIONES**FOTO N° 2. OSCILOSCOPIO (GALVANOMETRO DIGITAL) FLUKE 97**



FOTO Nº 5 ALEACION DE ORO PARA PORCELANA (MARCAN III)



FOTO Nº 6 ALEACION DE ORO-PALADIO PARA PORCELANA (W3)



FOTO Nº 7 ALEACION DE ORO-PALADIO PARA PORCELANA (EVOLUTION)

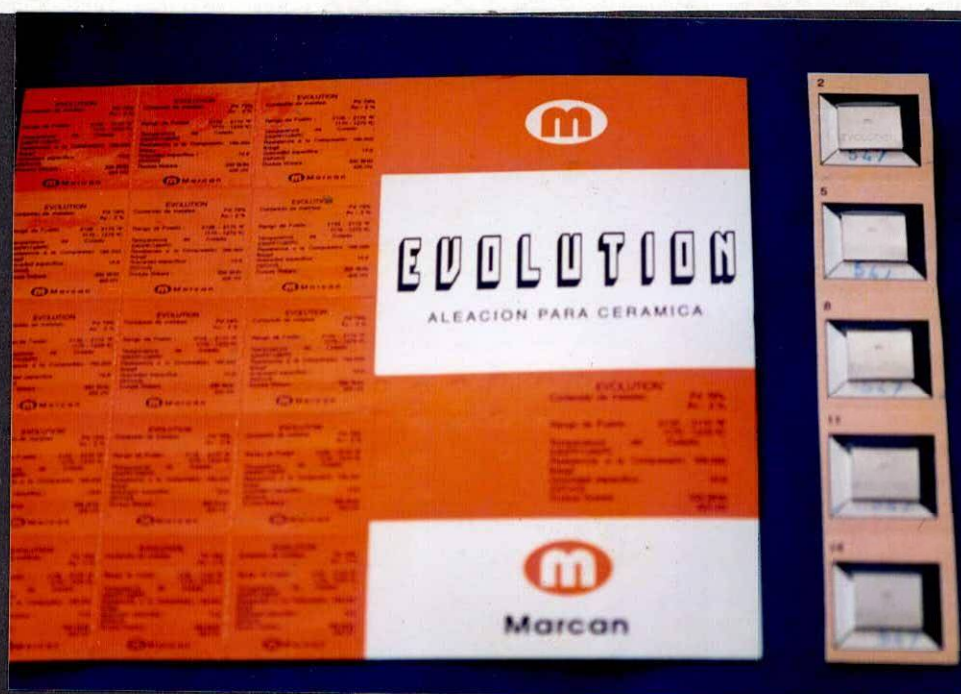


FOTO Nº 8 ALEACION DE ORO-PALADIO PARA ACRILICO (ANGEL)



FOTO N° 9 ALEACION DE ORO-PALADIO PARA PORCELANA (W.L.W.)

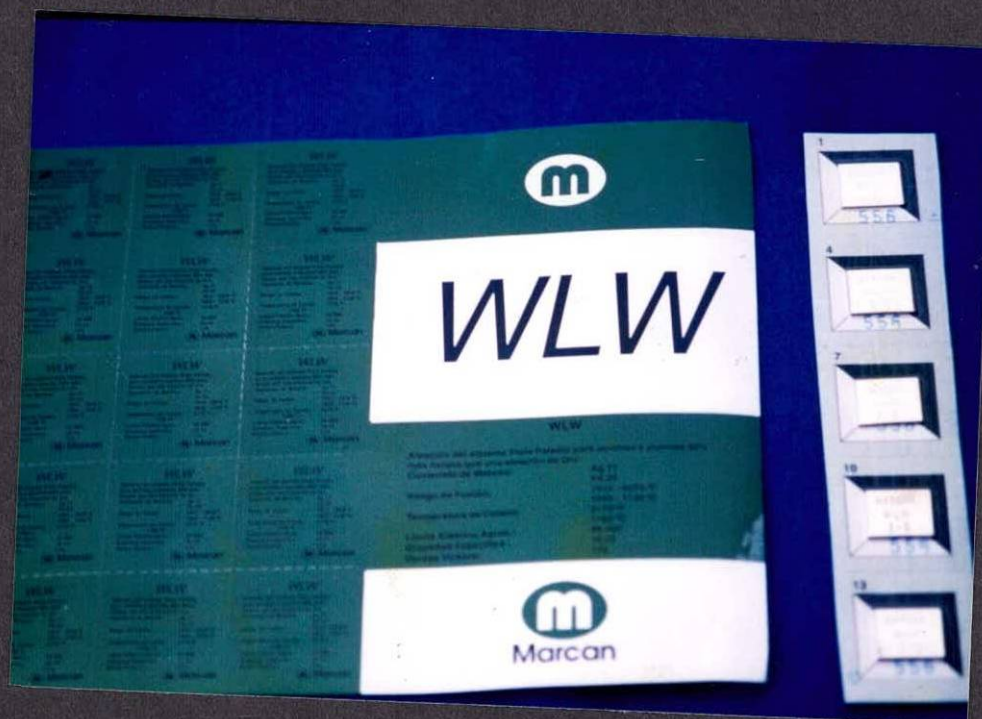


FOTO N° 10 TITANIO COMERCIALMENTE PURO (Ti-CP)



FOTO Nº 11 ALEACION DE AMALGAMA DE PLATA (VALIANT)

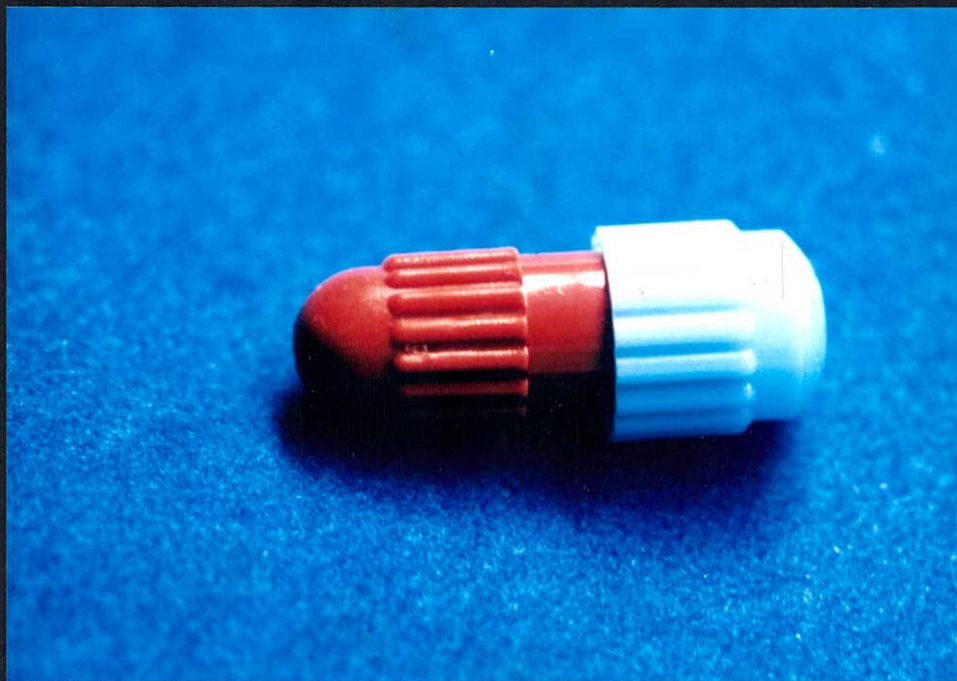


FOTO Nº 12 SALIVA ARTIFICIAL (SALIVAR)



FOTO N° 13 PROCEDIMIENTO DE MEDICION DE LOS POTENCIALES ELECTRICOS



FOTO N° 14 REGISTRO DE LOS VALORES DE POTENCIAL ELECTRICO MEDIDOS EN MILIVOLTIOS

