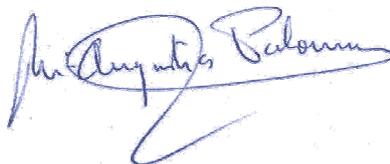


**DÑA. M^a ANGUSTIAS PALOMAR GALLEGO PROFESORA DEL DEPARTAMENTO
DE ESTOMATOLOGIA. ANATOMIA Y EMBRIOLOGIA HUMANA DE LA FACUL-
TAD DE CIENCIAS DE LA SALUD DE LA UNIVERSIDAD REY JUAN CARLOS**

CERTIFICA:

Que el proyecto de tesis doctoral titulado “*Dispositivos láser y de luz pulsada para depilación de uso domiciliario*”, ha sido realizado bajo mi dirección por la licenciada en Medicina y Cirugía, Dña. Esther Cuerda Galindo, y reúne todos los requisitos científicos y formales para ser presentado y defendido ante el tribunal correspondiente.

Y para que así conste a todos los efectos, firmo el presente certificado en Madrid, a diecisiete de junio de dos mil diez.



Fdo.: Dra. Dña. M^a Angustias Palomar Gallego



UNIVERSIDAD REY JUAN CARLOS

DEPARTAMENTO DE MEDICINA PREVENTIVA Y SALUD PUBLICA E
INMUNOLOGIA Y MICROBIOLOGIA MEDICAS

TESIS DOCTORAL

DISPOSITIVOS LÁSER Y DE LUZ PULSADA PARA
DEPILACION DE USO DOMICILIARIO

Esther Cuerda Galindo

DIRECTORA

Maria Angustiar Palomar Gallego

TUTORA

Ana López de Andrés

*Ten siempre a Itaca en tu mente.
Llegar allí es tu destino.
Mas no apresures nunca el viaje.
Mejor que dure muchos años
y atracar, ya viejo, en la isla,
enriquecido de cuanto ganaste en el camino
sin aguardar a que Itaca te enriquezca.*

*Itaca te brindó tan hermoso viaje.
Sin ella no habrías emprendido el camino.
Pero no tiene ya nada que darte.*

*Aunque la halles pobre, Itaca no te ha engañado.
Así, sabio como te has vuelto, con tanta experiencia,
entenderás ya qué significan las Itacas.*

Konstantinos Kavafis

A mis padres, tías y abuelos.

A Darío, mi puerto.

Gracias a toda mi familia por su amor, en especial a mi madre que me enseñó a leer y con ello descubrí el mundo.

A Darío por ser el perfecto compañero de vida.

A mis amigos, los que son y los que fueron, por todos sus abrazos y sonrisas.

A mis perros, que compartieron mis horas de estudio con paciencia.

A mis profesores y maestros, en especial al doctor Espinós, de quien aprendí que la Medicina se hace tomando la mano del enfermo.

A todos mis compañeros, sobre todo a Jesús por enseñarme tantas y tantas cosas del láser y a Jaime por su amistad.

A todos los que de una forma u otra han hecho posible que esta tesis vea la luz, en especial a Marian y Rafa por su confianza y apoyo.

A Jose Luis, por apuntalar mis flaquezas.

A las personas que me prestaron los dispositivos a medir. A Carmelo por permitirme realizar las mediciones en su empresa. A los técnicos que han hecho el trabajo y en especial a Javier por responder con tanta paciencia a mis dudas de Física.

A mi maestro espiritual Tenzin Gyatso, por ser mi luz y mi guía.

INDICE DE CONTENIDOS

INTRODUCCION

HISTORIA DEL LASER

LA LUZ COMO BASE DEL LASER

FUNDAMENTOS DE DEPILACION

SISTEMAS LUMINICOS DE DEPILACION

COMPLICACIONES DE TODOS LOS SISTEMAS DE DEPILACION MEDIANTE LUZ

HIPOTESIS

OBJETIVOS

MATERIAL Y METODOS

RESULTADOS

ANALISIS COMPARATIVO

DISCUSION

CONCLUSIONES

BIBLIOGRAFIA

ANEXO

1. INTRODUCCION

2. HIPOTESIS

3. OBJETIVOS

4. MATERIAL Y METODOS

5. RESULTADOS

6. ANALISIS COMPARATIVO

7. DISCUSION

8. CONCLUSIONES

9. BIBLIOGRAFIA

10. ANEXO

HISTORIA DEL LASER

El ser humano, quizá debido a su capacidad adaptativa, tiene por norma absorber de forma casi inmediata todos los avances tecnológicos. Inventos que hoy nos parecen cotidianos e imprescindibles, como el uso de internet o del teléfono móvil, apenas existían hace 15 años.

Lo mismo ocurre con la tecnología láser: hace poco más de 50 años empezaron a construirse los primeros dispositivos. A partir de ahí, los conocimientos fueron avanzando de forma imparable y hoy se utilizan láseres en campos tales como la industria y, como no, en la Medicina.

La aplicación terapéutica de la luz se remonta a la antigüedad. En el año 1903 el danés Niels Ryberg Finsen (1) recibió el Premio Nobel por el desarrollo del tratamiento del lupus vulgar con luz ultravioleta y se le considera el padre de la fotomedicina.

Albert Einstein sugirió por primera vez que las ondas de luz podrían manipularse de manera controlada en sus escritos publicados en 1917 bajo el título “Zur Quantum Theorie Der Bestralung” (2)

Dicha teoría fue verificada en 1928 por Grigori Landberg, un físico ruso que hizo grandes contribuciones científicas en los campos de la óptica y la espectroscopia.

En 1933 Townes y Weber hablaron por primera vez de la amplificación de microondas. En este periodo se produjo un gran desarrollo en la tecnología del material óptico, sobre todo de la fibra óptica, hecho básico para la construcción posterior de los sistemas láser.

El primer aparato que se usó con emisión estimulada, y que luego dio lugar al desarrollo del láser, fue llamado MASER, acrónimo de Microwave Amplification by Stimulated Emission of Radiation (amplificador de microondas por la emisión estimulada de radiación) y fue construido por Townes y colaboradores en 1952. Charles H. Townes recibió en 1964 el Premio Nobel de Física, compartido con los rusos Aleksandr Phokhorow y Nikolay Basov.

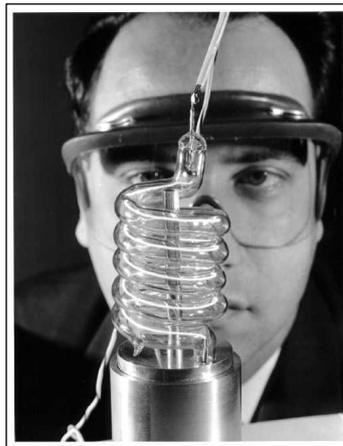
Weber propuso en 1952, la amplificación de MASER, idea desarrollada en su artículo "Amplification of Microwave radiation with substances in thermal equilibrium", publicado en 1953 (3). En 1956 Bloembergen propuso una masa sólida a los MASER.

En 1958 Townes y Shawlow, Premio Nobel de Física en 1981 (1), publicaron los principios de la amplificación de microondas por emisión estimulada de

radiación. En este momento fue cuando se habló por primera vez de la luz monocromática y coherente.

El nombre LASER es un acrónimo de Light Amplification by Stimulated Emisión of Radiation, que significa amplificación de luz mediante emisión inducida de radiación.

Hasta este momento vemos como la historia está plagada de científicos que investigan y publican artículos que contribuirían posteriormente al diseño y creación del primer láser, y quienes fueron en muchos casos galardonados con el Premio Nóbel de Física. Casi todos los premiados procedían de los Estados Unidos o de Rusia, las mayores potencias mundiales en aquel momento. Ahora entran en escena dos físicos estadounidenses: Theodore Maiman y Gordon Gould (4).



Ffoto 1. T.Maiman

Theodore H. Maiman (foto 1) nació en Los Ángeles, California, Estados Unidos. Mientras trabajaba en los Laboratorios de Investigación de Hughes como jefe de la sección en 1960 desarrolló, demostró y patentó un láser que usaba un rubí rosa que producía un impulso de luz coherente con el cual ganó un gran reconocimiento mundial. A Maiman durante muchos años se le ha considerado como el inventor del láser. En 1962 Maiman fundó, debido a los problemas surgidos con Gordon Gould, su propia compañía, la Corporación Korad, consagrada a la investigación, desarrollo y fabricación de láseres. Formó Maiman en 1968 después de vender Korad.

El otro físico es G.Gould. Gordon Gould (foto 2) nació en Manhattan el 17 de julio de 1920. Se licenció en Ciencias Físicas por el Union College de Columbia en 1941 y estudió un master en la Universidad de Yale en 1943. Aceptó un trabajo en un laboratorio de Nueva York que formaba parte del Proyecto Manhattan para desarrollar la bomba atómica en tiempos de guerra. Pero tras su matrimonio con Glen Pulwider, una ardiente comunista, le revocaron sus autorizaciones de seguridad y fue alejado del proyecto.

En 1957 finalizaba su tesis en la Universidad de Columbia, cuando concibió el láser en un arranque de inspiración a altas horas de la noche. Pasó el fin de semana recopilando laboriosamente nueve páginas de cálculos y tuvo la previsión de dar fe pública de su trabajo en la tienda de golosinas de su barrio.

Aquellas notas contenían la primera aparición conocida del término láser -acrónimo inglés para amplificación de la luz por emisión estimulada de radiación-, un nombre que prevaleció. Estamos hablando de 3 años antes de que Mainman construyera su primer láser de rubí. Los malos consejos de un abogado llevaron a Gould a creer que debía fabricar un modelo del aparato que funcionara antes de poder solicitar la patente, patente que sí solicitó Mainman.

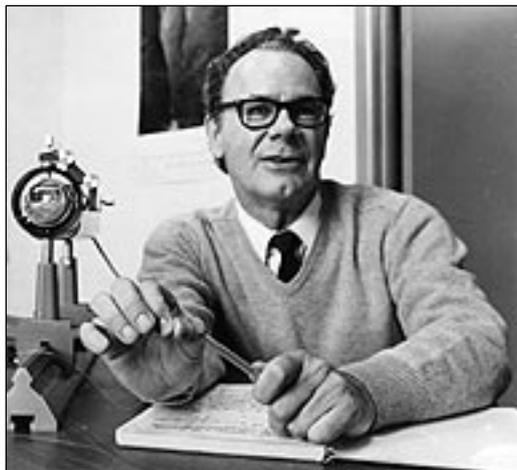


Foto 2. Gordon Gould

Gould entró a trabajar en la empresa Technology Research Group (TRG), en Long Island, que vio los beneficios en potencia del aparato y solicitó una beca del Departamento de Defensa para desarrollarlo. TRG recibió dicha beca, pero a Gould se le prohibió trabajar en el proyecto e incluso ver sus notas originales, ahora clasificadas, de nuevo debido a su breve flirteo con el comunismo, en una época de caza de brujas en los Estados Unidos.

Gordon Gould fue ridiculizado como "el inventor del ático" con la "patente de una tienda de golosinas", y se vio obligado a mantenerse al margen cuando, en 1964, Charles H. Townes compartió el Premio Nobel de Física (1) con dos físicos rusos por creaciones que llevaron al láser.

Frustrado por la falta de reconocimiento, Gould inició una batalla jurídica que se prolongaría durante décadas para obtener la aprobación de las 10 solicitudes de patentes que presentó en 1959. No obstante, debido a los grandes costes de las batallas legales, se vio obligado a renunciar al 80% de los derechos de autor en favor de las empresas que financiaron sus litigios. Ganó su primer juicio en 1977, pero no empezó a cobrar derechos de autor hasta 1988, cuando la Oficina de Patentes finalmente admitió su demanda por la invención del láser de bombeo óptico.

La batalla por el puesto de ser el primer científico que desarrolló un sistema láser vino determinada por la ausencia de patente de Gould, pese a que lo construyó 3 años antes que Mainman, y por su ideología política en un momento en que este hecho determinaba socialmente.

En 1969 se encuentra la primera aplicación industrial del láser al ser utilizado en las soldaduras de los elementos de chapa en la fabricación de vehículos y, al año siguiente Gordon Gould patenta otras muchas aplicaciones prácticas para el láser. A finales de los ochenta, el láser era de uso común en productos de entretenimiento doméstico, fabricación de automóviles, cajas registradoras de tiendas y muchas aplicaciones más.

Por citar sólo una aplicación revolucionaria, en 1985 se comienza a comercializar el Disco Compacto, donde un haz láser de baja potencia lee los datos codificados en forma de pequeños orificios (puntos y rayas) sobre un disco óptico con una cara reflectante. Posteriormente esa secuencia de datos digitales se transforma en una señal analógica permitiendo la escucha de los archivos musicales. Inmediatamente después la tecnología desarrollada se usa en el campo del almacenamiento masivo de datos.

LA LUZ COMO BASE DEL LASER

Bajo el nombre de radiaciones electromagnéticas (figura 1) nos referimos al transporte de energía mediante partículas a través del espacio, las cuales se desplazan mediante ondas sinusales que generan una onda con un componente eléctrico y otro magnético (5). La longitud de onda es la distancia recorrida por un cuanto de energía en una oscilación completa de la onda. Corresponde al espacio recorrido entre cresta y cresta de la onda. Su velocidad de desplazamiento es constante. La longitud de onda se mide en nanómetros (nm).

Las partículas varían de unas a otras según su carga energética lo cual afecta a su longitud de onda y frecuencia. Así hay diferentes tipos de radiación dependiendo de la carga de estas partículas lo cual define el espectro electromagnético y los efectos que dichas radiaciones pueden producir.

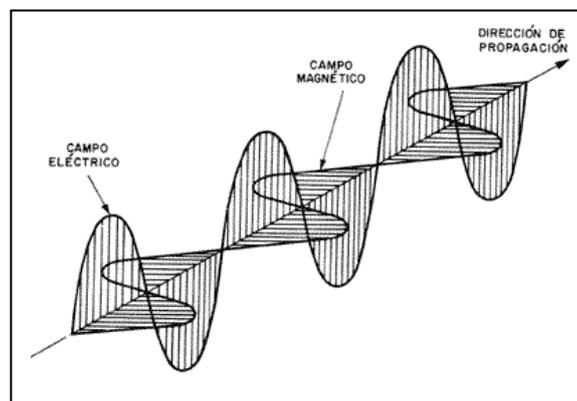


Figura 1

La luz es una radiación electromagnética cuya energía se transmite a través de partículas (fotones) ocupando el espectro de emisión ultravioleta, visible e infrarrojo.

Dentro de los sistemas de emisión lumínica (6) podemos diferenciar aquellos que lo hacen de forma espontánea, como el sol, o bien los que emiten de forma artificial. Cada uno de ellas puede emitir en el espectro ultravioleta, visible e infrarrojo. Podemos considerar que la luz se divide en:

- ultravioleta (200-400 nm),
- visible (400-780 nm),
- infrarrojo cercano (780-1400 nm),
- infrarrojo medio (1,4-3 micras), e
- infrarrojo lejano (3 o más micras).

Estas son los rangos de longitudes de onda importantes para uso médico.

También se debe diferenciar entre los procesos con emisión (7):

- no coherente, en los cuales no hay una sincronización ni en el tiempo ni en el espacio de las ondas de luz, como son las lámpa-

ras de emisión de diodo, luz de tungsteno, luz halógena o por ejemplo los sistemas de luz pulsada intensa;

- sistemas coherentes como el láser en el cual todas las ondas tienen la misma frecuencia, longitud de onda y velocidad de propagación.

Un láser es un aparato que está compuesto por un medio activo que se encuentra dentro de una cavidad resonante limitada por espejos. Cuando la mayor parte de los átomos que componen el medio activo son excitados y elevados a un nivel de energía superior, se produce el efecto láser (Light Amplification by Stimulated Emission of Radiation). Una parte de esta luz sale al exterior a través del espejo semitransparente (8-11).

Todos los láseres de forma general y en resumen, tienen una serie de mecanismos en común (foto 3):

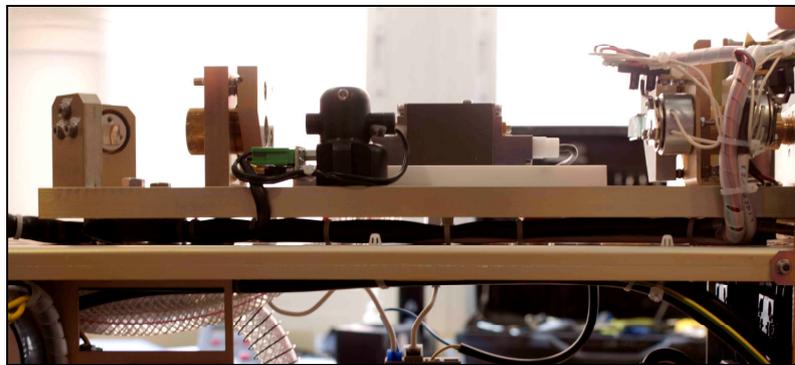


Foto 3

- Sistema de bombeo o fuente de energía, que puede ser eléctrica o fotolumínica.
- Medio activo: es el medio en el que se genera la emisión láser y proporciona la denominación del tipo de láser utilizado. Hay medios gaseosos, sólidos, líquidos o semiconductores.
- Sistema de amplificación: es el sistema que amplifica la señal, produciendo un efecto multiplicador y orientador de los fotones generados. Se utilizan espejos u otras superficies reflectantes.

Un sistema de luz pulsada es algo diferente al láser en la forma de construcción y en las características de la luz que emite. Básicamente un sistema de luz pulsada es un tubo cerrado que contiene un gas que se estimula mediante energía eléctrica y produce un destello (11).

Los diferentes sistemas lumínicos (10) pueden clasificarse según las siguientes tablas (tablas 1 y 2):

FUENTE DE LUZ	LONGITUD DE ONDA	CROMÓFOROS DIANA
IPL	400-1200 NM	HEMOGLOBINA MELANINA
LED DIODO	400-850 NM	CROMÓFORO EXÓGENO CROMOFOROS CELULARES

Tabla 1

LÁSER	LONGITUD DE ONDA	TIPO DE MEDIO ACTIVO	CROMÓFOROS DIANA
EXCÍMEROS	193-308 NM	GAS	AGUA/ PROTEINAS/OTROS
ARGÓN	488-514 NM	GAS	HEMOGLOBINA/MELANINA
COLORANTES	500-630 NM	LIQUIDO	HEMOGLOBINA/MELANINA CROMOFORO EXTERNO
KRIPTON	530-568 NM	SOLIDO	HEMOGLOBINA/MELANINA
HELIO-NEON	632 NM	GAS	CROMOFOROS CELULARES
RUBI	695 NM	SOLIDO	MELANINA/CROMOFORO EXTERNO
ALEJANDRITA	755 NM	SOLIDO	MELANINA/HEMOGLOBINA CROMOFORO EXTERNO
DIODOS	630-1500 NM	SEMICONDUCTOR	MELANINA/HEMOGLOBINA AGUA
ND:YAG	1064 NM	SOLIDO	PROTEINAS/HEMOGLOBINA CROMÓFOROS EXTENOS/MELANINA
ER:GLASS	1540 NM	SOLIDO	AGUA
ER:YSGG	2720 NM	SOLIDO	AGUA
ER:YAG	2940 NM	SOLIDO	AGUA
CO ₂	10600 NM	GAS	AGUA

Tabla 2

Cuando el haz de luz incide sobre la piel puede sufrir una serie de variaciones (12):

- La luz puede ser reflejada;
- La luz puede ser absorbida y dentro de esta situación:
 - parte de ella se dispersa,
 - parte se transmite a estructuras vecinas y
 - otra parte es absorbida por la diana, según se muestra en el esquema siguiente (figura 2):

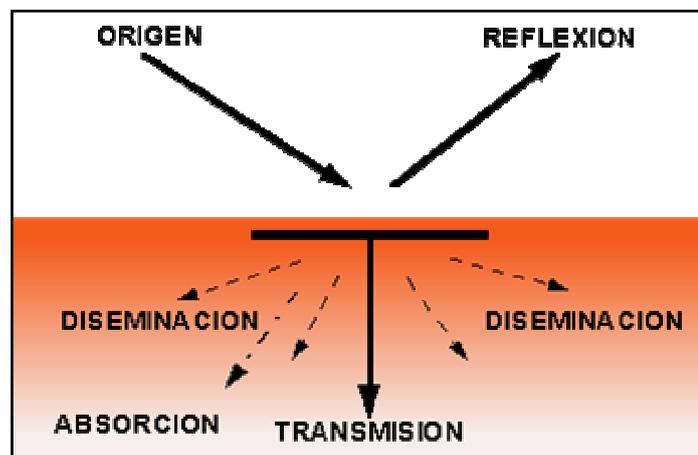


Figura 2

Dependiendo del ángulo que exista entre el haz luminoso y la superficie de la piel, varía la luz reflejada que no es absorbida (8). Se refleja más la luz

con ángulos de incidencia casi paralelos a la piel. Es decir, si queremos disminuir la energía que se pierde mediante la reflexión, debemos aplicar el láser lo más perpendicular a la superficie cutánea.

Podemos aseverar que en la mayoría de las aplicaciones láser, debemos administrar la luz con un ángulo casi perpendicular a la piel para minimizar las pérdidas por reflexión. La reflexión es aproximadamente de un 4 -7% para la luz que incide en la piel en forma de ángulo recto. Si aumentamos este ángulo el porcentaje de reflexión se hace mayor (13).

Se pueden reducir las pérdidas de energía entre diferentes medios mediante la aplicación de alguna solución de alcohol, de agua o crema que permita el acoplamiento óptico. La superficie de la piel seca refleja más luz por ser mayor su índice de reflexión. Si existe una situación con aumento de descamación como en la psoriasis o en la simple xerosis, la reflexión será muy elevada, dada la heterogeneidad de la superficie cutánea. La luz que no es reflejada por la superficie cutánea penetra en la epidermis (14).

En la práctica, toda la energía que entra en el tejido es útil: la más importante es la energía absorbida por el cromóforo o diana, pero en algunos casos aprovecharemos la luz transmitida, para actuar de forma secundaria en estructuras (por ejemplo en la depilación) o bien la luz dispersada en forma de calor, por ejemplo cuando buscamos el calentamiento dérmico en tratamientos de rejuvenecimiento con láser o IPL (14).

Posteriormente vamos a desarrollar cómo las distintas estructuras que se hayan en los tejidos biológicos (como la hemoglobina, la melanina...) pueden reaccionar captando la energía lumínica que se encuentra entre determinadas longitudes de onda.

FUNDAMENTOS DE LA DEPILACION

CONCEPTO DE DEPILACION

Según la Real Academia de la Lengua Española (15), depilar es arrancar el pelo o el vello para dejar libre de él la piel que cubre o producir su desaparición mediante sustancias depilatorias, electricidad o rayos X.

El término depilación es bastante ambiguo y los pacientes podrían creer que una zona tratada quedará completa y permanentemente depilada, pero incluso el mejor candidato con piel clara y pelo oscuro no tendrá resultados perfectos. La reducción permanente de pelo, más que la eliminación total, suele ser el resultado final (16).

El concepto de eliminación del vello ha sido definido de la siguiente manera:

- Pérdida temporal del vello: se define como una demora en el crecimiento del pelo que habitualmente dura entre 1 y 3 meses, debido a la inducción telogénica.
- Reducción permanente del vello: consiste en una reducción significativa del número de pelos terminales tras un tratamiento, que se mantiene estable durante un periodo de tiempo mayor que el ciclo de crecimiento de los folículos pilosos en la zona corporal en

cuestión. Recientemente se ha propuesto añadir otros 6 meses a este periodo de observación posterior al tratamiento, es decir, el tiempo necesario para que un folículo se recupere de la lesión del láser y reinicie un ciclo de crecimiento normal (17).

Estos conceptos, aunque puedan parecer similares, se refieren a cosas diferentes y además tienen implicaciones prácticas importantes.

La reducción permanente de vello hace referencia a una ausencia de vello pero que puede volver a crecer. Mediante el tratamiento láser se consigue una pérdida total aunque temporal de vello (que suele durar entre 1 y 3 meses), seguida de una pérdida parcial pero permanente del vello.

Todas las respuestas al tratamiento de depilación son clínicamente significativas y pueden ser válidas según el juicio de cada paciente. Es mucho más factible conseguir una demora en el crecimiento durante unos pocos meses, que la pérdida permanente del vello.

Todos los sistemas de láser han demostrado ser capaces de reducir el crecimiento del vello de cualquier color (excepto el blanco) y a cualquier fluencia. En el caso que nos ocupa es importante debido a que los sistemas de uso domiciliario muchas veces emiten fluencias más bien bajas que, efectivamente pueden retardar el crecimiento del vello aunque no la pérdida permanente.

Excepto en algún estudio en el que se ha demostrado buen resultado (18) es difícil que los pacientes con pelo rubio, rojo o canoso logren una reducción permanente, aunque la pérdida de vello se puede mantener en estos pacientes realizando tratamientos a intervalos de 1 a 3 meses.

Mediante la comparación a largo plazo de distintos láseres (rubí, alejandrita, diodo, Nd:YAG) y fuentes de luz pulsada intensa, se deduce que con cualquiera de los sistemas se puede lograr una eliminación del vello efectiva a largo plazo (19-21).

Se desconoce la cantidad de tratamientos necesarios para lograr resultados óptimos en las distintas zonas anatómicas. Generalmente, la cantidad media de tratamientos depilatorios necesarios para lograr una reducción significativa del vello es de entre cinco y siete tratamientos realizados a intervalos de 1 a 3 meses.

A menudo, el pelo que vuelve a salir es más fino y de color más claro. Esto contribuye también al resultado estético global, ya que la impresión clínica de vello no sólo se define por la cantidad absoluta de pelos, sino también por el color, la longitud y el diámetro de éstos.

En resumen podemos definir el éxito de la técnica depilatoria como la reducción permanente del número de pelos terminales, si bien hay otros resultados que también hacen que mejore la apariencia estética.

ANATOMIA DEL PELO

Según la estructura se reconocen tres tipos de pelo:

- El lanugo, que es un tipo de pelo fetal suave y fino.
- El vello que es un pelo superficial, poco pigmentado y menor de 30 micras de diámetro.
- El pelo terminal que es mayor de 40 micras y más grueso y pigmentado.

El pelo es una hebra fina de queratina que se forma a partir de una invaginación de la epidermis llamada folículo piloso. Se encuentran en casi toda la superficie corporal. El color del pelo se debe a la presencia de melanina.

La histología varía según esté en crecimiento o reposo. La parte más externa es una invaginación de la epidermis llamada vaina radicular externa. En su punto más profundo tiene una expansión bulbosa invaginada por tejido conjuntivo para formar la papila. La vaina radicular externa tiene varias filas de células excepto en el bulbo que es de una sola fila de células. Las otras células que forman el bulbo se llaman matriz. El bulbo es el conjunto formado por la matriz y la papila y se coloca en la porción más inferior, en la zona de dermis profunda-hipodermis.

La matriz del bulbo está formada por células en división que se diferencian en las células productoras de queratina y en la vaina radicular interna que es una cubierta poliestratificada que rodea la parte profunda del pelo. El folículo piloso está rodeado por una vaina de tejido conjuntivo y tiene un fascículo de músculo liso que se llama músculo erector del pelo (figura 3).

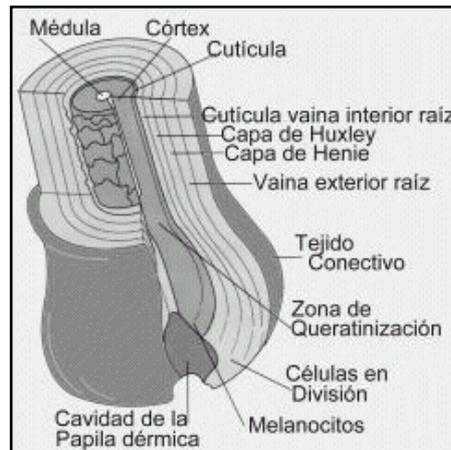


Figura 3

El color del pelo viene determinado por los melanocitos. Se pigmenta durante la fase de crecimiento (anagén). Los melanocitos se localizan en la matriz del pelo de forma principal y en la parte superior del bulbo transfieren el pigmento a los queratinocitos del pelo.

Anatómicamente el folículo del pelo terminal se subdivide en:

- segmento inferior, va desde la porción más profunda del folículo del pelo hasta el bulbo y contiene el bulbo piloso con las células germinativas y los melanocitos, que proporcionan el pigmento al pelo. También comprende la papila dérmica con un tejido muy vascularizado;
- el istmo que incluye la porción de pelo con el músculo erector y la apertura del conducto sebáceo;
- el infundíbulo desde el conducto sebáceo hasta la epidermis.

Siguiendo este esquema posteriormente vamos a determinar qué partes estructurales son las que actúan como dianas reales en la fotodepilación.

FOTODEPILACION

CONCEPTO Y OBJETIVOS

La fotodepilación se define como la eliminación de los folículos pilosos mediante fuentes de luz coherente (láser) o no coherente (IPL). El objetivo para eliminar el pelo de una forma más o menos definitiva, es suprimir las partes responsables del crecimiento del folículo del pelo, como posteriormente veremos.

FOTOTERMOLISIS SELECTIVA

En el año 1983 Anderson y Parrish definieron el principio de termólisis selectiva (22): una estructura diana o cromóforo determinado pueden ser destruidos de forma selectiva por la luz, reduciendo al máximo el efecto sobre las estructuras vecinas. Este principio está basado en que una longitud de onda determinada tiene predilección por ciertas dianas y puede ser aplicado a todas las longitudes de onda, si bien es cierto que en longitudes de onda superiores a 900-1000 nm comienza a haber una gran afinidad por el agua y, debido a que las células están formadas por agua, se perdería esta selectividad relativa.

La fototermólisis selectiva es el mecanismo de acción por el cual los láseres u otras fuentes de luz pueden interactuar con las diferentes estructuras de la piel. Este mecanismo es básico para tratar lesiones pigmentarias, tatuajes, vasculares, o hacer, como el caso que nos ocupa, una depilación. Por un lado implica daño a la estructura diana y por otro lado que el resto de las estructuras quedan respetadas (22). La fototermólisis selectiva se basa en el tiempo de relajación térmica (TRT) del cromóforo. El TRT se define como el tiempo necesario para reducir al 50% la temperatura máxima obtenida en la destrucción de la estructura a tratar. Es decir, si una estructura tiene un TRT de 35 ms, para producir un calentamiento y daño a dicha estructura, el tiempo de emisión de la luz debe ser de al menos 35 ms.

El calentamiento localizado practicado con este concepto de fototermólisis selectiva depende de varios factores:

- Una longitud de onda tal que alcance las estructuras diana previstas y que sea absorbida por ellas.
- Una duración de exposición a la fuente de luz igual o inferior al tiempo de refrigeración de las estructuras diana, equivalente al TRT.
- Energía suficiente como para dañar el objetivo.

La heterogeneidad de la piel, con múltiples estructuras que pueden funcionar como cromóforos, permite el calentamiento selectivo de miles de dianas terapéuticas microscópicas. A diferencia de las lesiones térmicas generales, la fototermólisis selectiva (con objetivos concretos, es decir, melanina, hemoglobina, etc.) permite un calentamiento focal, sin dañar los grandes volúmenes de piel situados entre los cromóforos.

Recientemente, en el año 2001, Altshuler y colaboradores (23) han realizado una importante aportación que amplía la interpretación del mecanismo de acción de la fototermólisis selectiva. Esta nueva teoría nos permite explicar el efecto que se produce sobre estructuras que no actúan directamente como cromóforos, pero que interaccionan con la luz por la difusión de calor que se produce desde el tejido diana que absorbe la luz, el cual se

calienta y transmite el calor a estas otras estructuras, dañándolas de forma secundaria.

Ellos describieron un nuevo concepto que es el tiempo de daño térmico (TDT) definido como el tiempo necesario para producir calentamiento del cromóforo y además de una estructura adyacente que se encuentra a una distancia determinada. El TDT siempre será mayor que el TRT anteriormente definido, puesto que deben calentarse tanto la estructura diana como la estructura vecina.

Precisamente este concepto explica cómo actúan los láseres y las luces intensas pulsadas en la depilación. Como veremos más adelante, la diana o cromóforo principal es la melanina pero la estructura a dañar se encuentra en un sitio diferente y se daña de forma secundaria.

CROMOFOROS

Un cromóforo o diana es una estructura capaz de absorber energía o luz.

Existen una serie de gráficas que muestran el espectro de absorción de determinados cromóforos en función de la longitud de onda, que puede resumirse (figura 4):

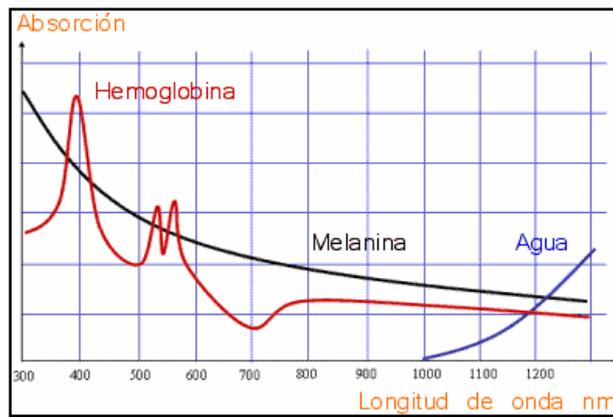


Figura 4

Desde 200 a 290 nm (radiación ultravioleta C), la luz es altamente absorbida por todos los componentes celulares y estructuras biológicas (células y tejidos).

Desde 290 a 320 nm (radiación ultravioleta B), sólo una cantidad limitada de moléculas biológicas muestran absorción (aminoácidos aromáticos y ácidos nucleicos). En este rango se encuentran los equipos para el tratamiento de lesiones inflamatorias como la psoriasis, autoinmunes como el vitíligo o tumorales como determinados linfomas cutáneos.

En el caso de la luz ultravioleta A (320 a 400 nm), es absorbida de forma débil por los elementos incoloros de la piel.

Desde 400 nm hasta 1000 nm sólo unas pocas moléculas biológicas absorben la luz (principalmente los pigmentos: bilirrubina, sangre, melanina, etc). Es aquí donde podemos aplicar el concepto ampliado de la fototermodinámica selectiva. Los equipos para depilar emiten longitudes de onda en este rango.

A más de 1100 nm, todas las moléculas biológicas tienen franjas específicas de absorción vibratoria. El principal elemento absorbente es el agua, y todos los procesos están gobernados por la absorción del agua de los tejidos.

Existen tres cromóforos de interés (agua, sangre y melanina). El que nos interesa para la depilación es la melanina. Hay melanina a dos niveles: en la epidermis y en folículo piloso (figura 5).

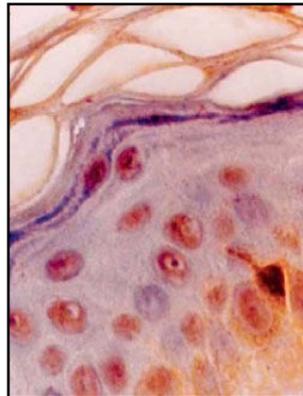


Figura 5

Casi cualquier longitud de onda menor de 800 nm puede calentar la melanina de la epidermis. En general, las longitudes de onda más cortas tienden a generar temperaturas muy elevadas en la epidermis, mientras que las longitudes de onda más largas tienden a evitar la melanina de la epidermis (por ejemplo 1064 nm) y por tanto protegerla.

Una de las incertidumbres que se nos plantea al hablar de depilación es establecer cuál es la diana exacta sobre la cual podemos actuar (24). En este tratamiento la diana terapéutica puede ser tanto la protuberancia, situada en el tercio superior del folículo piloso a nivel de la inserción del músculo erector, como el bulbo, y el cromóforo competidor que va a absorber parte de la energía, haciendo perder eficacia se sitúa en la unión dermoepidérmica.

La densidad de melanina del bulbo es normalmente superior a la de la unión dermoepidérmica donde se encuentran los melanocitos (el pelo de la mayoría de las personas es más oscuro que su piel). El reto que representa la eliminación de vello por láser o IPL es que el bulbo se encuentra a tal profundidad en la piel (sobre 1-3 mm), que la pigmentación de la unión dermoepidérmica excede a la del bulbo.

Cuando emitimos una determinada energía una parte pequeña va a reflejarse y del resto que se absorbe una parte lo será por la melanina de la unión dermoepidérmica (energía que no nos es útil para depilar y que es la responsable de los efectos indeseables de la fotodepilación) y otra parte

será absorbida por la melanina de las estructuras del folículo piloso. Esta energía absorbida actuará dañando las estructuras que nos interesa, de forma directa (fototermolisis selectiva) o de forma indirecta (fototermolisis selectiva ampliada) (23).

Se puede maximizar la diferencia de temperatura adquirida tras la emisión de la energía lumínica entre el bulbo y la epidermis mediante la modificación de los siguientes parámetros:

- La duración del pulso.
- El empleo de longitudes de onda mayores ya que a mayor longitud de onda mayor penetración. el folículo del pelo está a 1-3 mm de profundidad.
- La refrigeración epidérmica mediante sistemas de enfriamiento. Es inevitable que la unión dermoepidérmica capte parte de la energía lumínica, pero podemos disminuir el calentamiento mediante el enfriamiento local.
- La compresión de la piel con el manipulador (que disminuye la distancia entre el bulbo y la superficie de la piel al hacerlo más horizontal).

FACTORES CONDICIONANTES DE LA PIEL Y EL PELO

FOTOTIPO

La selección correcta de pacientes para los tratamientos de depilación es tan importante como el tipo de tecnología y los ajustes que se utilizan (25).

Fototipo	Tipo de piel	Reacción solar
Fototipo 1	Piel muy clara. Ojos azules. Pecas. Casi albinos.	Eritema intenso. Gran descamación. No se pigmentan.
Fototipo 2	Piel clara. Ojos azules o claros. Pelo rubio o pelirrojo.	Reacción eritematosa. Descamación. Ligera pigmentación.
Fototipo 3	Piel blanca (caucasiana). Ojos y pelo castaño.	Eritema moderado. Pigmentación suave.
Fototipo 4	Piel mediterránea. Pelo y ojos oscuros.	Ligero eritema. Pigmentación fácil.
Fototipo 5	Morena. Tipo India, Sudamérica, indostánicos, gitanos.	Eritema imperceptible. Pigmentación fácil e intensa.
Fototipo 6	Piel negra.	No hay eritema, pero sí bronceado.

Figura 6

La norma universal para determinar el tipo de piel del paciente es la escala de fototipos de Fitzpatrick (figura 6). Esta escala facilita una valoración inicial fiable del tipo de piel en base a la predisposición genética, la exposición al sol y los hábitos de bronceado.

COLOR DEL PELO

El color del pelo viene dado por el tipo y grado de pigmentación y actúa como un concentrador de energía. El pelo más oscuro puede ser destruido con más facilidad. Los pelos con menor grosor como el pelo fino absorben menos energía y ofrecen más dificultad para ser destruidos (26).

FASE CRECIMIENTO

El pelo es una estructura dinámica y tiene varios ciclos de crecimiento. A un periodo de crecimiento le sigue uno de reposo en el que el pelo se pierde. En los humanos el patrón de crecimiento es en mosaico, es decir, que no está sincronizado con el de los pelos vecinos.

- Una fase con síntesis activa o anagén.
- Una fase de regresión o catagén.
- Una fase de descanso o telogén.
- También se habla de la fase de expulsión o exogén.

El crecimiento y pigmentación del pelo tiene lugar durante la fase anagén, durante la cual hay síntesis de proteínas. El bulbo del pelo posteriormente

se hace más profundo. Todo esto tiene implicaciones prácticas en la depilación con láser o luz pulsada (27).

El telógeno se caracteriza por un descanso relativo de la proliferación.

El paso de anagén a catagén parece estar regulado por múltiples factores de crecimiento. El mecanismo de transición de la fase anágena no se conoce del todo pero hay relación entre el bulbo, la papila dérmica y varias moléculas transmisoras. Se ha sugerido que las células germinativas responsables de la regeneración y la actividad cíclica de los folículos pilosos residirían en el área de la protuberancia y no en el área de la matriz. Esta observación ha dado lugar a la hipótesis sobre la activación de las células de la protuberancia y la importancia entre la interacción de estas células germinativas y las células de la papila dérmica folicular.

La duración del ciclo de anagén determina la longitud del pelo. Esta fase es relativamente constante en las distintas localizaciones y está alrededor de 3 semanas.

Por otro lado, la fase telógena y, sobre todo, la fase anágena, varían de forma significativa entre las distintas partes del cuerpo (tabla 3). Este hecho tiene posibles implicaciones no sólo para la aplicación óptima de los tratamientos de láser sino para determinar la permanencia del pelo depilado en cada sitio (27).

El momento más propicio para realizar el tratamiento de depilación no se conoce. Se asume que en la fase anágena temprana el pelo es más fácil de dañar con el láser ya que el bulbo se localiza de forma más superficial permitiendo una penetración adecuada de la luz.

Los estudios en animales han demostrado que los ciclos de crecimiento del pelo influyen en la destrucción del folículo piloso por parte de los pulsos del láser: los folículos pilosos pigmentados y en fase anágena de crecimiento fueron sensibles a la eliminación del vello tras la exposición al láser de rubí, mientras que los folículos en fase catágena y telógena mostraron resistencia a la irradiación del láser (28).

Sin embargo, en humanos, la eficacia de la depilación por láser no parece verse afectada siempre por el ciclo de crecimiento del pelo (29).

DENSIDAD FOLICULAR

La densidad folicular varía de acuerdo a la zona corporal y no está representada necesariamente por la cantidad de pelos visibles. Las áreas con mayor densidad de pelo necesitarán mayor número de tratamientos así como un control de la fluencia utilizada. Las peores respuestas se dan en espalda y zona facial.

La edad y el sexo pueden afectar sobre la eficacia de la depilación, por ejemplo en hombres en las áreas de la espalda y hombros cuanto más jóvenes son se observa una menor eficacia. También es importante la valoración de circunstancias patológicas concomitantes por ejemplo en el caso de hirsutismo facial, con alteraciones hormonales (24).

FACTORES EMISION LUMINICA

LONGITUD DE ONDA

¿Cuál es la longitud de onda idónea para la reducción de vello por láser? Teóricamente se supone que con las longitudes de onda mayores (por ejemplo 1064 frente a 755 nm) se logrará un mayor índice de calentamiento de la dermis, donde se haya la diana a destruir, frente a la epidermis (30-32). Pero no se ha confirmado por estudios clínicos que las longitudes de onda mayores sean necesariamente más efectivas en la depilación (33-36).

La gran cantidad de láseres y fuentes luminosas no láser que se encuentran disponibles en el mercado ofrecen una amplia diversidad de opciones a los profesionales. Se han de tener en cuenta distintas variables para determinar si la depilación láser o lumínica resulta adecuada para un paciente concreto y qué técnica se debe de utilizar. Entre estas variables se encuentran el color de pelo del paciente, el tipo de pelo, la densidad del pelo, el color de la piel, factores hormonales y la localización anatómica (32).

DURACION DEL PULSO Y TRT

Se puede regular el grado de calentamiento de la epidermis mediante la manipulación de la duración del pulso. Además pueden utilizarse métodos de enfriamiento que protejan la epidermis.

ESTRUCTURA	TRT
FOLICULO PILOSO	40-200 MS
MELANOSOMA	0,25-0,5 MS
CELULA DE NEVO	0,1-10 MS
VASO DE 0,1 MM DE DIAMETRO	10 MS
VASO DE 0,4 MM DE DIAMETRO	80 MS

Tabla 3

Para la mayoría de los tejidos diana, se puede utilizar una sencilla regla empírica: el tiempo de relajación térmica en segundos es aproximadamente equivalente al cuadrado de las dimensiones del objetivo en milímetros. Se ha establecido que el TRT del folículo del pelo (tabla 3) se encuentra entre 40 y 200 ms (37).

Tiempo de daño térmico

En algunas aplicaciones, como en la depilación, el cromóforo diana y el objetivo final no son el mismo (por ejemplo, el bulbo piloso y las células madre del bulbo o de la protuberancia) y el tiempo de daño térmico se define como el tiempo necesario para provocar daños irreversibles en el objetivo, salvando el tejido circundante. Utilizando este modelo, el tiempo de daño térmico puede ser bastante más largo que el tiempo de relajación térmica (23).

Selectividad termocinética

En la eliminación del vello mediante láser, la ubicación del cromóforo (tallo) y la diana terapéutica (células madre del bulbo y de la protuberancia) no coinciden. En consecuencia, deberán emplearse anchos de pulso que excedan el valor t del tallo, pero que no sean tan largos como para calentar más la epidermis que el bulbo (26).

Con pulsos demasiado cortos sólo se obtiene una reducción temporal del vello, al estar el calor confinado al cromóforo y no extenderse a la diana prevista (células del bulbo y protuberancia) (23).

Con pulsos más largos (1-3 ms) y densidades de potencia superiores, se coagula el tallo completamente. Para evitar el daño epidérmico la duración del pulso debe ser mayor que el tiempo de enfriamiento epidérmico, aproximadamente 3-7 ms (37) dependiendo del tamaño.

Por tanto, los equipos de depilación para ser eficaces deben tener duraciones del pulso en el rango de los milisegundos. Ese es el motivo por el cual hemos incluido la medición de la duración de pulso en los equipos domiciliarios en nuestro estudio.

Dentro de los equipos de uso médico, el láser de rubí de 694 nm, (38-40), el de alejandrita de 755 nm, (41-43), el de diodo de 810 nm (44-47) y el de Nd:YAG de pulso largo (48,49), así como la tecnología de luz pulsada (50,51) tienen todas duraciones de pulso en el ámbito de los milisegundos.

TIPO DE PULSO

Es importante que la energía se aporte al tejido de manera uniforme a lo largo de todo el pulso para evitar efectos secundarios. La emisión en multipulsos (figura 7) distribuye la energía total en varios pulsos. Esto permite aportar más energía manteniendo la eficacia y preservando la epidermis, pudiendo tratar fototipos más oscuros y reduciendo los efectos secundarios. Nos permite producir un efecto acumulativo de calor en la secuencia

de pulsos y un calentamiento diferencial entre la epidermis y el pelo. El tiempo de pausa entre los pulsos permite el enfriamiento epidérmico.

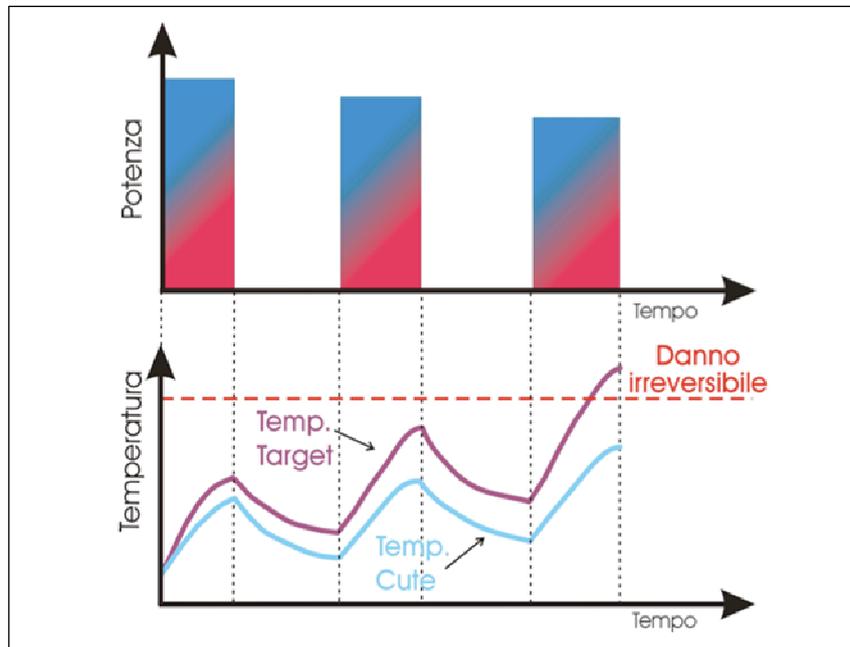


Figura 7

Debido a que existe una diferencia entre el TRT de la epidermis y del folículo del pelo, esto nos permite que al fraccionar el pulso, calentamos ambas estructuras pero la epidermis se enfría más rápidamente que el pelo. Al dar los sucesivos trenes de pulsos, el folículo se va calentando cada vez más ya que tiene mayor temperatura por la energía aportada previamente, mientras que a la epidermis le da tiempo a relajarse térmicamente y no sufrir daños.

La entrega de energía fraccionada en varios impulsos sólo la podemos encontrar en equipos de uso médico o estético, pero no lo encontramos en los de uso domiciliario.

FLUENCIA

Se necesitan mayores fluencias cuando el cromóforo es escaso como en el pelo fino o claro. Con longitudes de onda largas se usan energías altas debido a que hay menos absorción por parte de la melanina. Incluso aunque se consiga depilación casi con cualquier fluencia, las fluencias más altas hacen que haya mayor duración del efecto o mayor reducción de pelos. Siempre que podamos y, en función de la tolerancia y de la prevención de los efectos indeseables, debemos elegir la fluencia más alta ya que será la más efectiva.

El ancho de pulso del láser también parece tener una importante función, como se establece en la teoría de la transferencia térmica (26).

Minuciosos estudios con recuentos informatizados de la cantidad de pelo han demostrado que se obtiene una mayor pérdida del pelo a fluencias más elevadas (52-54). No obstante, será el color de la piel del paciente, es decir, la presencia de más o menos melanina en la unión dermoepidérmica, lo que determine la máxima fluencia tolerada.

SPOT

La densidad de energía o fluencia es más baja para spots o diámetros de aplicación más grandes y un spot muy pequeño puede que no penetre lo suficiente incluso con longitudes largas de onda. Debe usarse el spot más grande adecuado a la zona a tratar para conseguir mayor eficacia.

SISTEMAS DE REFRIGERACIÓN EPIDÉRMICA

La refrigeración selectiva de la epidermis ha demostrado minimizar las lesiones epidérmicas. La refrigeración se puede lograr a través de distintos métodos, entre los que se encuentran:

- el hielo (55);
- una capa de gel refrigerante (55);
- vidrio refrigerado, un cristal de zafiro refrigerado (56);
- un pulverizador pulsado de criógeno (57);
- una corriente de aire frío (58).

El enfriamiento epidérmico durante el tratamiento tiene dos objetivos:

- Primero minimizar el riesgo de daño epidérmico debido a la absorción de la energía por parte de la melanina de la epidermis. Este daño podría producir ampollas, cicatrices o alteraciones de la pigmentación, sobre todo en individuos más morenos. También permite el uso de fluencias más altas disminuyendo el riesgo epidérmico.
- Segundo, produce un efecto anestésico temporal. La depilación se tolera mejor y nos permite usar fluencias más altas que son más eficaces en la reducción del vello.

No todos los equipos de uso médico o estético y ninguno de los de uso domiciliario, disponen de este tipo de sistemas de enfriamiento.

FRECUENCIA DE REPETICION

La mayor frecuencia de emisión de pulsos por unidad de tiempo nos permite reducir el tiempo de tratamiento aumentando la rapidez del mismo.

SISTEMAS LUMINICOS DE DEPILACION

IPL

La tecnología IPL emite una luz no coherente distinta de un láser, en el intervalo de 420 a 1200 nm. Los láseres emiten a una determinada longitud de onda mientras que los sistemas de luz pulsada emiten en una amplia franja que posteriormente se acota mediante filtros (figura 8).

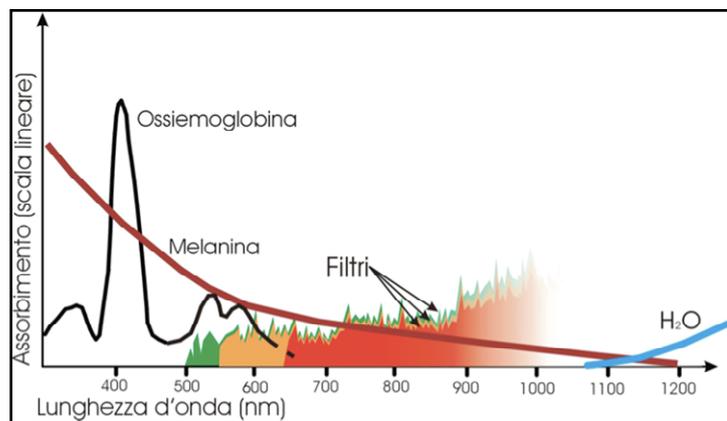


Figura 8

En las IPL se pueden seleccionar por tanto una serie de parámetros (51).
Entre estos se encuentran...

- el espectro de longitudes de onda administradas en función de los filtros de corte elegidos;

- la cantidad de pulsos administrados, si se entrega la energía en un pulso único o en varios pulsos que vayan permitiendo la relajación térmica de la epidermis;
- la duración del pulso en milisegundos;
- la demora entre pulsos en milisegundos;
- y la fluencia administrada.

No todos los equipos de IPL médicos o estéticos y ninguno de los de uso domiciliario permiten cambiar todos estos parámetros. Algunos equipos permiten modificar todos y otros sólo algunos. En los sistemas domiciliarios como desarrollaremos después prácticamente no podemos modificar ningún parámetro.

El Dr. Gold publicó la primera serie importante de pacientes que acudieron a depilarse con IPL (59). Evaluó la eficacia en la eliminación del vello en 31 sujetos. La edad de los pacientes oscilaba entre los 14 y 74 años. La mayoría de las personas tratadas tenían entre 30 y 50 años de edad. Se evaluaron un total de 37 zonas tratadas. Todas las zonas se trataron una vez y se evaluaron a las 2, 4, 8 y 12 semanas del tratamiento. Aunque se trataron una gran diversidad de zonas anatómicas, las más numerosas fueron el cuello (27%), el labio (22%) y la barbilla (19%). La desaparición del vello fue analizada de la siguiente manera: desaparición del 0-25%; desaparición del 25-50%; desaparición del 50-75%; y desaparición del 75-100%.

El Dr. Weiss (60) amplió la anterior evaluación de la eficacia de la IPL en la eliminación de vello. El autor no sólo observó los resultados a los 3 meses de un tratamiento, sino que además determinó la eficacia en la eliminación del vello a los 6 meses de realizar dos tratamientos. En este estudio se trataron 28 ubicaciones en 23 pacientes. En la primera visita, la eliminación media del vello tras el tratamiento fue del 16%. Este dato alcanzó un 56% a las dos semanas y un 54% en la octava semana, hasta alcanzar una reducción final del 63% a las 12 semanas. Estos datos sugieren que la eliminación temporal es efectiva, y coinciden con los obtenidos por Gold. Los resultados del segundo estudio, en el que se aplicó un tratamiento doble, fueron más significativos. La eliminación obtenida inmediatamente después del tratamiento fue del 64%. En la semana 8, se observó una reducción del vello del 42%; y a los 6 meses, la reducción obtenida fue del 33%. Además, se observó una disminución del diámetro de los pelos residuales.

La amplia variedad de longitudes de onda, duraciones de pulso e intervalos de pulso hacen que este tipo de equipos puedan ser efectivos en una amplia diversidad de tipos de piel. Los equipos incorporan en muchas ocasiones un software que orienta al operario en la determinación de los parámetros de tratamiento en función del fototipo del paciente, el color y grosor del pelo (50, 61-63).

Debido a que en los sistemas de IPL de uso médico y estético se pueden controlar muchos parámetros, hay que tener un buen entrenamiento antes de depilar.

La eficacia a corto y largo plazo de los sistemas de IPL es difícil de determinar por la gran cantidad existente de sistemas y protocolos. Parece que los resultados a largo plazo pueden compararse a los sistemas de diodo o alejandrita. Los tratamientos múltiples hacen que se obtengan mejores resultados: hay estudios que demuestran una reducción del 87% del pelo a los 27 meses (62-65).

Láser de rubí

Los láseres de rubí emiten a una longitud de onda de 694 nm, en la parte roja del espectro visible. La absorción de melanina es mejor para esta longitud de onda comparada con otros láseres (66). El problema es la alta absorción por la melanina de la epidermis, de forma que sólo los fototipos I y II se pueden tratar con este láser. Se nota disminución de 30-35% del pelo a los 6 meses que en algunos pacientes persiste hasta 2 años. Hay mucha mejoría tras 3 o 4 tratamientos, con una disminución del 55-60% tras 9 meses de tratamiento en la cara. La respuesta es peor en el labio superior (67).

Por el gran potencial de absorción de la melanina epidérmica el uso de este láser se asocia a muchos efectos adversos sobre todo en pieles oscuras. La complicación más frecuente son las ampollas (6%), la alteración de la pigmentación se ve en un 2.5% (68,69).

El Dr. Grossman (70) fue el primero en observar lesiones selectivas en los folículos pilosos provocadas por un láser de rubí de pulso largo. Otros estudios con mayor número de pacientes han confirmado que los recuentos de vello se reducen en aproximadamente un 30% tras un único tratamiento con el láser de rubí. Los efectos de múltiples sesiones de tratamientos son acumulativos, ya que los recuentos de pelo se reducen a cerca de un 60% tras tres o cuatro sesiones de tratamiento. (71).

Alejandrita de modo normal

El láser de alejandrita tiene una longitud de onda de 755nm. Esta longitud de onda se absorbe muy bien por la melanina aunque menos que los láseres de rubí. Los pacientes con fototipo I y II se depilan muy bien con este láser pero los de fototipo III o más tienen más riesgo de hiperpigmentación y necesitarían pulsos más largos o un enfriamiento adecuado.

El Dr. McDaniel demostró una reducción de entre el 40 y el 56% en el crecimiento del pelo a los 6 meses tras un tratamiento con el láser de alejandrita de pulso variable en el labio, la pierna y la espalda (72) y el Dr. Touma demostró una disminución del 70% en los recuentos de pelo a los 6 meses, tras un único tratamiento en el antebrazo con un láser de alejandrita de 3 ms (73).

El Dr. Goldberg comparó las duraciones de pulso de 2 y 10 ms en 14 sujetos con fototipos I a III. A los 6 meses, los recuentos de pelo no mostraban diferencias estadísticamente significativas entre ambas duraciones de pulso (74).

El Dr. Nanni, con un láser de alejandrita de pulso largo demostró que la depilación a largo plazo en 36 sujetos y evaluada a los seis meses, era equivalente cuando se empleaban duraciones de pulso de 5, 10 y 20 ms. En dicho estudio se observó hiperpigmentación postinflamatoria en un 3% de los pacientes. Generalmente era menos grave y curaba más rápidamente en las zonas de prueba tratadas con duraciones del pulso más largo (20 ms) frente a las de pulsos más cortos de 5 y 10 ms (75).

Láseres de diodo

Los láseres de diodo son más pequeños y transportables porque para su fabricación se usan semiconductores de dimensiones reducidas en vez de lámparas grandes y necesitan menos espejos para reflejar el haz de luz, lo que hace que sean más fáciles de fabricar y más baratos.

Dependiendo del sistema usado de semiconductores, el diodo puede emitir varias longitudes de onda. Los que usan derivados de gallium arsenide producen entre 600 y 900 nm, mientras que los que usan indium phosph-

hide tienen longitudes entre 1300 y 1550 nm. Los que se usan para depilar están entre 800 y 810 nm (76).

Ambas longitudes de onda se absorben algo menos por la melanina que el de Alejandrita. La absorción es un 30% menor que a 694 nm, que es el láser de rubí. Las tasas de disminución del pelo son similares a las obtenidas con el Alejandrita debido a la mayor penetración en la dermis. Son más dolorosos porque producen mayor calentamiento del tejido (77).

Los resultados a largo plazo indican que el láser de diodo de 810 nm es muy efectivo en la eliminación de pelos terminales oscuros: la reducción permanente del pelo se puede lograr en el 89 % de los pacientes. (76,77)

Láser Q-Switched Nd:YAG (1064 nm)

A pesar de su capacidad de inducir una demora en el crecimiento, parece ser poco efectivo para la depilación a largo plazo, por lo que son sistemas que ya no se utilizan (78).

Láseres Nd:YAG de pulso largo (1064 nm)

Actualmente hay disponibles varios láseres Nd:YAG de pulso largo que emiten pulsos de milisegundos para tratamientos de depilación en todo tipo de pieles. Los láseres Nd:YAG de pulso largo poseen longitudes de onda de 1064 nm y son de penetración más profunda que todos los anteriormente mencionados (79).

Aunque se absorbe menos por la melanina que los láseres comentados previamente, esta longitud de onda penetra más, hasta 4-6 mm. La reducida absorción de la melanina a esta longitud de onda hace necesario el empleo de elevadas fluencias para dañar el pelo de forma correcta. Sin embargo, esta reducida absorción de la melanina a la citada longitud de onda, en combinación con la refrigeración de la epidermis, convierten el láser Nd:YAG de pulso largo en un tratamiento seguro para los fototipos más oscuros, incluso el VI (80-85).

El láser de Nd: YAG también se utiliza a menudo para el tratamiento de la pseudofoliculitis de la barba, un trastorno cutáneo habitual en los fototipos más oscuros (86-88).

COMPLICACIONES DE TODOS LOS SISTEMAS DE DEPILACION MEDIANTE LUZ

La eliminación del vello mediante láser recibió la aprobación por parte de la FDA en el año 1996 y goza de un excelente rango de seguridad y de eficacia. Las complicaciones son raras siempre que los tratamientos se realicen con precaución sobre todo teniendo en cuenta el tipo de piel del paciente, el fototipo y el grado de pigmentación.

La eliminación del vello por láser no es un proceso indoloro (89). La mayoría de los pacientes experimentan algunas molestias durante e inmediatamente después del tratamiento como sensación de calor, picor, quemazón...

El eritema perifolicular y el edema son previsibles cuando se aplica el láser o la luz pulsada en a fluencias altas. Generalmente, no desaparecen hasta pasadas unas cuantas horas (90).

Los brotes de herpes simple son poco habituales, aunque pueden ocurrir. El riesgo es mayor en aquellos pacientes con un historial previo de herpes simple y cuando se realiza el tratamiento de las zonas perioral, púbica e inguinal. El riesgo de infección bacteriana es extremadamente bajo. No obstante, puede darse cuando se generan daños al rasurar en la epidermis (91).

Los efectos secundarios más habituales son las alteraciones pigmentarias transitorias, como la hipopigmentación y la hiperpigmentación. Estas alteraciones se pueden evitar seleccionando las fluencias adecuadas para el tratamiento de cada tipo de piel. Este problema aparece sobre todo en los pacientes de piel más oscura o los que han tenido un bronceado reciente (92). Las alteraciones pigmentarias permanentes son raras, excepto en las personas de piel oscura (93).

Se ha observado leucotriquia temporal o permanente tras la eliminación del vello con láser o IPL (94). Este hecho puede deberse a la diferencia entre los tiempos de relajación térmica de los melanocitos y las células germinativas. La luz absorbida y el calor producido por la melanina podrían ser suficientes como para destruir o al menos disminuir la función de los melanocitos, aunque insuficiente como para dañar las células del folículo piloso.

Se ha publicado un caso de liquen plano provocado por un tratamiento depilatorio con el láser de rubí de pulso largo (95). Lo lógico sería informar a todos los pacientes que posean un historial de enfermedades dermatológicas que pudieran derivar en un fenómeno de Koebner, como la psoriasis vulgar, vitíligo, liquen plano, y enfermedad de Darier, aunque clínicamente esto ocurre de forma excepcional.

Se han comunicado también casos de eritema reticulado (96), prurito intenso y urticaria (97) incluso un caso de hinchazón y eritema intensos. No

se conoce la fisiopatología de estos fenómenos. Se trataron con corticoides tópicos y antihistamínicos orales con resolución del cuadro.

Además, se han observado varios casos de inducción del crecimiento del pelo tras su eliminación por láser en mujeres jóvenes con pieles más oscuras. Se han observado dos fenómenos distintos:

- la conversión del vello fino en pelo terminal oscuro y grueso en la propia zona de tratamiento,
- y la inducción de crecimiento de pelo fino y largo en las zonas adyacentes a la superficie tratada.

Los tratamientos reiterados utilizando baja fluencia con equipos de depilación, ya sea por mal uso del equipo o bien porque el equipo da fluencias bajas, han demostrado también inducir este crecimiento de pelo (98). En la actualidad se están realizando estudios para valorar los mecanismos de esta respuesta. El tratamiento de este efecto secundario ha consistido en continuar con la depilación mediante láser (99). Es importante, pues, que los equipos que se usen para depilación tengan fluencias suficientes como para destruir el folículo y no estimularlo produciendo este efecto indeseado de aparición de vello.

Los sistemas lumínicos de depilación deben estar diseñados para que la absorción por la melanina sea elevada y poder penetrar en profundidad en los tejidos. Estos sistemas, por tanto, son capaces de provocar lesiones a la

retina, y en consecuencia no deberá faltar la protección ocular en el paciente y los operarios. No se recomienda el tratamiento sobre la superficie ocular ni cerca del ojo. El tratamiento es seguro en las demás zonas del cuerpo.

1. INTRODUCCION
- 2. HIPOTESIS**
3. OBJETIVOS
4. MATERIAL Y METODOS
5. RESULTADOS
6. ANALISIS COMPARATIVO
7. DISCUSION
8. CONCLUSIONES
9. BIBLIOGRAFIA
10. ANEXO

HIPOTESIS

Durante los próximos años los sistemas láser y otras fuentes energéticas de uso domiciliario para depilación van a tener un crecimiento exponencial. Son escasos los estudios que avalen su eficacia y seguridad y no disponemos aún de estudios a largo plazo.

En este estudio queremos hacer mediciones de algunos de estos dispositivos disponibles en nuestro país, para establecer si, con las energías entregadas y sus características, puede producir una depilación a largo plazo con unas mínimas garantías de seguridad para el usuario.

1. INTRODUCCION
2. HIPOTESIS
- 3. OBJETIVOS**
4. MATERIAL Y METODOS
5. RESULTADOS
6. ANALISIS COMPARATIVO
7. DISCUSION
8. CONCLUSIONES
9. BIBLIOGRAFIA
10. ANEXO

OBJETIVOS

Medir determinados parámetros en algunos dispositivos de depilación de uso domiciliario comercializados en nuestro país.

Comparar los resultados obtenidos en dicha medición con los datos declarados por el fabricante.

Establecer si con las energías proporcionadas por estos sistemas puede conseguirse una depilación permanente.

1. INTRODUCCION
2. HIPOTESIS
3. OBJETIVOS
- 4. MATERIAL Y METODOS**
5. RESULTADOS
6. ANALISIS COMPARATIVO
7. DISCUSION
8. CONCLUSIONES
9. BIBLIOGRAFIA
10. ANEXO

MATERIAL Y METODOS

Town (100) determinó cuáles son los parámetros claves para medir en un dispositivo, de forma que en nuestro estudio, fueron las mediciones realizadas. Dichos parámetros son los siguientes:

- Fluencia.
- Duración de pulso.
- Forma de pulso, medida mediante un osciloscopio para determinar si la descarga es constante (forma cuadrada) o variable. Es importante para determinar la eficiencia del espectro de emisión.
- Espectro de emisión de los IPL para detectar longitudes de onda no deseadas que aumentan el riesgo de daño ocular y epidérmico.
- La duración de pulso efectiva durante la cual se emiten las longitudes de onda deseadas con la intensidad óptima.

Además siempre y cuando estuvieran disponibles se obtuvieron también los siguientes datos:

- Nombre del dispositivo, fabricante y modelo.
- Clasificación CE (sistema de uso médico o no).

- Número de disparos declarados por el fabricante.
- Tamaño del spot.
- Repetición entre impulsos.
- Detalles de la aplicación técnica obtenidos del manual de usuario del sistema.

Para realizar dichas mediciones se usaron:

- Osciloscopio digital Tektronik TDS 210, número de identificación del equipo B125705, calibrado el 23 de diciembre de 2008 por Trescal España de Metereología S.L.U. (Ver Anexo). Este aparato fue utilizado para la medición de la duración del pulso así como su forma.
- Medidor de potencia láser Ophir Optronics Ltd., FL250A-SH (número de serie del equipo 223367), calibrado el 2 de marzo de 2009 por BFI Optiglas GMBH (Ver Anexo). Este aparato fue usado para la medición de la energía de los equipos. La fluencia o densidad de energía se obtuvo posteriormente dividiendo este dato entre el spot del equipo.

- Display Ophir Optronics Ltd., Nova (número de serie del equipo 208105), calibrado el 2 de marzo de 2009 por BFI Optiglas GMBH (Ver Anexo). El medidor de energía va conectado a un display que muestra el valor obtenido.

Los sistemas evaluados en este estudio han sido los siguientes:

- Tria (SpectraGenics Inc. CA, USA)
- iPulse (CyDen Ltd, UK).
- Silk'n (Home Skinovations Ltd, Israel).
- No!No! (Radiancy Inc, USA).

Todos los dispositivos fueron prestados para el estudio por particulares.

Medición de la fluencia

La fluencia ha sido medida mediante Laser Power Head de Ophir Optronics siguiendo el método descrito a continuación.

Se limpiaba el cabezal aplicador con una solución alcohólica para que no hubiera restos de gel o suciedad que distorsionaran la medición. Se colocaba el aplicador en el medidor de energía de forma totalmente horizontal.

El que no exista angulación entre el medidor y el aplicador es muy importante ya que puede repercutir en una diferencia de fluencia de entre un 8-10%. Como el spot muchas veces no coincidía exactamente con la ventana del medidor, se colocaba en la zona central de la apertura para asegurarnos de que la energía máxima estaba medida por la parte central del dispositivo.

Se aplicaba una presión firme y se dejaba transcurrir el tiempo suficiente entre los diferentes disparos del dispositivo. Se midieron una media de 10 disparos tras calentamiento del aparato y con la batería cargada al máximo. Se hicieron determinaciones para cada uno de los niveles o pasos que tenía cada equipo.

Una vez obtenido este resultado se dividió por el tamaño del spot para hallar la fluencia, medida en J/cm^2 .

El tamaño del spot se obtuvo mediante una medición con una regla en mm.

Medición de la duración de pulso

La medición de la duración de pulso y su estructura se obtuvo mediante un fotodiodo, que responde activándose con la luz. La duración del pulso se

captó mediante un osciloscopio de imagen que transforma esta sensibilidad a la luz de fotodiodo en una gráfica donde se muestra el tiempo en milisegundos. En nuestro caso se realizó con un osciloscopio digital TDS 210 de Textronik.

Se limpiaba el cabezal aplicador con una solución alcohólica para que no hubiera restos de gel o suciedad que distorsionaran la medición. Se colocaba el aplicador en el osciloscopio y se midieron una media de 10 disparos tras el calentamiento del aparato y con la batería cargada al máximo. Se hicieron determinaciones para cada uno de los niveles o pasos que tenía cada equipo.

Medición del espectro de emisión

El espectro de emisión se obtuvo mediante un espectrómetro aplicando el spot del equipo directamente en el medidor. El espectrómetro mostraba una gráfica con la longitud de onda del dispositivo.

Se midieron una media de 10 disparos tras el calentamiento del aparato y con la batería cargada al máximo. Se hicieron determinaciones para cada uno de los niveles o pasos que tenía cada equipo.

Medición de la duración de pulso efectiva

El espectro efectivo se midió utilizando un espectrómetro y un software (SectraWin 5.0) que tiene la capacidad de diferenciar los diferentes tipos de pulsos: cuadrado, en picos, libres...

Se midieron una media de 10 disparos tras el calentamiento del aparato y con la batería cargada al máximo. Se hicieron determinaciones para cada uno de los niveles o pasos que tenía cada equipo.

1. INTRODUCCION
2. HIPOTESIS
3. OBJETIVOS
4. MATERIAL Y METODOS
- 5. RESULTADOS**
6. ANALISIS COMPARATIVO
7. DISCUSION
8. CONCLUSIONES
9. BIBLIOGRAFIA
10. ANEXO

Silk'n (101)

Este equipo está manufacturado por Home Skinovations, Yokneam, Israel.

Es una luz pulsada que emite una luz con una longitud de onda comprendida entre 475-1200 nm, con una densidad de energía máxima de 5 J/cm². Tiene un spot de 6 cm², y emite un pulso cada 3.5 segundos (datos según el fabricante).

Según comprobamos en nuestro estudio, el dispositivo incluye un cartucho de 750 disparos que es reemplazable. En su interior lleva dos lámparas y tras su consumo se reemplaza por otro cartucho, con un coste aproximado de 53 euros (de forma cada disparo costaría unos 0,07 euros). El sistema tiene un dispositivo de seguridad que hace que sólo dispare cuando se encuentra en contacto con la piel.

El aplicador (foto4) es fácil de manejar y tiene un ventilador en la pieza de mano para enfriar tanto las dos lámparas como la ventana que actúa como filtro.

Hay un botón que controla la energía en 5 niveles. Tiene una señal audible para indicar modo "ready" y otro botón para encender el aparato.



Foto 4

Para prevenir que se realice un tratamiento con energías superiores a las recomendadas por el fabricante, el sistema está programado de manera que la fluencia se encuentra limitada en los primeros 50 disparos a la más baja.

Por defecto, durante los primeros 50 disparos el sistema siempre emitirá la energía más baja. Para los siguientes 50-150 disparos los únicos niveles que pueden seleccionarse son el 2º y el 3º. Tras el disparo 150 el sistema es totalmente operativo y pueden seleccionarse libremente todos los niveles de energía disponibles.

El fabricante no recomienda gafas de protección ocular y afirma que el equipo es para usar en fototipos de I a IV.

Las mediciones obtenidas en nuestro estudio fueron las siguientes:

El espectro de distribución muestra una lámpara de xenon que emite entre 475 nm-1100 nm, con un porcentaje del 10.17 de energía óptica que se encuentra por debajo de los 500 nm. En la fabricación usan un filtro naranja para disminuir las longitudes de onda más bajas.

La duración de pulso es un pico corto de alta intensidad que viene determinado por el tiempo de capacidad del cargador de la máquina. Varía muy poco para cada nivel de energía (gráfico 1), siendo:

- Nivel 1: 5,05 ms.
- Nivel 2: 5.05 ms.
- Nivel 3: 5,1 ms.
- Nivel 4: 5,1 ms y
- Nivel 5: 5.1 ms

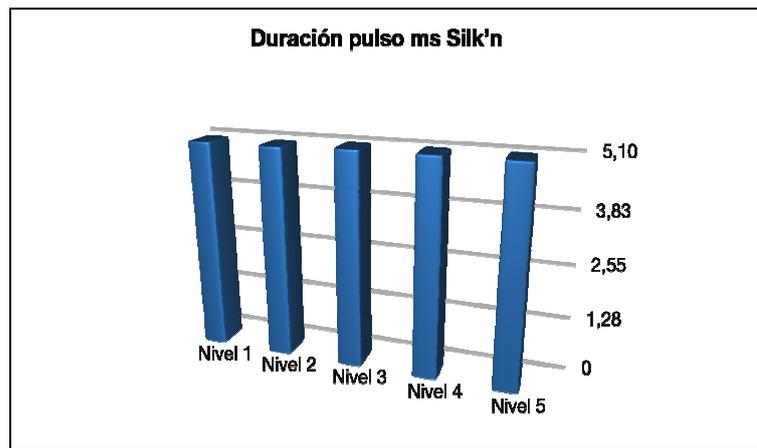


Gráfico 1

Las fluencias que se han obtenido en nuestra medición son las siguientes (gráfico 2):

- Nivel 1: 2.8 J/cm²
- Nivel 2: 3.2 J/cm²
- Nivel 3: 3.5 J/cm²
- Nivel 4: 3.8 J/cm²
- Nivel 5: 4.2 J/cm²

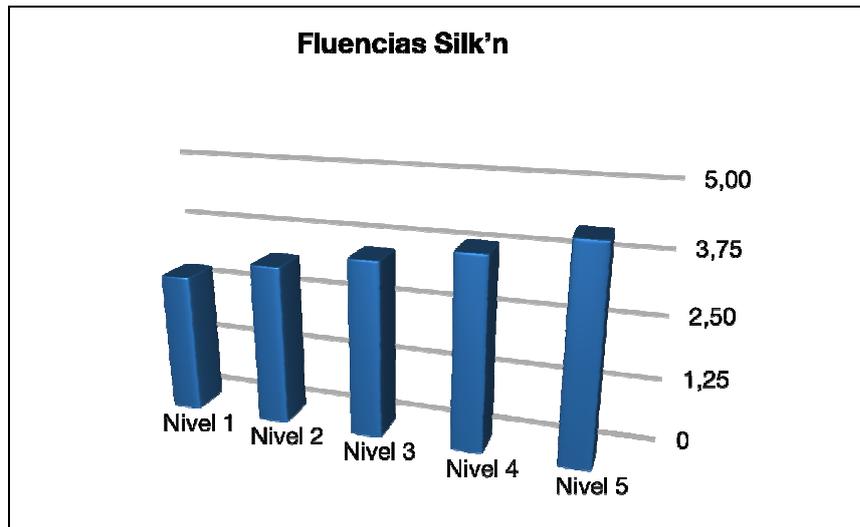


Gráfico 2. Fluencias medidas en J/cm2

Podemos resumir todos estos datos del sistema en la siguiente tabla (tabla 4). Dichos datos han sido medidos en nuestro estudio.

Silk'n

LONGITUD DE ONDA	475-1100 NM
FLUENCIA	2,8-4,2 J/CM ²
DURACIÓN DE PULSO	5,01-5,1 MS
DISTRIBUCIÓN ESPACIAL DE LA ENERGÍA	CONCENTRADA EN EL CENTRO
TIEMPO NECESARIO PARA CUBRIR UN ÁREA DE 30 CM ²	0,33 MINUTOS
PESO	1150 GRAMOS
GAFAS DE PROTECCIÓN	NO
FOTOTIPOS	I-IV
PRECIO	410 EUROS

Tabla 4

No!No!

No es un sistema de depilación mediante luz intensa o láser como todos los demás que se describen en este trabajo, pero creemos interesante incluirlo porque ha sido diseñado y comercializado por un fabricante de IPL y ha tenido un gran éxito comercial si bien su eficacia es más que dudosa (foto 5). También hay que tener en cuenta que fue el primero de este tipo de equipos de uso domiciliario que se vendió en España.



Foto 5

En nuestro estudio por tanto no pudimos hacer mediciones de fluencia o longitud de onda debido a que no es un sistema de depilación lumínico. El aparato tiene un filamento interno que se calienta mediante corriente

eléctrica, alcanzando una alta temperatura. El calor se transmite a una distancia mínima de 2 mm sobre la piel y mediante un movimiento se pone en contacto con el pelo quemándolo y dejando un resto de pelo quemado sobre la piel.

Tiene dos tipos de filamentos: uno para el vello más largo (más de 1 mm) y otro para el vello más corto con una longitud menor a 1 mm. Este último tiene en su interior una hoja roma metálica que levanta el vello. Hay que reemplazarlos cada 2-3 horas de tratamiento. El sistema avisa mediante una luz roja de cuándo es necesario reemplazar el filamento.

Tiene una rueda que detecta el movimiento del sistema, de forma que si está parado, un mecanismo interno separa el emisor de calor de la piel hasta 4 mm para evitar la quemadura epidérmica. El fabricante describe este efecto como “Thermicon”: cuando el sistema está en contacto con el pelo, éste conduce el calor hasta el bulbo alterando el crecimiento. No hay evidencias clínicas o científicas que avalen que este procedimiento térmico sea efectivo en la reducción permanente del pelo.



Foto 6

Al no ser un sistema lumínico de depilación no hace falta gafas de protección y podría usarse en cualquier fototipo.

Existen actualmente dos modelos: el clásico con un precio de 99 euros y otro más nuevo, con un diseño más atractivo y con mayor duración de los filamentos que se denomina No!No! Cube (foto 6) al precio de 159 euros.

Tria (SpectraGenics Inc. CA, USA)

Este sistema de uso domiciliario (foto 7) es, según los datos proporcionados por el fabricante, un láser de diodo que funciona mediante una batería recargable. El spot circular de sólo 0.78 cm² requiere realizar una superposición de los disparos para asegurar una correcta cobertura de la zona a depilar. El fabricante recomienda superponer el 50% del spot. La pequeña área de tratamiento cubierta en cada disparo y el hecho de que las baterías tengan un número limitado de pulsos (algo menos de 485 disparos), hace que con una sola carga de las baterías sea imposible tratar, por ejemplo, una pierna completa.



Foto 7

El aplicador tiene 3 pequeños sensores en el cabezal y necesitan estar todos activados para permitir al láser disparar. Se activan al ponerse en con-

tacto con la piel El usuario tiene la opción de cambiar los parámetros mediante la presión de un botón: hay 3 luces indicadoras de los parámetros elegidos por el usuario. El fabricante no recomienda el uso de gafas protectoras y lo indica para fototipos del I al IV.

El espectro de emisión medido en nuestro estudio fue el mismo que el declarado por el fabricante de 810 nm.

Las fluencias medidas en nuestro estudio fueron, para cada uno de los niveles de energía (foto 8, gráfico 3):

- Nivel 1: 4,4 J/cm²
- Nivel 2: 7,4 J/cm²
- Nivel 3: 11,8 J/cm²



Foto 8

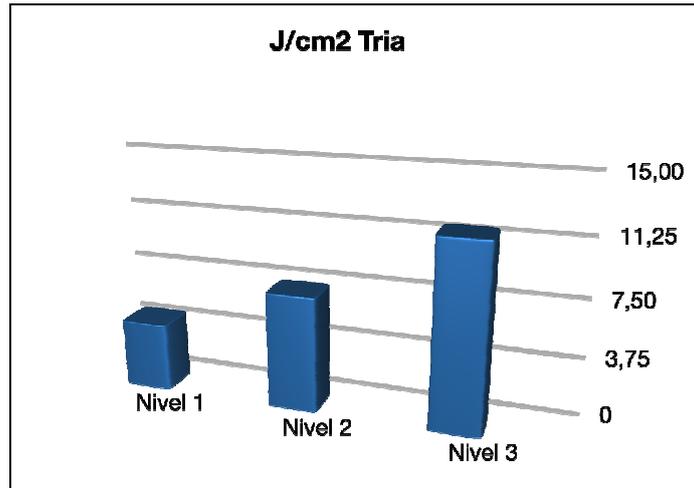


Gráfico 3

La duración de pulso para los 3 niveles fue de 5 ms, la misma para todos (foto 9):

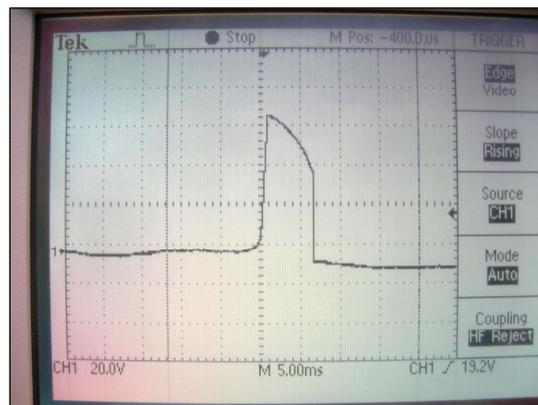


Foto 8

Los parámetros obtenidos en nuestras mediciones pueden resumirse en la siguiente tabla (tabla 5):

LONGITUD DE ONDA	810 NM
FLUENCIA	4.4-11,8 J/CM ²
DURACIÓN DE PULSO	5 MS
DISTRIBUCIÓN ESPACIAL DE LA ENERGÍA	CONCENTRADA EN EL CENTRO
TIEMPO NECESARIO PARA CUBRIR UN ÁREA DE 30 CM ²	5 MINUTOS
PESO	750 GRAMOS
GAFAS DE PROTECCIÓN	NO
FOTOTIPOS	I-IV
PRECIO	649 EUROS

Tabla 5

iPulse

Está fabricado por CyDen Ltb (Gran Bretaña) y distribuido en nuestro país por El Corte Inglés.

El iPulse, según comprobamos en nuestro estudio, es un dispositivo (foto 10) que contiene una única lámpara de xenon que genera un espectro de longitudes de onda en un área de 3 cm². El cabezal aplicador pesa 250 g y está conectado a la unidad base mediante un cable de 95 cm de largo. El equipo completo pesa 1150 gramos. Durante su uso hay un ventilador que refrigera las partes internas. El sistema se entrega con un gel para acoplar la luz a la piel del usuario. La pieza de mano está programada para emitir 10,000 impulsos, resultando un coste de 0.03 euros por impacto.

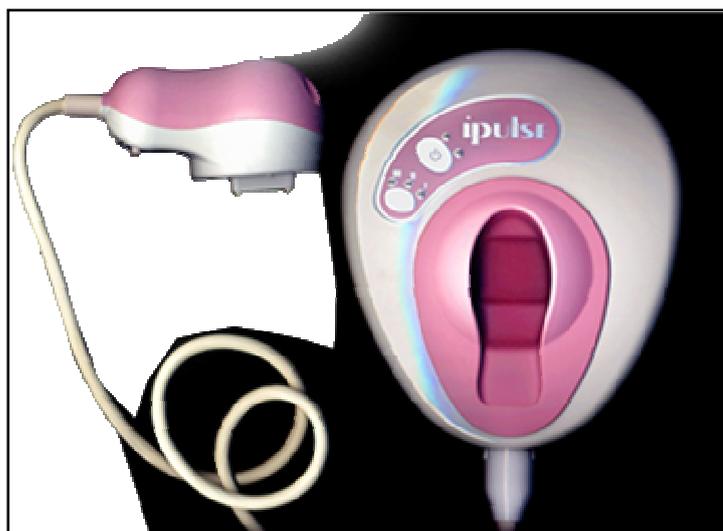


Foto 10

El fabricante no recomienda gafas de protección ocular e indica el equipo para fototipos I-III.

El espectro medido en nuestro estudio va, igual que el declarado por el fabricante, de 530-1100 nm.

El área de tratamiento es de 3 cm².

La fluencia medida para cada uno de los niveles (gráfico 4) es de:

- Nivel 1: 7 J/cm²
- Nivel 2: 9,9 J/cm²
- Nivel 3 9,9 J/cm²

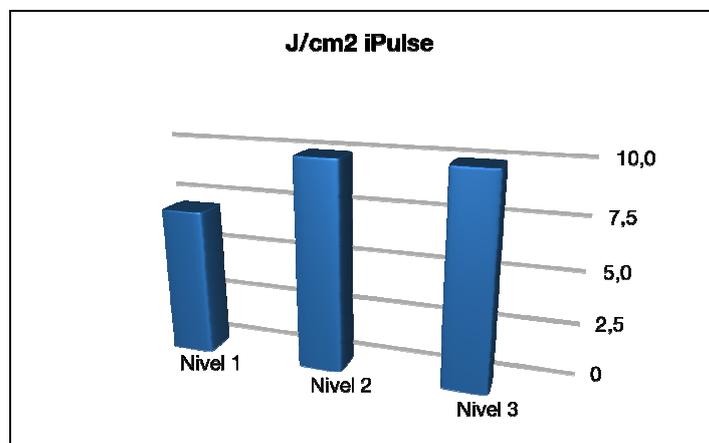


Gráfico 4

La duración de pulso para cada nivel según las mediciones realizadas es de (gráfico 5):

- Nivel 1: 61 ms
- Nivel 2: 41 ms
- Nivel 3: 26 ms

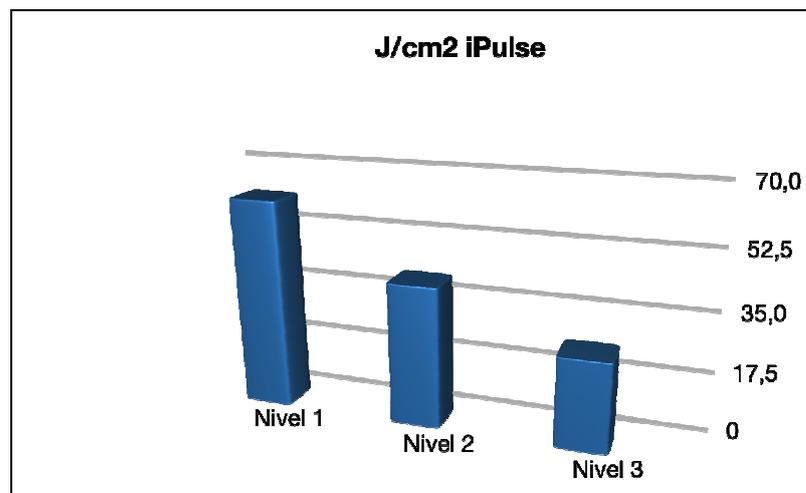


Gráfico 5

La distribución de la energía se encuentra entre 20 y 50 ms y está distribuida en el centro.

Los resultados obtenidos en nuestro estudio se resumen en la siguiente tabla (tabla 6):

LONGITUD DE ONDA	530-1100 NM
FLUENCIA	7-9,9 J/CM ²
DURACIÓN DE PULSO	26-61 MS
DISTRIBUCIÓN ESPACIAL DE LA ENERGÍA	CONCENTRADA EN EL CENTRO
TIEMPO NECESARIO PARA CUBRIR UN ÁREA DE 30 CM ²	1 MINUTO
PESO	250 GRAMOS
GAFAS DE PROTECCIÓN	NO
FOTOTIPOS	I-III
PRECIO	329 EUROS

Tabla 6

1. INTRODUCCION
2. HIPOTESIS
3. OBJETIVOS
4. MATERIAL Y METODOS
5. RESULTADOS
- 6. ANALISIS COMPARATIVO**
7. DISCUSION
8. CONCLUSIONES
9. BIBLIOGRAFIA
10. ANEXO

ANALISIS COMPARATIVO

A continuación vamos a analizar los resultados, comparando los resultados obtenidos en las mediciones efectuadas, con los parámetros declarados por el fabricante:

Silk'n

Tabla comparativa de datos (tabla 7, gráfico 6):

	FABRICANTE	MEDICION
ESPECTRO	475-1100 NM	475-1100 NM
DURACIÓN DE PULSO	NO DECLARADO	5,05-5,1 MS
FLUENCIA	5 J/CM ²	2,8-4,2 J/CM ²

Tabla 7

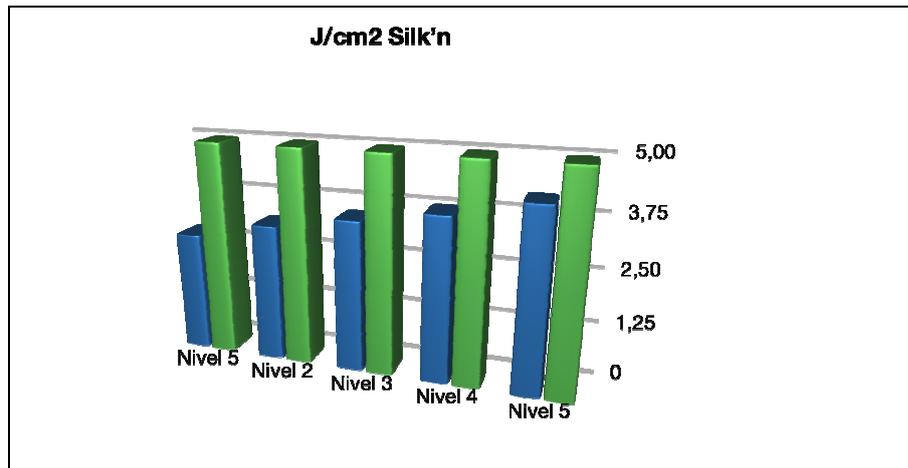


Gráfico 6

Tria

Tabla comparativa de datos (tabla 8, gráficos 7 y 8):

	FABRICANTE	MEDICION
ESPECTRO	810 NM	810 NM
DURACIÓN DE PULSO	125-600 MS	5 MS
FLUENCIA	6-24 J/CM ²	4,4-11,8 J/CM ²

Tabla 8

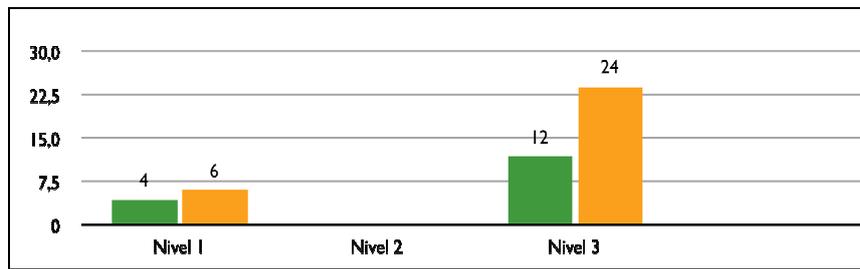


Gráfico 7. Fluencia medida (verde) y declarada (naranja) en J/cm²

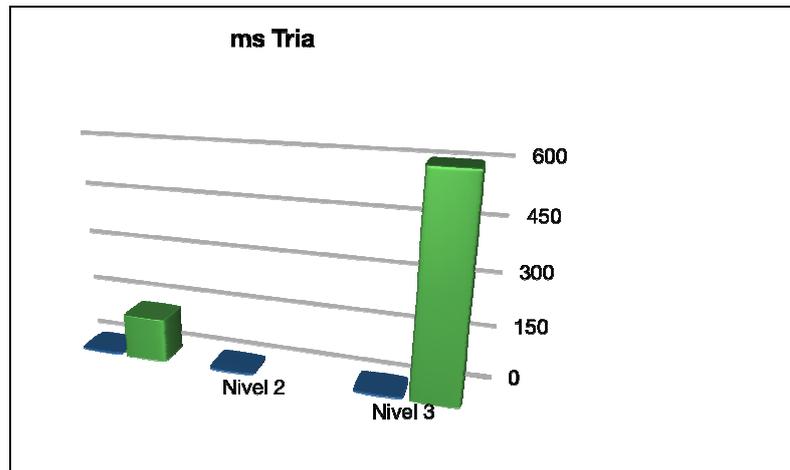


Gráfico 8. Duración de pulso en ms medida (azul) y declarada (verde)

iPulse

Tabla comparativa de datos (tabla 9, gráficos 9 y 10):

	FABRICANTE	MEDICION
ESPECTRO	530-1100 NM	530-1100 NM
DURACIÓN DE PULSO	25,40,60 MS	26,41,61 MS
FLUENCIA	7,7,10 J/CM ²	7,9,9,9 J/CM ²

Tabla 9

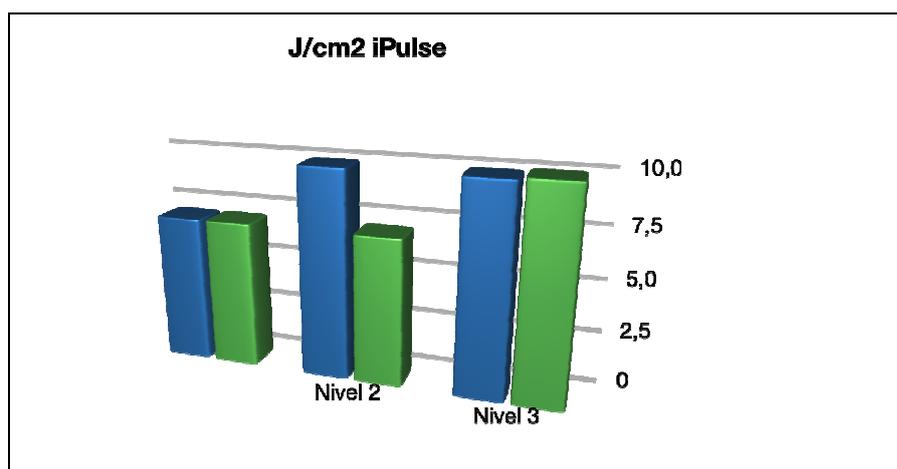


Gráfico 9. Fluencias medidas en J/cm² (azul) y declaradas (verde)

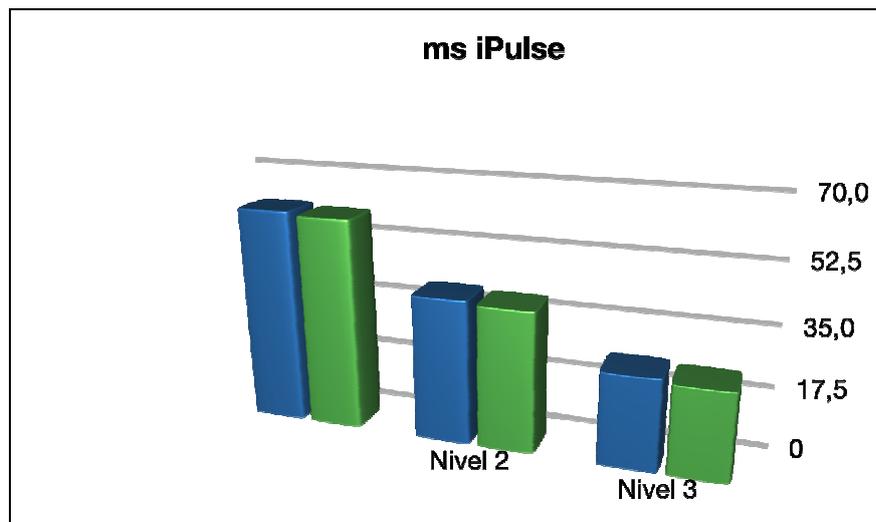


Gráfico 10. Duraciones de pulso medidas en ms (azul) y declaradas (verde)

1. INTRODUCCION
2. HIPOTESIS
3. OBJETIVOS
4. MATERIAL Y METODOS
5. RESULTADOS
6. ANALISIS COMPARATIVO
- 7. DISCUSION**
8. CONCLUSIONES
9. BIBLIOGRAFIA
10. ANEXO

Parámetros

Se ha comprobado recientemente que en alguno de estos sistemas la densidad de energía que el fabricante afirma que emiten es distinta a la que realmente emiten con los consiguientes problemas en seguridad y eficacia (102).

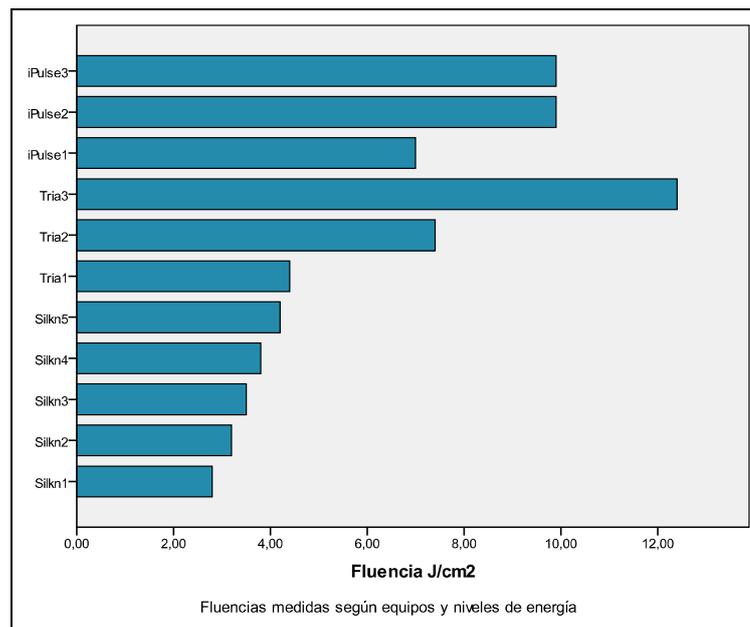


Gráfico 11

En nuestro caso también existen discrepancias entre los datos facilitados por el fabricante y los resultados obtenidos (gráfico 11) en las mediciones.

En el caso del Silk'n, coincide el espectro de emisión con lo declarado, pero no la fluencia, que es menor, ni tampoco la duración del pulso. Con las fluencias tan bajas y las duraciones de pulso tan pequeñas, podemos afirmar que es muy difícil conseguir dañar de forma importante al bulbo, de forma que la depilación con este equipo no puede conseguirse.

Si hablamos del Tría nuestras mediciones de la fluencia también difieren de las proporcionadas por el fabricante. Las mayores diferencias las encontramos en las duraciones de pulso ya que, según la casa comercial se mueven entre 125-600 ms, que, a las fluencias trabajadas sí podrían hacer daño al bulbo del pelo y producir depilación, pero en nuestra medición hemos obtenido que para todas ellas el equipo da una duración de pulso de 5 ms, claramente insuficiente para dañar al bulbo y conseguir depilar.

El iPulse tiene fluencias similares a las declaradas por el fabricante pero también los tiempos de duración del pulso difieren bastante, siendo menores de lo declarado y, al igual que los otros equipos estudiados, insuficientes para depilar.

Probablemente sean eficaces en la eliminación de folículos pilosos muy gruesos, oscuros, en fototipos claros y zonas no faciales, ya que con las fluencias medidas y las duraciones de pulso sí pueden producir destrucción del folículo en algunos casos muy seleccionados.

El recrecimiento y crecimiento paradójico del pelo, probablemente sea un efecto a tener en cuenta en estos sistemas al utilizar frecuencias bajas, al igual que la aparición de leucotriquia, difícil de eliminar posteriormente. Ambos efectos han sido descritos al usar potencias bajas ya que producirían estimulación del folículo piloso de zonas adyacentes. De hecho la mayor parte de los fabricantes indican que estos dispositivos son para uso extrafacial.

Son necesarios más estudios para protocolizar los parámetros más óptimos (energía, longitud de onda, duración del tratamiento) en estos sistemas domiciliarios y establecer mecanismos de seguridad y fiabilidad de los mismos (103).

Falta de estudios

De todos los sistemas que hay en el mercado, muy pocos presentan estudios científicos (104-109) en revistas con revisión por pares.

Mulholland (104), en su estudio realizado con el Silk'n sobre 34 mujeres, hace tres tratamientos consiguiendo una reducción en el número de folículos pilosos a los 15 días del 74%, a los 30 días del 84%, y a 4 meses y medio del 64%. Observa como efecto colateral un eritema perifolicular en 25% de pacientes que se resolvía en una hora. Concluye afirmando que el sistema Silk'n es una luz pulsada para depilación doméstica con probada eficacia

clínica para la depilación duradera a largo plazo, fácil de usar, rápida y segura.

Alster (105) realiza un estudio en 20 pacientes para valorar la eficacia clínica, la seguridad y la tolerancia del Silk'n en zonas no faciales. Hace 3 tratamientos cada 15 días y encuentra los siguientes resultados: una reducción en el número de pelos a los 6 meses del 37.8-53.6% y un eritema leve y pasajero en el 25% de los casos como única complicación. Concluye afirmando que los sistemas de luz pulsada con energías bajas pueden ser utilizados de forma efectiva y segura para la depilación en casa en zonas no faciales y en fototipos I-IV.

Spencer (106) realiza un estudio sobre 20 pacientes tratados con el No!No!, de los cuales sólo 12 lo completaron. Hace tratamientos cada 2 semanas durante 6 semanas y encuentra una reducción en el número de folículos a las 12 semanas que varía en función de la zona: piernas 43.5%, periumbilical e ingles 15%. Como efecto colateral hay un eritema leve y pasajero en la cuarta parte de los casos y concluye afirmando que la eficacia del No!No! es similar a la de los láseres de uso médico.

Hay publicado un estudio clínico por Wheeland para medir la eficacia y seguridad del Tria, mostrando buenas reducciones de pelo a los 12 meses. También recoge efectos adversos en pieles oscuras (107).

Emerson publica un artículo sobre el iPulse (108) halando buenos resultados y pocos o ningún efecto adverso en los pacientes tratados.

Los pocos estudios que hay con aparatos de depilación para uso doméstico se han hecho sólo a 3-4 meses de seguimiento con lo que no se puede hablar de depilación permanente sino sólo de depilación temporal. Los estudios científicos realizados con láseres de uso médico demuestran que la caída del pelo tarda de 3-6 meses en estabilizarse (14) de forma que sería necesario hacer estudios a largo plazo para demostrar la eliminación permanente del vello.

Podemos afirmar, según los estudios publicados hasta el momento, que algunos de los sistemas de depilación domiciliarios funcionan para depilación sólo temporal.

Area de tratamiento, facilidad de aplicación y tiempo de tratamiento

Otro punto negativo es que todos los equipos tienen spots reducidos que hacen que el tiempo necesario para cubrir un área a depilar sea bastante largo. Por ejemplo en el caso del Tría sería necesario depilar una pierna en varias sesiones debido al spot tan pequeño (menos de 1 cm²), a que es necesario superponer los disparos y a que la batería sólo dura para unos 485 impactos.

En otros dispositivos como en el iPulse, el Silk'n o el No!No! sí se abarca mayor área de forma que el tratamiento es más rápido (gráfico 12).

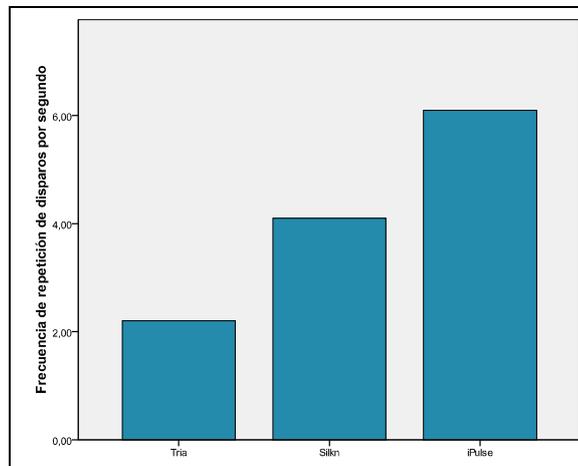


Gráfico 12

Todos los dispositivos se venden con un empaquetado atractivo para el consumidor y con unas instrucciones claras acerca de las contraindicaciones, como piel oscura o bronceada o ingesta de medicamentos. Incluso algunas páginas webs proporcionan listados de medicamentos fotosensibilizantes que contraindicarían el tratamiento.

Los cabezales de aplicación suelen ser manejables y de un peso no excesivo.

La autoaplicación de los sistemas puede llegar a ser complicada en algunas zonas como por ejemplo cara posterior de muslos, ya que, por muy manejable que sea el sistema, el paciente no ve dónde ha realizado el disparo y puede superponerlos, con el riesgo de quemadura, o bien dejar zonas sin depilar.

Sistemas de refrigeración

Ya hemos desarrollado previamente la importancia de la refrigeración para disminuir los posibles efectos secundarios de quemaduras así como hacer más tolerable el tratamiento ya que disminuye el dolor (56-58).

Los equipos estudiados poseen sistemas de refrigeración mediante ventiladores para el propio sistema. El hecho de que ninguno de los equipos estudiados posea un sistema de refrigeración de la piel hace que los posibles efectos secundarios sean más frecuentes y que el usuario no tolere fluencias altas.

Mantenimiento y seguridad

Ninguno de los dispositivos posee sistema de autocalibrado. El autocalibrado de la máquina (foto 11) nos asegura que la fluencia que el equipo nos entrega es la adecuada, con un margen de error que depende de cada cali-

brador interno. El que no lo lleven incorporado hace que el equipo pueda entregar distintas cantidades de energías que las solicitadas, pudiendo producir efectos adversos como quemaduras o falta de eficacia.

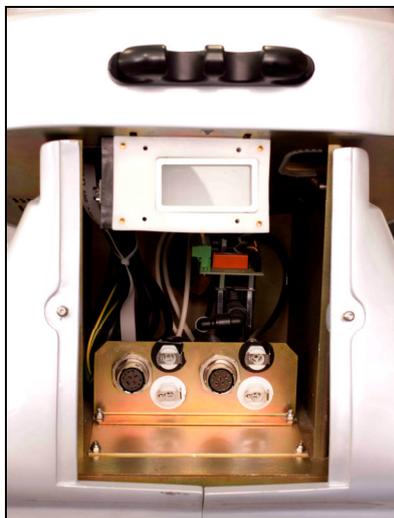


Foto 11

Todo este tipo de sistemas están indicados según el fabricante en zonas corporales, excluyendo cara y cuello y en fototipos de I a IV y son para uso en contacto con la piel (para así evitar daños oculares).

Todos los dispositivos están catalogados como láser clase I, de forma que según el fabricante son seguros en todas las condiciones de utilización razonablemente previsibles, incluyendo el uso de instrumentos ópticos en visión directa (guía NTP 654: Láseres: nueva clasificación del riesgo, del Instituto Nacional de Seguridad e Higiene en el Trabajo) (109).

En Europa los láseres médicos están sometidos a estándares estrictos de seguridad (110). Las normas europeas están diseñadas para la protección de los pacientes de las longitudes de onda comprendidas entre 180 nm y 1 mm, mediante niveles de seguridad (tabla 10) y una clasificación de los dispositivos según el grado de riesgo. El usuario del equipo y el fabricante tienen que dar información y hacer que se adopten precauciones adecuadas. También requieren medidores internos de energía con un margen de error del +/- 20%.

Sin embargo no existen requerimientos específicos para los sistemas de IPL, pese a que el Technical Report IEC TR60825-9 identifica como relevantes el riesgo de daño en la retina y el riesgo fotoquímico de la luz azul (111).

Clasificación de láseres según la norma UNE EN 60825-1/A2-2002
Clase 1: productos láser que son seguros en todas las condiciones de utilización razonablemente previsibles, incluyendo el uso de instrumentos ópticos en visión directa.
Clase 1 M: láseres que emitiendo en el intervalo de longitudes de onda entre 302.5 y 4.000 nm son seguros en condiciones de utilización razonablemente previsibles, pero que pueden ser peligrosos si se emplean instrumentos ópticos para visión directa.
Clase 2: láseres que emiten radiación visible en el intervalo de longitudes de onda comprendido entre 400 y 700 nm. La protección ocular se consigue normalmente por las respuestas de aversión, incluido el reflejo palpebral. Esta reacción puede proporcionar la adecuada protección aunque se usen instrumentos ópticos.
Clase 2 M: láseres que emiten radiación visible entre 400 y 700 nm. La protección ocular se consigue normalmente por las respuestas de aversión, incluido el reflejo palpebral pero la visión del haz puede ser peligrosa si se usan instrumentos ópticos.
Clase 3R: láseres que emiten entre 302.5 y 106 nm cuya visión directa del haz es potencialmente peligrosa pero su riesgo es menos que para los láseres de clase 3R. necesitan menos requisitos de fabricación y medidas de control del usuario que los aplicables a láseres Clase 3B.
Clase 3B: láseres cuya visión directa del haz es siempre peligrosa. La visión de reflexiones difusas es normalmente segura.
Clase 4: láseres que también pueden producir reflexiones difusas peligrosas. Pueden causar daños sobre la piel y pueden también constituir un peligro de incendio. Su utilización precisa extrema precaución.

Tabla 10

1. INTRODUCCION
2. HIPOTESIS
3. OBJETIVOS
4. MATERIAL Y METODOS
5. RESULTADOS
6. ANALISIS COMPARATIVO
7. DISCUSION
- 8. CONCLUSIONES**
9. BIBLIOGRAFIA
10. ANEXO

CONCLUSIONES

Desde hace tiempo están disponibles en el mercado numerosos dispositivos de depilación para uso domiciliario y es previsible que en los próximos meses se continúen comercializando nuevos aparatos.

Algunos de estos aparatos se basan en sistemas lumínicos de luz pulsada o láser, produciendo depilación mediante un mecanismo de fototermólisis selectiva.

Todos los equipos estudiados tienen limitaciones importantes en cuanto a su uso práctico: duración limitada de la batería, tiempo necesario elevado para depilar un área grande o autoaplicación complicada en algunas zonas.

La mayor parte de estos equipos tienen consumibles, de forma que a la inversión inicial de la compra del dispositivo hay que añadir el coste de estos consumibles.

Algunos parámetros declarados por el fabricante no corresponden con los obtenidos en nuestra medición, sobre todo los referentes a fluencia y duración de pulso, muy importantes para que el equipo sea eficaz.

En estos equipos no pueden modificarse la mayoría los parámetros, de forma que no pueden adecuarse las energías y/o duraciones de pulso a los distintos fototipos o necesidades particulares de cada zona a depilar.

Los dispositivos para depilación de uso domiciliario no poseen sistemas de seguridad como autocalibrado o enfriamiento epidérmico.

Los fabricantes no recomiendan el uso de gafas protectoras, pero sería necesario realizar más estudios para determinar si realmente no existe ningún riesgo de daño ocular para el usuario.

Hay muy pocos estudios científicos sobre el uso de estos dispositivos. Los pocos estudios realizados son con un escaso número de pacientes, a corto plazo y no son comparativos.

Es necesario realizar estudios sobre su eficacia a largo plazo y establecer su seguridad.

A un nivel teórico y con los resultados obtenidos en nuestras mediciones, estos dispositivos pueden producir depilación transitoria pero no permanente.

1. INTRODUCCION
2. HIPOTESIS
3. OBJETIVOS
4. MATERIAL Y METODOS
5. RESULTADOS
6. ANALISIS COMPARATIVO
7. DISCUSION
8. CONCLUSIONES
9. **BIBLIOGRAFIA**
10. ANEXO

Bibliografía

1. The Nobel Prizes. Disponible en:
http://nobelprize.org/nobel_prizes/. Página consultada el 9 de diciembre de 2009.
2. Einstein, A. Zur Quantentheorie der Strahlung [On the Quantum Theory of Radiation]. Phys. ZS., 1917, Vol. 18, pp. 121-128. Early three-quarter cloth over contemporary marbled boards, marbled endpapers. Whole volume (1917) offered. Light wear to binding, otherwise fine. Weil 91.
3. Weber J. Amplification in microwaves radiation by substances not in thermal equilibrium. Trans IRE, Professional Group on Electron Devices PGED-3, 1 June, 1953.
4. www.ieeeahn.org, página consultada el 12 de mayo de 2010.
5. Welch A, van Gemert MJ, Starr JC, Wilson BC. Definitions and overview of tissue optics. In: Welch AJ, van Gemert MJ, eds. Optical-thermal response of laser-irradiated tissue. New York: Plenum; 1995:15-46.
6. Knappe V, Frank F, Rohde E. Principles of lasers and biophotonic effects. Photomed Laser Surg 2004; 22:411-17.
- 7.- Herd RM, Dover JS, Arndt KA. Láseres en Dermatología: principios fundamentales y aplicaciones clínicas. Arch Dermatol (edic. Esp) 1997; 8: 44-55.

8. Bourgelais DBC, Itzkan I. The physics of lasers. En: Arndt KA, Noe JM, Rosen S, eds Cutaneous Laser Therapy: principles and methods. Chichester: J Wiley & Sons Ltd, 1983; 13-25.
9. Mester E. The biomedical effects of laser applications. Lasers Surg Med 1985; 5: 31-9.
10. Chang WS. Principle of Lasers and optics. Cambridge University Press, 2005: 262.
11. Young M. optics and Lasers, 4th edition. Berlín: Springer-Verlag, 1993; 343.
12. Reinisch L. Laser physics and tissue interactions. Otolaryngol Clin N Am 1996; 29:893-914.
13. Anderson RR, Parrish JA. The optics of human skin. J Invest Dermatol 1981; 77: 13-19.
14. Welch A, van Gemert MJ, Starr JC, Wilson BC. Definitions and overview of tissue optics. In: Welch AJ, van Gemert MJ, eds. Optical-thermal response of laser-irradiated tissue. New York: Plenum; 1995:15-46.
15. Real Academia Española de la Lengua, disponible en <http://www.rae.es>, página web consultada el 10 de junio de 2010.
16. Anderson R, Ross E. Laser-tissue interactions. In Fitzpatrick R, Goldman M, eds. Cosmetic laser surgery. St Louis: Mosby; 2000: 1-30.

17. Olsen EA. Methods of hair removal. *J Am Ac Derm* 1999; 40:143-55.
18. Sadick NS, Laughlin SA. Effective epilation of white and blonde hair using combined radiofrequency and optical energy. *J Cosmet Laser Ther* 2004; 6:27-31.
19. Bouzari N, Tabatabai H, Abbasi Z, Firooz A. Laser hair removal: comparison of long-pulsed Nd:YAG, long-pulsed alexandrite, and long-pulsed diode lasers. *Dermatol Surg* 2004; 230:498-502.
20. Handrick C, Alster TS. Comparison of long-pulsed diode and long-pulsed alexandrite lasers for hair removal: a long-term clinical and histologic study. *Dermatol Surg* 2001; 27:622-6.
21. Bjerring P. Clinical Comparison of hair reduction using the newest generation IPL and a first generation ruby laser. *J Cutan Laser Ther* 2000; 2:211.
22. Anderson R, Parrish J. selective photothermolysis: precise microsurgery by selective absorption of pulsed radiation. *Science* 1983; 220: 524-6.
23. Altshuler GB, Anderson RR, Manstein D et al. Extended theory of selective photothermolysis. *Lasers Surg Med* 2001; 29:416-32.
24. Ross V, Laden Z, Kreindel M, Dierickx C. Theoretical considerations in laser hair removal. *Dermatol Clin* 1999; 17: 333-55.
25. Lask G, Elman M, Slatkine M, Waldman A, Rozenberg Z. Laser-assisted hair removal by selective photothermolysis. *Dermatol Surg* 1997; 23: 737-9.

26. Van Gemert MJC. Time constants in thermal laser medicine. *Lasers Surg Med* 1989;9: 405-21.
27. Dierickx CC, Campos VB, Lin DT, Farinelli WA, Anderson RR. Influence of hair growth cycle on efficacy of laser hair removal. *Lasers Surg Med* 1999; 511: 84.
28. Lin TY, Manuskiatü W, Dierickx CC, Farinelli WA, Fisher ME, Flotte T, Badén HP. Hair growth cycle affects hair follicle destruction by ruby laser pulses. *J Invest Dermatol* 1998; 111:107-13.
29. Liew SH, Grobbelaar AO, Gault D, Oreen C, Unge C. Ruby laser-assisted hair removal: a preliminary report of the correlation between efficacy of treatment and melanin content of hair and the growth phases of hair at a specific site. *Ann Plast Surg* 1999; 42: 255-8.
30. Choi B, Pearce JA, Welch AJ. Modeling infrared temperature measurements: implications for laser irradiation and cryogen cooling studies. *Phys Med Biol* 2000; 45:541-57.
31. Zenzie HH, Altshuler GB, Srnirnov MZ, Anderson RR. Evaluation of cooling methods for laser dermatology. *Lasers Surg Med* 2000; 26:130-44.
32. Paithankar D, Ross E. Comparison of cryogen spray and surface contact cooling through heat transfer modeling: *LaserExpress* 2000; 1:1-14. Online.

33. Greve B, Hammes S, Raulin C. The effect of cold air cooling on 585 nm pulsed dye laser treatment of port-wine stains. *Dermatol Surg* 2001; 27: 633-6.
34. Chan HH, Lam LK, Wong DS, Wei WI. Role of skin cooling in improving patient tolerability of Q-switched alexandrite laser in nevus of Ota treatment. *Lasers Surg Med* 2003; 32:148-51.
35. Raulin C, Greve B, Hammes S. Cold air in laser therapy: first experiences with a new cooling system. *Lasers Surg Med* 2000; 27:404-10.
36. Huang PS, Chang CJ. Cryogen spray cooling in conjunction with pulse dye laser treatment of port wine stains of the head and neck. *Chang Gung Med J* 2001; 24:469-75.
37. Anderson RR. Laser-tissue interactions. In: Goldman MP, Fitzpatrick RE, eds. *Cutaneous laser surgery: the art and science of selective photothermolysis*. St Louis: Mosby-Year Book; 1994: 1-18.
38. Dierickx CC, Grossman MC, Farinelli WA, Anderson RR. In Permanent hair removal by normal-mode ruby laser. *J Dermatol* 1998; 134: 837-44.
39. Dierickx CC, Grossman MC, Farinelli WA, Manuskiatti W, Anderson RR. Long pulsed ruby laser hair removal. *Lasers Surg Med* 1997; S9:167.
40. Grossman MC, Dierickx C, Farinelli W, Flotte T, Anderson RR. Damage to hair follicles by normal-mode ruby laser pulses. *J Am Acad Dermatol* 1996; 35:889-94.

41. Eliezri YD. Fifteen-month clinical trial of hair removal with Alexandrite laser. *Lasers Surg Med* 1998; 810:200
42. Laughlin SA, Dudley DK. Long-term hair removal using a 3-millisecond alexandrite laser. *J Cutan Med Surg* 2000; 4:83-8.
43. Narukar V, Miller HM, Seltzer R. The safety and efficacy of 8 pulse alexandrite laser for hair removal in various skin types. *Lasers Surg Med* 1998; 510:189.
44. Dierickx CC, Grossman MC, Farinelli WA, Manuskiatti W, Ouque V, Un D, Anderson RR. Hair removal by a pulsed, infrared laser system. *Lasers Surg Med* 1998; 510:198.
45. Dierickx CC, Grossman MC, Farinelli WA, Manuskiatti W, Ouque V, Lin D, Anderson RR. Comparison between a long ruby laser and a pulsed infrared laser system for hair removal. *Lasers Surg Med* 1998; 510:199.
46. Grossman MC, Dierickx CC, Quintana A, Geronemus RG, Anderson RR. Removal of excess body hair with a 800 nm pulsed diode laser. *Lasers Surg Med* 1998; 510:201.
47. Lou WW, Quintana AT, Geronemus RG, Grossman MC. Prospective study of hair reduction by diode laser (800 nm) with long-term follow-up. *Dermatol Surg* 2000; 26:428-32.
48. Tanzi EL, Alster TS. Long-pulsed 1064-nm Nd:YAG laser-assisted hair removal in all skin types. *Dermatol Surg* 2004.

49. Raff K, Landthaler M, Hohenleutner U. Optimizing treatment parameters for hair removal using longpulsed Nd:YAG-lasers. *Lasers Med Sci* 2004; 18:219-22.
50. Fodor L, Menachem M, Ramón Y, Shoshani O, Rissin Y, Eldor L, Egozi D, Peled IJ, Ullmann Y. Hair removal using intense pulsed light (EpiLight): patient satisfaction, our experience, and literature review. *Ann Plast Surg* 2005; 54:8-14.
51. Bedewi AF. Hair removal with intense pulsed Light. *Lasers Med Sci* 2004; 19: 48-51.
52. Rogachefsky AS, Becker K, Weiss G, Goldberg DJ. Evaluation of a long-pulsed Nd: YAG laser at different parameters: analysis of both fluence and pulse duration. *Dermatol Surg* 2002; 28:932-5
53. Kato T, Omi T, Naito Z, Hirai T. Histological hair removal study by ruby or alexandrite laser with comparative study on the effects of wavelength and fluence. *J Cosmet Laser Ther* 2004; 6:32-7.
54. Rogachefsky AS, Silapunt S, Goldberg DJ. Evaluation of a new super-long-pulsed 810 nm diode laser for the removal of unwanted hair: the concept of thermal damage time. *Dermatol Surg* 2002; 28: 410-4.
55. Gilchrest BA, Rosen S, Noe JM. Chilling portwine stains improves the response to argon laser therapy. *Plast Reconstr Surg* 1982; 69:278-83.

56. Altshuler GB, Zenzie HH, Erofeev AV, Smirnov MZ, Anderson RR, Dierickx C. Contact cooling of the skin. *Phys Med Biol* 1999; 44:1003-23.
57. Anvari B, Milner TE, Tanenbaum BS, Nelson JS. A comparative study of human skin thermal response to sapphire contact and cryogen spray cooling. *IEEE Trans Biomed Eng* 1998; 45:934-41.
58. Raulin C, Greve B, Hammes S. Cold air in laser therapy: first experiences with a new cooling system. *Lasers Surg Med* 2000; 27(S):404-10.
59. Goldberg DJ, Silapunt S. Hair removal with a combined light/heat based photo-epilation system. *J Cutan Laser Ther* 2001; 3:3-7.
60. Weiss RA, Weiss MA, Marwaha S, Harrington AC. Hair removal with a non-coherent filtered flashlamp intense pulsed light source. *Lasers Surg Med* 1999; 24: 128-32.
61. Troilius A, Troilius C. Hair removal with a second generation broad spectrum intense pulsed light source - a long-term follow-up. *J Cutan Laser Ther* 1999; 6:173-8.
62. Adatto M. Hair removal with a combined light/heat-based photo-epilation system: a 6-month follow-up. *J Cosmet Laser Ther* 2003; 5:163-7.
63. Bjerring P. Clinical comparison of hair reduction using the newest generation IPL and a first generation ruby laser. *J Cutan Laser Ther* 200; 2: 211.

64. Goh CL. Comparative study on a single treatment response to long pulse Nd:YAG láseres and intense pulse light therapy for hair removal on skin type IV to VI – are longer wave-lengths lasers preferred over shorter wavelengths lights for assisted hair removal. *J Dermatolog Treat* 2003; 14 : 243-7.
65. Gold MH, Bell MW, Foster TD, Street S. One-year follow-up using an intense pulsed light source for long-term hair removal *J Cut Laser Ther* 1999; 1: 167-71.
66. Williams R, Havoonjian H, Isagholian K, Menaker G, Moy R. A clinical study of hair removal using the long-pulsed ruby laser. *Dermatol Surg* 1998; 24: 837-42.
67. Topping A, Linge C, Gault D, Grobbelaar A, Sanders R. A review of the ruby laser with reference to hair depilation. *Ann Plast Surg* 2000; 44 : 668-74.
68. Polderman MC, Pavel S, le Cessie S, Grevelink JM, van Leeuwen RL. Efficacy, tolerability and safety of a long-pulsed ruby laser system in the removal of unwanted hair. *Dermatol Surg* 2000; 26: 240-3.
69. Gault DT, Grobbelaar AO, Grover R, Liew SH, Philp B, Clement RM, Kiernan MN. The removal of unwanted hair using a ruby laser. *Br J Plast Surg* 1999; 52: 173-7.
70. Grossman MC, Dierickx C, Farinelli W, Flotte T, Anderson RR. Damage to hair follicles by normal-mode ruby laser pulses. *J Am Acad Dermatol* 1996; 35: 889-94.

71. Sommer S, Render C, Burd R, Sheehad-Dare R. Ruby laser treatment for hirsutism: clinical response and patient tolerance. *Br J Dermatol* 1998; 138:1009-14.
72. McDaniel DH, Lord J, Ash K, Newman J, Zukowski M. Laser hair removal: a review and report on the use of the long-pulsed alexandrite laser for hair reduction of the upper lip, leg, back, and bikini region. *Dermatol Surg* 1999; 25:425-30.
73. Touma DJ, Rohrer TE. Persistent hair loss 60 months after a single treatment with a 3-millisecond alexandrite (755nm) laser. *J Am Acad Dermatol* 2004; 50:324-5.
74. Goldberg DJ, Ahkami R. Evaluation comparing multiple treatments with a 2msec and 10 msec alexandrite laser for hair removal. *Laser in Surg Med* 1999; 25:223-8.
75. Nanni CA, Alster TS. Long pulsed alexandrite laser assisted hair removal at 5, 10 and 20 millisecond pulse durations. *Laser Surg Med* 1999; 24:332-7.
76. Campos VB, Dierickx CC, Farinelli WA, Lin TY, Manuskiatti W, Anderson RR. Hair removal with an 800-nm pulsed diode laser. *J Am Acad Dermatol* 2000; 43:442-7.
77. Battle E, Suthamjariya K, Alora B, Palli K, Anderson RR. Very long-pulsed diode laser for hair removal on all skin types. *Lasers Surg Med* 2000; 512:85.
78. Goldberg DJ, Samady JA. Evaluation of a long-pulse Q-switched Nd:YAG laser for hair removal. *Dermatol Surg* 2000; 26:109-13.

79. Rogachefsky AS, Becker K, Weiss G. Evaluation of a long-pulsed Nd:YAG laser at different parameters. An analysis of both fluence and pulse duration. *Dermatol Surg* 2002; 28:932-5.
80. Kilmer S, Chotzen V, Calkin J, Silva S, McClaien M. Laser hair removal with a long-pulsed 1064nm cool-glide laser. *Lasers Surg Med* 2000; 512:84.
81. Lorenz S, Brunberg S, Landthaler M, Hohenleutner U. Hair removal with the long pulsed Nd: YAG laser. A prospective study with one year follow-up. *Lasers Surg Med* 2002; 30:127-34.
82. Alster TS, Bryan H, Williams CM. Long-pulsed Nd:YAG laser-assisted hair removal in pigmented skin: a clinical and histological evaluation. *Arch Dermatol* 2001; 137:885-9.
83. Goldberg DJ, Silapunt S. Hair removal using a long-pulsed Nd:YAG laser: comparison at fluences of 50, 80, and 100J/cm². *Dermatol Surg* 2001; 27(S):434-6.
84. Goldberg DJ, Silapunt S. Histological evaluation of a millisecond Nd:YAG laser for hair removal. *Lasers Surg Med* 2001; 28:159-61.
85. Bencini PL, Lucy A, Galimberti M, Ferranti G. Long-term epilation with long-pulsed neodymium:YAG laser. *Dermatol Surg* 1999; 25:175-8.
86. Kauvar AN. Treatment of pseudofolliculitis with a pulsed infrared laser. *Arch Dermatol* 2000; 136(11):1343-6.
87. Ross EV, Cooke LM, Timko AL, Overstreet KA, Graham BS, Barnette DJ. Treatment of pseudofolliculitis barbae in skin types IV,

V, and VI with a long-pulsed neodymium:yttrium aluminum garnet laser. *J Am Acad Dermatol* 2002; 47:263-70.

88. Ross EV, Cooke LM, Overstreet KA, Buttolph GD, Blair MA. Treatment of pseudofolliculitis barbae in very dark skin with a long pulse Nd:YAG laser. *J Natl Med Assoc* 2002; 94:888-93.

89. Campos VB, Dierickx CC, Farinelli WA, Lin TY, Manuskiatti W, Anderson RR. Ruby laser hair removal: evaluation of long-term efficacy and side effects. *Lasers Surg Med* 2000; 26:177-85.

90. Nanni CA, Alster TS. Laser assisted hair removal: side effects of Q-switched Nd:YAG, long-pulsed ruby and alexandrite lasers. *J Am Acad Dermatol* 1999; 41:165-71.

91. Haedersdal M, Egekvist H, Efsen J, Bjerring P. Skin pigmentation and texture changes after hair removal with the normal-mode ruby laser. *Acta Derm Venereol* 1999; 79:465-8.

92. Hasan AT, Eaglstein W, Pardo RJ. Solar-induced postinflammatory hyperpigmentation after laser hair removal. *Dermatol Surg* 1999; 25:113-15.

93. Moreno-Arias GA, Tiffon X Marti T, Camps-Fresneda A. Long-term hypopigmentation induced by diode laser photoepilation. *J Cutan Laser Ther* 2001; 3:9-10.

94. Radmanesh M, Mostaghimi M, Yousefi I, Mousavi ZB, Rasai S, Esmaili HR. Leukotrichia developed following application of intense pulsed light for hair removal. *Dermatol Surg* 2002; 28: 572-4.

95. Wimmershoff MB, Hohenleutner U, Landthaler M. Isomorphic phenomenon: adverse effect after epilation with the long-pulsed ruby laser. *Arch Dermatol* 2000; 136:1570-1.
96. Lapidoth M, Shafirstein G, Ben Amitai D, Hodak E, Waner M, David M. Reticulate erythema following diode laser-assisted hair removal: a new side effect of a common procedure. *J Am Acad Dermatol* 2004; 51:774-7.
97. Moreno-Arias GA, Tiffon T, Marti T, Camps-Fresneda A. Urticaria vasculitis induced by diode laser photo-epilation. *Dermatol Surg* 2000; 26(II):1082-3.
98. Moreno-Arias G, Castelo-Branco. Paradoxical effect after IPL photoepilation. *Dermatol Surg* 2002; 28:1013-6.
99. Alajlan A, Shapiro J, Rivers JK, McDonald N, Wiggin J, Lui H. Paradoxical hypertrichosis after laser epilation. *J Am Acad Dermatol* 2005; 53: 85-8.
100. Town G, Ash C. Measurement of home-use laser and intense pulsed Light systems for hair removal: Preliminary report. *J Cosm Las Ther* 2009; 11: 157-168.
101. Silk'n. Disponible en página web <http://www.homeskinovations.com>, consultada el 9 de junio de 2010.
102. Town G, Ash C. Measurement of home-use laser and intense pulsed light systems for hair removal: preliminary report. *J Cosmet Laser Ther* 2009; 11:157-68.

103. López-Estebanz JL, Cuerda E. Dispositivos médico-estéticos de uso domiciliario: presente y futuro. *Actas Dermosifiliogr* 2010; 101: 223-229.
104. Mulholland RS. Silk'n – A novel device using home pulsed Light for hair removal at home. *J Cosmetic and Laser Therapy* 2009; 11: 106-109.
105. Alster TS, Tanzi EL. Effect of a novel low energy pulsed light device for home use hair removal. *Dermatol Surg* 2009; 35: 483-489.
106. Spencer JM. Clinical evaluation of a hand-held self-treatment device for hair removal. *J Drugs Dermatol* 2007; 6: 788-792.
107. Wheeland RG. Simulated consumer use of a battery-powered hand-held, portable diode laser (810 nm) for hair removal: a safety, efficacy and ease-of-use study. *Laser Surg Med* 2007; 39: 476-49.
108. Emerson R, Town G. Hair removal with a novel, low-fluence home-use intense pulsed light device. *J Cosmet Laser Ther* 2009; 11: 98-105.
109. Ministerio de Trabajo, disponible en la web <http://www.mtas.es/insht/index.htm>, página consultada el 23 de mayo de 2010.
110. International Electrotechnical Commission PD IEC TR 60825-9: 2004 Safety of laser products-Part 14: A user's guide.
111. International Electrotechnical Commission IEC TR60825-9 1999, Part 9: Compilation of maximum permissible exposure to

incoherent optical radiation. 1st ed. Edition Geneva: International
Electrotechnical Commission; 1999-10.

1. INTRODUCCION
2. HIPOTESIS
3. OBJETIVOS
4. MATERIAL Y METODOS
5. RESULTADOS
6. ANALISIS COMPARATIVO
7. DISCUSION
8. CONCLUSIONES
9. BIBLIOGRAFIA
- 10. ANEXO**

ABREVIATURAS

CO₂: dióxido de carbono

Er:glass: erbio glass

Er:ysgg: erbio ysgg

IPL: luz intensa pulsada

J/cm²: julios por centímetros cuadrado

LED: lámpara de emisión de diodo

mm: milímetros

ms: milisegundo

Nd:YAG: neodimio:YAG

nm: nanometro

t: tiempo

TDT: tiempo de daño térmico

TRT: tiempo de relajación térmica



CERTIFICADO DE CALIBRACIÓN
Certificate of Calibration

NÚMERO : 08/204564
Number

Página 1 de 7 páginas
Page 1 of 7 pages

Trescal España de Metrología S.L.U.

LABORATORIO DE CALIBRACIÓN
Pol. Ind. de Alcobendas. Ctra. de Fuencarral, 24 - Europa I
28108 Alcobendas (Madrid)
Teléfono (+34) 916 250900 Fax (+34) 916 250960

INSTRUMENTO OSCILOSCOPIO DIGITAL
Instrument

FABRICANTE TEKTRONIX
Manufacturer

MODELO TDS 210
Model

Nº. SERIE (IDENTIFICACIÓN) B125705 (B125705)
Serial Nº. (Identification)

PETICIONARIO Laser Tech Ibérica, S.L.
Customer
C/ Ainsa, 22 Bajo - Local B
28022 Madrid

FECHA DE CALIBRACIÓN 23/12/2008
Date of Calibration

Signatario/s Autorizado/s
Authorized Signatory/ies

Fecha de Emisión
Date of issue


Miguel Angel Coello
Director Técnico

TRESCAL ESPAÑA DE
METROLOGÍA, S.L.U.
CTRA. FUENCARRAL, 24 - EUROPA I
PORTAL 1 PLTA 1 LOCAL 1
28108 ALCOBENDAS (MADRID)

Madrid a 23 de diciembre de 2008

Este Certificado se expide de acuerdo con normas nacionales e internacionales de calibración y expresa fielmente el resultado de las medidas realizadas. No podrá ser reproducido parcialmente, excepto cuando se haya obtenido previamente permiso por escrito del laboratorio que lo emite.

This certificate is issued according to the conditions of the national and international standards of calibration, and it is an accurate record of the result of the measurements performed. This certificate must not be partially reproduced, except with the prior permission of the issuing laboratory.

Calibration Certificate
PTB traceable



Calibration Mark:
00491-OPH-09

Article : Laser Power Head
Manufacturer : OPHIR OPTRONICS Ltd.
Model : FL250A-SH
Serial No.: 223367
Customer : EL.EN Spa.
Number of pages of the calibration certificate: 2
Reference Number: 3046904
Date of Calibration: 02.03.2009
Room Temperature/Humidity: 23 (+/- 2) °C , 40 (+/- 20) %

Traceability Data:

Hersteller	Typ	Serien-Nr.	letzte Kalibrier.	nächste Kalibrier.	Kalibrierzeichen
OPHIR	3A-P-SH-V1	527614	10/2008	10/2009	41389-PTB-08
OPHIR	L30A-EX	137466	10/2008	10/2009	41388-PTB-08
OPHIR	30A-SH	191585	10/2008	10/2009	41386-PTB-08
OPHIR	PD300	20160	10/2008	10/2009	41387-PTB-08
OPHIR	NOVA	44731	10/2008	10/2009	41386/87/88/89-PTB-08
Fluke	45	6516010	06/2008	06/2009	08060483/DKD-K-18201

With the calibration certificate BFi OPTILAS GmbH certifies, that this instrument meets all original specifications and that it has been calibrated using standards, which were traceable to the PTB (Phys.-Techn. Bundesanstalt, National Standard).

By Order Puchheim, 02.03.2009

Josef Küller

BFI OPTILAS GmbH

Boschstraße 12
D-82178 Puchheim
Tel. 089/ 89 01 35-0

Seal

Geschäftsführer: Jörg Dübener, Hans Schmidt
BFI OPTILAS GmbH - Boschstr. 12 - D-82178 Puchheim - Tel.: (0 89) 89 01 35-0 - Fax: (0 89) 8 00 25 6
Registergericht Offenbach HRB 11117 - USt-IdNr. DE 113534704 - Steuer-Nr. 03522941254
Bankverbindung: Dresdner Bank AG Dietzenbach (BLZ 505 800 05) 0565 814 700

Calibration Certificate
PTB traceable



Calibration Mark:
00490-OPH-09

Article : Display
Manufacturer : OPHIR OPTRONICS Ltd.
Model : Nova
Serial No.: 208105
Customer : EL.EN Spa.
Number of pages of the calibration certificate: 2
Reference Number: 3046904
Date of Calibration: 02.03.2009
Room Temperature/Humidity: 23 (+/- 2) °C , 40 (+/- 20) %

Traceability Data:

Hersteller	Typ	Serien-Nr.	letzte Kalibrier.	nächste Kalibrier.	Kalibrierzeichen
OPHIR	3A-P-SH-V1	527614	10/2008	10/2009	41389-PTB-08
OPHIR	L30A-EX	137466	10/2008	10/2009	41388-PTB-08
OPHIR	30A-SH	191585	10/2008	10/2009	41386-PTB-08
OPHIR	PD300	20160	10/2008	10/2009	41387-PTB-08
OPHIR	NOVA	44731	10/2008	10/2009	41386/87/88/89-PTB-08
Fluke	45	6516010	06/2008	06/2009	08060483/DKD-K-18201

With the calibration certificate BFi OPTILAS GmbH certifies, that this instrument meets all original specifications and that it has been calibrated using standards, which were traceable to the PTB (Phys.-Techn. Bundesanstalt, National Standard).

By Order

Puchheim, 02.03.2009

BFi OPTILAS GmbH
Boschstraße 12
D-82178 Puchheim
Tel. 089/ 89 01 35-0

Josef Küller

Seal

Geschäftsführer: Jörg Dübener, Hans Schmidt
BFi OPTILAS GmbH - Boschstr. 12 - D-82178 Puchheim - Tel.: (0 89) 89 01 35-0 - Fax: (0 89) 8 00 25 6
Registergericht Offenbach HRB 11117 - USt-IdNr. DE 113534704 - Steuer-Nr. 03522941254
Bankverbindung: Dresdner Bank AG Dietzenbach (BLZ 505 800 05) 0565 814 700

RAPPORTO DI CALIBRAZIONE PER AVS-2000		Nr
Numero di serie interno e Serial Number dello spettrometro (Il serial number è scritto sotto lo spettrometro)	<input type="checkbox"/> ST-0041 <input type="checkbox"/> I2J2793 <input type="checkbox"/> ST-0042 <input type="checkbox"/> I2J2507 <input type="checkbox"/> ST-..... <input type="checkbox"/> I2J2.....	070506851
Marca e Modello del Computer	<input checked="" type="checkbox"/> TOSHIBA Satellite 2180CDT <input type="checkbox"/> TOSHIBA Satellite ST1700-200 <input type="checkbox"/>	
Sistema Operativo installato	<input type="checkbox"/> Windows ME <input checked="" type="checkbox"/> Windows 98 <input type="checkbox"/> Windows 2000 <input type="checkbox"/>	
Programmi usati	<input checked="" type="checkbox"/> A003 - SectraWin [®] Versione 5.0 Full <input type="checkbox"/> A005 - OOIBase32™	
A007 - Sorgente di calibrazione Hg-Ar	APP- 059 .. scade il 21.10.01 ..	
Esito al punto 20.7 o 30.5	<input checked="" type="checkbox"/> Positivo <input type="checkbox"/> Negativo	
Aggiornamento parametri dello spettrometro Riportare la Tabella 20.8 o la Tabella 30.6	Intercetta: $3,476356 E-02$ 1° coefficiente: $2,898034 E-01$ 2° coefficiente: $-9,020647 E-06$ 3° coefficiente: $-1,451622 E-09$	
Operatore	G10E	
Data del presente Rapporto	08/07/2009	

Fine del Collaudo

ELECTRONIC ENGINEERING S.P.A

Firma



FIBRA ED ENERGY METER DI CORREDO
SOND OK 