

Rapid photopolymerization of dental composites by means of Plasma light

Dr François DURET, DDS DSO PhD MS PhD MD
Research Professeur and Chairman (USC California)
Visiting Professor (NDU, Niigata Japan)

1. Introduction

We are learning more and more about the multiple clinical advantages of composites, but also about the principles that govern their behaviour in space and time.

We are also well informed about their most intimate mechanisms, chemical as well as physical. However, except for the introduction of photopolymerization and polymerization in layers, little has been done to break out of the monotony that surrounds this marvellous tool.

Indeed it is a fact that for several decades it was common practice to use the polymerization lamp during 40, or even 60 seconds (and maybe even 4 mn in certain cases ...). Nobody criticized this, nor did anybody question the foundations on which this choice was based, although everybody suffered the consequences every day.

Nevertheless, many things have changed over the last few years, and the new composites have an impressive degree of hardness, an increasingly reduced degree of retraction, and a better control of internal tension thanks to new molecules with exceptional properties.

It is only after the development of composites with a fibrous structure (Aristee) for CAD-CAM, and later with the perfection of Composipost, that we were astonished to see that clinicians still accept requirements which we now consider to have an adverse effect. How can we accept today that a plasma lamp is applied for 60 seconds when we know now that polymerization and retraction bear no relation to time, to the hardness obtained when the structural transformation is respected, and to the reduced internal tension if, amongst other things, the degree of contraction is less important. How can we accept that only dentistry claims that a good composite is a composite that was polymerized slowly?

We believe it is essential that clinical practice assumes precedence over the fundamental theory: reducing the time of exposure to less than 5 seconds gives the patient and the clinician so much comfort that every possible effort must be made in this respect. That is why we, in our laboratory, spent two years (from 1995 to 1997), developing the plasma lamp for rapid polymerization, which we now call the Apollo 95E.

We will show you some scientific results that seem to prove that the mechanical properties of dental reconstitutions in which composites are used, are maintained and even improved by rapid polymerization, and that it provides an exceptional clinical comfort instead of involving risks.

2. Materials and method

We performed 7 comparative physical analyses between two Halogen lamps and our Plasma lamp Apollo 95E. These lamps were used in 8 different composites available on the market in 3 different shades (Schein, Kulzer, Coltene, Espe, Kerr Herculine, 3M Z 100, Helio Progress and Cavex Clearfill).

The following tests were done by us, or on our authority, in independent and officially recognized laboratories of international repute, by lab assistants who had no relationship whatsoever with our research lab nor with DMD (Dental Medical Diagnostic Systems, Westlake Village California USA), the company that sponsored these analyses.

We performed the following analyses:

- Spectrum analysis by means of the Ando Electric Co Analyser with or without optic fibre
(Laboratoire Bertin - Mr. Genest - France)
- Analysis of temperature increase by means of a temperature sensor placed behind a dentine layer of 1.6 mm which is exposed to a light source
(Laboratory of the University of Colorado, Pr. Newmann - USA)
- Analysis of the degree of polymerization using the method of differential calorimetry by means of Argon scanning
(Ecole des Mines - Pr. Bergeret - France)
- Energetic analysis by means of instantaneous photoreception analysis developed for LASER pulses
(Laboratoire Bertin - Mr. Genest - France)
- Hardness analysis by means of a microKnoop 0.025 analysis on tablets having a 5mm diameter and a 2 mm thickness
(Laboratoire SICN, Centre Technique de Veurey - Mr. Claisse - France)
- Analysis of contraction by means of a liquid capillary dilatometer
(University of Colorado - Pr. Newmann - USA)
- Analysis of the interface of tooth and filling, by means of an electron microscope with a magnification of x600 and x2400 on more than 200 measurements
(Laboratoire SICN, Centre Technique de Veurey - Mr. Claisse - France)

3. Scientific results and analyses

3.1 Spectrum Analysis

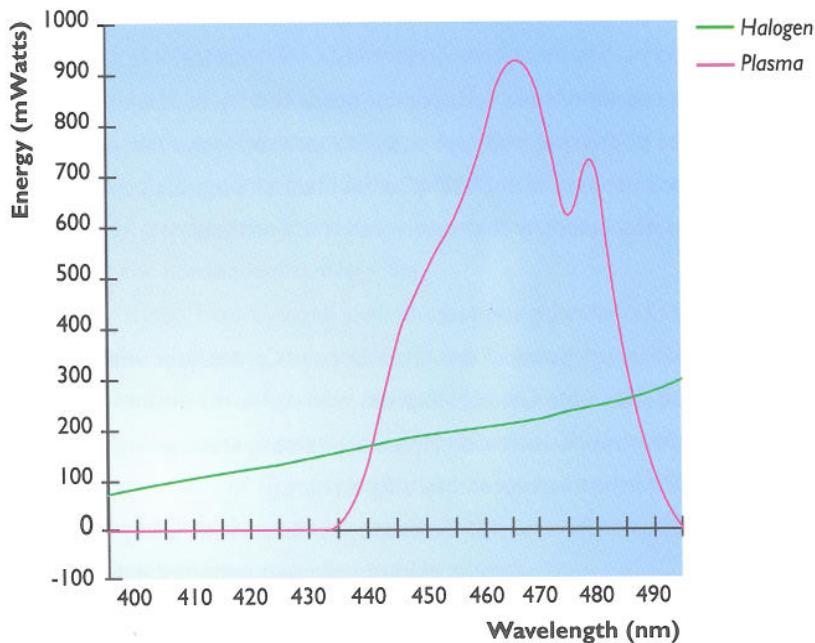


Fig. I: Comparison of the spectral curve of the halogen lamp (HL) and the plasma lamp (PL)

We know that the photosensitive molecules which are used as initiators of the polymerization of dental composites are mainly situated between 460 and 480 nm, with a preference for 475 nm (family of the camphoroquinones). It is evident that any dental lamp within this band width will be more efficient.

Fig. I clearly shows that the halogen lamp (HL) is more efficient in the red infrared light and is only slightly energetic in the zone in which we are interested. This is not the case with the plasma lamp (PL) which shows one of its most energetic peaks between 460 and 480 nm. That is why we chose for this type of lamp, because, with the same power, this bulb is ten times more efficient and reacts to much more molecules in the same length of time.

3.2 Analysis of temperature increase

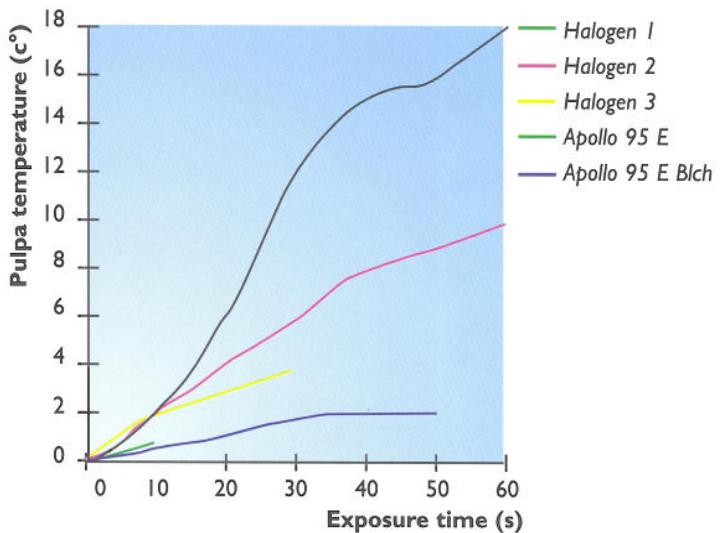


Fig 2 : Graph diagram of the rise in temperature

We thought it would be interesting to compare the anticipated rise in temperature in the pulp chamber, during the polymerization time. We did this kind of research in various universities, so that we may conclude that:

- a 60 seconds' treatment with a halogen lamp raises the temperature in the pulp chamber by 14°C
- a 4 seconds' treatment with a plasma lamp does not result in a rise in temperature of more than 2.2°C, although more than twice the energy is used.

It is common knowledge that red light produces more heat than violet light. The plasma lamp (PL) reaches an important peak between 460 and 480 nm (see fig. 1). Therefore there is no need to enlarge the spectrum width in order to supply more energy.

The halogen lamp, on the other hand, which has a small energy value in the active wavelength (475 nm), must compensate this with a larger spectrum (between 400 and 510 nm in most cases). Therefore, it needs a higher thermal value to start the polymerization process. Unfortunately, this implies that the temperature rises without improving the photopolymerization significantly. This is why it is necessary to use the lamp for 40 to 60 seconds in order to get the same degree of efficiency.

3.3 Analysis of the degree of polymerization

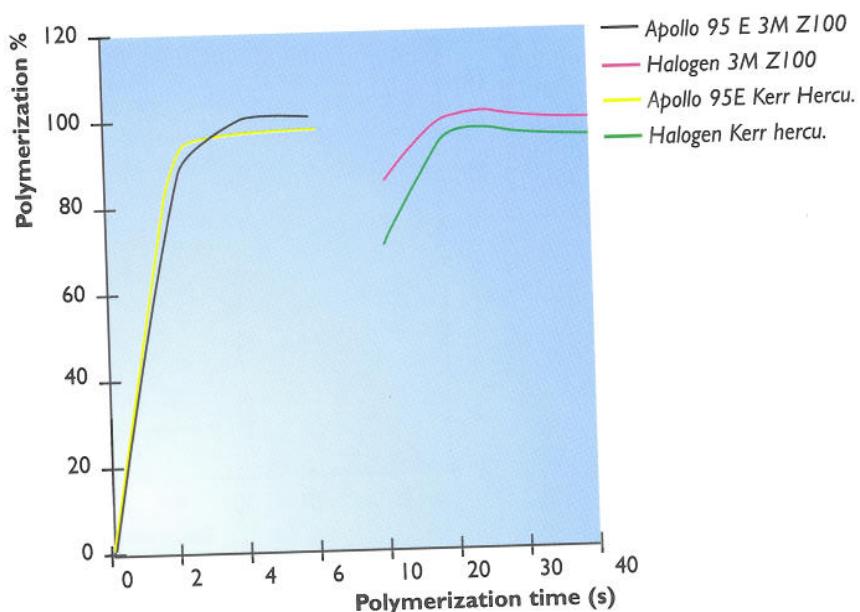


Fig.3: Typical curve of differential calorimetry of the plasma lamp (PL) and the halogen lamp (HL)

The above-mentioned method of differential calorimetry by means of scanning is certainly one of the most sophisticated methods available to measure the real degree of polymerization of a body, post-reaction. It is not based on random similarities between two physical properties, but it measures the residual material to be polymerized after a photopolymerization of up to 100%. It measures directly the number of compounds that have not yet been polymerized.

Our research showed:

- that we achieve the same degree of photopolymerization with the best halogen lamp used during 60 seconds as with a plasma lamp used during 5 seconds. Average polymerization: 80 to 85 %.
- that a standard lamp gives an inferior degree of polymerization compared with the plasma lamp used during 3 seconds or in SC (Step Curing) mode.

Even in those cases where a higher degree of polymerization is not strictly required (e.g. to provide a better adhesion of two successive composite layers), we believe that a degree of 85% is acceptable, all the more so because the intensity produced by the plasma lamp during the curing of the second layer will complete the polymerization of the first layer.

3.4 Energetic analysis

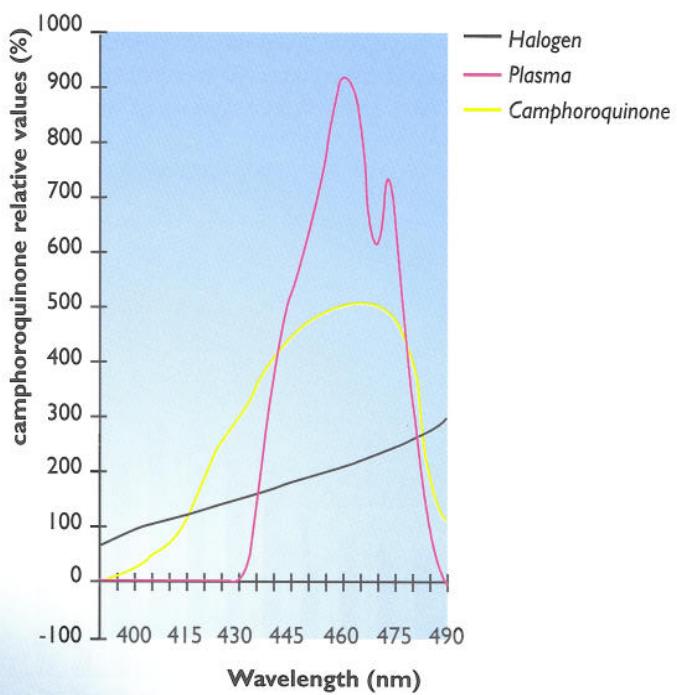


Fig. 4: Energetic zones of the spectrums of halogen lamps (HL), plasma lamps (PL) and photo initiators (PI)

When analyzing the polymerization time, we find that, in the zone of spectral sensitivity that we are interested in, the plasma lamp is 6 to 10 times more efficient than the halogen lamp. Still, a halogen lamp has a value of 0.700 mW/cm^2 , whereas a plasma lamp has a value of 'only' 1.320 mW/cm^2 . How can it be explained then that it is ten times more efficient?

An efficient energy level is not the same as the energy level of a lamp which spreads the energy over the entire bandwidth used (fig. 4). Only the zone between 465 and 480 nm gives optimal efficiency and therefore, should be the only one recommended.

If we compare the performance of both lamps (HL) and (PL) within this narrow zone of high efficiency (integrating the surface) we see that the active surface of the plasma lamp is between 6 and 10 times higher than that of the halogen lamp.

3.5 Analysis of the Knoop Hardness

As you can see in the two histograms (fig. 5 and fig. 6) there are two types of composites:

- those that have a hardness, after polymerization with a plasma lamp for 3 seconds, that is higher than the hardness obtained after 40 seconds of polymerization with a halogen lamp (Espe, Coltene, Kerr, Cavex and 3M), irrespective of whether the thickness is 0, 1 or 2 mm.

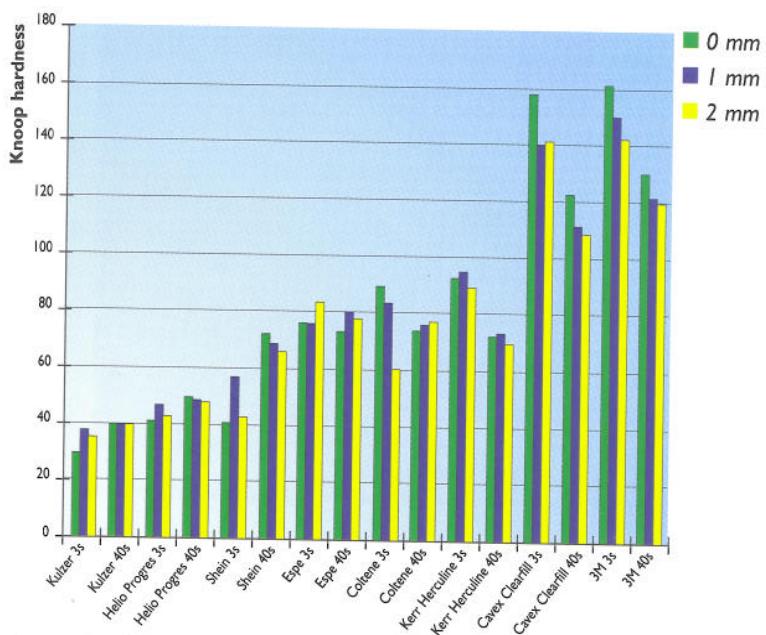


Fig.5: Knoop hardness after 3 seconds with the Apollo 95E lamp and 40 seconds with the halogen lamp.

- those composites which need 5 seconds of polymerization with the plasma lamp or Step Curing (Kulzer, Helio Progress and Schein) to ensure a hardness equal or superior to the hardness obtained after 40 seconds with the halogen lamp.

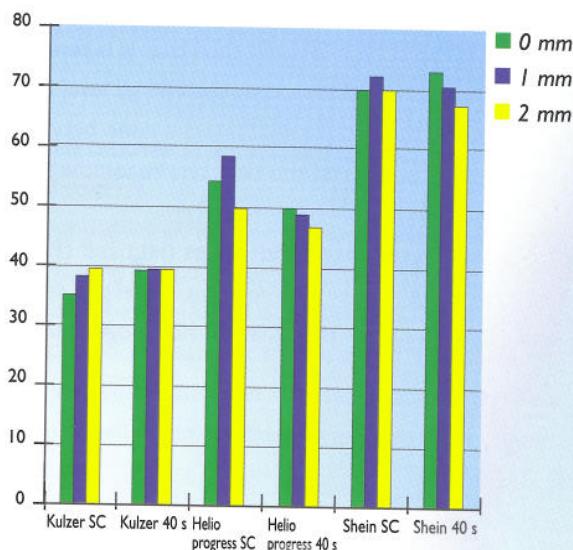


Fig. 6: Knoop Hardness at SC seconds for the Apollo 95E lamp and 40 seconds for the halogen lamp.

This difference in response to light results from the type of reaction in the polymerization of the polymer itself rather than from the dispersed energy.

Anyway, we would recommend the 'devotees' of polymerization in two steps to use the SC function, i.e. 1.5 seconds at half power followed by 3.8 seconds at full power, to allow them to put Professor Davidson's interesting theory into practice.

3.6 Analysis of the contraction of the composite

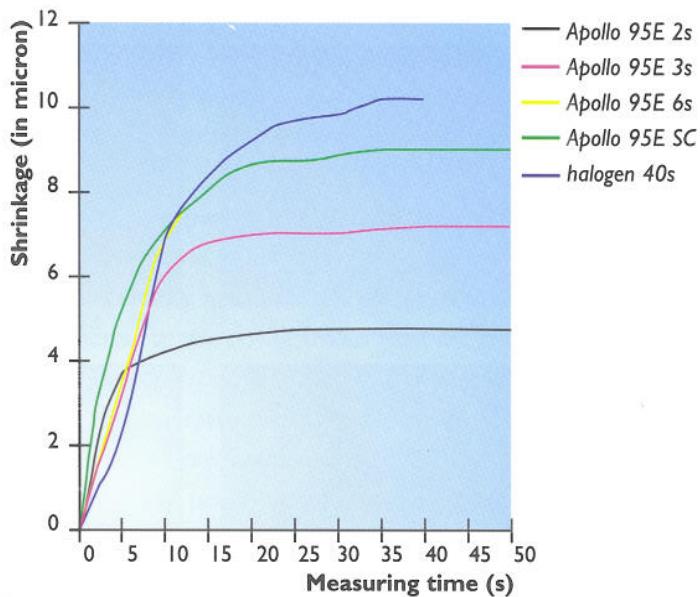


Fig. 7: Comparative dilatometric curve of the composites with a plasma lamp during 2s, 3s and 4s and a halogen lamp during 40 seconds.

We know that a composite contracts during polymerization, not in proportion to the time of the reaction but in proportion to the number of double compounds transformed. Hence, there is no relation between the light source used and the variations of the volume observed.

All our studies prove that a rapid polymerization gives less contraction, which, at first sight, seems contradictory to the theory expounded above. In reality, there is no contradiction at all. We believe that the quicker the adhesion, the quicker the body is cured. This reduces the contraction since it prevents the internal restructuring, which, with slow halogen polymerization, stimulates the interpenetrations of molecules that are not completely polymerized in the other molecules. We prevent, so to speak, an easy redistribution of the molecular structure.

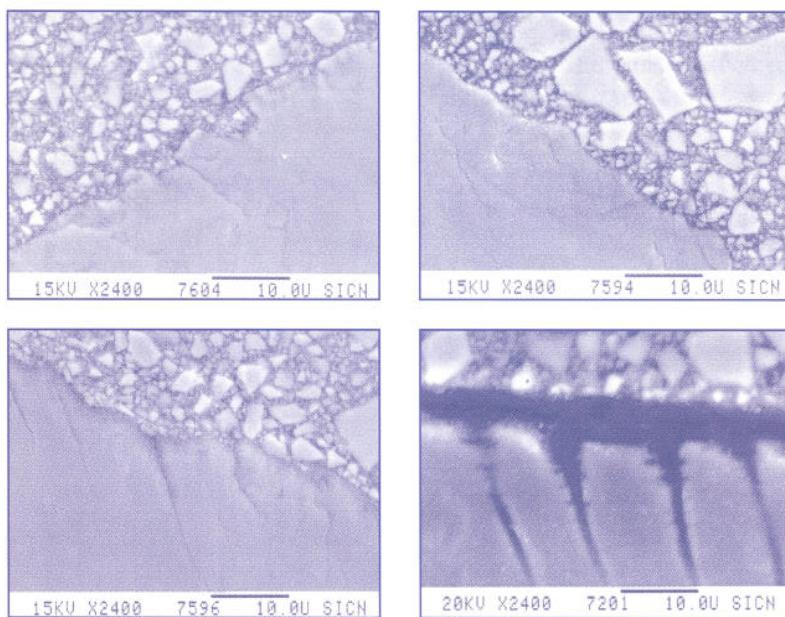
But then there is still the problem of internal tensions.

A recent theory suggests that it is better to polymerize slowly if you want to have a minimum of internal tensions. We think this is not correct since a rapid polymerization results in a reduced contraction, i.e.: less overall tension. When looking at the results of our experiments, the tensions seem to be dispersed. We create a kind of dispersed tensions and there is not enough time for the resin in the composite material to create a global tension.

We use the composite's heterogeneity to create barriers for the internal tension trying to create a global tension (study of finished elements).

It goes without saying that we do not question the theory of a slow polymerization. In case of a slow polymerization, the composite behaves like a homogeneous instead of like a heterogeneous body, allowing a global distribution of the internal tensions. In that case, we absolutely must extend the polymerization time as much as possible, up to 60 seconds and even up to 4 or 5 mn.

3.7 Analysis of the interface between tooth and filling



This analysis allowed us to validate our theory of rapid polymerization and the dispersion of tensions. All the measurements we carried out showed that the interface, and consequently the contraction, is smaller with the plasma lamp than with the halogen lamp.

- As for the enamel, all our measurements showed that the space between tooth and filling was in practically all cases nonexistent.
- As for the dentine, we find that, when polymerizing at a depth exceeding 1.5 mm, an interface appears that is larger in proportion to the thickness of the layer. The interface is significantly smaller than with a halogen lamp, provided that a good bonding was chosen.

These two observations regarding the use of the plasma lamp show that:

- generally speaking, there is less contraction
- if a good fixing method was used, there is no interspace (composite already deposited or good bonding)
- the composite material behaves like a heterogeneous body and the transformation of the global tension into a dispersed microtension leads to a reduction of the global deformation.
- the more important the layer, the more the sum of microtensions will come close to reaching a global tension which is typical of a slow polymerization.

Finally we also observed that the composite seemed to be attracted by the luminary source. Since the power of the lamp enabled us to work with transillumination, we were able to reduce, in certain samples, the space between tooth and filling even more, by polymerizing straight through the tooth (Dr. J. Bertrand)

4. Clinical results and analyses

Over 500 Apollo 95E plasma bulbs are being used today in dental practices and some have been using this bulb for almost a year now. We have gathered some clinical information which, in our opinion, could be of interest for the every-day use in dentistry.

Indeed, you will be surprised by **the power of the bulb** from the first time you use it. It is important always to be careful and never to direct the light rays towards the eyes of the patient, even though the risk is smaller than with LASER rays.

The most significant contribution of this power makes itself felt in four essential domains.

These are:

- photopolymerization of highly transparent composites, e.g. the Cavex clearfill. It is possible to polymerize coronoradicular reconstitutions of over 12 mm in 3 seconds.
- photopolymerization of orthodontic pastes for braces in 2 or 4 seconds, which is a considerable advantage for both the dentist... and the child. Transdental illumination makes an extremely rapid and complete photopolymerization possible (according to orthodontists).
- this transdental polymerization tested for the first time by Dr. Bertrand also allows a good composite polymerization without openings in the marginal crista (new Kavo technique...)
- it allows a reduction of the space between tooth and filling if one takes care to use the polymerization for the first layer of composite in the cavity.

The second function, which, at first sight, seems to be the most spectacular, is the **time reduction**. It is obvious that:

- applying composite material in successive layers becomes child's play, and it is a joy to put Davidson's theory into practice under these conditions, not having to work with 8 layers of 60 seconds (more than 10 mn in all, but less than 1 mn 30).
- the patient will also appreciate the advantages of rapid photopolymerization, especially if the patient is a child or if the polymerization is the last step in a relatively long treatment.
- this kind of polymerization, which is considerably more rapid, allows the dentist to spend more time on the finish of the occlusal surface.
- it goes without saying that the exposure of 2 seconds can be repeated once, twice or thrice at the end of the reconstitution, to obtain an unequalled polymerization.
- of course, this brings us to the topic of provisional reconstitutions. Such a rapid polymerization makes it possible to reconstruct provisional dental prostheses directly in the mouth.
- finally, with a rapid adhesion we can prevent infiltrations of saliva and blood, which are so common, particularly in the proximity of a turgescent interdental papilla.

5. Conclusion

It is always difficult, even if it is not the first time, to present a new technology to the profession, especially when it concerns a common practice like the photopolymerization of composites.

Even if we still have a long way to go before we will be able to apply CAD CAM, the concept of the plasma bulb has been surprising us for more than 15 years thanks to the potential it holds for the profession and the improvement it has brought in every-day use.

The optimization of the development of the Plasma microtorch allowed us to master this technique gradually, and the striving for diversification made it possible to use it successfully in polymerization.

After two years of work, we are surprised and impressed by the results obtained, although we are fully aware that they contravene certain established practices. Rapid polymerization produces less heat, creates less contraction and makes the composites harder.

Indeed, we are sure this will lead to various experiments trying to refute this theory and to various scientific debates which we will follow with great interest. But, in our opinion, the comfort experienced by practitioner and patients thanks to this type of development will never be surmounted.

We and the people surrounding us are convinced that this development has created a revolution in every-day clinical practice, and that it has made a laborious task look like child's play, to say the least.

6. Bibliography

- (1) Cabe, M. 1989.
- (2) Cabe, M. Dental Material, 1989.
- (3) Cattani-Lorente, M. A.; Meyer, J. M. *J Biomat dent.* 1997, 12, 113-123.
- (4) Caux, Y.; Husson, R.; Maquin, M. *Chir dent de France et LQOS* 1991, 569, 51-55.
- (5) Collys, K.; Cleymaet, R.; Coomans, D.; Michotte, Y. *Dent Mater* 1992, 8, 332-335.
- (6) Cook In Posterior Composite Resin Dental Restorative Materials; 1 th ed.; Vanherle, G., Smith, D., Eds.; Quintessence Published , Co: Minnesota , USA, 1985; Vol. I; pp 273-286.
- (7) Craig , O. B. Dental material, 1987.
- (8) Curtis , M. Dental material, 1991.
- (9) DURET, F. doctorat second cycle, DCD, Lyon, France, 1973.
- (10) DURET, F. In Soc Francaise Dent Esthetique (SFDE): Paris, 1985.
- (11) DURET, F.; BLOUIN, J.; DURET, B. Q.O.S. 1985, 39, 197-216.
- (12) Duret, F. C. de Proth 1985, 50, 65-71.
- (13) Duret, B.; Reynaud, M.; Duret, F. *Ch Dent de France* 1990, 542, 69-77.
- (14) Duret, B.; Reynaud, J.; Duret, F. *Ch dent de France* 1990, 540, 131-141.
- (15) Eldimawany, M.; M, P. J.; Georges, L. A. *Am J Dent* 1993, 6, 222-224.
- (16) Fowler, C. S.; Swartz, M. L.; Moore, B. K. *Oper Dent* 1994, 19, 47-52.
- (17) Greener , E. H.; Harcourt, J. K.; Lautenschlager, E. P. *Materials Science in dentistry;* The Williams & Wilkins Co. ed.: Baltimore, 1972; Vol. I.
- (18) Hotta, M.; Hirukawa, H. *Oper. dent* 1994, 19, 42-46.
- (19) Jensen, M. E.; Chan , D. C. N. In Posterior Composite Resin Dental Restorative Materials; 1 th ed.; Vanherle, G., Smith, D., Eds.; Quintessence Published , Co: Minnesota , USA, 1985; Vol. I; pp 243-262.
- (20) Jensen; Kidd In Posterior Composite Resin Dental Restorative Materials; 1 th ed.; Vanherle, G., Smith, D., Eds.; Quintessence Published , Co: Minnesota , USA, 1985; Vol. I; pp 269-272.
- (21) Kidd, E. A. M. In Posterior Composite Resin Dental Restorative Materials; 1 th ed.; Vanherle, G., Smith, D., Eds.; Quintessence Published , Co: Minnesota , USA, 1985; Vol. I; pp 263-268.
- (22) Lee , H.; Orlowski, J. *Handbook of dental Composit restoratives;* Lee Pharmaceuticals ed.; Lee Pharmaceuticals: Los Angeles, 1974; Vol. I.
- (23) McCabe, J. F. *Applied Dental Materials;* 7 th ed.; Blakwell Scientific Publications: Oxford, 1990; Vol. I.
- (24) Miyawaki, H.; Taira, M.; Toyooka, H.; Wakasa, K.; Yamaki, M. *Dent Mater J* 1993, 12, 62-68.
- (25) O'Brien Dental Material, 1994.
- (26) O'Brien, J. *Dental Material and Their Selection;* 2 th ed.; Quintessence Publishing Co, Inc: Chicago, 1997; Vol. I.
- (27) Pagniano, R. P.; Johnston, W. M. *J prosthet Dent* 1993, 70, 214-218.
- (28) Phillips, R. *Science of Dental Materials;* Saunders Compagny ed.; Saunders Compagny: Philadelphia, 1991; Vol. I.
- (29) Phillips, R. *Sciences of Dental Materials;* Harcourt Brace Jovanovich inc: Philadelphia, 1991.
- (30) Pilo, R.; Cardash, H. S. *Dent mater* 1992, 8, 299-304.
- (31) Roulet , J. F. *Degradation of dental Polymers;* Karger ed.; Karger: Basel, 1987; Vol. I.
- (32) Ruyter, I. E. In Posterior Composite Resin Dental Restorative Materials; 1 th ed.; Vanherle, G., Smith, D., Eds.; Quintessence Published , Co: Minnesota , USA, 1985; Vol. I; pp 109-135.
- (33) Stecher, P. G. *New Dental Material;* Noyes Data Corporation ed.; Noyes Data CorporationStecher, P G: Park Ridge , New Jersey , USA, 1980; Vol. I.
- (34) Tay, F. R.; Gwinnwtt , A. J.; Pang , K. M.; Wei , S. H. Y. *J Dent Res* 1995, 74, 1168-1178.
- (35) Vanherle, G.; Smith, D. C. In *Symposium and Proceedings on Posterior Composite;* Symposium, M. C., Ed., 199-.



Tested on your behalf: the Apollo 95 E (DMD) light

Members of the older generation will look back without nostalgia on self-curing composites and that interminable moment while we waited, often with two fingers in the patient's mouth to hold the transparent matrix in place, and suffering from either cramp or boredom, for the Adaptic to harden. Light-curing composites revolutionised our practice, and we thought we had attained nirvana thanks to the «instant» curing of products under light. Fifteen years on, composites have improved, their indications have expanded, we bond at the drop of a hat, and we still spend several minutes torn between cramp and boredom, and now dazzled as well, holding the visible light curing unit at the proper angle in the patient's mouth.

The arrival on the market of a plasma light unit, which supposedly cures composites in a second, has been greeted by reactions that are both enthusiastic and at the same time somewhat sceptical. If it works, it will obviously represent an enormous step forward with regard to comfort (for both patient and dentist), safety (reduction in the risk of pollution) and profitability. But is it possible? Won't it have detrimental effects on the degree of adhesion and the physical qualities of the composite; won't it damage the pulp? In other words, this light unit is too good to be true, there must be a hidden disadvantage.

The Apollo 95E takes the form of a metal case approximately 30 cm wide, 25 cm deep and 10 cm high. A 1.7 metre-long flexible connection conducts the light via a liquid conductor to the traditional intrabuccal end-piece. With the aid of four keys, the unit can be set to 1, 2 or 3 seconds or an SC position for progressive intensity. It can also be switched over and used for whitening (I must stress that I have not tested this option and shall not, therefore, be discussing it).

The Apollo 95E includes a plasma light that differs radically from the halogen lights we are currently using. Unlike the latter, whose spectrum is very broad, the curve of the plasma light's spectrum is essentially developed in the frequencies between 460 and 480 nm, which is of interest to us since the current polymerisation initiators (camphoroquinones) are most sensitive at 475 nm. This means that it is much more effective, while at the same time there is a significant reduction in the radiation producing the heat: thus the temperature in the pulp rises much less, comparatively speaking, especially since the exposure time is considerably reduced.

Although the plasma light is around ten times more effective than halogen lights, there is virtually no change in the characteristics of the composite, either the hardness, the rate of polymerisation or shrinkage (which thus always presupposes polymerisation in thin layers). Taking into account the narrow spectrum of the Apollo 95E, certain composites, such as Z100 from 3M, Clearfill from Cavex, Herculite from Kerr, etc., achieve better results with the plasma light (2 mm / 3 seconds) than with the traditional light (2 mm / 40 seconds). Others (Kulzer, Schein, Helio-Progress) require progressive illumination (SC position: automatic step curing, 1.5 seconds at half power followed by 3.8 seconds at full power) in order to achieve the same results as the traditional 40-second light. Tests are in progress on all the composites on the market and will make it possible to determine the minimum exposure time setting for each one, between 1 and 5 seconds.

From a clinical point of view, daily use of the Apollo 95E over several months in a practice geared to bonding (composites, facets, building up stumps with composites, jackets and bonded inlays) has made it possible to draw a number of preliminary conclusions:



It takes some time to get used to the change from the «light pistol» to the flexible connection. The size and the actions required to hold and position the end-piece are different. Ergonomics need to be taken into account in positioning the case.

A considerable amount of time is saved. The practitioner is much more comfortable. More procedures can be included in sessions without tiring the patient.

A few years ago we carried out a small study of AED's members: over 50% of the lights tested failed to produce sufficient energy to polymerise composites correctly. This source of failures in the short or long term is virtually eliminated if a high-energy light is used.

It is known that composite setting shrinkage occurs in the direction of the light. Thus with the light in the occlusal position, there is a tendency for the composite to come away from the pulp wall. With a plasma light, and thanks to its power, the light can pass through the tooth, thus avoiding this problem. This characteristic meets the needs of colleagues who insert bonded facets: all of them have always expressed a wish to be able to begin with palatal or lingual exposure, in order to turn the shrinkage of the exposed composite into an actual advantage, and to be able in this way to virtually «aspirate» the facet against the tooth, ensuring the closest possible bond.

How many of us scrupulously and systematically adhere to the rule of 40 seconds per two-millimetre layer? With the Apollo 95E, and its unprecedented speed of action, you soon find yourself in a position to apply layers of less than two millimetres before curing. With the aid of a dental nurse, it is almost like painting: application of a small layer, one second of curing by the nurse, and repeat. If there is no nurse, you need to put the flexible connection down within reach, but this is not too difficult. As well as being fast, the procedure is safe and easy to put into practice.

With some composites with very little opaqueness, you can cure crown-root repairs very rapidly (up to 12 mm in 3 seconds).

I do not do orthodontic work, but I can imagine the advantages of being able to affix braces in two to four seconds, possibly by passing the light through the teeth.

For MacLean's cavities (tunnel cavities), curing from the proximal cingulum undoubtedly offers greater safety.

I have observed no examples of post-operative sensitivity or failure to bond. Although this comment is not very scientific, you will agree that bonding is extremely sensitive to the technique and that poor curing inevitably results in immediate problems, particularly since the light was used many times during the trial period. In clinical and macroscopical terms, it is also possible to make a rough assessment of how adaptable the unit is and of the quality of hardening, and it achieves full marks on both counts.

Out of laziness, I had abandoned the «post cure» technique, which involves repolymerising the composite for one minute on completion. Now, in a few seconds you can achieve the optimum rate of polymerisation for the repair.

All of us could use our imagination to help to find new applications for light-curing resins. For example, rapid implementation of direct temporary repairs and, in particular, temporary facets.

To summarise, the Apollo 95E appears to represent a highly original technological breakthrough. The investment is amply justified in the case of practices where bonding techniques are used regularly.

Didier Cauchie
Secretary AED



PRATIQUE CLINIQUE

SFDE**EN DIRECT DE LA SOCIÉTÉ FRANÇAISE DE DENTISTERIE ESTHÉTIQUE**Rubrique animée par **BERNARD TOUATI ET PAUL MIARA**

Mise au point sur la lampe à polymérisation ultra-rapide plasmatique :

bilan après 6 ans et mode d'emploi

Pr François DURET
Château de Tarailhan
11560 Fleury d'Aude

Dr Bruno PÉLISSIER
EFR d'Odontologie de Montpellier
545 avenue du Pr Viala
34113 Montpellier

Mlle Blandine CREVASSOL
Château de Tarailhan
11560 Fleury d'Aude

Cet article devrait permettre aux cliniciens de mieux comprendre le principe de la polymérisation ultra-rapide, de se familiariser avec le protocole précis de mise en œuvre et surtout de découvrir son intérêt en clinique.

Editorial

L'

innovation dans le domaine dentaire suscite souvent, dans une première phase, des avis divers et très critiques ; ils ont l'inconvénient de noyer l'omnipraticien sous des informations contradictoires.

Il nous semble évident que l'innovation doit être défendue et encouragée et que nos chercheurs doivent être mieux compris et plus soutenus pour améliorer, adapter, affiner le résultat de leurs recherches aux contraintes cliniques.

Nous avons mille exemples d'innovations, qui ne semblaient pas au point et qui, au fil du temps, par des améliorations successives, sont devenues rapidement indispensables dans notre pratique quotidienne. On peut citer : le blanchiment, les facettes de céramique, l'adhésion, l'implantologie, la CFAO ...

Ce qui nous semble important et que nous avons toujours défendu dans ces colonnes, c'est de pouvoir apporter, avec les éléments dont nous disposons, des réponses claires aux questions que nous nous posons quotidiennement quant à l'efficacité et à la fiabilité d'un produit ou d'un matériel nouveau.

Aujourd'hui la photopolymérisation est l'objet de nombreuses polémiques et suscite beaucoup de questions : peut-on garder nos lampes traditionnelles, doit-on opter pour une photopolymérisation progressive, séquentielle, ou au contraire ultra-rapide, doit-on choisir des lampes à basse ou haute énergie ?

Chaque thèse est aujourd'hui défendue à base d'arguments scientifiques pour justifier la mise sur le marché de tel ou tel type de lampes.

Le facteur déclenchant de cette remise en question d'un système qui date depuis plus de 30 ans est sans aucun doute la lampe à plasma mise au point par un chercheur français, le Docteur François Duret.

On peut enfin photopolymériser un composite en quelques secondes. Ce seul argument a suffi pour séduire plus de 25 000 confrères. Malgré ce succès commercial, cette polymérisation ultra-rapide a déclenché de la part des chercheurs et des praticiens une série de questions pour lesquelles nous n'avons jamais eu de réponses précises, ce qui entretient des doutes, qu'il nous paraît, dans l'intérêt de tous, important de clarifier.

C'est pourquoi nous avons donné la parole au Docteur François Duret, afin qu'il puisse nous donner les indications et les limites de ce type de lampe, un mode d'emploi précis et surtout des garanties scientifiques quant à l'efficacité de ce type de polymérisation.

Tout ce qui est dit dans cet article n'engage que l'auteur à qui nous n'avons évidemment imposé aucune censure. Nous restons attentifs aux critiques qui seront faites et nous nous engageons à publier tous les éléments susceptibles de préciser ou d'éclaircir les arguments scientifiques avancés dans ce travail.

Paul Miara

La reconstitution, à l'aide d'un composite dentaire, fait partie de la pratique journalière dans un cabinet dentaire. Afin de faciliter ce travail clinique important, de nombreux chercheurs en ont perfectionné la qualité et la facilité de réalisation.

Dans cet esprit, le résultat de nos recherches entre 1993 et 1997 ont permis la conception d'une nouvelle lampe à énergie plasmatique permettant une polymérisation rapide que plus de 25.000 dentistes utilisent quotidiennement. Il nous a semblé aujourd'hui nécessaire de donner un certain nombre d'informations capitales et vérifiables, résultat de nos recherches incessantes sur la polymérisation rapide, afin de répondre à certaines polémiques et certains résultats de tests de laboratoire scientifiquement discutables.

Ces informations, qui seront suivies d'articles de fond, tiennent compte aussi des résultats scientifiques obtenus et publiés par plusieurs laboratoires de grand renom. Ils confirment nos propres observations (Duret, 1998) et nous permettent de justifier d'un protocole précis de mise en œuvre que nous recommandons et qui a l'avantage de respecter les principes de montage des composites par couches successives, en diminuant considérablement le temps de travail du praticien.

Rappel de base

La réaction de prise

Une lampe à photopolymérisation est une source lumineuse capable d'activer les photo-initiateurs de la polymérisation des composites dentaires. Basiquement la réaction photopolymérisation se divise en trois temps (Ruyter, 1985) :

- un premier temps où, la camphoroquinone activée par la lumière se voit mise en état d'excitation, état transmis à une molécule réceptrice, classiquement une amine, capable de libérer un groupement radical ;
- un deuxième temps, où le radical activé réagira sur la grande molécule afin de la mettre elle-même en état d'excitation. Cette réaction peut elle-même requérir deux étapes s'il s'agit de molécules photo-initiatrices associées à des activateurs de réaction. C'est le cas en particulier des réactions mettant en jeu les dérivés Uretane comme le diurethane di-methacrylate ;
- un troisième temps où la grande molécule va se lier à d'autres grandes molécules pour former un réseau de plus en plus complexe avec des ponts dans tous les sens. Plus l'aspect "moléculaire fibreux" sera dense et plus la viscosité diminuera jusqu'au moment où cette viscosité sera pratiquement nulle. On dira alors que le composite est polymérisé. Il forme une immense molécule interdisant presque tout

mouvement de ses composants. C'est dans cet immense maillage que sont prises les charges. Il existe même, dans certains composites, des réactions entre la grande molécule de polymère et la charge conduisant une réelle interphase de liaison.

Cette réaction de polymérisation, appelée aussi de réticulation, est à la base de tout ce que l'on reproche au composite aujourd'hui. Tout d'abord la création de liaisons chimiques rapproche les molécules les unes des autres, ensuite le passage de doubles liaisons en simples liaisons plus courtes amplifie le phénomène, enfin la naissance de conformation tridimensionnelle à partir de molécules linéaires répulsives explique la contraction naturelle de la résine du composite au moment de sa prise.

Pour réduire cette contraction et augmenter sa dureté, les fabricants ont ajouté aux composites des charges qui, évidemment, ne sont pas contractiles. La contraction globale moyenne était de l'ordre de 2 à 4 % il y a encore 5 ans, mais elle tend à se réduire aujourd'hui autour de 1 % à 2 % grâce aux nouvelles molécules, aux nouveaux Ratio charges/résine, aux compositions des charges et aux nouveaux conditionnements des composants.

Cette contraction "naturelle" explique l'apparition d'un espace entre la dent et la cavité au moment de la prise, espace d'autant plus important que le volume de composite utilisé est élevé. Cet espace est astucieusement comblé par des composites "interfaces" plus ou moins élastiques (les bonding).

Elle explique aussi le stress au moment du retrait. Celui-ci est en quelque sorte l'accélération de la contraction de la réaction de polymérisation. A priori, si l'on "colle" le composite avec une interface peu souple, on pense que, plus la prise est rapide, plus la traction du composite sur la dent sera élevée et risquera de blesser l'email en certains endroits. On verra que ceci n'est pas totalement vrai.

Le degré de polymérisation (en général autour de 70% dans les composites dentaires) induira la contraction et le stress, mais aussi la dureté. C'est la raison pour laquelle nous mesurons souvent la dureté pour savoir si une résine est polymérisée ou non. En réalité cette approche est très imprécise et ne peut être comparée que composite par composite en utilisant comme référence un bloc totalement polymérisé ce qui est quasi impossible. Pour mesurer ce degré, il est préférable de faire appel à la Calorimétrie différentielle à balayage ou DSC (Abadie et Rouby, 1998), les mesures d'analyse infra rouge ou IR ou la Calorimétrie différentielle à Compensation de Puissance (ou DPC).

Il existe enfin des mesures annexes, comme les propriétés physiques des matériaux polymérisés qui auront de l'importance sur le devenir d'un composite dans le temps. La question est alors : la durée de vie est-elle compatible avec l'esthétique de la reconstitution ?

Ceci expliqué succinctement, nous allons maintenant chercher à comprendre ce que sont ces nouvelles lampes à polymérisation rapide qui, à la différence d'une lampe classique halogène, permettent de réduire le temps de réaction de prise de 40 à 2 secondes.

Composition d'une lampe à polymérisation rapide plasmatique (fig. 1)

Une lampe dite "à polymérisation rapide", dont la lampe plasmatique est aujourd'hui l'exemple le plus populaire, est conçue de telle sorte qu'il soit opéré une sélection sévère et précise de la zone de longueur d'onde active sur les photo-initiateurs lançant la réaction afin de pouvoir en monter la puissance énergétique active sans risque de surchauffe.

La famille des camphoroquinones (Ruyter, 1985) (ou CPQ), la plus célèbre dans les photo-initiateurs, se situant entre 400 et 500 nm, il a été recherché naturellement des ampoules fournissant le gros de leur puissance lumineuse dans cette zone de longueur d'onde. La lampe halogène n'y étant pas très "puissante", sinon à coût et volume élevés, les chercheurs se sont progressivement tournés vers des sources différentes comme les émissions Laser ou les arcs Plasmatiques.

Les LASER, par exemple les tubes Argon, ont l'avantage d'offrir un maximum d'énergie dans des zones très spécifiques (spectre de raie monochromatique) mais malheureusement cet avantage est aussi un inconvénient car le spectre d'émission (ou de raies) étant très étroit, il s'avère trop sélectif. Il est alors difficile de savoir avec certitude quel composite fonctionne avec tel type de LASER. De même, si un composite réagit bien, un problème peut apparaître lié à la teinte. Pour augmenter leur efficacité, il faut travailler en mode addi-



Fig. 1 - Une lampe plasmatique type

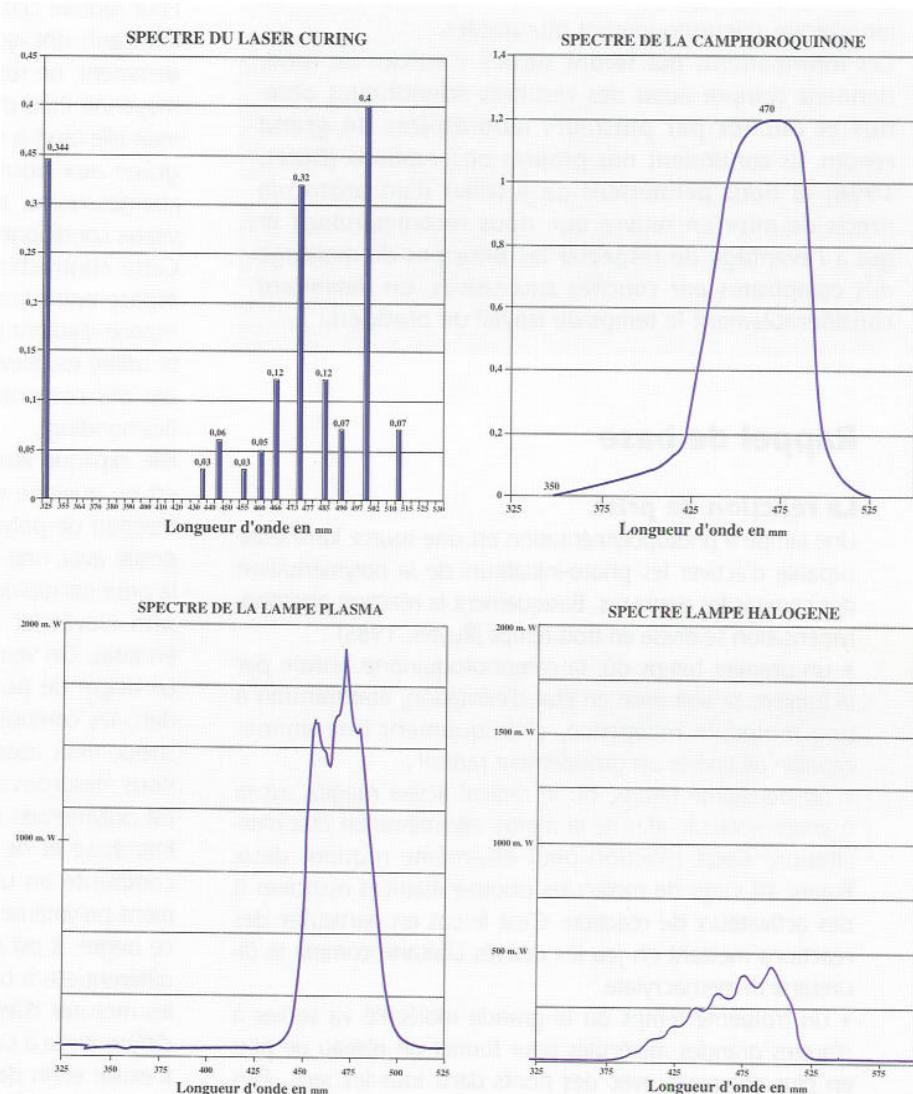


Fig. 2 - Spectre de la Camphoroquinone et d'émission pour les lasers, lampes halogène et lampes plasma

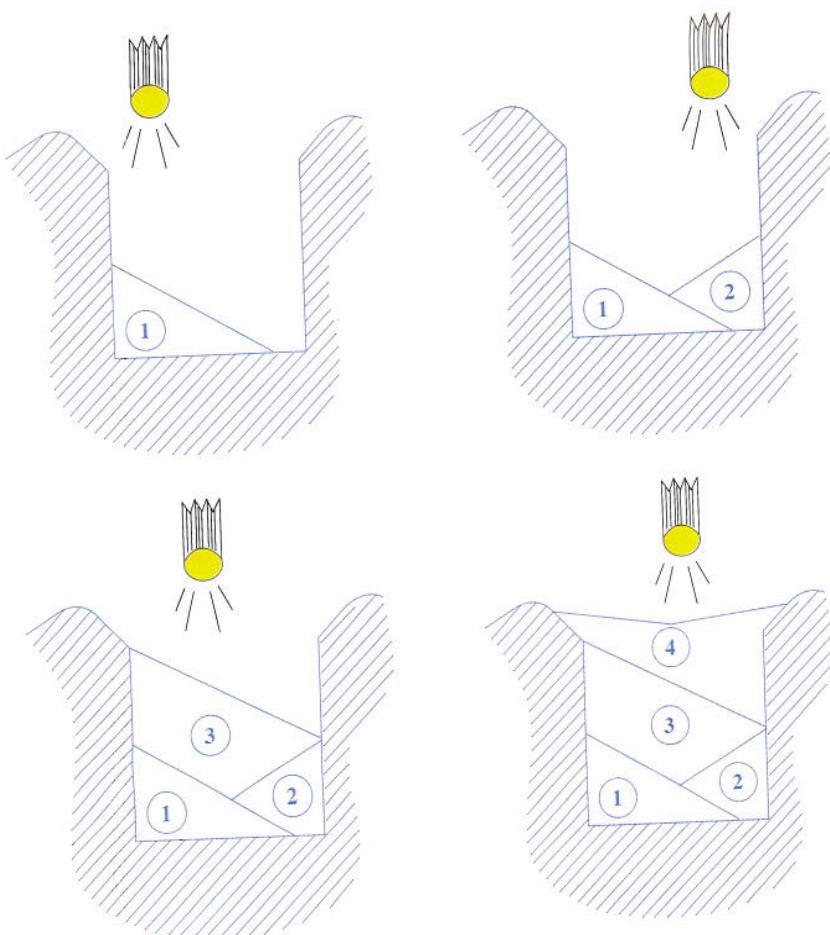


Fig. 3 - Mode opératoire multi couches en polymérisation ultra rapide.
Exemple d'une obturation de 6 à 7 mm de profondeur en 4 couches assurant un minimum de stress et de contraction (Recommandation de l'auteur)

tif c'est-à-dire ajouter de nouveaux corps émissifs pour élargir la bande passante, ce qui reste très complexe et très coûteux.

Avec un arc plasmatique, l'émission a des puissances moindres que les LASER, toute proportion gardée car elles sont de 10 à 20 fois plus élevées que les lampes halogènes à 450 nm, mais elle se fait sur un spectre plus large et continu avec des pics très intéressants dans la zone active de la Camphoroquinone. Pour éviter d'avoir trop de lumière inutile, il suffit de travailler en mode soustractif c'est-à-dire de filtrer les zones que nous n'utilisons pas.

La lampe plasmatique (Christensen et Palmer, 1999) est toujours bâtie sur le même principe (fig. 2) :

- une ampoule plasmatique, à électrodes tungstènes placées dans un tube renfermant un gaz Argon et émettant entre 320 et 1800 nm avec un pic moyen à 430 nm et un autre très haut à 475 nm, justifiant du choix de cette

source puisque nous sommes au centre de la zone de photosensibilité des photo-initiateurs des composites dentaires ;

- une carte de puissance amenant l'énergie nécessaire à la lampe et régulant son débit ;
- un système de filtrage interne réduisant le spectre de la lampe à un simple pic de 100 nm de large ;
- une fibre liquide réduisant faiblement la puissance du générateur ;
- un embout sélectif stérilisable pour la plus grande partie des composites et réduisant la bande passante à 50nm entre 450 et 500 nm et un autre embout (appelé aussi tip du solitaire) réduisant lui aussi le champ à 50 nm, mais cette fois-ci entre 400 et 450 nm ;
- un clavier de commande très simplifié comportant une sélection du temps (1, 2, 3 secondes ou en mode SC soit 5.2 secondes à deux puissances différentes).

Caractéristique de la polymérisation rapide

La lampe à polymérisation rapide, qu'il ne faut pas assimiler obligatoirement à une lampe à haute énergie même si cela fait partie de ses critères, est apparue dans les cabinets dentaires il y a environ 6 ans avec un temps d'exposition se situant entre 15 et 20 secondes pour 2 mm de profondeur. Ce n'est qu'au milieu de 1997, avec la lampe à polymérisation ultra rapide Apollo 95E (moins de 3s pour

2mm), que la profession a découvert l'extraordinaire apport de ce nouveau concept.

Elle n'est pas différente des lampes halogènes car elle active les mêmes composants mais elle le fait plus vite en apportant plus de lumière active en un temps très court.

Il nous reste donc à savoir si cette modification du temps d'exposition est compatible avec les règles de l'exercice de notre profession.

Mode opératoire dans une polymérisation ultra rapide

La polymérisation ultra rapide à l'aide de la lampe plasmatique doit être étudiée avec le maximum d'objectivité. Objectivité signifie ne pas chercher à prouver le bien ou le mal fondé de ce nouveau concept, beaucoup praticiens l'ont déjà choisi, mais d'expliquer comment, en fonction

de ses caractéristiques actuelles, il est possible d'utiliser rationnellement au cabinet dentaire une lampe à plasma avec une garantie de résultat au moins égale à une lampe halogène en un temps de 10 à 20 fois moindre.

Rappelons une nouvelle fois qu'il n'a jamais été demandé à une lampe plasmatique de polymériser 5 mm de composite en 2s, encore qu'avec certains composites elle en soit capable (Cavex Clearfil), mais de permettre de faire une cavité composite en quelques secondes avec moins de contraction qu'avec une lampe halogène. Elle en est parfaitement capable si l'on suit un mode opératoire simple et strict.

Concept opératoire d'une lampe à polymériser ultra rapide

Si l'on souhaite avoir moins de stress et moins de hiatus dent/obturation lors de la prise d'un composite, il faut en réduire le volume.

La meilleure façon de le faire est d'appliquer la théorie du multicouches (fig. 3) comme le conseillent, bon nombre d'auteurs comme le Pr Davidson (ACTA). En divisant le volume du composite en petites parts, la contraction sera finalement identique, mais la couche contre la dent étant plus petite que tout le composite, l'espace pouvant naître entre la paroi et le composite sera moindre. Si, en plus de cela, nous pratiquons la trans-illumination (Lutz) nous pouvons, au dire de l'auteur, attirer le composite contre la dent et limiter encore plus le hiatus.

Toutes ces techniques de stratification, malgré leurs immenses avantages et leur simplicité de mise en œuvre, sont peu utilisées en pratique quotidienne, car une application multicouches nécessite souvent un temps de travail trop long avec une lampe halogène classique. Par contre elles deviennent possibles et tout à fait justifiables avec la lampe plasma.

Nous avons conçu la première lampe à polymérisation ultra rapide afin de respecter ces théories, les sortir du monde des laboratoires et les rendre accessibles à tous les cliniciens dans leur exercice quotidien.

Nous pensions que ceci était l'évidence même, surtout pour les chercheurs qui faisaient la promotion du multicouches. A notre grande surprise, si la quasi-totalité des cliniciens l'ont spontanément et correctement utilisé, en réalisant de véritables constructions contrôlées en bouche, barrage à salive limitation du débordement du sang papillaire etc, il n'en fut pas de même de certains chercheurs qui l'ont souvent étudié comme une lampe halogène.

Nous avons ainsi pu voir des composites de 3, voire 4 mm d'épaisseur recevant moins de 2 secondes d'éclairage comme si les concepts de la propagation lumineuse, du stress ou de la contraction avaient subitement disparu. Il en fut de même de ceux qui défendaient hardiment le

multicouches. Bref nous avons vu apparaître des résultats n'ayant qu'un intérêt anecdotique là où le praticien voulait être guidé dans son travail. On comparait des choses incomparables.

Mode opératoire d'une lampe à polymériser ultra rapide

Une lampe à polymériser de type ultra rapide permet de faire du multicouches quotidiennement en cabinet, donc de polymériser en moins de temps et avec moins de contraction qu'avec des méthodes traditionnelles.

Pour cela il faut déposer une première couche de 1,5 à 2 mm de composite et donner entre 3 et 5 flashes de 1 seconde puis recommencer par couche de 1,5 à 2 mm d'épaisseur. Sur la dernière couche nous conseillons un flash mode Step Curing (5 secondes, deux puissances) qui par son action photonique et thermique, permet un "glaçage intéressant" de la surface. Pour appliquer le concept de la trans-illumination, trois flash trans-dentaire de 1sec par face de composite sont nécessaires avant d'illuminer en direction occlusale.

Attention ! tous les composites ne se comportent pas de la même manière avec une lampe halogène et a fortiori avec une lampe plasma. La liste en fin d'article donne les informations sur les composites que nous avons testés.

Analyse des effets de la polymérisation rapide

Si le mode opératoire indiqué dans le chapitre précédent, est correctement suivi, les résultats que nous présentons sont reproductibles et permettront d'obtenir de bonnes obturations en un temps très court.

Analyse du temps de polymérisation

La recherche du minimum de contraction pour un composite oblige tout praticien à déposer des couches de 1.5 mm à 2 mm d'épaisseur. Si l'on prend l'exemple d'un composite de 5 mm d'épaisseur, les temps de polymérisation (c'est-à-dire d'exposition) avec une lampe halogène seront d'environ 4 minutes alors qu'avec la lampe à polymérisation rapide ils seront seulement de 20 secondes en moyenne (fig. 3) Une indication assez précise réalisée par un groupe de praticiens utilisant une lampe plasmatique depuis plus de deux ans, se trouve sur le NET.

Si de plus la méthode de trans-illumination est appliquée sur un bi ou un tri-face, le temps d'exposition se situe entre 5 et 6 mn avec une lampe halogène contre 30 à 40 secondes avec la lampe plasmatique (fig. 5).

Le gain de temps apporté par la polymérisation rapide est considérable, surtout si l'on respecte le protocole de mise en

Fig. 4 - Tableau d'analyses des composites avec utilisation d'une lampe plasmatique, publié par un groupe de travail de Los Angeles (sources : société DMD)

Product	Manufacturer	Shade	Time	Not indicated for fast cure	Product	Manufacturer	Shade	Time	Not indicated for fast cure
All samples are cured at 2 mm									
HYBRIDS									
All samples are cured at 2 m									
COMPOMERS/GLASS IONOMERS									
ALert	Jeneric/Pentron	A2	3		Compoglass	Vivadent	A3		✓
APH	Caulk	C3	3		Dyract	Dentsply	A2	3	
ASAP (Apollo)					Elan	Kerr	A1		✓
Restore	DMD	A2	3		Ionosit	DMG		3	
Build-It	Jeneric/Pentron		3		Vitrebond	3M		6	
Charisma	Kulzer	A20	3		Vitremer	3M			✓
Epic-TMPT	Parkell	A2	3		ADHESIVES				
Elan	Kerr		3		ASAP				
Fermi N					(Apollo Bond)	DMD		3	
Temporary	Ivoclar/Vivadent			✓	Adhesive Bond II	Kulzer		3	
Filtek Z 250	3M		3		Bond-1	Jeneric/Pentron			✓
Fluorocore	Dentsply		3		Clearfil Photocure	J. Morita			✓
Herculite XRV	Kerr	A-3.5	3		Excite	Vivadent			✓
Hybrid	DMD	A2	3		PQ1 Permaquick	Ultradent			✓
Hytac	ESPE	A1	3		One-Step	Bisco			✓
Prodigy	Kerr	A2	3		Optibond Solo	Kerr			✓
Pyramid	Bisco		3		Optibond FL Adhes.	Kerr		3	
Renamel Hybrid	Cosmedent		3		Scotchbond MP Adhes.	3M		3	
Sculpt-It	Jeneric/Pentron	A2	6		Single Bond	3M		9	
Solitaire	Kulzer	A3	9		Syntac	Vivadent		3	
Surefil	Caulk		6		Tenure Quick	DenMat		6	
Tetric	Vivadent	A1	3		SEALANTS				
TPH	Caulk	A3	3		Asap Seal	DMD		3	
Vitalescence	Ultradent	A2	3		Concise	3M		3	
Wawe	SDI	A2		✓	Delton Clear	Dentsply		6	
Z100	3M	A3	3		Heliosealf	Vivadent		6	
MICROFILLS									
Amelogen	Ultradent	A1	3		Optiguard	Kerr		3	
Durafill	Kulzer	A20		✓	Seal-Rite	Pulpdent		6	
Heliomolar	Vivadent	A1	3		Ultrasseal XT Plus	Ultradent		6	
Helioprogresse	Vivadent	A1	3		Ultrasseal	Ultradent			✓
Renamel	Cosmedent		6		Viseoseal	ESPE			✓
Silux Plus	3M				RESIN CEMENTS				
FLOWABLES									
ASAP (Apollo)					Choice	Bisco	B1	3	
Flowable	DMD	A2	3		Dual Cement	Vivadent			✓
Durafill Flow	Kulzer	B20		✓	Duolink	Bisco		3	
Flexi-Flo	EDS	A3		✓	Insure	Cosmedent	Clear	3	
Flo-Restore	Denmat	B3	3		Lute-It	Jeneric Pentron	Dark	9	
Flow-It	Jeneric/Pentron	A2	9		Lute-It	Jeneric Pentron	Light	6	
Renamel Microfill					Nexus	Kerr			✓
Flow	Cosmedent	A1	6		Twinlook	Kulzer		3	
Revolution	Kerr	A3		✓	Variolink	Vivadent	A1	3	
Star Flow	Danville	A1		✓	ORTHO ADHESIVES				
Tetric Flow	Vivadent	A2	3		Fuji Ortho	GC		3	

œuvre. Il va de soi que s'il n'est pas tenu compte de la contraction du composite et des risques que cela entraîne sur le joint périphérique, sur la dent elle-même ou sur la pérennité de l'obturation, ce gain de temps n'est que de 50%.

Il est très important pour le confort de travail du praticien mais aussi pour celui du patient, surtout en fin de séance !

Analyse du degré de polymérisation

Beaucoup d'études ont été menées depuis 2 ans sur le degré de polymérisation des lampes ultra-rapides. Elles ont tout d'abord apporté des résultats contradictoires, ayant souvent pour cause une mauvaise manipulation des lampes plasmatiques. Une illustration de cette remarque peut être apportée par une étude menée en France où l'on comparait la polymérisation de la lampe plasmique sur 4 mm de profondeur en 2 fois 2 secondes, contre 40 secondes avec une lampe halogène. Ceci est contraire au mode opératoire normal d'une lampe, mais aussi de la manipulation correcte d'un composite en dentisterie clinique.

Il nous semble plus logique de chercher à utiliser ces lampes à polymérisation ultra-rapide pour ce qu'elles sont et de trouver la meilleure voie pour potentialiser leurs apports. Les méthodes d'analyse qui ont été utilisées sont très performantes puisqu'il s'agit de la DSC (Differential Scanning Calorimetry) ou la DPC récemment développée par Abadie et Rouby, (1998).

Comme cela a été démontré à plusieurs reprises, et si un protocole clinique correct est respecté, la polymérisation plasmique est égale (Hofmann et coll., 1999), voire supérieure à la lampe halogène (Achard, 1999 ; Abadie et coll., 1999).

Analyse énergétique de polymérisation

Si la décroissance de l'énergie d'une ampoule plasmique se fait sur 5 ans (30%) (fig. 6) et si elle ne peut plus fonctionner quand la perte dépasse 45%, ce qui reste une bonne sécurité, celle d'une ampoule halogène se fait sur 6 mois. Au-delà elle a perdu son efficacité sans qu'il soit possible de s'en rendre compte.

Il n'est pas conseillé de suivre les

indications des testeurs de puissance, car ceux-ci n'ont pas le bon spectre de sensibilité (un testeur, comme le BPW 34 de Siemens qui équipe la plupart des lampes halogènes, mesure les rouges alors que la polymérisation se fait dans le bleu, 10 fois moins sensible !) et ils sont très sensibles à la température (effet Pelletier).

En moyenne, une lampe plasmique dépasse les 1800 mW/cm² efficace sur le photo-initiateur (c'est-à-dire vers 475 nm) contre 200 à 300 mW/cm² pour les lampes halogènes dans la même zone.

Avec un embout de 8 mm, c'est-à-dire de 0.5 cm² et rapporté à la largeur de bande de sensibilité de l'initiateur (comme les CPQ) 4 secondes d'exposition représentent 4 à 5 Joules. Pour obtenir la même valeur il faut attendre 40 secondes dans le meilleur des cas.

Comme l'ont montré de nombreuses études, l'énergie plasmique est plus stable et plus efficace (Christensen et Palmer, 1999a et b) que celle d'une lampe halogène ou d'un Laser.

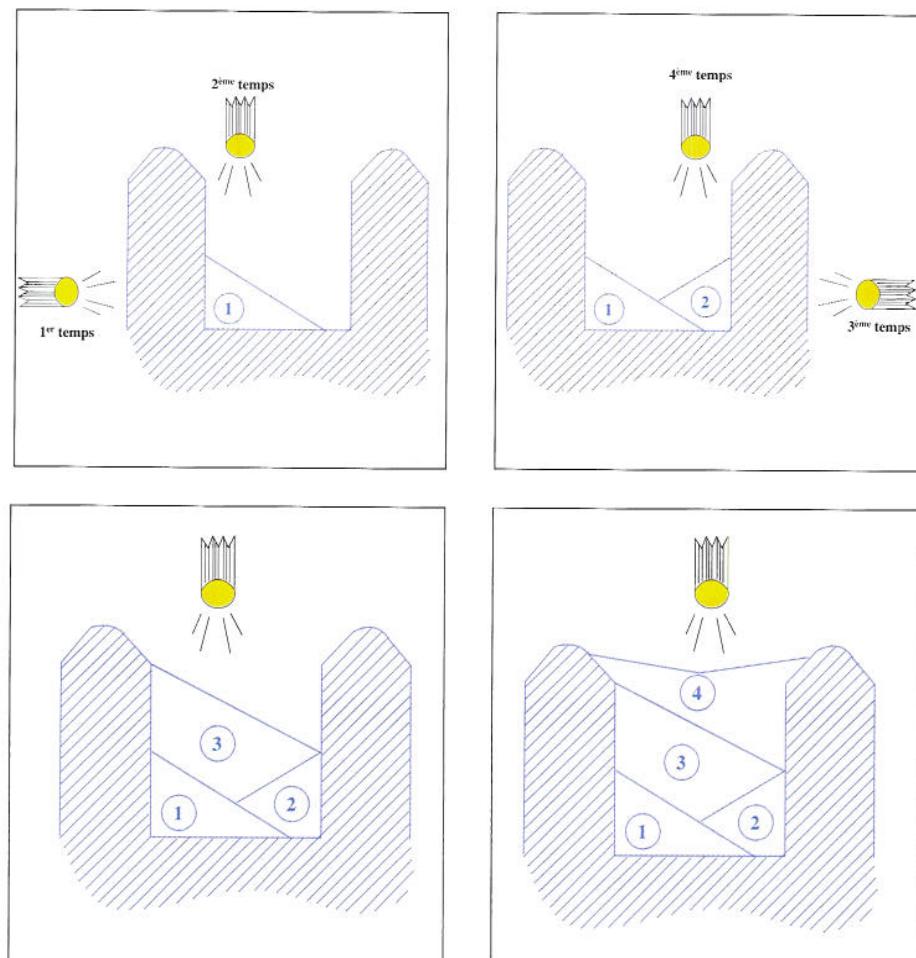


Fig. 5 - Mode opératoire multi couches avec transillumination en polymérisation ultra rapide. Exemple d'une obturation de 6 à 7 mm de profondeur en 4 couches assurant un minimum de stress et de contraction (Recommandation de l'auteur)

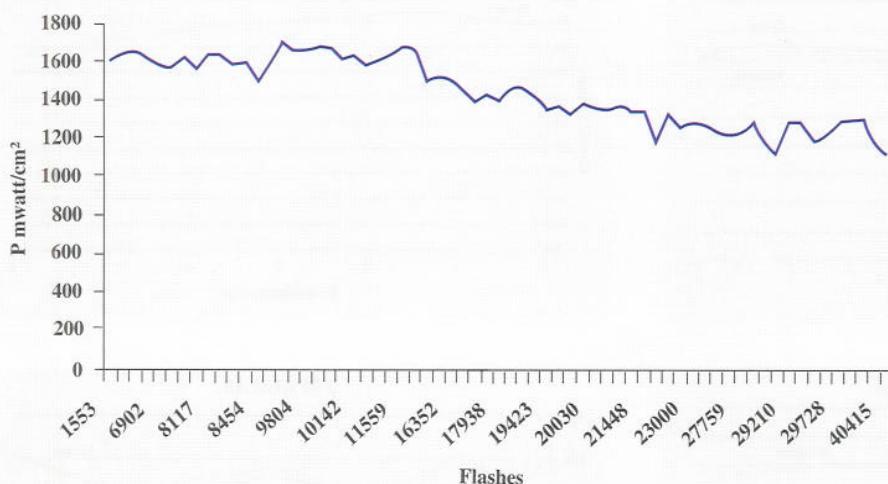


Fig. 6 - Evolution de la puissance d'une lampe plasma en fonction du nombre de flashes émis

Analyse de la dureté

De nombreuses études ont porté sur la dureté comparative des composites sous polymérisation rapide plasmatique et halogène (1 à 9). Très peu ont tenu compte de la manipulation clinique et, trop souvent, les plasmas ont été étudiés comme des "canons à électrons" et non comme une alternative à la réduction de la contraction, ennemie héréditaire du composite.

Dans la mesure où la lampe est utilisée correctement, le doute n'est pas permis sur les bons résultats obtenus avec une lampe plasmatique. Les duretés comparatives mesurées entre les effets de la lampe halogène et la lampe plasmatique sont rapportées sur les graphes (fig. 7) et histogrammes (fig. 8a). Dans tous les cas, la dureté obtenue avec une lampe halogène est égale ou inférieure à celle obtenue avec la lampe plasmatique quelle que soit la profondeur d'analyse (ici tests Vickers sur Leica VMHT 30).

Certains cas sont très intéressants. Il s'agit des composites polymérisant à 430 nm, comme le Solitaire (Kulzer). Avec une lampe classique halogène, même s'il s'agit d'une lampe de même marque que le composite, la dureté obtenue est deux à trois fois inférieure à celle obtenue avec la lampe plasma et l'embout spécial 107 (fig. 8b). En toute logique il serait souhaitable que les fabricants, le plus rapidement possible, encouragent les utilisateurs à passer à l'énergie plasmatique ultra-rapide.

Comme le montrent des études menées scientifiquement, la dureté d'un composite déposé en couche est supérieure si l'on suit un protocole clinique rationnel et de qualité. Toute entorse au respect des règles de l'art pénalise toujours les résultats se rapportant aux hautes technologies comme celles mises en jeu dans une lampe plasmatique.

Ces dernières sont très sensibles à des protocoles montés trop hâtivement.

Analyse de la contraction

A une polymérisation identique correspond une contraction identique. La contraction ultra-rapide plasmatique n'a aucune raison, à priori, d'être supérieure sinon cela signifierait que cette polymérisation est meilleure. L'intérêt de la lampe plasmatique est d'offrir, à degré de reticulation égal, la possibilité de faire une polymérisation rapide et en couche dans l'exercice quotidien (De Gee et coll., 1999).

Envisager des méthodes

nécessitant plus de 5 mn d'exposition pour 3 couches, comme certains le proposent, paraît peu viable dans le cadre d'un exercice quotidien même s'il s'agit de réduire la contraction, car le praticien sera confronté à d'autres problèmes (salive, affaissement ...)

Il nous semble logique de proposer d'augmenter le nombre de couches en diminuant le temps d'exposition. La polymérisation plasmatique réduit la contraction en permettant de travailler en multicouches dans le cadre normal et quotidien d'un cabinet dentaire.

Analyse du stress

En toute logique, le stress devrait être supérieur si le composite est polymérisé très rapidement. Paradoxalement les mesures prouvent le contraire (De Gee et coll., 1999). Nous n'avons pas encore d'explication rationnelle, mais nous avons proposé une hypothèse de travail en 1997 (Duret, 1998) qui suppose qu'une polymérisation très rapide commence par une réticulation initiale comparable à celle d'un châssis ou d'une structure en élément fini limitant les mouvements de contraction dans tout le composite lorsque le composite finit sa polymérisation.

Plus intéressant, pour nous est la conséquence du multicouches incliné, tel que recommandé, en particulier par une équipe de Milan (Belluz et coll., 1999). Il permet de réduire le volume, donc le stress. Si l'on rajoute la trans-illumination, les valeurs du stress sont ramenées au quart des valeurs mesurées avec une lampe halogène en une couche en gagnant 50% du temps normal !

Reste à savoir si le stress est réellement dangereux comme l'affirment certains auteurs. Il existe sur ce sujet une polémique qui n'est pas près de s'éteindre : pour Lutz il existe

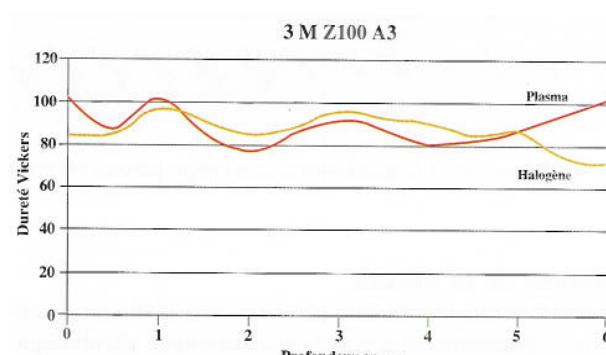
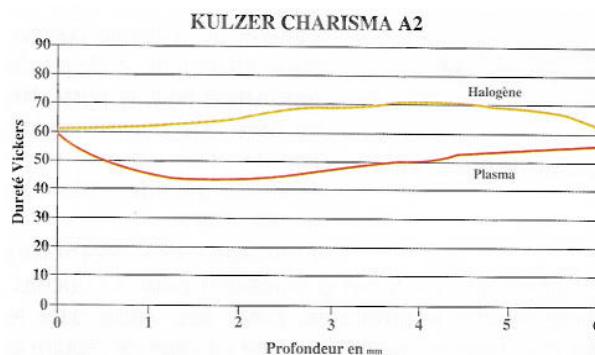
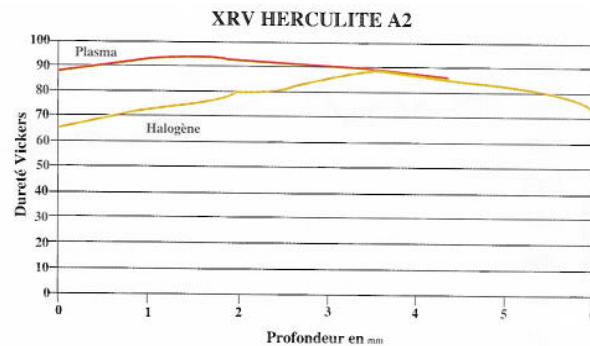
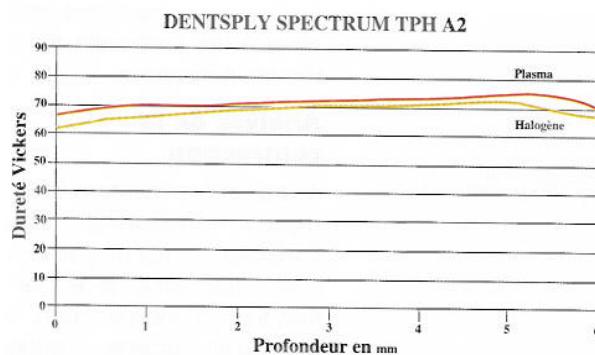


Fig. 7 - Etude comparative des duretés, entre la lampe plasmatique en multicoups et la lampe halogène en 40s, mesurées tous les 500 microns, après section de l'échantillon sur une profondeur de 6 mm

un grand danger, pour bon nombre de chercheurs américains ceci est inexact (Christensen et Palmer, 1999). Quelle voie suivre ?

Une bonne utilisation clinique de lampe à polymériser ultra-rapide ne peut que conduire à une réduction significative du stress.

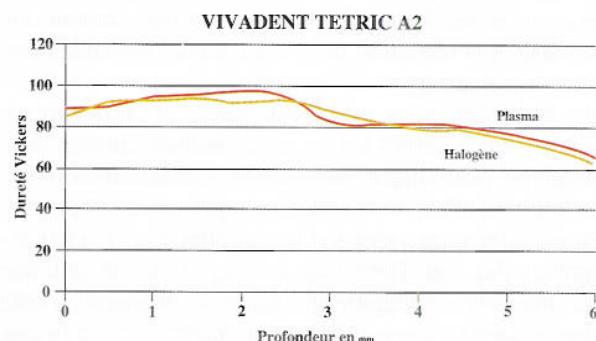
Analyse de la température

Les résultats sont indiscutables : l'élévation de température est 3 fois plus importante (Newman, 1998 ; Goodis et coll., 1990) au niveau de la pulpe avec une lampe halogène par rapport à une lampe plasmatique (mode 40sec contre mode SC).

Même si la lampe plasmatique paraît initialement plus agressive, la température est un phénomène cumulatif, l'effet à long terme est beaucoup plus dangereux pour les tissus pulpaires.

Pour s'en convaincre, il suffit d'éclairer le dos de la main avec une lampe halogène 40 secondes (particulièrement avec un embout turbo).

La faible élévation thermique des lampes à polymérisation ultra-rapide plasmatique permet de travailler très près de la pulpe, ce qui reste dangereux avec une lampe halogène.



Analyse des propriétés mécaniques du composite

Un certain nombre de résultats contradictoires ont été présentés. Ainsi la faculté du Colorado (Newman, 1998) a montré de meilleurs résultats avec la polymérisation rapide, alors que l'équipe de Lambrechts à Leuven voit une perte de 10 à 20 % dans ces propriétés.

Il faut préciser que, l'un comme l'autre, ont transposé les tests appliqués aux lampes halogènes aux lampes à polymérisation rapide. Est-ce logique ? Pouvons-nous aussi voir un danger ou un avantage lorsque l'on sait que ces méthodes d'analyse ont un coefficient d'erreur de plus 20% (Abadie et Couve, 1999) ? En tout état de cause les analyses dont nous disposons ne permettent pas d'avoir

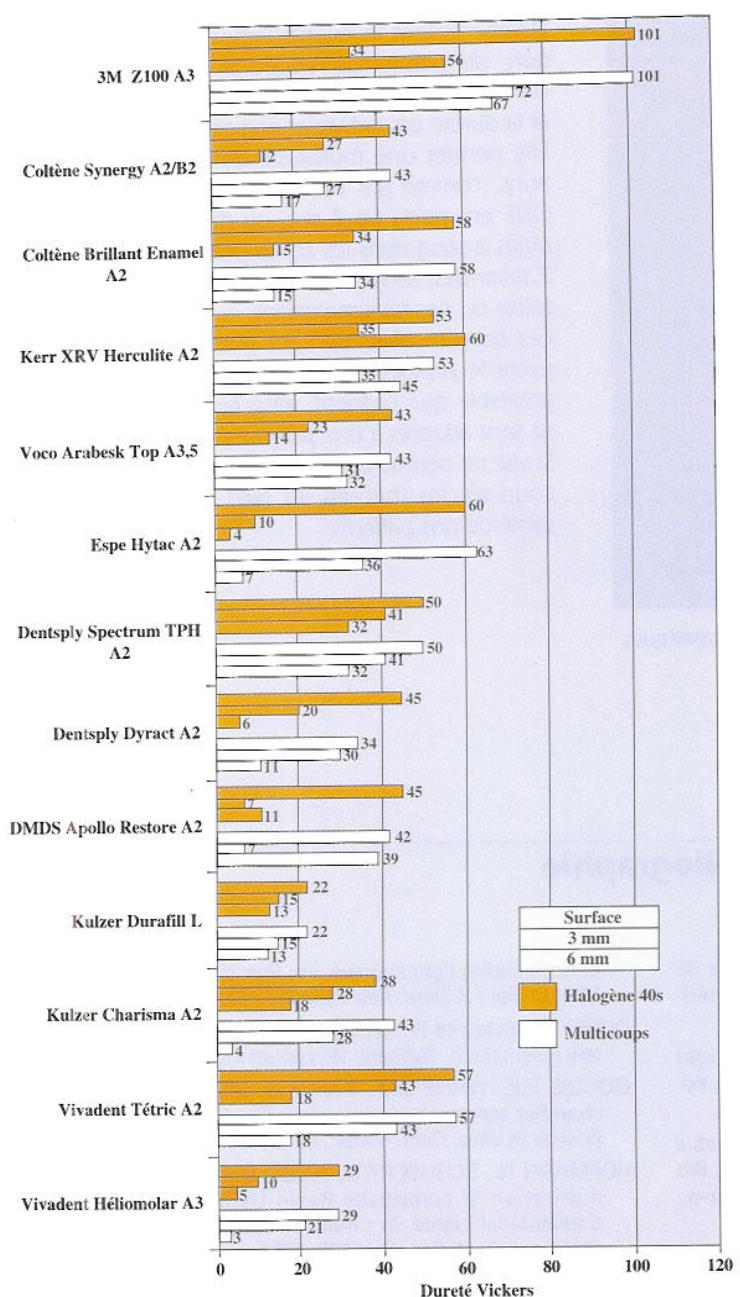


Fig. 8a - Comparaison de dureté entre une lampe halogène pendant 40s et le concept Multicoups Multicouches

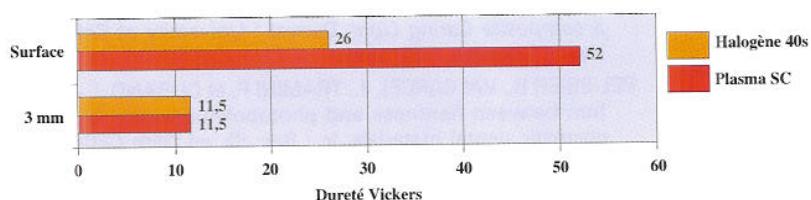


Fig. 8b - Comparaison de dureté entre une lampe halogène pendant 40s et le concept Multicoups Multicouches avec l'utilisation d'un embout spécial 430 nm pour la polymérisation d'un composite style Solitaire (Kulzer).

une information précise sur le sujet. Nous savons seulement que des 25.000 dentistes utilisant ces méthodes, aucun n'a noté de vieillissement prématûr anormal de leurs cavités (Christensen et Palmer, 1999 ; Pelissier et coll., 1999).

Listing d'utilisation des composites et des bonding

Tous les composites ne réagissent pas de la même manière à la polymérisation ultra rapide (voir fig. 4 pour connaître les composites à utiliser avec l'embout normal et au tableau 9 pour les bonding).

Il existe un embout spécial pour les composites réagissant à 430 nm.

Ces figures précisent aussi les temps exacts recommandés par un groupe d'utilisateurs pour l'exposition des couches afin d'affiner et d'optimiser le temps endo-buccal. Enfin les diagrammes histogrammes (fig. 7 et 8) précisent, à titre indicatif, la valeur de dureté Vickers obtenue en surface et en profondeur.

Conclusion

L'utilisation d'une lampe à polymériser ultra-rapide plasmatische est la seule méthode aujourd'hui permettant de pratiquer le mode multicouches dans les conditions normales du cabinet dentaire en offrant des temps cliniques compatibles avec l'exercice quotidien. Elle dépasse de 6 fois la puissance de la meilleure lampe halogène dans la zone active et est beaucoup plus stable dans le temps.

Ce qu'il faut retenir

La lampe à plasma :

- est faite pour polymériser plus vite
- nécessite un mode opératoire précis
- est particulièrement adaptée à la technique multicouches
- est efficace avec beaucoup de composites et bondings actuels

Bonding				
Nom	Marque	Efficacité avec Apollo	Temps avec Apollo	Temps avec Halogène
Coltène	Coltène	OK	4s	20s
Syntac Sprint	Ivoclar	OK	4s	20s
Dent-h-e-s-i-v-ell	Kulzer	OK	4s	20s
Clearfil liner bond 2 V	Cavex	OK	4s	20s
Optibond solo	Kerr	OK	4s	20s
One Step	Bisco	OK	4s	20s
Apollo	DMDS	OK	4s	20s
Scotch bond dual cure dentine adhesive	3M	OK	10s	80s
All bond II	Kulzer	OK	10s	80s
Gluma onebond	Kulzer	Non	Non	Non
Perma quick	Ultradent	Non	Non	Non

Fig. 9 - Analyse comparative sur l'efficacité des lampes plasmatiques et halogènes sur les bondings

Démocratisant le multicouches et la trans-illumination, elle permet de réduire le temps, le stress et la contraction en respectant le degré de polymérisation et la dureté en surface et en profondeur.

Elle permet une multitude de nouvelles manipulations, comme par exemple le collage des brackets ODF en moins de 2 sec, ou de construire des barrages à sang dans les zones proximales en moins de 2 secondes, sans parler de la construction des provisoires ou des faux moignons.

Ces bons résultats ne sont possibles que si l'on respecte le protocole indiqué ici et si l'on contrôle au préalable que l'adhésif, ainsi que le composite choisis sont adaptés à une polymérisation rapide.

Si elle ne démocratise pas le coût, elle démocratise à coup sûr les théories les plus respectueuses de la santé de nos patients.

Bibliographie

- ABADIE M. et ROUBY M. - Détermination par infrarouge de fonctions résiduelles dans un composite photopolymérisable. *J. Biomat. Dent.* 13 : 1-7, 1998.
- ABADIE M., DURET F. et COUVE J. - New Lamp for Light Curable Dental Composites - III. Kinetics. In : Res JD, ed. 35th CED/IADR. Montpellier, *J. Dent. Res. Abst* 294, 1999.
- ABADIE M. et COUVE J., F.D. - New lamp for light curable dental composites, 1: preliminary results. In : ICCE/6, ed. 6th intern. Conference on Composites Engineering. Orlando USA : ICCE, 1999. Editorial
- ACHARD E. - Etude de la photopolymerisation de resines dentaires par la lampe a plasma Apollo 95E. Orléans : IUP de chimie appliquée, maîtrise de chimie : 45.1999.
- BELLUZ M., GAGLIANI M. et MALINVERNI A. - *In vitro* analysis a new curing method in standardized class V restauration: a microleakage study. In : Res JD, ed. 35th CED/IADR. Montpellier : *J. Dent. Res. Abst* 217, 1999.
- CHRISTENSEN R.P. et PALMER T. - Les lampes à photopolymériser en 1999, haute intensité-multifonction. *CRA Newsletter* 3 : 3-4, 1999.
- CHRISTENSEN R.P. et PALMER T. - New resin curing light, High Intensity vs. Multi-modr Intensity, Status report : 2. *CRA Newsletter* 23 : 1-5, 1999.
- DE GEE A.J., FEILZER A.J. et DAVIDSON C.L. - Stress development and early strength of Tetric Ceram using halogen and

plasma curing light sources. In : Res JD, ed. 35th CED/IADR. Montpellier : *J. Dent. Res. Abst* 322, 1999.

DURET F. - Schnelle Photopolymerisation von Kompositen mittels Plasmalicht. *Zahnarzt Wirtschaft Praxis*, 4 : 91-98, 1998.

GOODIS H.E., WHITE J.M., GAMM B. et WATANABE L. - Pulp chamber temperature changes with visible-light-cured composites *in vitro*. *Dent. Mater.*, 6 : 99-102, 1990.

HOFMANN N., SCHUBERT K., HUGO B. et KLAIBER B. - Polymerization of composite Resin Using High Energy and Conventional Lights. In : Res JD, ed. 35th CED/IADR. Montpellier : *J. Dent. Res. Abst* 302 ,1999.

NEWMAN S.M. - Report on Pulp chamber temperature rise from the Apollo 95E as a composite curing Light. Denver : University of Colorado Health Sciences, 1-12, 1998.

NEWMAN S.M. - Report on Diametral Tensile Strengths of Apollo Restore and Other Composites Using the Apollo 95E a composite Curing Light. Denver : University of Colorado Health Sciences, 1-22, 1998.

PELISSIER B., VALCARCEL J., TRAMINI P. et DURAND J. - Relation between hardness and photopolymerization of eight cosmetic dental materials. In : Res JD, ed. 35th CED/IADR. Montpellier : *J. Dent. Res. Abst* 315, 1999.

RYTER I.E. - Monomer systems and polymerization. In : Smith GVADC, ed. *Posterior Composite Resin Dental Restoration Materials*. St Paul (Min) : Product Division 3M Company, 109-135, 1985.